



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



ALESSANDRA KLEINE

Cirurgiã – Dentista

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES INDUZIDAS POR INFRA-ESTRUTURAS
IMPLANTO-SUPORTADAS OBTIDAS PELAS
TÉCNICAS DO CILINDRO CIMENTADO E
SOLDADO A LASER**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do grau de Doutora em Clínica Odontológica, Área de Concentração Prótese Dental.

PIRACICABA – SP

2006



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



ALESSANDRA KLEINE

Cirurgiã – Dentista

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES INDUZIDAS POR INFRA-ESTRUTURAS
IMPLANTO-SUPORTADAS OBTIDAS PELAS
TÉCNICAS DO CILINDRO CIMENTADO E
SOLDADO A LASER**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do grau de Doutora em Clínica Odontológica, Área de Concentração Prótese Dental.

Orientador: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Banca examinadora: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, Manoel Gomes Tróia Júnior, Igor Prokopowitsch, Marcelo Ferraz Mesquita, Guilherme Elias Pessanha Henriques

PIRACICABA – SP

2006

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a resolução CCPG 036/83.

CPG, 14.05.2006

.....
Assinatura do Orientador

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

K673a	<p>Kleine, Alessandra.</p> <p>Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser. / Alessandra Kleine. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2006.</p> <p style="text-align: center;">Orientador: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p style="text-align: center;">1. Cimentos de resina. 2. Implantes dentários. 3. Prótese fixa. 4. Soldagem. 5. Lasers. 6. Titânio. I. Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">(mg/fop)</p>
-------	---

Título em inglês: Stress distribution by implant-retained prosthesis comparing cylinders cemented and laser-welded

Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Resin cements. 2. Dental implants. 3. Denture, partial, fixed. 4. Welding. 5. Lasers. 6. Titanium

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, Manoel Gomes Tróia Júnior, Igor Prokopowitsch, Marcelo Ferraz Mesquita, Guilherme Elias Pessanha Henriques

Data da defesa: 31/03/2006



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 31 de Março de 2006, considerou a candidata ALESSANDRA KLEINE aprovada.

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

PROF. DR. MANOEL GOMES TRÓIA JÚNIOR

PROF. DR. IGOR PROKOPOWITSCH

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

06014340

DEDICATÓRIA

A **Deus**, pela força, pelo aprendizado contínuo e pela companhia diária.

" Não importa a tempestade, pois quando você está com Deus há sempre um arco íris te esperando."

Anônimo

"Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo,

Qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim".

Chico Xavier

Ao meu pai, **Júlio**, por me ensinar valores que me fizeram chegar até aqui com honestidade e dignidade, pela mão estendida em cada degrau de minha longa escada da vida e, acima de tudo, pelo amor.

Pai...

Você é a coragem em pessoa.
Você é aquele que me defende,
Que me salva dentro de uma tempestade.
Me mostra as verdades.
Quer apenas a minha completa felicidade.
Gosta de mostrar a luz;
A luz da vitória.
Me diz as oportunidades que o mundo dá.
Adora quando eu faço
Algo que lhe agrada.
Você é o meu pai;
O pai que sempre amarei...
Que compreende meus sonhos,
E me ajuda a torná-los Realidade.
Obrigada por me apoiar nesse sonho que hoje se faz
realidade!!!

À minha mãe, **Linda**, pelo amor simples, puro e doce,
pelo carinho e incentivo nos momentos mais difíceis.

Mãe...

Dedico parte desta conquista a você
que estive ao meu lado
nas horas que chorei e nas horas que sorri ,
nas horas que me lamentei
e nas horas e que demonstrei total alegria...
Por estar perto de você.
Agradecer pelo sorriso diário ,

sem mágoas nem rancores ,
agradecer de peito aberto ,
de alma explosiva...
Agradeço pelos dias que você me acalmou em seu colo.
Hoje quero parar e agradecer, porque você fez , faz e fará
sempre parte de minha história!
Você é sempre maravilhosa.
Obrigada pela vida!

Ao **Ricardo**, pelo tempo que tem seguido ao meu lado e
que nos mostra que o amor transcende tudo, por me
ensinar, quase sem querer, a ter força frente às
dificuldades que a vida nos coloca, por me fazer
sentir e enxergar um sentimento único, sublime,
singular, plural, diário, eterno.

Amor...

Essa pequena palavrinha é capaz de expressar um sentimento
tão amplo
Um sentimento que nos faz acordar de manhã e ver que a vida é
muito mais além que o relógio que nos desperta
Que nos faz acordar num dia de chuva e saber que, embora não
apareça, o sol está lá, por trás das nuvens, por trás das
águas que caem
Que nos faz enxergar as gotas de chuva como mais uma dádiva
de Deus, que vêm para inundar ainda mais nossos corações com
o sentimento que nos invade

Que nos toma o corpo, que nos sufoca e nos liberta
Que nos faz feliz e tristes
Que nos faz chorar e nos faz rir
Que nos faz sentir medo e coragem
Que nos faz sentir sós e eternamente acompanhados
Esse sentimento que é eterno, enquanto dura e que dura para
todo o sempre: o Amor.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo** pelo
respeito, pela sabedoria e aprendizado imensurável
ao longo desses anos.

Gratidão é uma sensação tão agradável...
Quase todos temos motivos para a gratidão,
Quando pessoas em nossas vidas se dedicam a nos ensinar
E nos apoiar.
As coisas que você ensinou,
Enchem-me de gratidão por ter o privilégio
De poder ter sido guiada pela sua sabedoria em alguns
momentos dessa caminhada.
Obrigada, por sua dedicação e ajuda.

À **Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá** pela valiosa ajuda e atenção dispensadas, sem as quais este trabalho não poderia ter sido realizado.

Agradecer é pouco...

A senhora me fez saber, por bons atos,

Que se importa com o aprendizado de seus alunos e que é uma mulher, acima de tudo, extremamente humana.

Ensinando, pelo simples prazer de ensinar, e passando a seus semelhantes sua sabedoria.

Obrigada, por tamanha disposição em auxiliar.

À minha irmã, **Brígida**, ao meu cunhado, **Igor**, pela amizade, força, incentivo e ajuda e ao meu novo sobrinho, **Gabriel**, que veio para colocar uma luz em nossas vidas.

Agradeço por toda a força que vocês me deram e continuam dando,
Por demonstrarem sempre afeto e carinho nos momentos difíceis,
Agradeço pela amizade sincera que me devotaram e por cuidarem de mim.
Espero algum dia poder lhes retribuir pelo menos um pouco do muito que fizeram e, ainda fazem, por mim.

Às minhas sobrinhas, **Débora e Natasha**, duas meninas lindas e espertas, por estarem sempre alegres e por serem tão carinhosas.

À minha sobrinha e afilhada, **Raphaela**, pelo sorriso puro e ingênuo, por encher meu coração de alegria e amor cada vez que a vejo.

Às minhas cunhadas, **Lígia e Adriana**, pelo convívio gostoso e harmonioso ao longo desses anos.

Aos meus irmãos, **Cíntia, Claus e Carlos**, pela amizade, amor e companheirismo, por me fazerem saber que sempre estarão lá quando eu precisar, ou quiser, chamá-los.

Agradeço por estarem ao meu lado
Por sempre me acompanharem naquele momento difícil,
Foram meus amigos, por vezes quase pais, mas o melhor de tudo
foi o AMOR que me devotaram.
Um amor que esteve ali quando perdi algo em minha vida,
Um amor que vibrou junto com as minhas alegrias e conquistas,
Apenas gostaria de agradecer por terem se importado comigo,
Inclusive nos pequenos momentos, que para mim
Foram eternos,
Agradeço mais uma vez, por estarem comigo, presentes, até
hoje.

Às minhas amigas **Ana Carolina Bruno Junqueira e Evelyn Castro Costa Morgado** pela amizade verdadeira.

À minha amiga especial, que mais parece uma irmã,
Lais Regiane da Silva Concílio, por tudo. É essa a
palavra: TUDO!! Jamais esquecerei as palavras
reconfortantes, o carinho, a amizade e o respeito.

À **Jadete**, uma amiga com tamanha sabedoria, paciência
e, acima de tudo, uma pessoa humana e extremamente
profissional, disposta a ajudar e estar presente
sempre.

Obrigada amiga pelo sim e pelo não.

Pela mensagem de antemão.

Pelo ombro amigo.

Pelo choro aflito.

Pelo sorriso querido.

Obrigada Amiga.

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP**, pela infra-estrutura e oportunidades ao longo destes anos, na pessoa de seu digníssimo Diretor **Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho** e do Diretor associado **Prof. Dr. Mário Fernando de Góes**.

Ao coordenador dos cursos de pós-graduação da FOP-UNICAMP, **Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen**, pela qualidade nos cursos de pós-graduação.

Ao coordenador do programa de pós-graduação em clínica odontológica da FOP-UNICAMP, **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, pela qualidade da pós-graduação em clínica odontológica.

À **Conexão Sistema de Prótese** pela doação dos principais componentes necessários à confecção deste trabalho.

Ao **Laboratório de Prótese Vaiazzi** pela ajuda na fundição das estruturas metálicas utilizadas neste trabalho.

À **Faculdade de Odontologia de São Paulo - USP**, por ceder as dependências do laboratório de prótese para a confecção de parte deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita** pelo convívio tranqüilo nesses anos e pela ajuda em meu aprendizado.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques** pelo convívio nesses anos e ensinamento transmitido.

À **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury** por ter cedido as dependências do Laboratório de Prótese Parcial Removível.

Ao **Prof. Dr. Jaime Aparecido Cury**, por me ajudar no início da minha jornada científica.

À **Profa. Dra. Célia Marisa Rizzatti Barbosa**, Coordenadora da Área de Prótese pela competência e por ter cedido tão prontamente o microscópio mensurador para a realização das aferições.

À amiga, **Alessandra Regina Derogis Damaceno**, pela valiosa ajuda na confecção deste trabalho e pela amizade e companheirismo.

Aos colegas de Mestrado e Doutorado pelo convívio e contribuição no aprendizado.

À funcionária, **Dona Joselena Casati Lodi**, pelo exemplo de respeito e sabedoria.

Às secretárias do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP-UNICAMP, **Shirley Rosana Sbravatti Moreto** e **Juliana de Souza**, pela atenção sempre dispensadas.

A todos os funcionários da faculdade, pela manutenção da limpeza e organização diária da faculdade.

Àqueles que de alguma forma, direta ou indiretamente, tenham participado dessa jornada que se iniciou na graduação, passando pelo mestrado e alcançando esse tão almejado degrau.

**"A mente que se abre a uma nova idéia jamais voltará
ao seu tamanho original".**

Albert Einstein

SUMÁRIO

<i>Capítulo</i>	<i>Página</i>
<u>RESUMO</u>	<u>1</u>
<u>ABSTRACT</u>	<u>2</u>
<u>1 - INTRODUÇÃO</u>	<u>3</u>
<u>2 - REVISÃO DE LITERATURA</u>	<u>7</u>
<u>3 - PROPOSIÇÃO</u>	<u>39</u>
<u>4 - MATERIAIS E MÉTODO</u>	<u>40</u>
<u>5 - RESULTADOS</u>	<u>54</u>
<u>6 - DISCUSSÃO</u>	<u>62</u>
<u>7 - CONCLUSÃO</u>	<u>67</u>
<u>REFERÊNCIAS</u>	<u>68</u>
<u>ANEXOS</u>	<u>75</u>
<u>APÊNDICE</u>	<u>78</u>

RESUMO

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

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate, by means of photoelastic analysis, the passive fit of fixed implant-supported prosthesis titanium frameworks using the cemented cylinder or laser welded cylinder techniques. Six frameworks welded in commercially pure titanium (Tritan[®]-Dentaurum, Pforzheim-Germany) were made in a metallic master cast and divided in two groups. Group I: cylinders cemented with anaerobe resin (Panavia F[®] - Kuraray Co.) and Group II: cylinders laser-welded. The interfaces' evaluation and measurements were performed using a measurer microscope (STM Digital – Olympus – Japan) with 0.0005mm of precision. Thus, the ill-fit framework, for each group was chosen and evaluated by photoelastic analysis. The photoelastic model was made in photoelastic resin (Araldite[®] GY279BR Huntsman - Araltec Produtos Químicos Ltda. – Guarulhos - Sao Paulo). Both groups were submitted to the photoelastic analysis, testing three screw-tightening sequences (1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 and 3/2/4/1/5). Results showed superior stress in 1/2/3/4/5 sequence of both groups. The cemented cylinder group showed better stress results (43.95 and 22.07µm) compared to the laser-welded cylinder group (198.8 and 60.17µm). The 3/2/4/1/5 sequence presented better stress for the cemented cylinder group. The 5/4/3/2/1 sequence showed better results for the laser-welded cylinder group. The cemented cylinder group presented the best results of stress analysis allied to the 3/2/4/1/5 sequence.

1 - INTRODUÇÃO

As próteses implanto-suportadas têm sido realizadas com significativo sucesso na Odontologia reabilitadora atual, possibilitando reabilitações protéticas extensas com segurança e conforto, bem como reabilitações menores.

O material que vem sendo utilizado na confecção dessas próteses é o titânio, por apresentar características como: baixo peso; alta resistência mecânica; alta relação resistência/peso; biocompatibilidade; alta resistência à corrosão; módulo de elasticidade semelhante ao do ouro e o custo acessível do titânio (LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993).

A utilização de tais próteses trouxe intensa preocupação com sua precisão de adaptação, que pode levar ao sucesso ou fracasso (quando não adequadamente adaptada) das reabilitações protéticas. A adaptação passiva pode ser definida como o contato máximo entre a base da infra-estrutura metálica e os pilares intermediários sem gerar tensões entre estes e/ou nos parafusos de sustentação.

Uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos das próteses implanto-suportadas, podendo resultar em perda ou fratura dos parafusos de ouro, dos parafusos do intermediário, ou do próprio implante, afetando, ainda, os elementos biológicos, levando à perda da osseointegração (APARICIO, 1994; GOODACRE *et al.*, 2003). Entretanto, de acordo com a literatura, um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas (SAHIN & ÇEHRELI, 2001).

JEMT *et al.* em 1996, definiram como adaptação passiva aquela que não causa complicações clínicas ao longo dos anos, onde valores inferiores a 100µm de desadaptação seriam aceitáveis. Essa passividade pode ser mais facilmente encontrada entre os implantes e seus intermediários, por serem componentes usinados. Entretanto, a dificuldade ocorre entre os intermediários e a infra-estrutura metálica, devido a todos os passos envolvidos durante a obtenção desta última, tais como: técnicas e materiais de impressão; enceramento; fundição; acabamento e polimento da mesma.

Alguns métodos têm sido utilizados clinicamente na avaliação desse assentamento passivo, tais como: a inspeção visual da peça assentada sobre os pilares intermediários; a

sensação de pressão, desconforto ou dor relatadas pelo paciente; o posicionamento da estrutura sobre os pilares e a verificação da adaptação através da pressão digital e visualização da adaptação no lado oposto; o uso de radiografias periapicais quando os implantes encontram-se posicionados subgengivalmente; a visão direta e sensação tátil quando eles localizam-se supragengivalmente; e o teste do parafuso único, que consiste no aperto, com torque adequado, de um dos implantes localizado em uma extremidade e a verificação do assentamento no implante o mais distante daquele, ou seja, o mais distal possível (KAN *et al.*, 1999).

Outros métodos utilizados para a verificação desse assentamento, compreendem: o Método Fotogramétrico (JEMT *et al.*, 1996); a Medição de Mylab; o Sistema da Universidade de Washington; 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) e a Análise Fotoelástica (WASKEWICKZ *et al.*, 1994; GUICHET *et al.*, 2000), métodos esses que exigem equipamentos específicos. A análise da distorção vertical linear com auxílio de um microscópio óptico, associada ao teste do parafuso único também tem sido utilizada (WASKEWICKZ *et al.*, 1994; BERNARDON, 2001; SOUSA, 2001; CONTRERAS *et al.*, 2002; KLEINE, 2002; HECKER & ECKERT, 2003; TAKAHASHI & GUNNE, 2003).

De acordo com GLICKMAN *et al.* (1970), a análise fotoelástica é uma técnica 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 dão alguma indicação de intensidade de estresse, mas a informação principal é dada com relação à direção e distribuição dos padrões.

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. A exibição visual das tensões internas do modelo avaliado pode ser analisada e fotografada, não necessitando dados numéricos.

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

Alguns estudos têm utilizado a análise fotoelástica, a fim de avaliar as tensões ao redor dos implantes com o aperto dos parafusos, variando diferentes seqüências de aperto dos mesmos (WASKEWICKZ *et al.*, 1994; WATANABE *et al.*, 2000; DAMACENO, 2005).

De acordo com WEE *et al.*, em 1999, a distorção posicional dos cilindros durante a confecção de uma infra-estrutura metálica está adicionada a uma resultante de distorções denominada de Equação de Distorção. Se a soma dessa equação for igual a zero, então um assentamento passivo foi alcançado. Os fatores que contribuem para a ocorrência dessas distorções incluem: a técnica e material de moldagem utilizados; a obtenção do modelo mestre; a confecção do padrão de cera; os procedimentos de fundição realizados; a aplicação de porcelana ou resina acrílica sobre a infra-estrutura e a entrega final da prótese, momento no qual o clínico deve avaliar, embora subjetivamente, o assentamento obtido.

Alguns procedimentos podem ser utilizados para minimizar tais distorções, como a soldagem a laser; a eletroerosão sobre o modelo mestre e/ou na confecção final da peça; a soldagem ou cimentação dos componentes durante a confecção da infra-estrutura sobre o modelo ou diretamente na boca do paciente; a verificação da compatibilidade do modelo mestre com a situação clínica real e a cimentação definitiva no momento da entrega da prótese.

Buscando também o assentamento passivo, JIMENÉZ-LÓPEZ em 1995, apresentou a técnica do cilindro cimentado em prótese parafusada sobre implantes. A técnica consistia na confecção de uma estrutura em peça única, sem soldagem, e na qual era integrado um cilindro de ouro que seria usado como referência para posicioná-la na boca. Em seguida, nas regiões correspondentes aos cilindros restantes, previamente

posicionados e fixados no pilar transepitelial, eram preparados alojamentos para que posteriormente os demais cilindros fossem cimentados diretamente na boca com auxílio de um cimento resinoso de dupla ativação. O autor relatou obter um assentamento passivo absoluto com o uso desta técnica, não havendo na época embasamento científico que sustentasse tal afirmação. O autor cita ainda como vantagens, a facilidade e rapidez da técnica; a ausência de bimetalismo; o ajuste perfeito, a facilidade para polimento; a reposição fácil dos cilindros caso haja perda de algum e a possibilidade de incorporar um cilindro de diâmetro até superior ao inicial, caso haja perda de algum dos implantes. Como desvantagens, ele cita a porosidade na área de união e a experiência clínica curta, comprovando a necessidade de estudos científicos a respeito desta técnica.

Esta técnica tem sido amplamente utilizada clinicamente com o avanço da técnica de carga imediata. Estudos recentes têm se preocupado em avaliá-la a fim de verificar a eficiência e longevidade de tais próteses (HOFSTEDE *et al.*, 1999; KLEINE, 2002; RAJAN & GUNASEELAN, 2004).

