



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



ALESSANDRA REGINA DEROGIS DAMACENO
Cirurgiã Dentista

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
INDUZIDAS POR INFRA-ESTRUTURAS IMPLANTO-
SUPORTADAS APÓS SOLDAGEM A LASER OU
RETIFICAÇÃO DE CILINDROS**

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

**Piracicaba
2005**

ALESSANDRA REGINA DEROGIS DAMACENO
Cirurgiã Dentista

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES INDUZIDAS POR INFRA-ESTRUTURAS
IMPLANTO-SUPORTADAS APÓS SOLDAGEM A LASER
OU RETIFICAÇÃO DE CILINDROS**

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

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Banca Examinadora:

Prof^a. Dra. Dalva Cruz Laganá

Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Piracicaba
2005

Ficha Catalográfica

D18a

Damaceno, Alessandra Regina Derogis.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. / Alessandra Regina Derogis Damaceno. - Piracicaba, SP : [s.n.], 2005.

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

1. Fotoelasticidade. 2. Prótese dentária. 3. Implante dentário. 4. Próteses e Implantes. 5. Prótese Dentária Fixada por Implante. I. Nóbilo, Mauro Antônio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(hmc/fop)

Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Photoelasticity. 2. Dental prosthesis. 3. Dental implantation. 4. Prostheses and Implants. 5. Dental Prosthesis, Implant-Supported.

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Dalva Cruz Laganá; Guilherme Elias Pessanha Henriques; Mauro Antonio de Arruda Nóbilo.

Data da defesa: 3 fev. 2005

Ao meu querido esposo Elcio,

Por todo o incentivo, amor e compreensão a mim dedicados durante os mais difíceis momentos. Obrigada por toda alegria e encanto que você traz à nossa vida.

Aos meus pais, Ivo e Angelina, e irmãos, Marcos e Fernando,

Que mesmo à distância compartilharam comigo momentos importantes desta caminhada. Obrigada por tudo o que sempre fizeram por mim.

Dedico esta dissertação.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao estimado **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**,

Pelo exemplo de profissionalismo em ser amigo e mestre ao mesmo tempo, e por ter confiado em mim desde o primeiro momento.

“Sempre fiz o possível para demonstrar-lhe o quão me era importante o exercício de uma Odontologia ética e correta. A você, amigo e orientador, agradeço por tudo o que aprendi durante todos estes anos sob sua orientação. Por tudo o que fez por mim, só me resta, de forma muito especial, agradecer”.

À **Prof^a. Dr^a. Dalva Cruz Laganá**, do Departamento de Prótese Parcial Removível da USP - São Paulo, pela receptividade e atenção com que permitiu a utilização do equipamento de análise fotoelástica durante a realização desta pesquisa.

À **Conexão Sistemas de Prótese**, pela doação dos componentes e sistema retificador utilizados nesta pesquisa.

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas-UNICAMP**, na pessoa do seu digníssimo Diretor **Thales Rocha de Mattos Filho** e do Diretor associado **Mário Fernando de Góes**.

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP** e **todos os professores do Curso de graduação**, por terem me proporcionado uma excelente formação acadêmica, de base importantíssima para esta nova conquista de minha vida.

Ao Coordenador do Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da FOP - UNICAMP, **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, pela competência em administrar suas funções e ensinamentos transmitidos.

À **Prof^a. Dr^a. Altair Antoninha Del Bel Cury**, por ter cedido as dependências do Laboratório de Prótese Parcial Removível.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, pelo auxílio e ensinamentos transmitidos durante as fundições de titânio e por ter nos cedido os respectivos equipamentos.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, pela amizade e troca de conhecimentos transmitidos durante os momentos de convívio.

Ao **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho** por ter gentilmente cedido as dependências do Laboratório de Materiais Dentários e por muitas vezes ter nos auxiliado na realização deste experimento.

Ao **Prof. Dr. Geraldo Nonato Telles**, Professor do Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP - Campinas, pela atenção e auxílio na interpretação dos resultados da análise fotoelástica obtidos nesta pesquisa.

Ao **Prof. Diego Klee Vasconcellos**, doutorando em Prótese Dental pela UNESP – São José dos Campos, por uma importante orientação em momento oportuno.