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

Por outro lado, a soldagem a laser também apresenta as seguintes desvantagens: necessidade de uma atmosfera especial de gás argônio; há problemas na soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutividade térmica e ocorre uma formação de porosidades e fragilização no cordão de solda devido à rápida solidificação (SOUZA *et al.*, 2000).

A técnica dos cilindros soldados a laser apresenta maior precisão em relação à técnica de seccionamento e soldagem da infra-estrutura metálica (BERNARDON, 2001). Além disso, a peça obtida através de seccionamento e soldagem está mais sujeita a fratura

quando em função por esforços de fadiga, pois a soldagem é direcionada para regiões de maiores esforços mecânicos.

A técnica dos cilindros soldados a laser apresenta, ainda, como vantagem principal a incorporação dos cilindros pré-fabricados com a infra-estrutura metálica já confeccionada, o que pode minimizar a desadaptação e facilitar a confecção da prótese.

Reconhecendo a necessidade de adicional informação científica sobre a precisão do assentamento das próteses implanto-suportadas, o presente estudo teve por objetivo verificar a precisão de adaptação das interfaces de infra-estruturas metálicas de titânio confeccionadas sobre implantes osseointegrados, comparando estruturas confeccionadas com cilindros cimentados ou submetidos à soldagem a laser, com o auxílio da análise fotoelástica.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

GLICKMAN *et al.*, em 1970, avaliaram através de análise fotoelástica, o estresse interno no periodonto criado por forças oclusais, em dentes pilares de próteses parciais fixas. Para tanto, um pré-molar e um molar foram imersos em bloco de resina, com um espaço entre eles, para simular um pântico e, sobre os mesmos, colocada a prótese fixa. Carga oclusal foi aplicada e, com o auxílio de um dinamômetro, medida. Os padrões foram avaliados antes e após a aplicação de carga. Os autores verificaram que houve melhor distribuição de tensões ao redor dos dentes após utilizá-los como pilares de prótese fixa, impedindo a formação de tensão na região mesial (cervical) do molar quando este encontra-se isolado.

HULLING & CLARK, em 1977, compararam a distorção ocorrida em próteses parciais fixas compostas de três elementos unidos por soldagem a laser, brasagem e fundidas em peça única (monobloco). Este estudo pretendeu fazer uma avaliação objetiva laboratorial da precisão e confiabilidade da soldagem a laser como técnica de união das fundições individuais em comparação a brasagem e fundição em monobloco. Todos os procedimentos utilizados resultaram em alguma distorção, entretanto a soldagem a laser e as técnicas de fundição em monobloco, produziram significativamente menor distorção do que a brasagem. As mensurações foram registradas em μm (micrometros) por um microscópio com aumento de dez vezes e representaram a distorção linear e rotacional combinada, associada às três técnicas analisadas. A soldagem a laser foi a que menor distorção produziu no processo de união.

HARALDSON, em 1980, avaliou, através da análise fotoelástica, as tensões induzidas por parafusos de três milímetros de diâmetro, os quais simulavam implantes rosqueáveis e lisos em três tipos de ancoragem: ancoragem óssea completa; perda óssea vertical; e perda óssea horizontal. O modelo foi confeccionado em resina Araldite, com os parafusos embebidos na mesma, que foram submetidos a cargas verticais e horizontais com valores máximos de 490 e 378N, respectivamente. As imagens das tensões induzidas foram fotografadas e os resultados indicaram que, quando aplicada carga vertical sobre os implantes rosqueáveis, houve uma distribuição de tensões ao longo das superfícies das

rosca, diferente do implante liso, que apresentou maior concentração de tensões no ápice do implante, evidenciando melhor distribuição de carga para o implante rosqueável. Ainda, quando aplicada carga horizontal, houve maior dano que quando da aplicação da carga vertical, principalmente em relação aos tipos de ancoragem, observando-se maior quantidade de tensões nas simulações de perda óssea vertical e horizontal. Dessa forma, com relação ao aspecto de distribuição de tensões, os implantes rosqueáveis são mais favoráveis que os lisos.

CARDOSO *et al.*, em 1988 realizaram um estudo para avaliar a distribuição de forças às estruturas de suporte em prótese parcial removível de extremidade livre. Os resultados demonstraram que a utilização do segundo pré-molar como dente mais posterior não é suficiente para distribuir adequadamente os esforços e a colocação de um segundo molar aumentaria muito o braço de alavanca. Verificaram que uma distribuição equilibrada é possível quando o primeiro molar é usado como o último dente do arco. Ainda, com relação às selas, estas devem ter a maior extensão possível, adaptando-se adequadamente à área chapeável.

SJÖGREN *et al.*, em 1988, fizeram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência à tração, estresse e alongamento em amostras de titânio unidas por soldagem a laser comparadas com barras em liga de ouro tipo III. O laser Nd:YAG foi utilizado para realização destas soldagens. Durante os testes de tração todas as amostras de titânio fraturaram na união soldada. As amostras apresentaram porosidades. As variáveis da solda como as indicadas para infra-estruturas de próteses sobre implante foram: nível de energia de 18 Joules, pulso com duração de 6ms, frequência de 10Hz e um total de oito pontos de solda. Sabe-se que a variação nestas características pode provocar pronunciada influência nas propriedades mecânicas dos corpos soldados. Os autores chamam a atenção para o fato de que o titânio é altamente reativo a altas temperaturas e sua composição é alterada durante a operação de soldagem, isto influencia as propriedades mecânicas na região da solda. Em barras de 5mm de diâmetro uma penetração de solda de 0,9mm provavelmente é suficiente na maioria das situações clínicas.

Em 1990, JOHANSSON & PALMQVIST avaliaram complicações ocorridas em 49 próteses fixas implanto-suportadas, em um período de nove anos. Apenas um parafuso de

ouro fraturou, de acordo com os autores, e isto ocorreu em um paciente com hábito para-funcional, que apresentou, ainda, perda de dois implantes e fratura da infra-estrutura. Os autores acreditam que a ausência de fratura dos parafusos de ouro possa estar relacionada com boa adaptação das próteses.

Algumas sugestões foram colocadas por GOLL, em 1991, para minimizar a quantidade de erros e facilitar a obtenção de infra-estruturas implanto-suportadas com adaptação: usar componentes usinados, pois sua adaptação é mais previsível; checar a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência nos intermediários na primeira consulta, para assegurar que todos os componentes se adaptem adequadamente; usar capa de proteção nos intermediários para impedir que resíduos se acumulem na superfície do mesmo; verificar a precisão do modelo através de um guia em resina acrílica, confeccionado um dia antes; usar pinos de laboratório novos nas fases laboratoriais bem como para avaliar a adaptação da peça clinicamente. O teste da infra-estrutura é feito com um parafuso no implante mais distal; limpar a superfície de contato do cilindro de ouro com solvente de cera antes da inclusão; usar as capas de proteção de cilindro de ouro durante o acabamento e polimento da infra-estrutura; para fundição de próteses extensas usar cilindro de ouro de 4 mm, resultando em uma infra-estrutura mais volumosa e firme, o mesmo ocorrendo com o guia.

JEMT, em 1991, relatou que quando o desenho da prótese está adequado, sendo esta rígida e apresentando adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixo e sua ocorrência é maior no primeiro ano de função, foi também sugerido um protocolo para análise da adaptação da prótese. Considerando-se uma prótese fixa suportada por cinco implantes, numerados de 01 a 05 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 01 apertado totalmente. Por meio deste procedimento verifica-se a adaptação dos demais componentes. O procedimento deve ser repetido com o outro parafuso distal. Uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 02, depois o parafuso 04, depois o mais intermediário e eventualmente os dois parafusos distais.

JEMT & LINDÉN, em 1992, selecionaram 86 pacientes para serem reabilitados com uma nova técnica de próteses implanto-suportadas. Utilizaram, para tanto,

componentes pré-fabricados de titânio unidos por soldagem a laser para confeccionar infra-estruturas protéticas. Os resultados, após um ano, indicaram a mesma incidência de falhas de uma prótese obtida através de fundição convencional. Os autores compararam seus dados com os de 287 fundidas convencionalmente. Apenas 2% das próteses tiveram que ser refeitas durante o primeiro ano em função e exigiram algumas modificações. Novas técnicas usualmente envolvem problemas e complicações que não podem ser detectados antes de testados clinicamente. Os autores colocaram que esta técnica dificulta um pouco a colocação correta dos dentes artificiais através do longo eixo dos implantes, e a prótese fica sobre-estendida buco-lingualmente, exigindo o refinamento dos componentes pré-fabricados de titânio. Estudos ainda são necessários para verificar a efetividade desta técnica por um longo período de tempo, principalmente propriedades como resistência à fadiga.

Em 1993, BRUNSKI & SKALAK observaram que um planejamento cirúrgico-protético adequado pode prevenir falências dos implantes, dos tecidos biológicos e das próteses. Reforçaram o conceito de que os dentes e os implantes podem apresentar movimentos de: intrusão, extrusão, lateral, mesio-distal ou uma combinação destes. Se imprimirmos uma carga lateral de 1N sobre um dente, este pode se deslocar 0,2mm em direção paralela à força aplicada e, em direção apical, paralelo ao longo eixo do dente, uma força intrusiva de 1N causa um movimento de 0,1mm. Acrescentaram ainda que, a maioria dos implantes intraósseos, tem maior resistência ao movimento que os dentes naturais, o maior valor encontrado foi de 10N para que um implante de alumina se movimentasse 1µm. Entretanto, quando há tecido mole na interface ao redor dos implantes, os valores são similares àqueles dos dentes naturais, mas menores do que aqueles para implantes com interfaces osseointegradas. A respeito da falta de assentamento passivo da sobre-estrutura dos implantes, os autores têm uma explicação teórica empregando um diagrama de corpo livre para descrever o fenômeno. Eles simularam um caso com cinco pilares, sendo que um deles não estava adaptado adequadamente (espaço entre o cilindro de ouro e a estrutura da prótese). Os autores explicaram que, quando se aperta o parafuso de ouro da estrutura, no local da não adaptação, a tensão que atua no parafuso vai atuar sobre toda a estrutura, trazendo a viga em direção ao pilar, diminuindo, assim, o espaço que, se for pequeno, é

possível que seja fechado totalmente pela deformação da estrutura. Porém, se este espaço for grande, este não será fechado e o efeito disso será a aplicação de uma força na estrutura no local da não adaptação e, dessa forma, os outros implantes também irão receber mais carga. Diante disso, afirmaram que as estruturas devem ser feitas com precisão para garantir à junção parafusada o máximo de travamento.

LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, em 1993, dissertaram sobre várias características do titânio e suas ligas e seu uso promissor para a Odontologia. Apesar disto, enfatizaram a necessidade de aperfeiçoar as técnicas de união do titânio com a porcelana, resposta biológica e técnicas de fundição. Estes são tópicos muito complicados de se abordar devido à facilidade de contaminação do metal. Características como estar em abundância na crosta terrestre, ter peso leve, baixa densidade, alta resistência, alta proporção resistência/peso, baixa condutividade térmica, biocompatibilidade, foram também abordadas pelos autores. A propriedade de biocompatibilidade deve-se à formação de uma camada passivadora à base de óxido de titânio, especialmente inerte ao ataque eletroquímico, muito bem aderida ao metal de origem e que permite íntimo contato entre as biomoléculas. Esta propriedade tornou o titânio o material de escolha na fabricação de implantes em Odontologia. Descreveram ainda, sobre a transformação sofrida pelo titânio de fase α (hexagonal) para fase β (estrutura cristalina cúbica de corpo centrado) a 883°C, permanecendo nesta forma cristalográfica até a fusão a 1672°C. Outro fator muito bem lembrado pelos autores foi a melhora nas propriedades do titânio pela adição de alguns elementos como Al, Ga, Sn, C, O, N (estabilizadores da fase α , o que melhora o desempenho do metal a altas temperaturas) ou ainda V, Nb, Ta, Mo (estabilizadores da fase β , a qual conduz a uma certa maleabilidade).

Em 1993, WEINBERG analisou os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas, comparando-os com os relacionados às próteses dento-suportadas. Conforme o autor, a distribuição de forças entre os componentes de um sistema depende de um complexo relacionamento entre rigidez relativa das partes estruturais e seu meio de sustentação (ligamento periodontal ou osseointegração). Em dentes naturais o seu meio de distribuição de forças depende da estrutura rígida do dente da prótese. Já nos

implantes, devido às características da osseointegração que não permitem micromovimentos do implante, a distribuição de forças aos implantes remanescentes depende do grau de deformação do tecido ósseo, do implante, do intermediário, dos parafusos de retenção (do intermediário e de ouro) e da própria prótese. Levando-se em conta que o ligamento periodontal permite movimentos da ordem de 100µm, a distribuição de forças entre os implantes é bem menor que em dentes naturais. O parafuso de ouro pode deformar-se ou fraturar-se em decorrência de uma pré-carga insuficiente e/ou uma pobre adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro. Ele deve ser apertado adequadamente (10Ncm) para estabelecer a pré-carga nesta interface, de modo a limitar a força de cisalhamento exercida no parafuso da qual está apto a suportar. Desse modo, falta de adaptação passiva pode levar à alta incidência de fadiga do metal e até à sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro torna-se clinicamente visível. No caso de uma prótese múltipla, a falta de adaptação na interface intermediário/cilindro de ouro e a subsequente falha do parafuso de ouro, deslocam a força oclusal para outros pontos onde há uma interface adaptada, com pré-carga adequada. Como resultado, os demais implantes podem ser sobrecarregados, especialmente, se a falha ocorrer no implante distal de uma prótese com extensão em *cantilever*.

McCARTNEY & DOUD, em 1993, propuseram uma técnica para verificação do modelo de trabalho e correção por meio de soldagens, unindo através de uma técnica intra-oral os cilindros de ouro e intermediários. Confeccionaram uma infra-estrutura em peça única, incorporando apenas um cilindro de ouro (o mais central), enquanto que nas regiões dos demais cilindros eram feitos orifícios. Essa peça era então provada clinicamente com os demais cilindros de ouro em posição, unidos à infra-estrutura com resina acrílica Duralay. Esta infra-estrutura era usada para a correção do modelo mestre. Após as devidas correções, os cilindros de ouro eram soldados à infra-estrutura, obtendo uma adaptação passiva com apenas uma solda. Os autores não relataram como essa adaptação passiva foi avaliada clinicamente, nem os critérios para tal análise.

WEINBERG, em 1993, discorreram a respeito da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas. De acordo com o autor, devido a falta de micromovimentação dos implantes, a maioria da distribuição de forças está concentrada na

crista óssea, o que é consistente com a perda óssea encontrada em implantes, que é quase sempre iniciada na crista óssea. Em próteses sobre implantes, a força aplicada distribui mais força ao implante correspondente ao local aplicado, com pouca distribuição aos implantes adjacentes. Um pobre assentamento passivo pode causar forças múltiplas e sobrecarga.

YAMAGISHI *et al.* (1993) estudaram as propriedades de placas de titânio soldadas a laser, modificando-se a atmosfera (ar ou argônio) debaixo da qual a irradiação é executada e a intensidade de irradiação, controlada pela regulação da voltagem e frequência do pulso. A taxa de gás argônio utilizada foi de 5L/min. Por meio de radiografias, peças que apresentavam fraturas foram excluídas. O laser utilizado foi Nd:YAG, com uma sobreposição de 70%. Os testes utilizados foram: flexão em 3 pontos, teste de dureza Vickers e análise ao microscópio eletrônico de varredura. Este microscópio detectou algumas falhas no interior das áreas irradiadas em atmosfera de ar, o que se deve à oxidação do titânio, que conduz a fraturas. O contrário ocorreu quando a atmosfera de argônio foi utilizada, pois a soldagem a laser do titânio foi efetiva neste caso. Observou-se uma relação significativa entre a resistência à flexão e a atmosfera e intensidade de irradiação. Em ambas as atmosferas, a resistência à flexão melhorou quando foi aumentada a energia de irradiação. Quando a irradiação foi diminuída, uma estrutura metalúrgica mecanicamente inferior foi observada. Os autores concluíram que mais pesquisas são necessárias para determinar qual a melhor relação entre os fatores intensidade e atmosfera de irradiação.

Segundo APARICIO, em 1994, o assentamento passivo da prótese é essencial, já que uma prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, podendo resultar em perda ou fratura dos parafusos de ouro, dos parafusos do intermediário ou do próprio implante, possivelmente afetando os elementos biológicos, levando à perda da osseointegração.

CARLSON & CARLSSON, em 1994, ressaltaram a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese adaptada significa que esta pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto dos parafusos gera certa deformação da prótese e/ou osso,

introduzindo algum estresse ao sistema. O estresse e tensão, resultados de uma prótese mal adaptada, são fatores que afetam significativamente a longevidade dos componentes. Segundo os autores, existem duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medir as forças que são introduzidas durante o aperto dos parafusos ou medir a extensão dessa desadaptação através de um microscópio de medição. Os autores relataram ainda que, devido às características do sistema Bränemark, uma desadaptação lateral de 50µm não gera qualquer tensão ao sistema, mas erro angular da mesma dimensão é capaz de gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada.

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

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

WHITE *et al.*, em 1994, avaliaram o efeito do comprimento do *cantilever* na transferência de tensões em prótese implanto-suportada. Para tanto, uma prótese fixa foi feita em um modelo fotoelástico com cinco implantes, com *cantilever* posterior longo e *cantilever* anterior curto (que foi obtido através da inclinação dos implantes no modelo fotoelástico). A estrutura foi cortada e soldada até que um assentamento passivo fosse aparentemente obtido. Se “*gaps*” entre o cilindro de ouro e os *abutments* não eram visíveis a olho nu quando qualquer um dos cinco parafusos fossem apertados com um torque de 10N.cm, então o assentamento era considerado aceitável. A maior quantidade de tensão foi vista na superfície distal do implante distal para todos os comprimentos de *cantilever*. Então, o comprimento do *cantilever* deve ser mantido o menor possível. Distribuição de tensões similar foi encontrada entre o segundo implante mais distal e os implantes centrais.

APARICIO, em 1995, ressalta a importância de um método temporário que possibilite avaliar a saúde peri-implantar, oclusão, higiene, estética e fonética, como também um método que facilite o carregamento progressivo dos implantes durante o período de maturação óssea. De acordo com o autor, para a manutenção da osseointegração é essencial que a prótese esteja adaptada aos implantes com total passividade, visto que a falta do ligamento periodontal confere ao implante incapacidade para modificar sua posição. Uma prótese mal adaptada promove uma distribuição desigual da carga mastigatória podendo levar à perda desses implantes que se encontram em processo de osseointegração ou estão rodeados por osso ainda imaturo e incapacitado de suportar sobrecarga.

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

JIMENÉZ-LÓPEZ, em 1995, apresentou a técnica do cilindro cimentado em prótese rosqueada sobre implantes. A técnica consistia na confecção de uma estrutura em peça única, sem soldagem, na qual era integrado um cilindro de ouro que seria usado como referência para posicioná-la na boca. Em seguida, nas regiões correspondentes aos

cilindros restantes, previamente posicionados e fixados no pilar transepitelial, eram preparados alojamentos para que posteriormente fossem cimentados diretamente na boca com resina anaeróbica. O autor relatou obter um ajuste passivo absoluto que, além disso, facilitava a técnica de laboratório, obtendo ótimos resultados com maior rapidez e confiabilidade.