À **Clássico - Artigos Odontológicos**, por ter cedido o material duplicador necessário para a confecção do modelo fotoelástico desta pesquisa.

Ao Engenheiro Mecânico **Marcos Blanco Cangiani**, do laboratório de Materiais Dentários da FOP-UNICAMP, pelo auxílio com o microscópio mensurador e furadeira de bancada utilizados neste estudo.

Aos amigos especiais **Fernanda Paixão, Fábio A. Jóia e Caio Hermann**, pelo auxílio e sincera amizade demonstrada durante o decorrer do curso.

À colega **Poliana L. Bastos**, pela troca de conhecimentos nos momentos finais da realização desta dissertação.

Ao amigo e **Prof. Dr. Manoel Tróia Jr**, do Departamento de Prótese da Universidade de Araras – São Paulo, ex-aluno deste curso de Pós-graduação, por todas as vezes que prontamente me auxiliou com seus conhecimentos técnicos e científicos e, principalmente, pela confiança em mim depositada.

À amiga **Alessandra Kleine Leite**, por tão gentilmente ter me acompanhado e generosamente ter fotografado as análises fotoelásticas desta pesquisa.

Ao TPD **Eduardo Pinez Campos**, do laboratório de Produção da FOP-UNICAMP, por ter sido sempre tão prestativo em todos os momentos em que precisei de seu auxílio.

A todos os **colegas de Pós – graduação**, pela troca de conhecimento e amizade demonstrados ao longo do curso.

À nossa estimada “**Dona Jose**”, do laboratório de Prótese Parcial Removível, sempre tão solícita com todos os alunos de Pós-graduação.

À **Shirley e Juliana**, secretárias do Departamento de Periodontia e Prótese da FOP - UNICAMP, por sempre terem me auxiliado de forma profissional e amiga.

SUMÁRIO

| | |
|---|----|
| RESUMO | 1 |
| ABSTRACT | 3 |
| 1 INTRODUÇÃO | 5 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA | 11 |
| 2.1 BIOMECÂNICA NA IMPLANTODONTIA | 11 |
| 2.2 O USO DO TITÂNIO E DA SOLDA A LASER NA ODONTOLOGIA | 15 |
| 2.3 FOTOELASTICIDADE | 36 |
| 2.4 SISTEMA RETIFICADOR DE CILINDROS FUNDIDOS | 51 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 55 |
| 4 MATERIAIS E MÉTODOS | 57 |
| 4.1 A ANÁLISE FOTOELÁSTICA | 57 |
| 4.2 CONFECÇÃO DA MATRIZ | 60 |
| 4.3 CONFECÇÃO DAS ESTRUTURAS METÁLICAS | 61 |
| 4.4 CONFECÇÃO DO MODELO FOTOELÁSTICO | 69 |
| 5 RESULTADOS | 77 |
| 5.1 VALORES DE DESADAPTAÇÃO DAS ESTRUTURAS SELECIONADAS | 77 |

| | |
|---|-----|
| 5.2 COMPORTAMENTO FOTOELÁSTICO DA ESTRUTURA CONFECCIONADA PELO SISTEMA DE RETIFICAÇÃO DOS CILINDROS FUNDIDOS | 77 |
| 5.2.1 Seqüência de aperto 5/4/3/2/1 | 77 |
| 5.2.2 Seqüência de aperto 1/2/3/4/5 | 78 |
| 5.2.3 Seqüência de aperto 3/2/4/1/5 | 78 |
| 5.3 COMPORTAMENTO FOTOELÁSTICO DA ESTRUTURA CONFECCIONADA PELO SISTEMA DE RETIFICAÇÃO DOS CILINDROS FUNDIDOS ASSOCIADO À SOLDAGEM A LASER | 83 |
| 5.3.1 Seqüência de aperto 5/4/3/2/1 | 83 |
| 5.3.2 Seqüência de aperto 1/2/3/4/5 | 83 |
| 5.3.3 Seqüência de aperto 3/2/4/1/5 | 84 |
| 5.4 COMPORTAMENTO FOTOELÁSTICO DA ESTRUTURA CONFECCIONADA PELA TÉCNICA DA SOLDAGEM DE BORDA A LASER DOS CILINDROS PRÉ-FABRICADOS | 88 |
| 5.4.1 Seqüência de aperto 5/4/3/2/1 | 88 |
| 5.4.2 Seqüência de aperto 1/2/3/4/5 | 88 |
| 5.4.3 Seqüência de aperto 3/2/4/1/5 | 89 |
| 6 DISCUSSÃO | 93 |
| 7 CONCLUSÃO | 101 |
| REFERÊNCIAS | 103 |
| ANEXO | 111 |

RESUMO

Este estudo avaliou comparativamente duas técnicas indicadas para a obtenção de melhor assentamento de próteses implanto-suportadas através da análise fotoelástica. Para isso, foram obtidos dois grupos de infra-estruturas metálicas em titânio construídas sobre uma matriz metálica com forma e dimensões similares ao arco mandibular, sendo: Grupo 1- três infra-estruturas confeccionadas pela técnica da soldagem de borda a laser de cilindros pré-fabricados; Grupo 2- três infra-estruturas fundidas em monobloco e submetidas ao sistema de retificação de cilindros fundidos. Após avaliação em microscopia óptica, apenas a infra-estrutura mais bem adaptada de cada grupo foi submetida à análise fotoelástica variando-se três seqüências de aperto dos parafusos (1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5). De maneira adicional, a infra-estrutura representante do grupo 2 foi submetida, após a primeira análise, à secção e soldagem vertical das partes, e reavaliada. Os resultados mostraram formação de maior quantidade de tensões nas seqüências de aperto 1/2/3/4/5 e 5/4/3/2/1, para ambos os grupos analisados. A estrutura submetida à soldagem de borda de cilindros pré-fabricados mostrou melhores resultados, apesar de a mesma apresentar maiores valores de desadaptação (165µm) quando comparada àquela que teve seus cilindros submetidos à retificação de borda antes (54µm) ou após a secção e soldagem vertical (117µm). A seqüência de aperto 3/2/4/1/5 mostrou melhores resultados. Portanto, o grupo dos cilindros submetidos à soldagem de borda induziu melhores resultados principalmente quando associada à seqüência de aperto 3/2/4/1/5.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

ABSTRACT

This study evaluated two techniques indicated to obtain implant-supported fixed prostheses with satisfactory passive fit by means of photoelastic analysis. Two titanium casts groups were fabricated in a metallic master cast: Group I – three frameworks fabricated by laser welded cylinder technique and Group II – three frameworks cast in one-piece and submitted to Rectification Cylinder System. After optical microscopy evaluation, only the better-fit framework of both groups was submitted to the photoelastic analysis, testing three screw tightening sequences (5/4/3/2/1; 1/2/3/4/5 and 3/2/4/1/5). Subsequent to the first analysis, the selective framework of Group II was sectioned and laser welded to be submitted to a new evaluation. Results showed superior stress magnitude in 1/2/3/4/5 and 5/4/3/2/1 sequences of both groups, while 3/2/4/1/5 screw tightening sequence presented better stress results of them. Laser welded cylinder framework illustrated better results, even though had showed superior values of misfit (165µm) compared to the rectified framework before (54µm) and after section and vertical laser welded (117µm). Laser welded cylinder group achieved better results mainly allied to 3/2/4/1/5 screw tightening sequence.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

1 INTRODUÇÃO

A possibilidade de substituir dentes naturais perdidos por implantes osseointegrados tem melhorado a qualidade de vida de muitos pacientes edêntulos. Para esses, os implantes proporcionam retenção e estabilidade de próteses parciais removíveis ou convencionais, assim como permitem reabilitar de forma bastante conservadora pequenos espaços protéticos.

Como os aspectos biomecânicos de um implante são fundamentalmente diferentes daqueles de um dente natural, circundado por um ligamento periodontal (Lindh *et al.*, 1997), a possibilidade de se transferir sobrecarga ao implante e deste ao osso circunjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar falha das reabilitações ou até mesmo a perda da osseointegração (Kenney & Richards, 1998). Portanto, é essencial otimizar a distribuição da carga mastigatória através das próteses e destas para os implantes e osso suporte (Skalak, 1983; Rangert *et al.*, 1989; De Boer, 1993; Monteith, 1993; Glantz & Nilder, 2000).