Segundo WANG & WELSCH, em 1995, apesar das propriedades desejáveis do titânio para uso odontológico, existem alguns problemas na prática da soldagem deste metal, como o fato de apresentar alta afinidade pelo oxigênio e rápida reação a altas temperaturas, o que faz do titânio e suas ligas, inviáveis para soldagem convencional com chama de gás oxigênio, podendo ocorrer alteração na microestrutura causando profundos efeitos nas propriedades mecânicas do metal. Segundo os autores, ainda, a soldagem a laser é uma poderosa fonte de energia eletromagnética, monocromática que pode ser concentrada diretamente sobre um pequeno foco, permitindo que uma pequena área seja afetada pelo calor. Os autores determinaram 18 Joules de nível de energia, aplicados durante 2Hz e comprimento de pulso de 12ms, para criar melhores interfaces de ligação. De acordo com o estudo, todas as uniões soldadas foram intensamente mais fracas do que o metal original (grupo controle sem solda). Pelo microscópio eletrônico, todas as amostras soldadas a laser apresentaram ligação incompleta (áreas soldadas na periferia e uma região central sem solda), o que resultou em baixos valores de resistência à tração. Tiros sobrepostos de solda podem ser a solução para este problema.

ASSIF *et al.*, em 1996, avaliaram a transferência de carga e a distribuição de tensões de uma prótese fixa implanto-retida através da análise fotoelástica. Para tanto, a estrutura foi submetida a uma carga vertical de 7,5Kg em sete pontos. A eliminação das tensões entre uma análise e outra foi feita através da colocação do modelo num forno a 140°C, durante 120 minutos. Houve uma relação direta entre a distribuição de tensões na estrutura e as tensões criadas nas estruturas de suporte ao redor dos implantes. A quantidade de tensões foi diretamente proporcional à distância dos componentes do ponto de carga. Quando o *cantilever* foi submetido a carga, a maior parte das tensões foi distribuída na união com o implante distal. No estudo as tensões foram distribuídas em dois ou, no máximo, três implantes mais próximos do implante mais distal.

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

NEO *et al.* (1996) desenvolveram um estudo com o objetivo de investigar as propriedades mecânicas das uniões soldadas de conectores de titânio. O titânio puro foi usado como controle. As soldas foram feitas pela técnica de soldagem a laser e gás tungstênio. Foi investigado também o efeito do calor das queimas de porcelana. As soldas a laser apresentaram redução significativa na resistência à tração final. O tratamento com calor não teve efeito sobre o módulo de elasticidade e alongamento, mas diminuiu a resistência à tração das amostras de titânio soldadas a laser. Entretanto, continua maior que a solda convencional. As amostras soldadas com gás tungstênio têm resistência à tração e módulo de elasticidade maiores que dos outros grupos. O alongamento do grupo controle foi maior e nos corpos soldados a laser, diminuiu. Os autores escreveram que a solda a laser é uma técnica que produz assentamento passivo em infra-estruturas de próteses sobre implantes. Ainda, que este tipo de solda tem resistência igual ou maior que soldas convencionais. A técnica com gás tungstênio pode também ser utilizada para unir componentes de titânio. Este processo une metais pelo aquecimento entre um eletrodo de

tungstênio e a estrutura do metal. Na área a ser soldada, área do eletrodo e adjacentes são protegidas por gases inertes como argônio, hélio ou uma mistura de gases. Procedimento complicado, pois qualquer contaminação pelo ar vai oxidar o metal no ponto de solda. Observou-se na análise fractográfica e fotomicrografia ótica que a profundidade de solda foi de 0,68mm, insuficiente para produzir completa penetração da solda. Este fato acarreta a formação de crateras na solda, porosidades, o que provoca concentração de tensão, diminuindo a resistência da união soldada.

Em 1996, TAMBASCO *et al.* ressaltaram algumas características da soldagem a laser em Odontologia, bem como algumas de suas vantagens e desvantagens. De acordo com os autores, o sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração da solda. Entretanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente. Quando o metal pode ser controlado, a espessura recomendada é de cerca de 3mm e a profundidade de solda de 1,5mm para a maioria das aplicações. Esta profundidade permite uma resistência adequada da junta da solda e minimiza a entrada de calor no metal, promovendo menor distorção da peça. Uma profundidade de penetração maior é possível, para obtenção de maior resistência, porém o risco de distorção da peça protética aumenta. No entanto, uma penetração insuficiente resulta em junta de solda enfraquecida. Para os autores, esta penetração é controlada pela variação da voltagem associada com o pulso do laser e não pela duração do pulso. Aumentando a duração do pulso, geralmente só se aumenta a quantidade de energia sobre a peça, mas não a penetração da solda. E isto levaria a maior concentração de calor sobre a peça protética, aumentando a possibilidade de distorção da peça, devido à expansão térmica. Outro fator que pode afetar esta penetração seria o ângulo de aplicação do feixe de laser. Os autores destacam algumas vantagens da solda a laser: a) apresenta fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; b) possibilita a soldagem no modelo mestre, devido à baixa quantidade de calor aplicado; c) maior precisão, devido ao melhor contato entre as superfícies a serem soldadas, reduzindo o potencial de distorção; d) resistência ao escoamento da junta de solda é idêntica ao metal de origem. Apresentam também algumas desvantagens, tais como: a) equipamentos de alto custo; b) maiores

espaços para posicionamento do equipamento; c) algumas dificuldades para avaliar a qualidade da solda, pelo menos no início.

CLELLAND & VAN PUTTEN, em 1997, compararam as tensões geradas a um modelo ósseo por infra-estruturas convencionais e infra-estruturas cimentadas aos *abutments*, aceitáveis clinicamente. Confeccionaram um modelo em resina fotoelástica com cinco implantes na região interforames, com “*strain gauges*” inseridos na região vestibular dos dois implantes da extremidade. Foram feitas três estruturas fundidas em monobloco e três cimentadas, técnica do cilindro cimentado, com cimento resinoso, todas em liga de ouro-prata-paládio, confeccionadas sobre um único modelo mestre. As estruturas foram avaliadas sobre o modelo mestre através do apertamento dos parafusos com um torque de 10Ncm, de acordo com a seguinte seqüência: implantes central, extremo esquerdo, extremo direito, mediano esquerdo e mediano direito. O teste foi repetido três vezes, para cada uma das estruturas, enquanto mediam-se as tensões. Os resultados indicaram uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados. Houve um decréscimo de tensões para as estruturas do grupo cimentado que, segundo os autores, ocorreu devido ao cimento existente entre os cilindros e suas respectivas estruturas, que compensava a desadaptação das mesmas.

COOPER & MORIARTY, em 1997, apontaram, em uma revisão de literatura, as considerações clínicas e periodontais para próteses sobre implantes. Os autores concluíram que a confecção e instalação cuidadosas de próteses de assentamento e função exemplares são requisitos para o sucesso a longo prazo da osseointegração. Ainda que, sinais clínicos como perda do parafuso e fratura de componentes, perda óssea e intrusão dentária são indicativos de pobre assentamento, forma oclusal imprópria ou sobrecarga biomecânica.

EVANS, em 1997, afirmou que procedimentos clínicos e laboratoriais imprecisos contribuem para que haja erros no assentamento das restaurações. Portanto, é indispensável a avaliação cuidadosa durante a prova clínica. Se forem encontradas discrepâncias no assentamento, a infra-estrutura deve ser seccionada e soldada em uma nova relação. Entretanto, muitas vezes o material de revestimento estético deve ser removido para facilitar o acesso à soldagem. Isto implica em um custo mais elevado, maior consumo de tempo e a necessidade do paciente comparecer mais vezes ao consultório. Portanto, o

processo de eletroerosão (EDM) pode ser usado para melhorar o assentamento da infra-estrutura metálica em seu respectivo componente. Este processo é relativamente rápido, pode ser realizado durante a prova clínica, elimina os processos de seccionamento e soldagem, evitando, ainda, a remoção do material de recobrimento estético antes da sua aplicação.

BROSH *et al.*, em 1998, avaliaram a influência da angulação do *abutment* no estresse gerado na interface osso/implante, comparando duas técnicas experimentais: *strain gauge* e fotoelasticidade. *Strain gauge* mostrou maior concentração de força compressiva na região coronal do implante quando *abutments* de 15 e 25 graus de angulação foram usados, comparados com *abutments* sem angulação. A fotoelasticidade mostrou um aumento de apenas 11% na ordem das franjas. Forças de tensão coronal contralateral foram também medidas no implante, onde os modelos fotoelásticos não mostraram mudança no tipo de estresse. De acordo com o estudo, os dados obtidos para *strain gauges* podem representar uma simulação precisa da condição clínica quando analisada a distribuição de estresse ao longo da interface osso/implante. A fotoelasticidade apontou informação diferente e, dessa forma, deveria ser usada como um método complementar.

Em 1998, CHAI & CHOU propuseram-se a avaliar as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro em diferentes condições de soldagem a laser, para determinar os parâmetros ótimos de níveis de energia em termos de duração e voltagem. Os valores para resistência à tração oscilaram entre 374 a 562 MPa, 0,2% do produto da resistência ao escoamento de 206 a 338 MPa e a porcentagem de alongamento ficou entre 2,49% e 10,58%. Condições ótimas foram determinadas com curvas tridimensionais: máxima resistência à tração foi observada utilizando 305V e 12ms; a voltagem ótima, para 0,2% de resistência ao escoamento, foi 310V e 10ms e a voltagem usada para melhor porcentagem de alongamento foi 300V por 12ms. A voltagem foi um fator que influenciou a resistência à tração e 0,2% do produto da resistência ao escoamento. Esta conduz a uma maior profundidade de soldagem. A duração não influenciou a resistência das uniões soldadas a laser. A conclusão foi que 300V/12ms resultam em ótimas condições de soldagem, fornecendo quantidade adequada de nitrogênio e oxigênio na área da soldagem para permitir melhores propriedades físicas. O aumento da presença de impurezas como

nitrogênio e oxigênio melhora as propriedades de resistência à tração, mas diminui consideravelmente a ductibilidade e aumenta a fragilidade.

HELLDÉN & DÉRAND, em 1998, realizaram um estudo com o objetivo de diminuir os erros e agilizar os trabalhos com adaptação passiva, obtidos com o método Cresco Ti Precision, apresentando as vantagens para a confecção de próteses a partir de cilindros plásticos. As peças foram incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro, através do uso de uma máquina de fundição (Castmatic S Iwatani Internacional, Osaka, Japan). Duas próteses foram submetidas ao método de precisão e as outras duas, não. As próteses não adaptadas foram observadas ao microscópio e foram encontradas interfaces no sentido vertical de 70 μ m e 40 μ m nos implantes A e B. Nas próteses passivas, a interface era de adaptação. Foram realizadas análises fotoelásticas e também medidas as cargas executadas através de mecanismos medidores apropriados. Os resultados revelaram cargas associadas às próteses não adaptadas e ausência de cargas estáticas nas próteses passivas. No momento de mensuração das cargas, os valores encontrados eram de $41 \pm 4,3$ N nos parafusos para que os mesmos conseguissem fechar interfaces de 180 μ m nos implantes distais. Para fechar 30 μ m, foram encontradas cargas de $8 \pm 8,0$ N. Nas próteses adaptadas, a carga nos parafusos foi zero. Para interfaces de 50 μ m localizadas no implante central foram encontradas cargas de 300 ± 26 N no parafuso de ouro. Os autores salientaram a importância do fato de que os estresses dependem do erro, da dimensão do mesmo, assim como do tamanho da peça e da localização do mesmo; também consideraram que, apesar do efeito do erro estar relacionado a outros fatores como, por exemplo, qualidade óssea, há de se lembrar da importância da adaptação de um trabalho que permitisse uma análise quantitativa da interface que se estabelece entre intermediário estético e o cilindro protético.

HOFSTEDE *et al.*, em 1999, apresentaram um caso clínico, no qual a prótese fixa sobre implante foi cimentada com cimento resinoso. Os autores afirmam que tal prótese apresenta uma alternativa estética, com excelente retenção, resistência e estabilidade, otimizando os contatos oclusais e o assentamento passivo. Ressaltam ainda, a ausência de pigmentação dos dentes, já que os mesmos foram feitos em porcelana.

JEMT *et al.*, em 1998, realizaram um estudo para avaliar o desempenho de pacientes que receberam implantes e próteses fixas. Vinte e oito pacientes foram reabilitados com infra-estruturas soldadas a laser e trinta pacientes receberam infra-estruturas fundidas convencionalmente. Os dois grupos mostraram resultados similares. Não foi observada fratura nas infra-estruturas e nos componentes dos implantes e ambos os grupos apresentaram a mesma frequência de fratura na porção de resina. A média da perda óssea total foi de 0,4mm. Os autores concluíram que os pacientes tratados com próteses implanto-suportadas fabricadas com infra-estruturas de titânio soldadas a laser na maxila edêntula apresentaram resultados comparáveis aos pacientes com infra-estruturas convencionais após dois anos em função.

Em 1999, WEE *et al.* realizaram uma revisão de literatura a respeito do assentamento passivo das próteses implanto-suportadas. Grande parte dos artigos era clínico ou técnico e advogavam estratégias para melhorar o assentamento de tais próteses. Dos métodos sugeridos, apenas alguns têm cientificamente comprovada a melhora deste assentamento. Embora a maioria das estratégias ensaiadas ainda resultem em ligeiro desajuste entre as infra-estruturas e o intermediário dos implantes, múltiplos fatores impedem que o conceito de assentamento passivo possa ser realizado em implantes protéticos, mesmo com a utilização de métodos avançados.

Ainda no mesmo ano, KAN *et al.* realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de identificar os diferentes métodos clínicos utilizados para avaliar a adaptação da prótese sobre implantes, como sendo: a inspeção visual da peça assentada sobre os pilares intermediários; a sensação de pressão, desconforto ou dor relatadas pelo paciente; o posicionamento da estrutura sobre os pilares e a verificação da adaptação através da pressão digital e visualização da adaptação no lado oposto; o uso de radiografias periapicais quando os implantes encontram-se posicionados subgingivalmente; a visão direta e sensação tátil quando eles localizam-se supragengivalmente; e o teste do parafuso único, que consiste no apertamento, com torque adequado, de um dos implantes localizado em uma extremidade e a verificação do assentamento no implante o mais distante daquele, ou seja, o mais distal possível. Os níveis sugeridos de adaptação passiva são “empíricos”. Segundo os autores, apesar das várias técnicas sugeridas para avaliar a interface prótese-

implante, nenhuma individualmente oferece um resultado objetivo, e aconselham utilizar a combinação dos vários métodos para minimizar a desadaptação.

Em 2000, CASTILIO avaliou a adaptação da interface intermediários/cilindros plásticos fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser. Foi confeccionado um modelo mestre em resina acrílica incolor, de forma retangular e fixados três implantes (Sistema Conexão) com 10mm X 3,75mm, sendo um no centro da base de resina e os outros dois eqüidistantes nas extremidades da base. Sobre cada implante foram acomodados parafusos intermediários do tipo Esteticone 22CNB-A, com cinta de 3mm e torque mecânico de 20N. Foram encerados 10 corpos de prova, sendo 5 incluídos e fundidos em liga de cobalto-cromo (Rexillium® N.B.F. – Jeneric/ Pentron Incorporated) e os outros 5 incluídos e fundidos em titânio (Rematitan® - Dentaurem Pforzheim – Alemanha), sendo então avaliados por meio de inspeção microscópica. O autor concluiu que: 1-existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em titânio e cobalto-cromo, sendo a menor interface encontrada nas estruturas fundidas em titânio (21,262µm); 2-existem diferenças significativas entre estruturas fundidas em monobloco e após soldagem a laser, sendo os melhores resultados encontrados nas estruturas após a soldagem a laser (19,943µm); 3-não houve diferenças estatisticamente significativas entre os três cilindros das estruturas, fundidas em titânio e cobalto-cromo, antes e após a soldagem a laser; 4-não houve interações entre as três condições estudadas (material, técnica e cilindros).

GUICHET *et al.*, em 2000, realizaram um estudo para comparar a integridade marginal e a geração de estresse, através de análise fotoelástica, durante assentamento de próteses implanto-suportadas cimento-retidas e parafusadas. Dez próteses sobre implantes foram fabricadas: cinco utilizando um desenho de prótese parafusada e cinco utilizando prótese retida com cimento temporário à base de óxido de zinco e eugenol. As estruturas foram avaliadas num microscópio antes e após o torque, para aquelas parafusadas e antes e após cimentação, para as cimentadas. Da mesma forma, foram analisadas através de fotoelasticidade antes e após o torque, para aquelas parafusadas e antes e após cimentação, para as cimentadas. A análise do microscópio marginal mostrou que, antes do

parafusamento ou cimentação, a desadaptação marginal foi similar para ambos os grupos. Após o parafusamento, para o grupo parafusado, a margem fechou em média 65%. Após a cimentação, as próteses mostraram uma fraca tendência para abrir, que não foi significativa estatisticamente. A análise fotoelástica indicou que, quando torque foi aplicado aos parafusos de ouro, a transferência de estresse ao modelo foi notada em 4 das 5 próteses parafusadas e foi altamente variável em localização e intensidade. No grupo cimentado, uma das próteses exibiu nível moderado de estresse, localizado coronalmente e interproximalmente. Outras, no mesmo grupo, exibiram menores níveis de estresse, na mesma orientação que o grupo anterior. Não houve estresse localizado apicalmente neste grupo. A comparação entre os grupos, cimentado e parafusado, revelou que as próteses cimentadas exibiram consistentemente menores níveis de estresse. Os autores concluíram que a desadaptação encontrada nas próteses parafusadas foi significativamente menor que nas cimentadas; a diminuição na abertura marginal para as próteses parafusadas foi associada com alto estresse; o aumento na abertura marginal, para as cimentadas, foi associada com menor geração de estresse; as próteses parafusadas exibiram variabilidade na intensidade e localização do estresse, com alta concentração apical; as próteses cimentadas apresentaram baixo nível de estresse, com uma tendência para localização coronária.

Preocupados com a influência da moldagem no assentamento passivo de próteses implanto-suportadas, HERBST *et al.*, em 2000, avaliaram quatro técnicas de impressão com relação à precisão dimensional. Um modelo mestre foi utilizado, simulando a situação clínica. Para as moldagens foi usado *coping* transferente de moldagem cônico não ferulizado, *coping* transferente de moldagem quadrado não ferulizado, *coping* transferente de moldagem quadrado ferulizado com resina acrílica autopolimerizável e *coping* transferente de moldagem quadrado com uma extensão lateral em um lado, não ferulizado. Os resultados mostraram diferenças significativas entre as técnicas utilizadas. Os autores concluíram que a precisão dimensional obtida foi excepcional para todas as técnicas de impressão. Sendo confirmada pela análise de dados que os resultados foram clinicamente desprezíveis (diferença de distorção de 0,31% foi observada).