Para isso a existência de uma boa adaptação entre o implante e o pilar protético e deste com a infra-estrutura metálica tem sido sugerida como essencial na determinação do sucesso de uma prótese implanto-suportada (Skalak, 1983; Ragert *et al.*, 1989; Waskewicz *et al.*, 1994; Jemt & Lie, 1995; Jemt *et al.*, 1996; Clelland & van Putten, 1997; Wee *et al.*, 1999; Watanabe *et al.*, em 2000; Silva, 2001; Sousa, 2003), assim como a adaptação não passiva de uma infra-estrutura ao implante ou pilar protético pode induzir complicações biológicas e/ou falha dos componentes da reabilitação.

A falha da adaptação da prótese implanto-suportada é causada, de acordo com os autores supracitados, por diversos fatores durante seu processo de confecção, os quais acabam por promover a distorção da peça. Dentre estes

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

fatores podemos citar os procedimentos de moldagem, a confecção do modelo mestre, a confecção do padrão de cera, o processo de fundição da infra-estrutura e o material estético aplicado (Wee *et al.*, 1999).

Quando as infra-estruturas destas próteses são realizadas pela técnica da cera perdida, para fundição em peças únicas e que percorrem o arco, tornam-se, na maioria das vezes, imprecisas no quesito adaptação e assentamento passivo (Skalak, 1983).

A consequência da falta de boa adaptação é a micromovimentação dos componentes protéticos, o que pode gerar o rompimento da interface cimento-pilar, ou nas parafusadas, a perda dos parafusos.

É necessário, portanto, que o grau de adaptação destas infra-estruturas aos implantes osseointegrados seja satisfatório, a fim de se obter o sucesso em longo prazo da reabilitação. Tem sido mostrado que o nível de desadaptação clinicamente aceitável para estas estruturas permanece desconhecido, variando de 100 a 300µm, de acordo com Murphy *et al.*, em 2002.

Com isso, a preocupação com a desadaptação de próteses fixas implanto-suportadas começou a aumentar de maneira considerável quando o titânio foi introduzido na Odontologia como material alternativo às ligas nobres até então predominantes nas reabilitações orais, pois apesar de o mesmo possuir desejáveis características como resistência mecânica, resistência à corrosão, biocompatibilidade e baixo custo, apresenta como principal desvantagem a pobre adaptação marginal, principalmente quando apresenta-se na forma de titânio comercialmente puro, assim como baixo peso específico, o que dificulta a obtenção de uma boa fundição durante o processo de fundição (Sjogren *et al.*, 1988; Berg *et al.*, 1995; Henry *et al.*, 1997; Ortop *et al.*, 1999; Jemt *et al.*, 2000; Takahashi & Gunne, 2003).

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

No entanto, diante das diversas vantagens do titânio e para que o mesmo pudesse continuar sendo utilizado em reabilitações fixas implanto-suportadas, diversos pesquisadores começaram a sugerir algumas técnicas clínicas e laboratoriais que aprimorassem o assentamento passivo das próteses implanto-suportadas (Wee *et al.*, 1999). Dentre estas, encontramos o método para verificação da fidelidade do modelo mestre (McCartney, 1991), assim como o método de soldagem a laser, cuja variedade de estudos vem tentando, desde suas primeiras aplicações na odontologia, minimizar as distorções de fundição de infra-estruturas fundidas em monobloco (Gordon & Smith, 1970; Sjogren *et al.*, 1988; Bergendal & Palmquist, 1995; Rubeinstein, 1995; Riedy *et al.*, 1997; Jemt *et al.*, 1998; Ortop & Jemt, 1999). Outros métodos recentes como o da cimentação de cilindros pré-fabricados em uma supra-estrutura protética pela captura direta na boca (Clelland & van Putten, 1997; Jiménez-López, 2000; Kleine, 2002), muito utilizado em reabilitações de “carga imediata”, e o processo de eletroerosão (Electric discharge machining) aplicado nas faces internas das infra-estruturas, a fim de melhorar a interface de conexão (Silva, 2001; Contreras *et al.*, 2002; Sousa, 2003) têm sido utilizados para obtenção de melhor assentamento passivo de infra-estrutura confeccionadas em titânio.

Atualmente, procurando melhorar o problema da distorção de soldagem provocado pelo método de soldagem vertical a laser proposto por Bergendal & Palmquist (1995), Wee *et al.* (1999), Silva (2001) e Sousa (2003), o método de soldagem horizontal a laser de componentes da estrutura protética desenvolvidos para a técnica da cimentação foi realizado por Kleine, em 2002, baseado em propostas iniciais feitas por Jemt & Linden (1992), utilizando a soldagem de borda horizontal a laser de cilindros pré-fabricados à uma supra-estrutura protética fundida em monobloco, com significativa melhora na adaptação de infra-estruturas em titânio.

Assim como a técnica da soldagem de borda a laser, um novo sistema de aprimoramento de adaptação de infra-estruturas protéticas vem sendo utilizado

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

por laboratórios de prótese dental: o Sistema de Retificação de Cilindros Fundidos (Conexão - Sistemas de Prótese, São Paulo) cujos resultados propostos pelos fabricantes acontecem em função da aplicação de força rotatória de pontas retificadoras adaptadas nas bordas dos cilindros e nas bases de assentamento do parafuso protético da infra-estrutura, que acabam por eliminar irregularidades decorrentes do processo de fundição, melhorando a adaptação das peças. Porém, os laboratórios comerciais usuários do sistema e o próprio fabricante preconizam para estruturas extensas a posterior secção e soldagem vertical das partes após a utilização do mesmo, com a finalidade de compensar a retificação individual realizada em cada cilindro.

De acordo com Akama *et al.* (2004), a utilização do sistema retificador de cilindros na fase laboratorial de confecção de infra-estruturas de próteses implanto-suportadas pode melhorar os níveis de adaptação em até 30 μ m. Tal valor possui uma importância bastante relevante quando desejamos utilizar o titânio na confecção de infra-estruturas metálicas.

Diante de todos estes aspectos, vários estudos foram realizados no intuito de introduzir métodos que avaliassem os resultados propostos por tais métodos de obtenção de assentamento passivo de próteses implanto-suportadas. Dentre eles, a avaliação de tensão através de medidores elétricos ou “strain-gauges” (Clelland *et al.*, 1993; Wang & Hobkirk, 1996; Clelland & van Putten, 1997; Watanabe *et al.*, 2000), o método de análise de elemento finito (Sertgoz, 1997) e o método de análise fotoelástica (Nooman, 1949; Glickman *et al.*, 1970; Haraldson, 1980; Thayer & Caputo, 1980; Clelland *et al.*, 1993; Waskewics *et al.*, 1994; Kenney & Richards, 1998; Meirelles, 2003) começaram a ser utilizados na Odontologia para análise de indução de tensões.

O método de análise fotoelástica é de fácil realização e baseia-se no princípio de transformação de estresse mecânico interno, produzido em estruturas geométricas complexas, em padrões visíveis de luz que indicam a localização e

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

magnitude das tensões. Devido a estas características, é um método há anos já bastante utilizado na Engenharia Civil e Mecânica (Frocht, 1969), e nas últimas décadas passou a ser aplicado na Odontologia, nas áreas de dentística (Nooman, 1949), periodontia (Glickman *et al.*, 1970), prótese total (Craig *et al.*, 1974) e prótese parcial removível (Kratochvil *et al.*, 1981), devido ao fato de a cavidade oral ser um nicho de acontecimentos biomecânicos.

Atualmente, este método vem sendo utilizado para a análise da formação de tensões induzidas por reabilitações implanto-suportadas a implantes e osso suporte em estudos que simulam as condições mecânicas clínicas existentes neste tipo de reabilitação (Haraldson, 1980; Clelland *et al.*, 1993; Waskewicz *et al.*, 1994; Wang & Hobkirk, 1996; Kenney & Richards, 1998; Vaz *et al.*, 1999; Gross & Nissan, 2001; Shirata, 2002; Dalle Piagge, 2002; Meirelles, 2003), por tratar-se de um método de análise que permite visualização direta destas tensões.