MANICONE *et al.*, em 2000, realizaram um estudo com o objetivo de comparar a microestrutura de uniões de titânio soldadas a laser e soldadas por infravermelho usando microscópio eletrônico (SEM), avaliação metalográfica e microdureza. Quarenta amostras foram fundidas e divididas em dois grupos. O grupo I foi soldado por soldagem a laser e o segundo por infravermelho. Análise SEM e metalografia foram realizadas nas áreas unidas e nas superfícies não soldadas. Microdureza foi feita nas amostras seccionadas longitudinalmente com 150g de carga durante 15s com mais de 7mm da área soldada. Fotomicrografias SEM revelaram, para o grupo I, uma interface metal-solda homogênea sem microporosidades. O grupo II exibiu uma demarcação diferente da interface do metal soldado. Avaliação metalográfica mostrou para as amostras soldadas a laser somente a presença de titânio; amostras soldadas com infravermelho mostraram também, nas regiões soldadas, níquel e cobre. Os valores de microdureza nas superfícies soldadas foram altos para ambos os grupos considerados. Os autores concluíram que a soldagem a laser com exclusiva presença de titânio parece ser ideal do ponto de vista biológico e ambas as técnicas exibiram alterações microestruturais na superfície aquecida.

SADWSKY & CAPUTO, em 2000, compararam a distribuição de tensões de diferentes desenhos de overdentures, com e sem contato dentário, através da análise fotoelástica. Foram feitos quatro tipos de overdentures: barra com *cantilever*; submetida a eletroerosão; barra sem *cantilever*; e ancoragem unitária. As estruturas foram analisadas com e sem o uso de gengiva artificial entre os espaços. As estruturas avaliadas sem gengiva artificial apresentaram maior quantidade de estresse para o grupo barra com *cantilever*, seguidas do grupo submetido a eletroerosão, barra sem *cantilever* e ancoragem unitária, respectivamente. Naquelas avaliadas com gengiva artificial a distribuição de tensões no implante distal foi uniformemente reduzida a um baixo nível. As estruturas com *cantilever* apresentaram grande quantidade de tensões nos implantes mais distais e pouca ou nenhuma tensão nos demais implantes. O estudo demonstrou que bases assentadas adequadamente podem contribuir significativamente a uma distribuição de forças nos múltiplos implantes e bases.

SOUZA *et al.*, em 2000, realizaram um estudo comparando as uniões soldadas com o uso de brasagem e solda a laser. Os autores concluíram que, na soldagem a laser, o feixe

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

WATANABE *et al.*, em 2000, verificaram as tensões produzidas em implantes de infra-estruturas de próteses fixas parafusadas confeccionadas através de quatro diferentes técnicas e antes e após diferentes seqüências de apertamento de parafusos. Um bloco de poliuretano foi confeccionado e instalados três implantes no mesmo. Seis “*strain gauges*” foram instalados na superfície do bloco com um milímetro de distância um do outro, para registrar as tensões induzidas durante o teste. Os implantes foram numerados: 1, 2 e 3. Dezesesseis estruturas de prótese fixa foram confeccionadas, de acordo com os seguintes grupos: estruturas fundidas em liga de ouro e em monobloco; estruturas fundidas em liga de ouro e em monobloco e, posteriormente seccionadas e soldadas; estruturas fundidas em liga de ouro em partes separadas e posteriormente soldadas; e estruturas fundidas em titânio e confeccionadas através da técnica do cilindro cimentado. As estruturas foram parafusadas sobre os implantes com um torque de 14,5 Ncm, variando-se as seguintes seqüências de aperto dos parafusos: 2/1/3; 1/2/3 e 1/3/2. Os resultados evidenciaram que, para o grupo dos cilindros cimentados, a seqüência de aperto dos parafusos teve pouca influência na geração de tensões. Para o grupo das estruturas fundidas em liga de ouro e em monobloco e, posteriormente seccionadas e soldadas, a produção de tensões foi influenciada pela seqüência de aperto dos parafusos, sendo a seqüência 2/1/3, a melhor.

Comparando os diferentes grupos, as estruturas do grupo dos cilindros cimentados, mostraram menor quantidade de tensões. Os autores concluíram que quando as peças foram fundidas em partes e depois soldadas, o grau de contração foi menor, comparando com aquelas seccionadas e soldadas e, ainda, que embora a adaptação visual pareça favorável, quando os parafusos são apertados, tensões são produzidas nos implantes.

BERNARDON, em 2001, avaliou a desadaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser, antes e após a eletroerosão através da análise do assentamento passivo, com o auxílio de um microscópio ótico Olympus STM (Japão) com precisão de 0,0005 mm. Vinte infra-estruturas foram confeccionadas e divididas em dois grupos - monobloco e soldado a laser – os quais foram posteriormente submetidos a eletroerosão. As peças em monobloco obtiveram a pior adaptação marginal, porém essa adaptação apresentou melhora após a aplicação da eletroerosão. As peças seccionadas e soldadas a laser apresentaram melhor adaptação em relação às em monobloco, apresentando, ainda, melhora após eletroerosão. O autor concluiu ainda que, quando associadas as técnicas de soldagem a laser com eletroerosão, observou-se a melhor adaptação marginal dentre todos os grupos avaliados.

BERTRAND *et al.*, em 2001, realizaram um estudo a respeito da utilização da soldagem a laser aplicada às ligas dentais não preciosas. Os autores citaram as vantagens dessa técnica para prótese dentária: economiza tempo laboratorial devido à soldagem ser feita diretamente sobre o modelo mestre. Reduz as imperfeições na armação causadas por transferir o modelo mestre e as distorções por aquecimento; é possível soldar muito perto da resina acrílica ou cerâmica sem danos físicos (quebra) ou de coloração; potencialmente todos os metais podem ser soldados, particularmente o titânio; uniões soldadas a laser têm uma força reproduzível para todos os metais, comparável à da liga de origem.

COSTA, em 2001, verificou a distorção linear de infra-estruturas subdividindo-as em três grupos: monobloco, segmentos soldados por brasagem e segmentos soldados a laser. Tais estruturas metálicas foram confeccionadas a partir de um arco mandibular edêntulo, construído em aço-cromo, onde foram fixados, paralelos entre si, cinco análogos de implantes tipo Esteticone. Posteriormente as estruturas foram avaliadas em um microscópio de mensuração. O autor concluiu que o grupo laser apresentou os menores

valores de distorção, seguido dos grupos brasagem e monobloco; todos estatisticamente diferentes entre si.

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

RANDI *et al.*, em 2001, compararam o assentamento de infra-estruturas implanto-suportadas cimentadas a infra-estruturas parafusadas enceradas e fundidas tradicionalmente e ensaiaram, ainda, a resistência da cimentação. Dez infra-estruturas telescópicas foram cimentadas aos cilindros de ouro com um cimento resinoso bis-GMA. O grupo controle consistiu de dez infra-estruturas fabricadas com técnicas tradicionais de enceramento e fundição diretamente aos cilindros de ouro. A distorção das infra-estruturas foi analisada com o sistema SEM e o teste do parafuso único. As infra-estruturas cimentadas demonstraram assentamento superior e distorção angular comparada ao grupo controle. Os autores concluíram que os testes de retenção sustentam o uso da técnica de infra-estruturas cimentadas com força de retenção adequada.

SAHIN & ÇEHRELI, em 2001, realizaram uma revisão de literatura a respeito da significância do assentamento passivo em infra-estruturas implanto-suportadas. Os autores mencionam que de acordo com a evidência científica atual e com a eficácia da tecnologia usada para a fabricação de infra-estruturas, conclui-se que um assentamento passivo

absoluto não pode ser obtido. Não há nenhum estudo clínico longitudinal que reporte falha nos implantes especificamente atribuída à falta de assentamento da infra-estrutura; a questão fundamental que surge é se uma conexão com assentamento passivo absoluto é realmente essencial e se é um fator governante para o sucesso do implante. Os autores afirmaram que um assentamento marginal aceitável não é um sinal de assentamento passivo e que o único método para determinar a quantidade de passividade da infra-estrutura *in vivo* é a análise de força em cada implante pilar e/ou componente da prótese antes e/ou depois de cimentar ou parafusar a prótese. Por outro lado, devido ao espaço marginal de fundições em monobloco freqüentemente ser de muitos micrometros, uma fundição desse tipo para próteses fixas implanto-suportadas certamente terá grandes espaços entre o *abutment* e a prótese. Apertamento do parafuso causa forças no implante e ao redor do mesmo e sua magnitude é dependente da quantidade de desadaptação. Distorção de infra-estrutura e implante é observada durante o parafusamento da infra-estrutura. Em alguns casos, a quantidade de distorção pode alcançar um nível tal que um espaço marginal de 500µm não pode ser detectável com um explorador. A soldagem convencional ou soldagem a laser de componentes protéticos seccionados não provê necessariamente um assentamento passivo, mas sim um decréscimo no total de forças ao redor dos implantes, que pode resultar num decréscimo na freqüência de perda dos parafusos de ouro. Os autores ressaltam ainda que cada passo na fundição da infra-estrutura influencia o assentamento final. O material de impressão e a técnica usada afetam o assentamento final da infra-estrutura. Alterações dimensionais relacionadas ao uso de *copings* de impressão quadrados são relativamente menores que *copings* cônicos, e é geralmente recomendado uni-los com uma resina estável. A expansão de cristalização do gesso especial influencia o assentamento final da infra-estrutura, mas isso não pode ser mudado. Infra-estruturas em monobloco geralmente requerem seccionamento e soldagem para melhorar o assentamento. Os autores concluíram que um assentamento passivo absoluto da infra-estrutura não tem sido encontrado nas últimas três décadas.

SOUSA, em 2001, avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas fundidas em liga de titânio e liga de paládio-prata, confeccionadas pela técnica monobloco e soldagem a laser, utilizando microscópio mensurador (STM Digital – OLYMPUS – Japan). Entre as

técnicas avaliadas, para ambos os materiais, os melhores resultados foram para a técnica de soldagem a laser. O titânio apresentou melhores resultados em relação à liga de paládio-prata, após soldagem a laser.

CONTRERAS *et al.*, em 2002, compararam a adaptação marginal de coroas unitárias fabricadas em titânio comercialmente puro e liga de Ti-6Al-4V, antes e após a realização de refinamento marginal pelo mecanismo de descarga elétrica com coroas fabricadas em liga de Pd-Ag (grupo controle). Para tanto, quarenta e cinco dentes bovinos foram preparados para receber coroas totais metálicas. Quinze amostras foram preparadas para cada uma das ligas. As medidas de assentamento marginal foram registradas em micrometros em quatro pontos de referência em cada fundição com um microscópio. O refinamento marginal com descarga elétrica foi conduzido nas coroas baseadas em titânio e as medidas foram repetidas. Os dados foram analisados estatisticamente (Teste Kruskal-Wallis, teste t pareado e teste t independente) a um nível de 1% de probabilidade. Os resultados indicaram que a liga de Ti-6Al-4V mostrou melhor adaptação marginal que o titânio comercialmente puro, antes e após a descarga elétrica. O refinamento marginal com descarga elétrica aumentou efetivamente o assentamento de coroas de titânio comercialmente puro e daquelas feitas em liga de Ti-6Al-4V.

KLEINE, em 2002, avaliou o assentamento passivo de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser. Para tanto, em um arco mandibular edêntulo, construído em aço-cromo, foram fixados cinco análogos de pilares tipo esteticone. Foram obtidos modelos mestres em gesso tipo V (Exadur[®] – Polidental) e confeccionadas, sobre os mesmos, 20 estruturas metálicas fundidas em titânio comercialmente puro, divididas em dois grupos, onde foram confeccionados alívios internos nas estruturas, que permitiram a adaptação dos cilindros de titânio. No grupo dos cilindros soldados, estes foram fixados com resina acrílica (Duralay[®]) e posteriormente soldados a laser. No grupo dos cilindros cimentados, apenas o cilindro central foi soldado a laser, e os demais cimentados com cimento resinoso (Panavia F[®] – Kuraray Co.) As mensurações foram realizadas com auxílio de um microscópio mensurador com precisão de 0,0005 mm. Os resultados demonstraram que, para a posição central, o assentamento passivo foi melhor para o grupo “cimentado” (desajuste médio de

25,60±12,54µm) em relação ao grupo “soldado” (99,06±50,47µm), $p<0,05$. Do mesmo modo, em relação à posição distal, o desajuste médio foi menor para o grupo “cimentado” (29,17±16,16µm) em relação ao grupo “soldado” (70,21±56,70µm), $p<0,05$. Concluiu-se que a técnica dos cilindros cimentados apresentou melhores resultados de assentamento passivo.

KUNAVISARUT *et al.*, em 2002, realizaram uma análise de elemento finito em próteses implanto-suportadas, comparando próteses com e sem *cantilever*, com um “gap” de 111µm entre o cilindro de ouro e o implante. Foi avaliado o efeito de carga de 100N, posteriormente, foram aplicadas forças de 50, 200 e 300N. Quando o “gap” foi posicionado perto do ponto de aplicação de força o estresse aumentou significativamente nos componentes do implante e osso circundante. O aumento do estresse em cada componente variou de 8% a 64% nas próteses sem *cantilever* e 43% a 85% nas com *cantilever*. Maior estresse foi encontrado no parafuso de ouro distal. Os autores concluíram que próteses desadaptadas influenciam no padrão e magnitude da distribuição de estresse nas próteses, nos componentes do implante e no osso circundante e a presença de *cantilever* ou maior força oclusal aumentam o efeito da desadaptação.

LIU *et al.*, em 2002, realizaram um estudo com o objetivo de examinar a força de união de titânio soldado a laser usando vários níveis de potência de energia laser. Discos fundidos de titânio (0,5 X 3,0 X 40mm³ e 1,0 X 3,0 X 40 mm³) foram preparados e cortados perpendicularmente no centro do disco. As metades foram fixadas num jig e soldadas usando laser Nd:YAG a vários níveis de potência de energia, com aumentos de 30A, variando de 180 a 300A. As profundidades de penetração do laser no titânio foram medidas em várias condições de potência de energia, duração do pulso e diâmetro do ponto para determinar as condições apropriadas para estes parâmetros. Baseado na correlação entre os resultados obtidos para profundidade de penetração e tamanho das amostras (espessura: 0,5 e 1,0mm, largura: 3,0mm), a duração do pulso e o diâmetro do ponto usados neste estudo foram 10ms e 1,0mm, respectivamente. Três pulsos de laser (diâmetro do ponto: 1,0mm) foram aplicados de um lado para soldar toda a extensão das amostras (3,0mm). Amostras não cortadas foram usadas como grupo controle não soldado. Foram

realizados testes de tração. Para as amostras de 0,5mm de espessura, a resistência à fratura para as amostras soldadas a laser a correntes de 240, 270 e 300A não foram estatisticamente diferentes das amostras do grupo controle. Não houve diferença significativa na resistência à fratura entre as amostras de 1,0mm de espessura soldadas a correntes de 270 e 300A e o grupo controle. Os autores encontraram forças de união similares entre as amostras soldadas a laser e o metal de origem (grupo controle).

GOODACRE *et al.*, em 2003, apontaram, em uma revisão de literatura, as complicações clínicas em implantes e próteses sobre implantes. A revisão foi feita a partir do ano de 1981 e as complicações divididas em seis categorias: cirúrgicas; perda de implante; perda óssea; tecidos moles peri-implantares; mecânica; e estética/fonética. As complicações mais comuns (maior que 15% de incidência) foram perda do mecanismo de retenção da *overdenture* (33%), perda do implante na maxila (25%), complicações hemorrágicas relatadas (24%), fratura da resina com PPF (22%), perda do implante com *overdentures* maxilares (21%), necessidade de realinhamento das *overdentures* (19%), perda do implante em osso tipo IV (16%) e fratura do *clip/attachment* da *overdenture* (16%). Eles verificaram uma incidência maior de complicações com próteses sobre implantes que com coroas unitárias, PPFs, coroas de cerâmica pura, próteses cimentadas com cimento resinoso e posts e núcleos.

HECKER & ECKERT, em 2003, determinaram as mudanças no assentamento de próteses implanto-suportadas através de carga cíclica e avaliaram as mudanças entre o cilindro de ouro e o *abutment* ao longo do tempo. Foram estudados três grupos de cinco estruturas cada: carga na porção anterior da estrutura; carga no *cantilever* esquerdo (unilateral); e carga no *cantilever* bilateral. Foi aplicada carga de 200N, durante 200.000 ciclos. Foram medidos os “*gaps*”, de forma linear, em quatro pontos de referencia pré-determinados antes da aplicação de carga, após 50.000 ciclos e após 200.000 ciclos. Foi observada diminuição no “*gap*” apenas quando a carga foi aplicada na porção anterior, não ocorrendo diferença para os demais grupos.

LORENZONI *et al.*, em 2003, compararam, *in vivo*, a estabilidade clínica e as mudanças de nível ósseo de catorze implantes submetidos a carga imediata e 28 controles sem carga imediata, após seis meses. Carga imediata em dois implantes na região inter-

forames com barra dupla resultou em aposição óssea íntima comparável com implantes submetidos ao período de cicatrização submersos. Após seis meses, houve maior reabsorção da crista óssea ao redor dos implantes submetidos a carga imediata. O nível ósseo coronal, bem como a estabilidade clínica foram significativamente menores nos implantes submetidos a carga imediata.

TAKAHASHI & GUNNE, em 2003, compararam a precisão de assentamento entre *abutments* de implante e cilindros em infra-estruturas fabricadas pelo sistema Procera e aquelas fundidas em liga de ouro. Um total de 19 estruturas, 14 feitas com sistema Procera (tipo I) e 5 feitas da fundição de liga de ouro (tipo II), foram fabricadas. Um total de 95 implantes, 70 para estruturas do tipo I e 25 para estruturas do tipo II, foram avaliados. Três réplicas do espaço entre os *abutments* dos implantes e os cilindros da infra-estrutura do modelo mestre foram feitas para cada amostra testada. As réplicas foram cortadas em duas direções: vestibulo-lingual e direita-esquerda. Um microscópio de $\pm 0,5\mu\text{m}$ de precisão foi usado no aumento original de 30 vezes. Foi feita análise estatística através do Teste t, para avaliar se houve diferença estatisticamente significativa. Os valores médios das medidas vestibulo-lingual para as estruturas do tipo I e tipo II foram de 28,1 μm ($\pm 9,8$) e 42 μm ($\pm 1,8$) no lado vestibular, respectivamente, e 25,6 μm ($\pm 11,2$) e 51,6 μm ($\pm 10,9$) no lado lingual, respectivamente. Para a visão direita-esquerda, as medidas médias foram 26,6 μm ($\pm 8,4$) e 49,2 μm ($\pm 11,4$) no lado direito, respectivamente e 27,4 μm ($\pm 8,5$) e 44,4 μm ($\pm 6,5$) no lado esquerdo, respectivamente. O valor médio total para o tipo I foi 26,9 μm ($\pm 9,3$) e para o tipo II foi 46,8 μm ($\pm 8,8$). Os autores concluíram que o assentamento das estruturas feitas pelo sistema Procera foi significativamente melhor que o daquelas fundidas em liga de ouro ($p < 0,01$).