Em virtude do pequeno número de estudos encontrados para a análise da técnica da soldagem de borda a laser assim como para o uso do sistema retificador de cilindros fundidos, este estudo veio avaliar ambos os métodos por meio da fotoelasticidade, com o intuito de trazer maior evidência clínica para a utilização dos mesmos.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 BIOMECÂNICA NA IMPLANTODONTIA

Skalak, em 1983, considerando os aspectos biomecânicos em reabilitações protéticas sobre implantes osseointegrados, analisou a distribuição macroscópica de estresse e mecanismos de transferência de carga nas proximidades da interface osso/implante, com a finalidade de informar alguns aspectos que podem transferir estresse do implante para o osso. O autor relatou que implantes rosqueáveis transmitem maiores tensões para osso circunjacente, quando comparados a implantes lisos. O autor também considerou que, em uma reabilitação fixa extensa, os aspectos de rigidez da infra-estrutura e dos implantes, geometria e disposição dos mesmos no arco, assim como submissão da peça a torções e trações ou desadaptação da mesma sobre os implantes, assim como a aplicação de revestimentos estéticos, principalmente na mandíbula, influenciam na direção e intensidade da transmissão de tensões à interface da osseointegração.

Lindquist *et al.*, em 1988, através de um estudo longitudinal “in vivo”, analisaram a reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados em reabilitações fixas em mandíbulas. Foram selecionados dois grupos de pacientes desdentados mandibulares, compostos por 25 e 21 pessoas, os quais foram submetidos a tratamentos idênticos de reabilitação através de próteses fixas implanto-suportadas, e acompanhados respectivamente por intervalos de quatro a cinco anos, em média. Radiografias intra-orais foram realizadas durante o período de acompanhamento, sendo que as tomadas originais realizadas logo após o término das reabilitações foram utilizadas de forma que fossem avaliadas de forma comparativa e permitissem a inspeção de perda óssea e alterações na densidade e arquitetura do osso ao redor dos implantes. A altura da ancoragem óssea foi medida nas regiões mesial e distal de cada implante, e a média dos valores foi obtida para cada um deles. Outras variáveis como força de mordida, eficiência

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

mastigatória, índices clínicos de disfunções, atrição, uso oclusal e grau de reabsorção óssea também foram avaliados antes do tratamento, através de radiografias de perfil. O índice de higiene oral foi controlado durante o período de avaliação. Os resultados mostraram que a perda óssea marginal ao redor dos implantes durante os três primeiros anos foi similar para ambos os grupos. A maior perda ocorreu durante o primeiro ano (0,40 a 0,45 mm). As perdas adicionais anuais foram por volta de 0,07 a 0,08 mm. Os autores também observaram que os implantes mediais tinham uma maior perda óssea quando comparados aos mais posteriores, e sugeriram mais estudos neste contexto. Fatores como força de mordida, eficiência mastigatória, extensão de cantilever, assim como os outros avaliados neste estudo não mostraram grau de correlação com a perda óssea. No entanto, o grau de higiene oral influenciou o grau de perda óssea em indivíduos com higiene bucal insatisfatória.

Rangert *et al.*, em 1989, enfatizaram considerações a respeito de biomecânica em reabilitações protéticas fixas sobre implantes confeccionadas de acordo com o protocolo Branemark, sugerindo algumas orientações para a prática clínica, a fim de controlar a distribuição de carga sobre os implantes e destes ao osso. Os autores alertaram o fato de que o número e a distribuição antero-posterior dos implantes em protocolos Branemark é de grande importância para compensar a carga gerada pela atuação das forças de mastigação devido ao cantilever presente nestas peças. Idealiza-se que os mesmos devam ter uma extensão mínima. Os autores também citam a grande importância da obtenção de uma carga bem distribuída em toda a prótese, assim como de aceitável adaptação entre os componentes protéticos e a infra-estrutura da prótese, de forma a favorecer a função dos parafusos de fixação da peça. A modificação da inclinação das cúspides dos dentes também pode controlar forças transversas geradas durante a função.

Monteith, em 1993, apresentou um programa de computador que viabilizava a aplicação das considerações biomecânicas desenvolvidas por

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Skalak, em 1983, para o dentista clínico, de uma maneira simples e rápida, através da inserção de dados em uma equação composta por quatro itens essenciais: 1- (P): força atuante no implante/prótese; 2- o número de implantes; 3- eixos x e y: coordenadas dos vários implantes relativos ao eixo ortogonal que passa através do centro da gravidade do grupo de implantes, e 4- x_p e y_p : coordenadas do ponto de aplicação da força relativo ao mesmo centro dos eixos de gravidade. De uma forma geral, as aplicações envolviam três funções básicas: entrada, processamento e saída dos dados obtidos pelo profissional, cujos resultados biomecânicos eram obtidos individualmente para cada pilar, a fim de facilitar o planejamento da reabilitação.