ALKAN *et al.*, em 2004, avaliaram a influência de forças oclusais na distribuição de estresse em parafusos de implantes submetidos à pré-carga em três sistemas de união implante/*abutment*: hexágono externo; ITI grau 8 Morse cônico *abutment* cimentado; ITI grau 8 Morse cônico com octógono interno *abutment* parafusado, através da análise do elemento finito. Uma ciclagem térmica e método de análise de contato foram usados para simular pré-carga usando torques recomendados pelo fabricante na união parafuso/infra-estrutura. Os implantes foram submetidos a três cargas oclusais estáticas (10N, horizontal;

35N, vertical; 70N, oblíquo) na porção coronária do complexo do implante. Resultados gráficos e numéricos demonstraram que o estresse aumentou no *abutment* e parafusos protéticos nos modelos de elemento finito após carga horizontal. Quando carga vertical e oblíqua estáticas foram aplicadas, estresse diminuiu no hexágono externo e octógono interno grau 8 *abutment* cônico e parafusos protéticos com exceção dos parafusos protéticos do *abutment* ITI após carga oblíqua de 70N. Estresse aumentou no ITI grau-8 Morse cônico *abutment* cimentado após carga vertical e oblíqua. Apesar de ter sido demonstrado um aumento ou decréscimo para os valores de estresse máximo calculados nos parafusos submetidos à pré-carga após carga oclusal, estes valores de estresse máximo apresentaram-se bem abaixo do estresse para ambos, *abutment* e parafusos protéticos dos dois sistemas de implantes testados. Os resultados concluem que os três sistemas de união implante/*abutment* testados podem não falhar quando submetidos a cargas oclusais simuladas.

ESKITASCIOGLU *et al.*, em 2004, realizaram uma análise do elemento finito de um modelo com perda do segundo pré-molar a fim de avaliar a distribuição de estresse ao redor do osso e implante, com aplicação de uma força oclusal total de 300N, que foi dividida e aplicada nas seguintes regiões: no topo da cúspide lingual (300N); no topo da cúspide lingual(150N) e na fossa distal (150N); e, no topo da cúspide lingual (100N), na fossa distal (100N) e na fossa mesial (100N). No estudo um modelo foi usado e os resultados indicaram que, para a primeira localização, altos níveis de estresse foram encontrados para o osso e implante. Resultados próximos foram observados, para o osso, nas segunda e terceira localizações. Nessas localizações, maior estresse foi observado na infra-estrutura e superfície oclusal da prótese, em comparação com o osso. Os autores concluíram que a combinação ótima para carga vertical foi para a segunda e terceira localizações.

LONGONI *et al.*, em 2004, apresentaram uma técnica, com a apresentação de um caso clínico, para reduzir a desadaptação protética de uma prótese total parafusada implanto-retida usando uma técnica de cimentação e soldagem a laser. Na técnica apresentada, os *copings* de titânio foram capturados clinicamente (diretamente na boca) com uso de cimento resinoso e, posteriormente, o conjunto infra-estrutura/*copings* levado

ao laboratório e, então, soldados a laser. Os autores relatam ser uma técnica rápida, em quatro sessões, que determina a passividade da infra-estrutura de titânio com os *copings* intraoralmente usando o processo de cimentação.

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

UEDA *et al.*, em 2004 compararam, através de análise fotoelástica, a distribuição de estresse de uma prótese fixa, com 3 implantes paralelos, à distribuição de estresse na mesma prótese com um implante central angulado sob carga vertical. Dois blocos de resina fotoelástica foram feitos e três implantes colocados nas posições correspondentes ao primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar. Todos foram colocados paralelos entre si com uma distância de 4 mm entre os implantes. No segundo modelo, o implante correspondente ao segundo pré-molar teve seu ângulo mesio-distal mudado para 30°. Uma estrutura metálica foi feita usando tubos cilíndricos de titânio pré-fabricados que foram soldados a laser. O assentamento da estrutura metálica sobre os implantes foi verificado com auxílio de um microscópio, com uma lente de 170 X de aumento. A prótese foi parafusada aos implantes com um torque de 20 Ncm. A prótese foi submetida a cargas de 2 kg, 5 Kg e 10 Kg através de um ponto central da prótese. Os estresses gerados nos modelos fotoelásticos para cada aplicação de carga foram observados e fotografados. Para ajudar na análise fotoelástica qualitativa, a área ao redor de cada implante foi dividida em três pontos: cervical esquerda, apical e cervical direita. Cada franja representou um nível de estresse e, para análise, dois fatores foram considerados: o maior número de franjas, maior magnitude de estresse; e, quanto mais próximas as franjas, maior concentração de estresse. Os resultados indicaram que aplicação de carga nos implantes paralelos mostrou menor

intensidade de estresse, melhor distribuição e uniformidade entre eles, com uma alta concentração na região apical, a maioria no implante central. No implante angulado, a intensidade do estresse foi maior e a localização deste no implante central, foi menor. A concentração foi maior nos implantes localizados nas extremidades. Nos dois modelos, uma maior intensidade de estresse foi observada quando uma maior carga foi aplicada. Os autores concluíram que uma indução de pré-carga nos modelos foi observada após o apertamento dos parafusos de retenção da prótese. Estas pré-cargas foram aumentadas após a aplicação de forças oclusais. Nos implantes paralelos, a distribuição de estresse seguiu o longo eixo e a concentração de franjas foi menor. O implante angulado teve franjas numa menor quantidade, localizadas a maioria de maneira dispersa ao redor da região apical dos implantes laterais.

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

GALLUCCI *et al.*, em 2005, apresentaram três casos clínicos, que utilizaram a mesma técnica de confecção de próteses implanto-suportadas e o mesmo desenho, para pacientes completamente edêntulos na mandíbula e na maxila, com o uso da técnica de carga imediata. Os três pacientes seguiram o mesmo protocolo de diagnóstico. Uma intervenção cirúrgica foi feita para instalação simultânea dos implantes na mandíbula (seis implantes) e na maxila (oito implantes). Todos os pacientes receberam uma prótese total parafusada no mesmo dia em ambos os arcos. Após o período de cicatrização, as próteses

definitivas foram feitas, e consistiam de quatro próteses parciais fixas na maxila e três na mandíbula e foram cimentadas com cimento provisório. Todos os pacientes receberam um protetor noturno. Os pacientes foram acompanhados em intervalos de três meses. Os autores indicam que uma reabilitação fixa segmentada, suportada por seis a oito implantes, é um tratamento reproduzível para pacientes totalmente edêntulos quando condições anatômicas ótimas estão presentes.

McCRACKEN *et al.*, em 2005, realizaram um caso clínico de uma prótese total metaloplástica com uma estrutura cimento-retida. A infra-estrutura metálica foi confeccionada, de acordo com passos laboratoriais já estabelecidos, e a estrutura em resina cimentada sobre aquela com agente cimentante IRM®. Os autores recomendam também o uso de cimento de fosfato de zinco, caso se queira maior retenção. Como vantagens da técnica relatam a ausência de acesso para parafusamento da estrutura; se houver necessidade de reparar algum dente ou a barra necessitar ser removida, a estrutura pode ser separada da barra; fácil acesso aos parafusos com a remoção da barra; a estrutura pode ser cimentada novamente; se necessitar maior retenção outros cimentos podem ser usados. Como limitação da técnica encontra-se a distância mínima entre os arcos necessária, já que o espaço mínimo para a prótese é de 12 mm. Como desvantagens citam: perda da supra-estrutura, fratura da mesma e decimentação da prótese. É recomendado que a resina acrílica tenha, no mínimo, 3mm de espessura na direção ocluso-cervical e 2mm na direção buco-lingual para prevenir fratura da estrutura.

3 - PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve por objetivo avaliar, comparativamente, a distribuição de tensões sobre implantes osseointegrados, com o auxílio da análise fotoelástica, de infra-estruturas metálicas de titânio, confeccionadas em monobloco, comparando estruturas confeccionadas com cilindros cimentados ou submetidos à soldagem a laser, após três seqüências de aperto dos parafusos: 1/2/3/4/5; 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5.

4 - MATERIAIS E MÉTODO

Confecção da matriz metálica

Para a realização deste estudo, foi confeccionada uma matriz em aço inoxidável com formato de um arco mandibular desdentado, com dimensões de 26 x 59 x 10 mm, através de usinagem mecânica de um bloco de aço-inoxidável 304 por uma fresadora (F.T. V-2 Ferramenteira) e um divisor universal de relação de transmissão.

Cinco orifícios foram realizados sobre a superfície da matriz, de forma equidistante entre si, em diâmetro e profundidade específicos, a fim de alojar análogos de pilares cônicos (Micro unit - Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo) de diâmetro regular, representando, assim, a matriz metálica deste experimento. Estes análogos (1, 2, 3, 4, e 5) foram fixados por parafusos laterais alojados na face vestibular da matriz em orifícios de diâmetro compatível numa posição de 90 graus em relação ao eixo dos orifícios dos pilares. Dessa maneira, a matriz representava um arco desdentado com cinco implantes colocados na região interforames de acordo ao protocolo clássico de Branemark (Figura1 a e b).

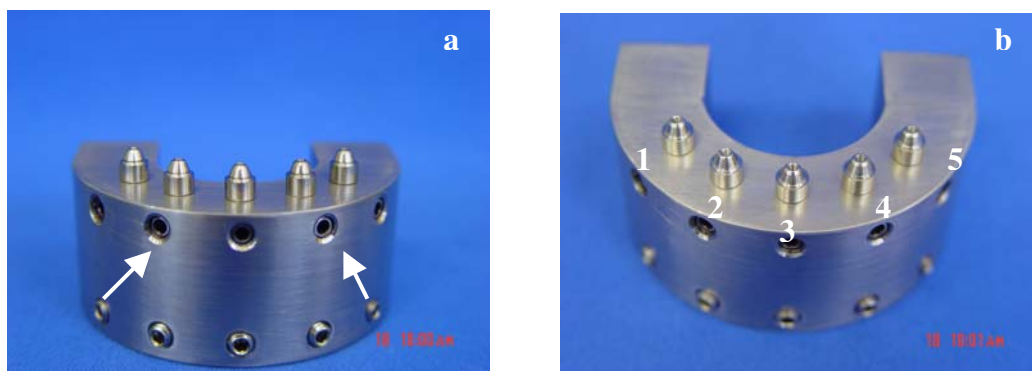


Figura 1 a): Vista frontal da matriz metálica e parafusos de fixação transversais (setas) e **b)** Vista superior da matriz metálica e análogos de 1 a 5 em sentido anti-horário.

Obtenção do Modelo Fotoelástico

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

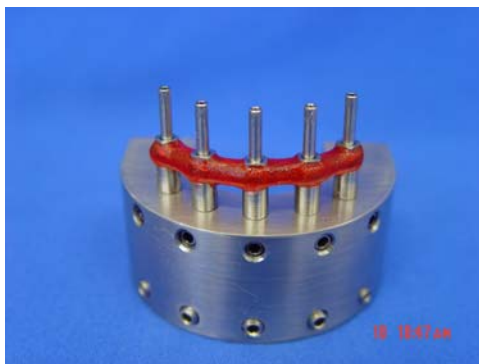


Figura 2: Transferentes quadrados unidos com resina acrílica.



Figura 3: Molde de silicone em dispositivo de PVC com exposição dos parafusos de transferência.

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

Após este tempo, os pinos-guia foram desparafusados através da porção superior do anel de PVC, permanecendo os transferentes quadrados fixos no molde. Então, cinco pilares Micro-unit com cinta de três milímetros foram parafusados sobre implantes cônicos com plataforma de 4,0mm X 13mm de comprimento (Conect AR[®], Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo - Brasil), com auxílio de um torquímetro de 20N (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo – Brasil). Em seguida, os conjuntos implantes/pilares foram cuidadosamente posicionados nos encaixes dos transferentes e fixados com os parafusos de fixação (Figura 4).

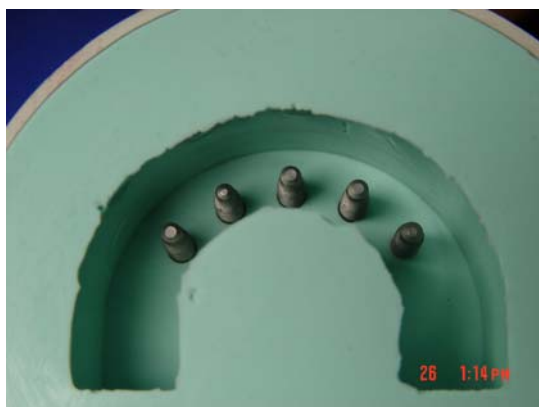


Figura 4: Implantes posicionados no interior do molde.

A confecção do modelo fotoelástico foi feita com a resina fotoelástica Araldite GY279BR (Araltec Produtos Químicos Ltda. - Hunstman – Guarulhos – São Paulo) modificada, com diluído reativo, de baixa a média viscosidade, formulada à base de bisfenol A; e o endurecedor Aradur HY2964BR (Araltec Produtos Químicos Ltda. - Hunstman – Guarulhos – São Paulo) modificado, à base de amina cicloalifática, de baixa viscosidade, o que permite maior aplicação e manuseio. A cura da mistura ocorre à temperatura ambiente, sendo que a mesma deve ser armazenada de 18 a 25 °C.

Assim, a resina fotoelástica Araldite GY279BR foi medida e manipulada junto com o endurecedor Aradur, com o auxílio de uma proveta, bastão de vidro e termômetro, numa proporção de 40g de GY279BR para 20g de HY2964BR, conforme recomendação do fabricante.

A mistura foi, então, acondicionada no Becker e manipulada de forma manual com o auxílio de um bastão de vidro. O recipiente Becker foi, então, colocado no interior de uma bomba de vácuo para a eliminação de bolhas de ar incorporadas durante a mistura e manipulação dos componentes da resina fotoelástica. Acoplados à bomba de vácuo estavam uma câmara acrílica hermeticamente fechada e um manômetro. A mistura permaneceu no interior da câmara de vácuo durante aproximadamente 20 minutos sob uma pressão atmosférica, de zero até 750,00mmHg. Esse procedimento foi repetido quatro vezes.

O molde foi, então, preenchido lentamente com a resina fotoelástica, mantendo-se o Becker o mais próximo possível da superfície do molde. O molde preenchido foi levado novamente à câmara de vácuo, a fim de eliminar bolhas incorporadas durante o preenchimento do mesmo. O molde foi recoberto com filme de PVC para proteção de sua superfície contra a deposição de impurezas durante a polimerização da resina. Após a completa polimerização da resina, período equivalente a 72 horas, recomendado pelo fabricante, foi realizada a separação do modelo juntamente com os respectivos transferentes protéticos. Então, foi dado acabamento no modelo e em sua base com auxílio de lixa d'água de granulação fina (1500 e 2000 - 3M do Brasil) para que o modelo assentasse perfeitamente numa superfície lisa e plana, correspondente à base do aparelho de análise fotoelástica. Este acabamento foi realizado com extremo cuidado a fim de evitar

indução de tensões no modelo. Dessa forma, o modelo fotoelástico utilizado para as análises deste trabalho foi obtido (Figura 5).



Figura 5: Modelo fotoelástico.

Enceramento dos corpos-de-prova

Para a confecção dos corpos-de-prova foram utilizados 30 componentes para carga imediata 112 CNB (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo – Brasil).

Os cilindros calcináveis foram posicionados sobre a matriz metálica. Uma barra cilíndrica em cera com 4,0mm de diâmetro (Dentaurum® – Pforzheim – Germany) foi recortada e colocada entre os cilindros. Em seguida, foi aplicada cera PK Opaca (Kota® – Indústria e Comércio – São Paulo – Brasil) nas extremidades, unindo os cilindros uns aos outros. Nas extremidades livres, foi padronizada uma extensão distal de 10mm de comprimento (Figura 6).



Figura 6: Padrão encerado (setas).

Posteriormente, foi realizada a prova da passividade, com os padrões em cera, na matriz metálica, finalizando o enceramento dos mesmos. Este procedimento consistia no aperto de um parafuso em uma das extremidades do padrão em cera, com torque de 10Ncm e em seguida verificava-se, visualmente, a desadaptação no outro lado, com a finalidade de avaliar e eliminar distorções do processo de enceramento. Se alguma desadaptação fosse observada, o padrão em cera era, então, seccionado e novamente unido com cera.

Inclusão dos padrões em cera

Sobre a superfície livre dos padrões foram fixados 03 bastões de cera (Dentaurum® – Pforzheim – Germany), com 4,0mm de diâmetro cada, os quais foram unidos a uma barra em forma de “U”, com 5,0mm de diâmetro. Sobre esta barra, foram perpendicularmente fixados 02 bastões de cera do mesmo diâmetro (5,0mm), e adaptados à base do anel de inclusão, com a finalidade de garantir volume suficiente de estrutura para a quantidade de liga injetada.

Em toda a superfície do padrão de cera, foi aplicado líquido umectante (Waxit®, Degussa AG – Hanau – Germany) e deixado à temperatura ambiente para secagem. Em seguida, um anel de silicone, com capacidade para 500g de revestimento, foi adaptado à base formadora de cadinho (Figura 7). Foi utilizado o revestimento especial para fundição de titânio Rematitan Plus® (Dentaurum – Pforzheim – Germany), o qual, de acordo com as instruções do fabricante, foi proporcionado na relação de 80ml de líquido específico para

02 envelopes de 250g de pó, e incorporando pó ao líquido manualmente durante 10 segundos e, em seguida, espatulando mecanicamente a vácuo por 60 segundos num espatulador elétrico (Espatulador / Inclusor Elétrico à Vácuo – Multivac 4, Degussa S.A.). Após a manipulação, os padrões foram cuidadosamente pincelados com o revestimento na porção interna de cada cilindro calcinável, e então completado o preenchimento. Em seguida, o conjunto foi deixado sobre bancada à temperatura ambiente até o início da reação de cristalização, momento em que o anel foi removido.



Figura 7: Padrão encerado unido à base e posicionado no interior do anel de silicone.

Processo de Fundição

Após o tempo de 40 minutos do início da manipulação do revestimento, o bloco cristalizado foi colocado em forno elétrico de pré-aquecimento (VULCAN 3.550 NDI Box Furnace - Degussa – Ney Dental Inc – Yucaipa, CA, USA), previamente programado, conforme o quadro abaixo:

Quadro 1 – Ciclos de temperatura, velocidade de aquecimento/esfriamento:

PROGRAMA	TEMPERATURA (°C)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO /ESFRIAMENTO (°C/MIN)	TEMPO DE PERMANÊNCIA (MIN)
CICLO 1	H1=250°C	A1= 7°C	P1= 60min
CICLO 2	H2=1000°C	A2=7°C	P2=90min
CICLO 3	H3=550°C	A3=7°C	P3=120min

Para evitar a penetração de impurezas e permitir a eliminação de cera e resíduos, o bloco de revestimento foi posicionado no forno com a região correspondente à base formadora de cadinho voltada para baixo. Após o tempo de aquecimento/esfriamento, a fundição foi realizada em máquina específica para fundição de titânio (Rematitan - Dentaureum – Pforzheim – Germany), em atmosfera específica de gás argônio 0,95-bar. Para o procedimento de fundição foi utilizado o titânio comercialmente puro grau II (Tritan® - Dentaureum – Pforzheim – Germany).

Desinclusão e Acabamento

O procedimento de desinclusão foi realizado após o resfriamento do revestimento em água, por recomendação do fabricante. A amostra foi desincluída do revestimento com auxílio de um desincludor pneumático (Silfradent – F.LLI Manfred – Italy).

Após a desinclusão, foram seccionados os condutos de alimentação com disco de óxido de alumínio (Dentaureum J. P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Germany). Em seguida, cada infra-estrutura foi jateada com óxido de alumínio de granulação 100µm e pressão 60Lb/pol² (Figura 8).

Desta forma foram obtidas 6 infra-estruturas em titânio, que foram divididas em dois grupos de 3 repetições cada, a saber:

GRUPO I: infra-estruturas em titânio e cilindros cimentados;

GRUPO II: infra-estruturas em titânio e cilindros soldados a laser.



Figura 8: Infra-estrutura fundida posicionada sobre a matriz metálica.

Cimentação dos cilindros – Grupo I

Nas infra-estruturas do grupo I foram cimentados cinco *Abutments* tipo Micro-Unit para carga imediata (Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo). Esse sistema, idealizado inicialmente para carga imediata, é composto de cilindros de cobre e coifas calcináveis para laboratório e cilindros de titânio para uso clínico.

Previamente à cimentação dos cilindros de titânio, os quatro cilindros correspondentes aos implantes de números 1, 2, 4 e 5 foram posicionados sobre a matriz metálica e parafusados. Posteriormente, os parafusos foram recobertos com cera utilidade (Artigos Odontológicos Clássico Ltda. – São Paulo) para evitar a entrada de cimento na superfície dos mesmos, o que impossibilitaria a remoção da infra-estrutura após a completa cimentação dos cilindros.

Foi, então, realizada a cimentação destes cilindros com cimento resinoso de dupla ativação (Panavia F[®] - Kuraray Co. Japan – Quadro 2) sobre a matriz metálica, simulando uma situação clínica. De acordo com as especificações do fabricante, o cimento resinoso foi manipulado e inserido nas áreas correspondentes da infra-estrutura e ao redor dos cilindros de titânio. O conjunto foi posicionado e parafusado sobre a matriz metálica apenas com o aperto do parafuso correspondente ao implante de número 3 e, após a remoção dos excessos de cimento, foi realizada a fotoativação do cimento resinoso, com

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas dos cilindros cimentados ou soldados a laser

auxílio de um fotoativador (Curing Light® XL 3000 - 3M Dental Products) durante vinte segundos em cada uma das faces, vestibular e lingual. Então, a infra-estrutura foi removida e o procedimento repetiu-se para o cilindro correspondente ao implante de número 3, ou seja, seu parafuso correspondente foi apertado, protegido com cera utilidade, então, o cimento foi manipulado e inserido na infra-estrutura e ao redor do cilindro. A infra-estrutura foi, assim, parafusada com o aperto dos parafusos correspondentes aos implantes de número 1, 2, 4 e 5 e, então, realizada a fotoativação do cimento resinoso, durante vinte segundos em suas faces vestibular e lingual (Figura 9). Obtendo-se, assim, as infra-estruturas do grupo I.



Figura 9: Cimentação da estrutura – Fotoativação.

Quadro 2 – Composição química dos componentes do Panavia F®

Panavia F®	
Alloy Primer	VBATDT, MDP, acetona
Ed Primer – Líquido A	HEMA, MDP, 5-NMSA, dietanol p-toluidina, água
Ed Primer – Líquido B	5-NMSA, Sulfinato benzênico de sódio, dietanol p-toluidina, água
Pasta A	Sílica coloidal, BisGMA, MDP, dimetacrilato hidrófilo e hidrófobo, peróxido de benzoila
Pasta B	Vidro de bário silanizado, óxido de titânio, NaF, sílica coloidal, BisGMA, dimetacrilato hidrófilo e hidrófobo, dietanol p-toluidina, sulfinato de sódio trisopropílico benzênico

Soldagem a laser dos cilindros – Grupo II

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

Durante o procedimento de soldagem, tomou-se o cuidado de realizar os primeiros pontos de solda em regiões diametralmente opostas, ou seja, faces vestibular, lingual, mesial e distal. Os pontos de solda eram aplicados alternando-os entre um cilindro e outro. Posteriormente, partiu-se para soldagem de toda a extensão de cada um dos cilindros, com a sobreposição dos pontos de solda em cerca de 70 a 80%, completando-se, assim, o cordão de solda (Figura 10) e obtendo-se as infra-estruturas para o grupo II.



Figura 10: Infra-estrutura soldada.

Análise das Estruturas em Microscópio Mensurador

Inicialmente foram realizadas leituras dos valores das alterações dimensionais lineares verticais, representando o grau de desadaptação entre os componentes protéticos e os pilares intermediários de implantes, utilizando um microscópio mensurador (STM Digital - Olympus - Japan) com precisão de 0,0005 mm (Figura 11).

As infra-estruturas metálicas foram encaixadas e posicionadas na matriz metálica e o parafuso correspondente ao implante 1, foi apertado. Verificou-se, então, o grau de desadaptação dos componentes 3 e 5, nas suas superfícies vestibular e lingual. O procedimento repetiu-se com o outro parafuso mais distal (parafuso nº5) para a mensuração nos implantes 1 e 3.



Figura 11: Matriz posicionada para leitura.

Para maior segurança, em cada distância foram realizadas três leituras entre os pontos estabelecidos, através das quais foi calculada a média aritmética. Posteriormente, as duas médias obtidas para o implante de número 3, foram agrupadas, realizada nova média aritmética e este valor foi, então, denominado posição central. Da mesma forma, a média obtida para o implante de número 1 foi agrupada àquela obtida para o implante de número 5, realizada nova média aritmética e esse valor denominado posição distal.

Para cada um dos grupos, I e II, foi selecionada apenas a infra-estrutura que apresentou menor valor de desadaptação ao microscópio. Isto fez parte da metodologia utilizada, visto que o objetivo do trabalho foi avaliar, fotoelasticamente, infra-estruturas com adaptação considerada aceitável.

Análise Fotoelástica

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

A fim de se estabelecer possível associação entre o grau de desadaptação das infra-estruturas e o nível de tensão ao redor dos implantes, as estruturas melhor adaptadas foram analisadas fotoelasticamente com o aperto da infra-estrutura com torque de 10Ncm em três diferentes seqüências:

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

Para cada uma das seqüências, o aperto foi realizado apenas uma vez e fotografado após cada aperto, para fim comparativo.

As tensões fotoelásticas foram analisadas por comparação do número de franjas ao redor de cada implante para identificar a magnitude da tensão e para registrar quão próximas estavam as franjas umas das outras para avaliar a concentração de tensão.

Neste experimento, utilizou-se um polariscópio do tipo plano. Para melhor nitidez das imagens, mergulhou-se os modelos, juntamente com as infra-estruturas em um tanque contendo óleo mineral puro, o que possibilitou ainda melhor visualização das franjas coloridas. Para isso, também adaptou-se ao polariscópio, um refletor fotográfico para a fonte de luz e um difusor de luz. A este conjunto denominou-se polariscópio.

Na sua parte óptica, este aparelho possui uma fonte de luz branca (lâmpada Photoflood – G&E – 250W), um filtro polarizador, um difusor, no interior do qual o modelo fotoelástico era colocado, e um filtro analisador (Figura 12 a, b, c e d).

Na sua parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento que possibilita posicionar o modelo a ser analisado, inserido no difusor, no centro geométrico dos filtros (Figura 12 e).

Como equipamento auxiliar, acoplou-se uma máquina fotográfica digital, Sony Cybershot DSC – F717(Sony Corp-Japan), que permitiu registrar as franjas nas imagens de fotografias digitais (Figura 12 f).

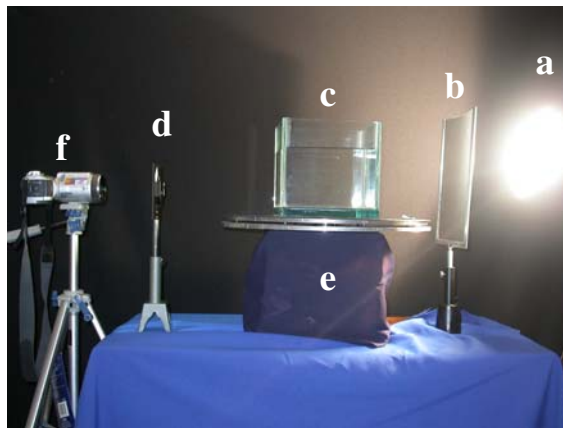


Figura 12: Equipamento para Análise Fotoelástica: a) fonte de luz; b) filtro polarizador; c) recipiente de vidro contendo óleo mineral puro (difusor); d) filtro analisador; e) posicionador de modelo e f) máquina fotográfica digital.

Análise das Estruturas em Microscópio Mensurador Após Análise Fotoelástica

Posteriormente à realização da análise fotoelástica, foram realizadas novas leituras dos valores das alterações dimensionais lineares verticais, utilizando o microscópio mensurador (STM Digital - Olympus - Japan) com precisão de 0,0005 mm. Esta análise foi realizada, para cada uma das seqüências de aperto dos parafusos avaliadas, da seguinte forma: o parafuso correspondente ao início da seqüência era apertado e avaliada a desadaptação, em cada uma das faces vestibular e lingual, para os implantes de número 1, 3 e 5. Posteriormente, o parafuso seguinte apertado e a desadaptação avaliada nos mesmos implantes 1, 3 e 5 e assim, sucessivamente, até o término total da seqüência, dado com o aperto final da infra-estrutura.

Este procedimento foi realizado a fim de avaliar o comportamento da infra-estrutura, com relação à desadaptação, após o aperto dos parafusos para verificar possível relação entre a quantidade de tensões geradas ao redor dos implantes e a quantidade de desadaptação existente quando do aperto dos parafusos. Estes dados encontram-se no apêndice deste trabalho, na página 79.

5 - RESULTADOS

A **Tabela 1** apresenta as médias de desadaptação de cada estrutura confeccionada para o grupo I (cimentado), nas posições distal e central.

Tabela 1: Média aritmética, em micrometros, das estruturas do grupo I nas posições distal e central, destacando as médias da estrutura selecionada número 1.

Estrutura	Posição distal (μm)	Posição central (μm)
1	43,95	22,07
2	71,5	71,2
3	38,1	41,75

A **Tabela 2** apresenta as médias de desadaptação de cada estrutura confeccionada para o grupo II (soldado), nas posições distal e central.

Tabela 2: Média aritmética, em micrometros, das estruturas do grupo II nas posições distal e central, destacando a estrutura selecionada número 3.

Estrutura	Posição distal (μm)	Posição central (μm)
1	246,12	176,7
2	235,35	86,2
3	198,8	60,17

Foram selecionadas para realização da análise fotoelástica as estruturas de número 1, para o Grupo I, a de número 3, para o Grupo II.

Grupo Cimentado – comportamento das tensões na seqüência 12345

Após o aperto do parafuso 1, observou-se o início de formação de tensões na região correspondente ao terço médio dos implantes 2, 3 e 4. Apertou-se, então, o parafuso 2 e notou-se um aumento de tensões nos implantes 2, 3 e 4, na região correspondente ao terço médio e ápice, bem como o início de tensões no implante 5. Após o aperto do parafuso 3, verificou-se grande quantidade de tensão na região do terço médio e ápice dos implantes 2, 3, 4 e 5, bem como, leve aumento de tensões no implante 1. Grande quantidade de tensão, também foi observada entre os implantes 2, 3, 4 e 5 e em seus ápices após o aperto do parafuso 4. Após a estrutura estar totalmente parafusada, com o aperto do parafuso 5, verificou-se grande formação de tensão entre os implantes 2, 3 e 4 e em seus ápices e, também, nos implantes 1 e 5, em menor grau (Figura 13).

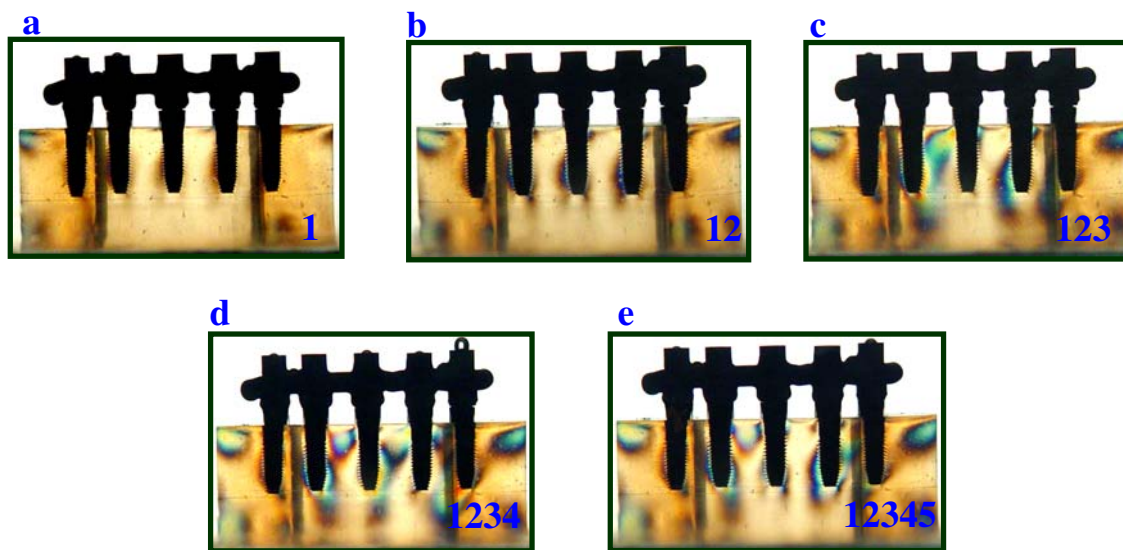


Figura 13: Seqüência 12345 – Grupo Cimentado: a) aperto parafuso 1; b) aperto parafuso 2; c) aperto parafuso 3; d) aperto parafuso 4; e) aperto parafuso 5.

Grupo Cimentado – comportamento das tensões na seqüência 54321

Após o aperto do parafuso 5, observou-se o início de formação de tensões na região cervical e ápice dos implantes 2, 3 e 4 e, no implante 5, levemente em seu terço médio. Apertou-se, então, o parafuso 4, evidenciando um aumento de tensões nas regiões anteriormente descritas nos implantes 2, 3, 4 e 5. Após o aperto do parafuso 3, verificou-se grande quantidade de tensão na região do ápice e terço médio, entre os implantes 2, 3 e 4 e o aparecimento de tensões no implante 1, na região do terço médio e ápice. Com o aperto do parafuso 2 houve uma leve diminuição de tensão entre os implantes 3 e 4, bem como nos ápices dos implantes 2 e 4. Após o aperto total da estrutura, com o aperto do parafuso 1, não houve mudança no padrão de distribuição de tensão verificada no aperto anterior (Figura 14).

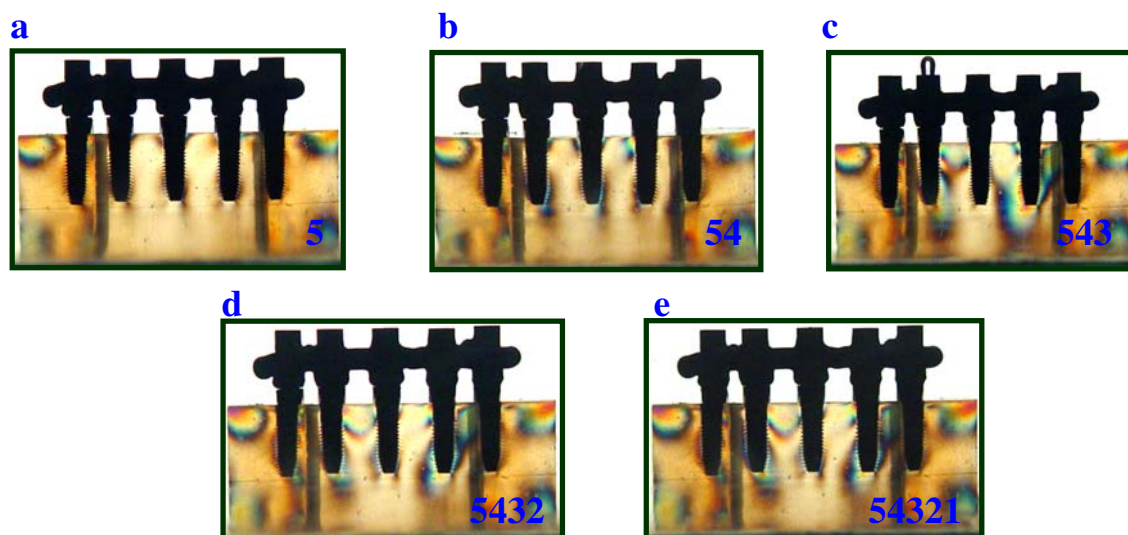


Figura 14: Seqüência 54321 – Grupo Cimentado: a) aperto parafuso 5; b) aperto parafuso 4; c) aperto parafuso 3; d) aperto parafuso 2; e) aperto parafuso 1.

Grupo Cimentado – comportamento das tensões na seqüência 32415

Após o aperto do parafuso 3, observou-se formação de tensões entre os implantes 2 e 3, estendendo-se até seus ápices. Após o aperto do parafuso 2 notou-se uma melhor distribuição de tensões nos implantes 2 e 3 e leve surgimento de tensões nos ápices dos implantes 4 e 5. Após o aperto do parafuso 4, verificou-se grande quantidade de tensão na região do terço médio dos implantes 2, 3 e 4 e ápice dos implantes 2 e 3. Com o aperto do parafuso 1, não houve alteração no padrão de distribuição de tensão anteriormente encontrado. Após o aperto total da estrutura, com o aperto do parafuso 5, verificou-se uma diminuição das tensões, ocorrendo melhor distribuição das mesmas entre os implantes 2, 3, 4 e 5 (Figura 15).

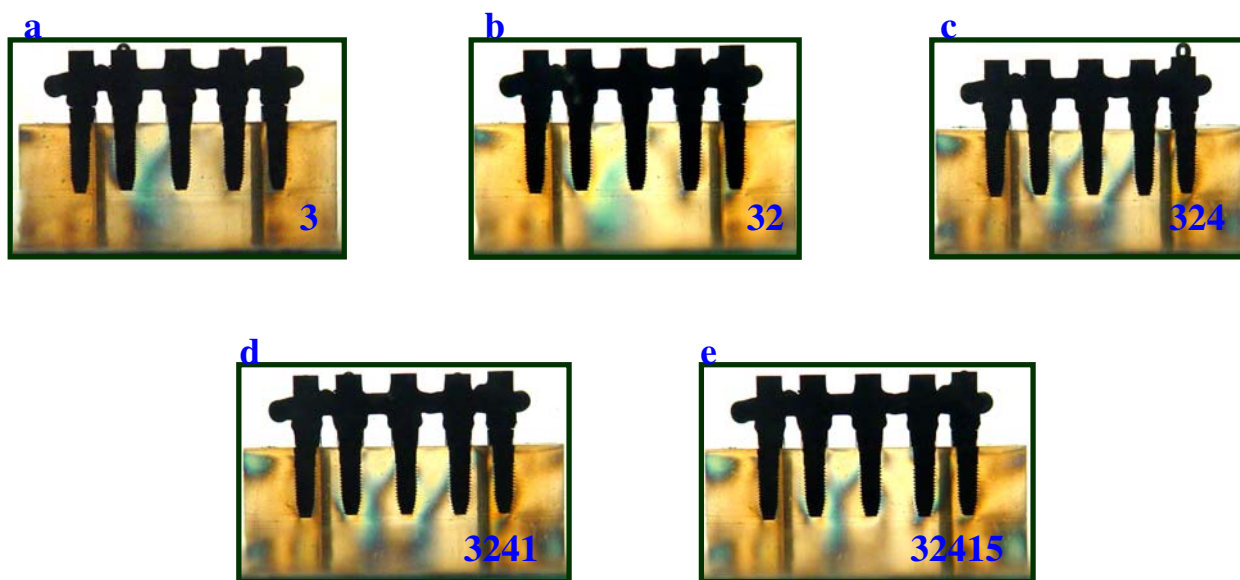


Figura 15: Seqüência 32415 – Grupo Cimentado: a) aperto parafuso 3; b) aperto parafuso 2; c) aperto parafuso 4; d) aperto parafuso 1; e) aperto parafuso 5.

Grupo Soldado – comportamento das tensões na seqüência 12345

Após o aperto do parafuso 1, observou-se o início de formação de tensões na região cervical dos implantes 2 e 4. Apertou-se, então, o parafuso 2 e notou-se um aumento de tensões na região cervical e ápices dos implantes 2, 3, 4 e 5 e terço médio dos implantes 2 e 3. Após o aperto do parafuso 3, verificou-se grande quantidade de tensão na região do terço médio, cervical e ápice dos implantes 2, 3 e 4 e entre os implantes 1, 2, 3 e 4, bem como no ápice do implante 1. Quantidade semelhante de tensão ao padrão anterior foi verificada após o aperto do parafuso 4. Após a estrutura estar totalmente parafusada, com o aperto do parafuso 5, verificou-se aumento de tensão nos ápices dos implantes 3, 4 e 5 (Figura 16).

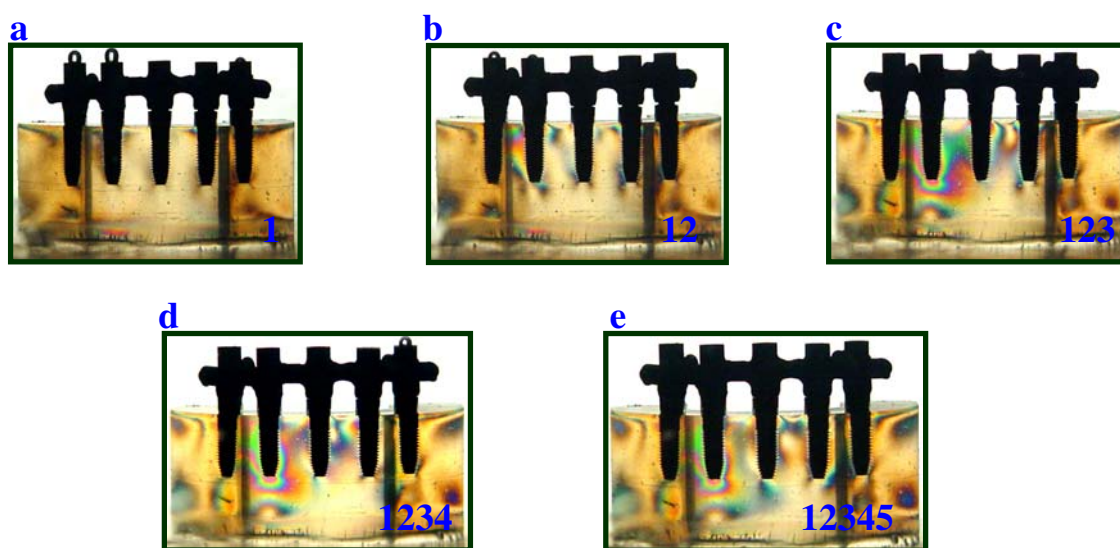


Figura 16: Seqüência 12345 - Grupo Soldado: a) aperto parafuso 1; b) aperto parafuso 2; c) aperto parafuso 3; d) aperto parafuso 4; e) aperto parafuso 5.

Grupo Soldado – comportamento das tensões na seqüência 54321

Após o aperto do parafuso 5, observou-se o início de formação de tensões na região correspondente ao terço médio dos implantes 2 e 3 e cervical dos implantes 2, 4 e 5. Apertando-se o parafuso 4 houve aumento de tensão nas regiões de terço médio, cervical e ápice dos implantes 2, 3 e 4 e no ápice dos implantes 1 e 5. Após o aperto do parafuso 3, verificou-se aumento de tensão entre os implantes 2, 3 e 4 e ápices dos implantes 1 e 5, notando-se, também, a ocorrência de tensões em toda a extensão do modelo fotoelástico. Após o aperto do parafuso 2, não foi observada grande mudança no padrão de distribuição de tensão, apenas no ápice dos implantes 3 e 4 e entre os mesmos. Após a estrutura estar totalmente parafusada, com o aperto do parafuso 1, não se verificou mudança no padrão anteriormente observado (Figura 17).

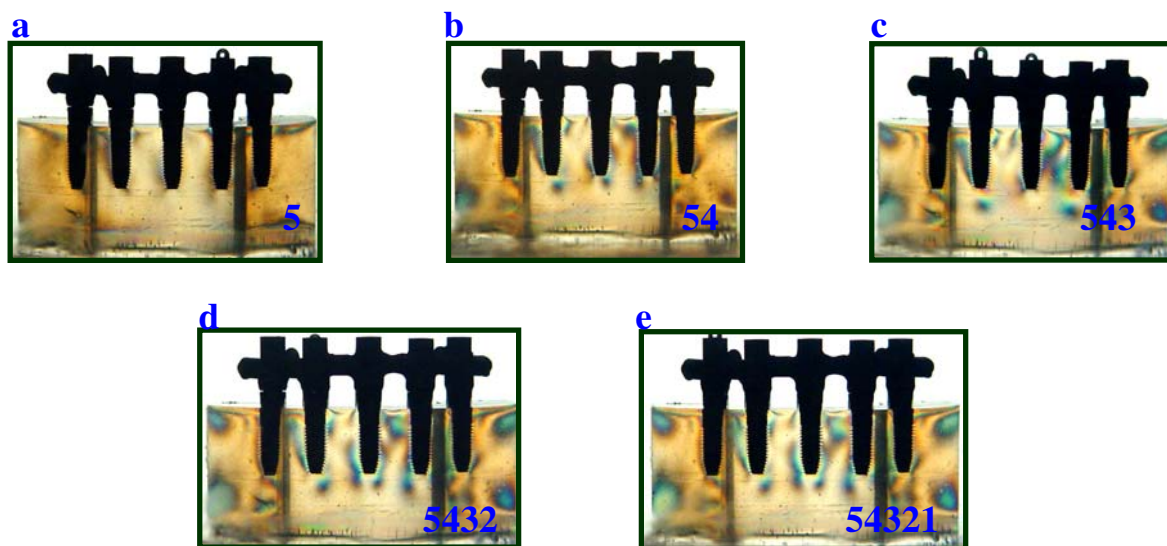


Figura 17: Seqüência parafusos 54321 – Grupo Soldado: a) aperto parafuso 5; b) aperto parafuso 4; c) aperto parafuso 3; d) aperto parafuso 2; e) aperto parafuso 1.

Grupo Soldado – comportamento das tensões na seqüência 32415

Após o aperto do parafuso 3, observou-se o início de formação de tensões na região cervical de todos os implantes, bem como entre os implantes 2 e 3 e ápices dos implantes 2, 3 e 4. Apertou-se, então, o parafuso 2 e notou-se um aumento de tensões entre os implantes 2 e 3 e ápices dos implantes 2 e 4. Após o aperto do parafuso 4, verificou-se grande quantidade de tensão entre os implantes 2, 3 e 4 e seus ápices. Houve um aumento de tensões, comparado ao padrão anterior, porém com distribuição similar, bem como na região do ápice do implante 1, após o aperto do parafuso 1. Após a estrutura estar totalmente parafusada, com o aperto do parafuso 5, verificou-se ligeira mudança no padrão anterior, embora tenha se assemelhado bastante ao mesmo (Figura 18).

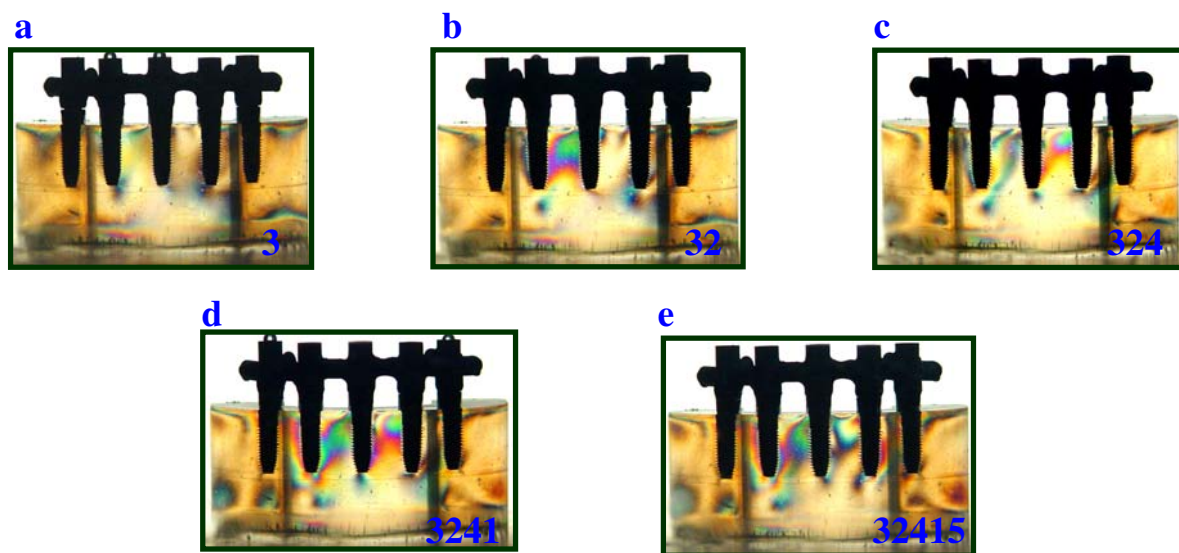


Figura 18: Seqüência 32415 – Grupo Soldado: a) aperto parafuso 3; b) aperto parafuso 2; c) aperto parafuso 4; d) aperto parafuso 1; e) aperto parafuso 5.

A Figura 19 mostra a comparação da Análise Fotoelástica da estrutura do Grupo I (Cilindros Cimentados), após totalmente parafusada, para cada uma das seqüências de aperto dos parafusos, respectivamente 1/2/3/4/5; 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5.

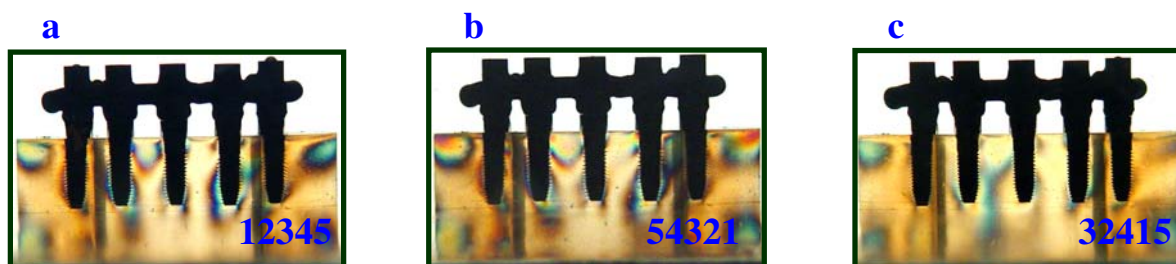


Figura 19: Grupo I: a) seqüência 12345; b) seqüência 54321; c) seqüência 32415.

A Figura 20 mostra a comparação da Análise Fotoelástica da estrutura do Grupo II (Cilindros Soldados), após totalmente parafusada, para cada uma das seqüências de aperto dos parafusos, respectivamente 1/2/3/4/5; 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5.

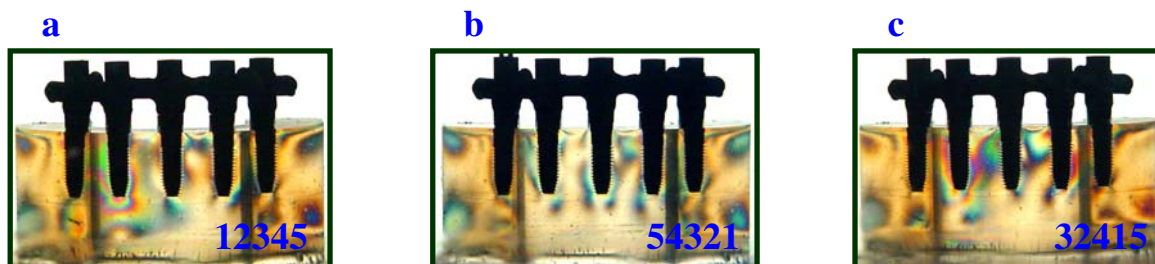


Figura 20: Grupo II: a) seqüência 12345; b) seqüência 54321; c) seqüência 32415.

6 - DISCUSSÃO

Diversos pesquisadores têm descrito a importância do assentamento passivo das infra-estruturas implanto-suportadas, como SKALAK (1983), JOHANSSON & PALMQVIST (1990), GOLL (1991), HELLDÉN & DÉRAND (1998), WEE(1999), HERBST *et al.* (2000), RANDI *et al.* (2001). Apesar da evidência científica e a eficácia da tecnologia usada atualmente evidenciarem que o absoluto assentamento passivo das infra-estruturas não pode ser obtido (RANDI *et al.*, 2001; SAHIN & ÇEHRELI, 2001; KLEINE, 2002), a preocupação com tal passividade relaciona-se a diversos problemas citados em trabalhos como os de WEINBERG, 1993; APARICIO, 1994; APARICIO, 1995; GOODACRE *et al.*, 2003; CARLSON & CARLSSON, 1994 e KAN *et al.*, 1999.

A passividade entre a infra-estrutura e o intermediário constitui-se em requisito fundamental quando da confecção de próteses fixas implanto-suportadas (COOPER & MORIARTY, 1997; KUNAVISARUT *et al.*, 2002). Para JEMT (1991) a adaptação passiva seria um nível tal que não causasse complicações clínicas e definiu também como sendo aceitáveis, desajustes menores que 150µm, já em 1996 o mesmo autor indicou que esse número deveria ser de até 100µm.

Dentre as técnicas apresentadas por diversos autores para prover uma melhora no assentamento passivo de estruturas protéticas implanto-suportadas destacam-se a eletroerosão (EVANS, 1997; BERNARDON, 2001; CONTRERAS *et al.*, 2002), o seccionamento e soldagem da infra-estrutura protética (JEMT & LINDÉN, 1992; SOUSA, 2001; DAMACENO, 2005) e a técnica dos cilindros cimentados proposta por JIMENÉZ-LÓPEZ em 1995 (KLEINE, 2002). As técnicas avaliadas neste trabalho foram a de JIMENÉZ-LÓPEZ e a da soldagem a laser de todos os cilindros à infra-estrutura fundida (McCARTNEY & DOUD, 1993; KLEINE, 2002; DAMACENO, 2005).

Na literatura muitos métodos têm sido apresentados para a avaliação do assentamento passivo, como os citados nos trabalhos de WASKEWICKZ *et al.* (1994); JEMT & LIE (1995); JEMT (1996); BERNARDON (2001); COSTA (2001); SOUSA (2001); CONTRERAS *et al.* (2002); KLEINE (2002); KUNAVISARUT *et al.* (2002);

HECKER & ECKERT (2003); TAKAHASHI & GUNNE (2003); ALKAN *et al.* (2004); ESKITACIOGLU *et al.* (2004) e DAMACENO (2005).

A análise fotoelástica tem sido utilizada para verificar a formação de tensões ao redor de dentes e/ou implantes quando ambos são submetidos à carga (GLICKMAN *et al.*, 1970; CARDOSO *et al.*, 1988; WHITE *et al.*, 1994; CLELLAND & VAN PUTTEN, 1997; BROSH *et al.*, 1998; SADWSKY & CAPUTO, 2000; UEDA *et al.*, 2004).

Em próteses parafusadas, o apertamento dos parafusos provoca forças nos e ao redor dos implantes e sua magnitude depende da quantidade da desadaptação (CARLSON & CARLSSON, 1994; GUICHET *et al.*, 2000; CLELLAND *et al.*, 1995 citado por SAHIN & ÇEHRELI, 2001; UEDA *et al.*, 2004; DAMACENO, 2005). Distorção na infra-estrutura e no implante é observada durante o parafusamento da infra-estrutura (JEMT, 1996). Desta forma, a análise fotoelástica utilizada nesse estudo, associada as diferentes seqüências de aperto dos parafusos teve o objetivo de avaliar essas forças geradas ao redor dos implantes, como nos trabalhos de WASKEWICKZ *et al.* (1994); WATANABE *et al.* (2000); NISSAN *et al.* (2001) e DAMACENO (2005).

Foram encontradas diferenças entre os dois grupos avaliados, sendo que o grupo dos cilindros cimentados apresentou menor formação de tensões, ou seja, menor quantidade de franjas ao redor dos implantes, resultado similar ao encontrado por CLELLAND & VAN PUTTEN (1997) e WATANABE *et al.* (2000). Os resultados médios de desadaptação marginal obtidos para a estrutura melhor adaptada deste grupo foram de 22,07µm para a posição central e 43,95µm para a distal, abaixo do mínimo considerado satisfatório clinicamente (100µm) por JEMT em 1996. Foram observados desajustes nas posições central e distal. Entretanto, os maiores valores numéricos de desajustes foram vistos na posição distal. Fato este que pode ser explicado pela forma em curva e pela extensão das infra-estruturas. Estruturas metálicas extensas e complexas estão mais sujeitas às discrepâncias dimensionais geradas pelo processo de fundição. As resultantes dessas discrepâncias encontram-se mais evidentes nas extremidades. Com o teste do parafuso único, empregado na primeira parte da análise dos resultados, quaisquer irregularidades existentes na interface implante/prótese podem resultar em desadaptação da

prótese nos demais implantes, apresentando resultados exacerbados nas extremidades de tais infra-estruturas.

RANDI *et al.*, em 2001, encontraram resultados bastante positivos de assentamento passivo, entretanto utilizaram um modelo mestre constituído apenas por três implantes, o que minimiza a distorção nos processos de fundição, possibilitando a obtenção de infra-estruturas mais adaptadas.

A técnica dos cilindros cimentados tem sido amplamente utilizada com o avanço da técnica de carga imediata, devido à sua rápida confecção e, conseqüente, possibilidade de instalação após o primeiro estágio cirúrgico. É evidente a necessidade de avaliação em longo prazo de tais infra-estruturas, no que diz respeito à sua resistência mecânica quando em função.

Em 2004, RAJAN & GUNASEELAN, apresentaram o caso clínico de uma prótese unitária parafusada cimentada com fosfato de zinco, ressaltando como vantagem a facilidade de retratamento, porém, chamam a atenção para a necessidade de estudos para avaliar a viabilidade da técnica em próteses múltiplas implanto-suportadas. Dessa forma, o presente estudo vem confirmar a facilidade de tal técnica, no que diz respeito à passividade e formação de tensões ao redor dos implantes.

Como alternativa para próteses múltiplas, GALLUCCI *et al.*, em 2005, indicam a confecção das mesmas em 3 a 4 fragmentos, alternativa essa que pode aumentar o custo e passos clínicos e laboratoriais, quando comparada à confecção de uma prótese múltipla em apenas um segmento, como a apresentada neste estudo. McCracken *et al.*, ainda em 2005, apresentaram como outra opção para reabilitações múltiplas um prótese total metaloplástica cimentada sobre uma infra-estrutura metálica. Entretanto, os autores citam que há a necessidade de um espaço entre as arcadas de, no mínimo 12mm, para possibilitar a confecção de tal prótese e que existe a possibilidade de ocorrer decimentação e/ou fratura da supra-estrutura em resina. Além disso foi realizado apenas um caso clínico com a técnica, necessitando de mais estudos para avaliar passividade, formação de tensões e durabilidade das próteses.

Dentro da técnica dos cilindros cimentados, a seqüência de aperto dos parafusos 3/2/4/1/5 foi a que apresentou distribuição de tensões mais uniforme e em menor grau,

quando comparada às seqüências 1/2/3/4/5 e 5/4/3/2/1, de acordo com a formação das franjas fotoelásticas ao redor dos implantes. DAMACENO, em 2005, encontrou resultados similares para a mesma seqüência de aperto dos parafusos.

LONGONI *et al.*, em 2004, realizaram a captura dos copings de titânio diretamente na boca com cimento resinoso e, posteriormente, no laboratório, realizaram a soldagem a laser dos mesmos, relatando ser uma técnica rápida e capaz de determinar passividade. Tal técnica consistiu numa combinação entre as duas técnicas avaliadas no presente estudo.

A soldagem a laser em Odontologia vem sendo amplamente utilizada e autores como TAMBASCO *et al.*, 1996; SOUZA *et al.*, 2000 e BERTRAND *et al.*, 2001 têm destacado as vantagens e desvantagens de seu uso.

Vários estudos têm comparado a técnica da soldagem a laser com as técnicas em monobloco e/ou soldagem por brasagem, verificando melhores resultados para a primeira (HULLING & CLARK, 1997; JEMT *et al.*, 1998; CASTILIO, 2000; MANICONE *et al.*, 2000; SOUZA *et al.*, 2000; SOUSA, 2001; BERNARDON, 2001).

Diversos trabalhos têm discutido as propriedades do titânio quando submetido a soldagem a laser, como os de SJÖGREN *et al.* (1988); YAMAGISHI *et al.* (1993); WANG & WELSH (1995); NEO *et al.* (1996); CHAI & CHOU (1998) e LIU *et al.* (2002). De acordo com TAMBASCO *et al.* (1996), o sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração da solda.

Para o grupo dos cilindros soldados a laser os valores médios de desadaptação marginal obtidos para a infra-estrutura melhor adaptada foram de 60,17µm para a posição central e 198,80µm para a posição distal. De maneira similar ao grupo dos cilindros cimentados, verificou-se a presença de menores desajustes na posição central. Por outro lado, o valor encontrado para a posição distal, apresenta-se acima daquele preconizado pela literatura (JEMT *et al.*, 1996). Porém, quando realizada a análise fotoelástica da infra-estrutura sobre o modelo, a disposição das franjas apresentou-se favorável, sem grandes discrepâncias em relação ao grupo dos cilindros cimentados.

Quando avaliadas as diferentes seqüências de aperto dos parafusos, verificou-se que a seqüência 5/4/3/2/1 foi aquela que apresentou menor quantidade de franjas fotoelásticas,

sendo as mesmas distribuídas mais uniformemente em relação às seqüências 1/2/3/4/5 e 3/2/4/1/5.

Além de proporcionar resultados satisfatórios de desajuste marginal, a técnica de soldagem avaliada neste estudo, denominada soldagem de borda, apresenta a vantagem de utilizar estrutura metálica em monobloco, na qual as áreas soldadas localizam-se em regiões de menores esforços mecânicos.

No entanto, a técnica do cilindro cimentado apresentou significativa melhora no assentamento passivo. Além de utilizar estruturas em monobloco, tem como principais características a simplicidade de técnica e redução de custo.

A ocorrência da diferença entre os grupos pode estar associada à alta temperatura envolvida na soldagem a laser, que embora se encontre próxima à necessária para fundir o metal, pode causar distorções na peça, uma vez que cerca de 30 pontos de solda são aplicados por cilindro de titânio.

No presente estudo optou-se por avaliar apenas uma infra-estrutura para cada um dos grupos devido ao fato de ocorrer incorporação de tensões no modelo fotoelástico após os apertos dos parafusos. A cada término de seqüência tornava-se mais difícil a eliminação dessas tensões. Dessa forma, o modelo não suportaria as análises para diversas infra-estruturas. Impossibilitando, assim, a realização de análise estatística do trabalho.

Outra limitação do trabalho é a forma em ferradura do modelo fotoelástico utilizado, o que pode causar sobreposição das imagens registradas. Entretanto optou-se por essa configuração a fim de aproximar o estudo o máximo possível com uma situação real.

Com base nos resultados obtidos, verifica-se a validade dos procedimentos estudados, evidenciando alternativas de tratamento viáveis para próteses implanto-suportadas. Nota-se a necessidade de realização de estudos longitudinais e laboratoriais que comparem a resistência à tração e esforços de fadiga de infra-estruturas confeccionadas pela técnica dos cilindros soldados a laser com aquelas confeccionadas com os cilindros cimentados, a fim de avaliar a eficácia clínica em longo prazo.

7 - CONCLUSÕES

1. Menor formação de tensões foi observada para o grupo dos cilindros cimentados, na seqüência de aperto 3/2/4/1/5.
2. A seqüência de aperto dos parafusos 5/4/3/2/1 produziu menor formação de tensões para o grupo dos cilindros soldados a laser.
3. Houve maior formação de tensões na seqüência de aperto 1/2/3/4/5 para ambos os grupos avaliados.

REFERÊNCIAS *

1. ALKAN I, SETGÖZ A, EKICI B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(4): 319-25.
2. APARICIO C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Bränemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1994; 14(5): 405-19.
3. APARICIO C. A new method for achieving passive fit of a interim restoration supported by Bränemark implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10(5): 614-68.
4. ASSIF D, MARSHAK B, HOROWITZ A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1996; 75(3): 285-91.
5. BERNARDON T. *Análise da adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser e eletroerosão através do assentamento passivo* [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.
6. BERTRAND C, PETITCORPS L, DUPOIS V. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *Br Dent J*. 2001; 190(5): 255-57.
7. BROSH T, PILO R, SUDAI D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: Comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent*. 1998; 79(3): 328-34.

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

8. BRUNSKI JB, SKALAK R. Biomechanics of osseointegration an dental. *In*: NAERT, I.; STEENBERG, D.V.; WORTHINGTON, P. **Osseointegration in oral Rehabilitation**. Quintessence; 1993.
9. CARDOSO AC, ASCKAR EM, VIEIRA LF, BONACHELA WC, DO VALLE AL. Estudo da transmissão de forças às estruturas de suporte, em prótese parcial removível (p.p.r.) de extremidade livre. **Rev. Odont. USP**. 1988; 2(3): 161-66.
10. CARLSSON B, CARLSON GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(1): 90-4.
11. CASTILIO D. *Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser* [dissertação]. Bauru: USP/FOB; 2000.
12. CHAI T, CHOU CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent*. 1998; 79(4): 477-83.
13. CLELLAND NL, PAPAOGLOU E, CARR AB, *et al*. Comparison of strains transferred to a bone stimulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont*. 1995; 4:243-50 *Apud* SAHIN, S., ÇEHRELI, M.C. *Op. Cit.* Ref 37.
14. CLELLAND NL, VAN PUTTEN MC. Comparison of strains produced in a bone stimulant between conventional cast resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(6): 793-99.
15. CONTRERAS EFR, HENRIQUES GEP, GIOLO SR, NOBILO MAA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent*. 2002; 88(5): 467-72.
16. COOPER L, MORIARTY J. Prosthodontic and periodontal considerations for implant-supported dental restorations. *Periontol*. 1997; 4: 119-26.
17. COSTA EMV. *Avaliação da distorção linear em estruturas metálicas de próteses sobre pilares de implantes osseointegrados* [dissertação]. São José dos Campos: UNESP/FOSJC; 2001.

18. DAMACENO ARD. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2004.
19. ESKITASCIOGLU G, USUMEZ A, SEVIMAY M, SOYKAN E, UNSAL E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(2): 144-50.
20. EVANS TE. Correcting the fit of implant-retained restorations by discharge machining. *J Prosthet Dent*. 1997; 77(2): 212-15.
21. GALLUCCI GO, BERNARD J-P, BELSER Urs C. Treatment of completely edentulous patients with fixed implant-supported restorations: three consecutive loading in both maxilla and mandible. *Int J Periodont Rest Dent*. 2005; 25(1): 27-37.
22. GLICKMAN I, ROEBER F, BRION M, PAMEIJER JHN. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol*. 1970; 41: 30-5.
23. GOLL GE. Production of accurately fitting full arch implant frameworks: Part I – Clinical procedures. *J Prosthet Dent*. 1991; 66(3): 377-84.
24. GOODACRE CJ, BERNAL G, RUNGCHARASSAENG K, KAN JYKK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003; 90(2): 121-32.
25. GUICHET D L, CAPUTO AA, CHOI H, SORENSEN JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cemented-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(2): 239-46.
26. HARALDSON T. Photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scan J Plast Reconstr Surg*. 1980; 14: 209-14.
27. HECKER DM, ECKERT SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(4): 341-51.

28. HELLDÉN LB, DÉRAND T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998; 13(2): 190-96.
29. HERBST D, NEL JC, DRIESSEN CH, BECKER PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent*. 2000; 83(5): 555-61.
30. HOFSTEDE TM, ERCOLI C, HAGAN ME. Alternative complete-arch cemented-retained implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1999; 82(1): 94-9.
31. HULLING JS, CLARK RE. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res*. 1977; 56(2): 128-54.
32. JEMT T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Bränemark 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): 270-76.
33. JEMT T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(2): 151-58.
34. JEMT T, LIE A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw. *Clin Oral Implants Res*. 1995; 6(3): 172-80.
35. JEMT T, LINDÉN B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1992; 12(3): 177-83.
36. JEMT T, BERGENDAL B, ARVIDSSON K, BERGENDAL T, KARLSSON U, LINDEN B *et al*. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: A 2-year prospective multicenter study. *Int J Prosthodont*. 1998; 11(6): 551-57.
37. JIMÉNEZ-LÓPEZ V. **Próteses sobre implantes:** oclusão, casos clínicos e laboratório. São Paulo: Quintessence; 1995.

38. JOHANSSON G, PALMQVIST S. Complications, supplementary treatment and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. ***Int J Prosthodont***. 1990; 3(1): 89-92.
39. KAN JYK, RUNGCHARASSAENG K, BOHSALI K, GOODACRE CJ, LANG BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. ***J Prosthet Dent***. 1999; 81(1): 7-13.
40. KLEINE A. **Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.
41. KUNAVISARUT C, LANG LA, STONER BR, FELTON DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. ***J Prosthodont***. 2002; 11(1): 30-40.
42. LAUTENSCHLAGER EP, MONAGHAN P. Titanium and titanium alloys as dental materials. ***Int Dent J***. 1993; 43(3): 245-53.
43. LIU J, WATANABE I, YOSHIDA K, ATSUTA M. Joint strenght of laser-welded titanium. ***Dent Mat***. 2002; 18: 143-48.
44. 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 an laser welding. ***J Prosthet Dent***. 2004; 91(6): 595-98.
45. LORENZONI M, PERTL C, ZHANG K, WEGSCHEIDER WA. In-patient comparison of immediately loaded and non-loaded implants within 6 months . ***Clin Oral Implant Res***. 2003; 14(3): 273-79.
46. MANICONE P, VALENTINI G, RAFFAELLI L, RAFFAELLI R. Saldature in Titanio con tecniche laser ed infrarossi: indagine comparativa della microstruttura. ***Minerva Stomatol***. 2000; 49(10): 463-74.
47. 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.
48. McCracken M, SIMMONS B, SIMMONS W. Cement-retained superstructure for metal-resin fixed complete denture. ***J Prosthet Dent***. 2005; 93(3): 298-300.

49. NEO TK, CHAI J, GILBERT JL, WOZNIAC WT, ENGELMAN MJ. Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosthodont*. 1996; 9(4): 379-93.
50. NISSAN J, GROSS M, SHIFMAN A, ASSIF, D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *J Prosthet Dent*. 2001; 86(1): 20-32.
51. RAJAN M, GUNASEELAN R. Fabrication of a cement- and screw-retained implant prosthesis. *J Prosthet Dent*. 2004; 92(6): 578-80.
52. RANDI AP, HSU AT, VERGA A, KIM JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001; 16(4): 547-56.
53. SADOWSKY SJ, CAPUTO AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(3): 327-34.
54. SAHIN S, ÇEHRELI MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001; 10(2): 85-90.
55. SJÖGREN G, ANDERSON M, BERGMAN M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand*. 1988; 46(4): 247-53.
56. SOUSA SA. **Análise do assentamento passivo de infra-estrutura em titânio e liga de paládio-prata, fundidas em monobloco e submetidas à soldagem a laser**[dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.
57. SOUZA PCRD, DINATO JC, BEATRICE CRS, GUASTALDI AC, BOTTINO MA. Soldagem na Odontologia: Estudo de Uniões Soldadas Empregando Laser e Brasagem. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 2000; 54(6): 470-75.
58. TAKAHASHI T, GUNNE J. Fit of implant frameworks: an *in vitro* comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(3): 256-60.
59. TAMBASCO J, ANTHONY T, SANDVEN O. Laser welding in the dental laboratory: An alternative to soldering. *J Dent Technol*. 1996; 13(4): 23-31.
60. 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.

61. 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.
62. WANG RR, WELSCH GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. ***J Prosthet Dent.*** 1995; 74(5): 521-30.
63. WASKEWICZ GA, OSTROWSKI JS, PARKS VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. ***Int J Oral Maxillofac Implants.*** 1994; 9(4): 405-11.
64. WATANABE F, UNO I, HATA Y, NEUENDORFF G, KIRSCH A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. ***Int J Oral Maxillofac Implants.*** 2000; 15(1-2): 209-18.
65. WEE AG, AQUILINO SA, SCHNEIDER RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. ***Int J Prosthodont.*** 1999; 12(2): 167-78.
66. WEINBERG LA. The Biomechanics of force distribution in implant supporting prostheses. ***Int J Oral Maxillofac Implants.*** 1993; 8(1): 19-31.
67. WHITE SN, CAPUTO AA, ANDERKVIST T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. ***J Prosthet Dent.*** 1994; 71(5): 493-99.

ANEXOS

DESAJUSTE MARGINAL-EM MICROMETROS

Média para estrutura 01 do grupo II – Aperto parafuso número 1

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 5	415.5	49.2
Análise no parafuso 3	197.3	181.2

Média para estrutura 01 do grupo II – Aperto parafuso número 5

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 1	261.3	258.5
Análise no parafuso 3	199.8	128.5

Média para estrutura 02 do grupo II – Aperto parafuso número 1

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 5	402.8	86.7
Análise no parafuso 3	153	90.8

Média para estrutura 02 do grupo II – Aperto parafuso número 5

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 1	272.7	179.2
Análise no parafuso 3	63.5	37.5

Média para estrutura 03 do grupo II – Aperto parafuso número 1

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 5	342.7	208.5
Análise no parafuso 3	91.5	30.3

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas dos cilindros cimentados ou soldados a laser

Média para estrutura 03 do grupo II – Aperto parafuso número 5

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 1	127.3	116.8
Análise no parafuso 3	100.2	18.7

Média para estrutura 01 do grupo I – Aperto parafuso número 1

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 5	53.5	68.3
Análise no parafuso 3	18	13.3

Média para estrutura 01 do grupo I – Aperto parafuso número 5

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 1	29	25
Análise no parafuso 3	22.2	34.8

Média para estrutura 02 do grupo I – Aperto parafuso número 1

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 5	128.2	49.8
Análise no parafuso 3	20.3	28.7

Média para estrutura 02 do grupo I – Aperto parafuso número 5

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 1	55.2	52.8
Análise no parafuso 3	154.3	81.5

Média para estrutura 03 do grupo I – Aperto parafuso número 1

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 5	50.8	33.5
Análise no parafuso 3	56.8	40.2

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas dos cilindros cimentados ou soldados a laser

Média para estrutura 03 do grupo I – Aperto parafuso número 5

	Vestibular	Palatina
Análise no parafuso 1	29.3	38.8
Análise no parafuso 3	30.8	39.2

APÊNDICE

VALORES DE DESAJUSTE MARGINAL, EM MICROMETROS, DA INTERFACE ESTRUTURA/IMPLANTE APÓS O APERTO DE CADA PARAFUSO, PARA CADA UMA DAS SEQUÊNCIAS

12345 – Grupo I

Análise da superfície	Aperto parafuso	1	2	3	4	5
V implante 1		0	0	0	0	0
P implante 1		29	18	14.5	19	20
V implante 3		77	15.5	42.5	18.5	15.5
P implante 3		32.5	0	0	0	0
V implante 5		40.5	22.5	38.5	15.5	0
P implante 5		48.5	40	56	24	0

54321 – Grupo I

Análise da superfície	Aperto parafuso	5	4	3	2	1
V implante 1		31.5	18.5	20.5	14	0
P implante 1		50.5	26	18.5	21.5	0
V implante 3		46	25	9	10.5	22
P implante 3		52	44	0	0	0
V implante 5		19.5	12.5	11	12.5	17
P implante 5		27	18	20	18.5	0

32415 – Grupo I

Análise da superfície	Aperto parafuso	3	2	4	1	5
V implante 1		22	0	0	0	0
P implante 1		28.5	0	0	0	0
V implante 3		24	0	0	0	0
P implante 3		0	0	0	0	0
V implante 5		28.5	21	17.5	16	10.5
P implante 5		31	34.5	31.5	28.5	0

12345 – Grupo II

Análise da superfície	Aperto parafuso	1	2	3	4	5
V implante 1		28	24	35.5	32.5	29
P implante 1		39.5	44.5	39	43.5	40.5
V implante 3		42	36.5	27.5	35	31.5
P implante 3		31.5	47.5	28	43.5	40.5
V implante 5		288.5	187	85.5	59.5	27.5
P implante 5		124.5	194.5	81	59.5	17.5

54321 – Grupo II

Análise da superfície	Aperto parafuso	5	4	3	2	1
V implante 1		128.5	81.5	22.5	31	14.5
P implante 1		35.5	69	28	31.5	39.5
V implante 3		123.5	106.5	0	0	34.5
P implante 3		92.5	78	0	34	18.5
V implante 5		0	0	0	21.5	29
P implante 5		31.5	70.5	39.5	26	29.5

32415 – Grupo II

Análise da superfície	Aperto parafuso	3	2	4	1	5
V implante 1		41.5	0	0	0	0
P implante 1		40	25.5	47.5	24.5	0
V implante 3		36.5	42	42.5	32.5	35
P implante 3		25	43.5	46.5	34.5	26
V implante 5		84	105	71.5	90.5	21
P implante 5		90.5	72	76.5	85.5	24.5