De Boer, em 1993, enfatizou a importância do planejamento para o sucesso de uma reabilitação sobre implantes, seja ela fixa ou removível. Relatou que a preferência por próteses fixas em arcos desdentados deve se dada em situações em que o paciente possui limitada gengiva inserida no rebordo residual. O autor também destacou que, nos casos de utilização de reabilitações fixas, a extensão distal em cantilever não deve exceder em duas vezes a distância entre os implantes ipsilaterais que a precedem, com a finalidade de se preservar um aceitável comportamento biomecânico da reabilitação.

Em 1997, Lindh *et al.* avaliaram, através de estudo clínico, a performance de diferentes conexões entre dente natural e implante para a confecção de próteses fixas em mandíbulas parcialmente desdentadas. Para isso, três pacientes com ausência de pré-molares e molares inferiores receberam implantes bilaterais para reabilitação de arco curto (até o segundo pré-molares) através da união dos mesmos com os dentes caninos. Cada paciente recebeu um encaixe diferente para a união da estrutura do dente ao implante. Os pacientes foram acompanhados por três anos através de avaliação clínica e radiográfica. Os resultados mostraram que as conexões rígidas são mais indicadas em reabilitações protéticas onde existe a união dente/implante, pois protegem muito mais o conjunto quando comparadas com conexões semi-rígidas ou móveis,

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

devido ao fato de não permitirem a mobilidade parcial da peça com conseqüente afrouxamento do parafuso. A fabricação da peça em monobloco é então sugerida como melhor opção, podendo ter sua adaptação melhorada através de seccionamento e soldagem a laser.

Wee *et al.*, em 1999, fizeram uma revisão de procedimentos estratégicos avançados que visavam melhorar o assentamento passivo de próteses sobre implantes. Os autores relataram o fato de que as distorções provocadas pelos procedimentos laboratoriais de confecção das peças geram uma deformação permanente das mesmas, mas que se a soma das distorções colocadas em uma equação de distorção for igual a zero, o assentamento passivo da peça sobre os respectivos pilares é alcançado. As técnicas sugeridas pelos autores são direcionadas a métodos de indexação intra-oral para a obtenção de modelo mestre, onde um index pode ser confeccionado de forma a verificar a fidelidade do modelo em relação à cavidade oral, previamente à confecção da estrutura e de instalação das próteses. Na fase de confecção das estruturas, métodos como soldagem a laser de estruturas fragmentadas, cimentação ou soldagem de cilindros também auxiliam na obtenção de uma boa adaptação da peça. Quando um modelo mestre é preciso podem ainda ser utilizados métodos de soldagem a laser de componentes pré-fabricados de titânio, eliminando o processo de fundição, ou o uso da eletroerosão dos cilindros das estruturas. Os autores sugerem que o clínico faça a opção dentre estas técnicas de acordo com a situação clínica.

Glantz & Nilder, em 2000, relataram a questão da diferença da situação biomecânica para um implante osseointegrado e um dente natural, pois a mobilidade deste último é maior que a do implante. Os autores recomendaram que não fossem confeccionadas próteses onde dente e implante fossem unidos através conexões rígidas. Os autores ressaltaram ainda a importância em atentar para condições traumáticas no planejamento de instalação de implantes na cavidade oral, principalmente em casos de bruxismo, onde os níveis de força

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

aplicados e a duração dos mesmos são maiores, podendo promover fadiga e falha da interface implante/osso. O número, a localização e a inclinação dos implantes em uma reabilitação também influenciam na distribuição de tensões sobre a prótese, implantes e osso subjacente, segundo os autores, assim como o diâmetro e comprimento dos mesmos, e deveriam, portanto ser abordados em uma reabilitação.

2.2 O USO DO TITÂNIO E DA SOLDA A LASER NA ODONTOLOGIA

Gordon & Smith, em 1970 relataram propriedades básicas, experiências e vantagens do uso da soldagem a laser em próteses parciais fixas e próteses removíveis com encaixe de precisão. A existência de trabalhos pioneiros na utilização da solda a laser, desde 1967, realizados pela união de restaurações em bloco fundidas em ouro tipo III e com espaço entre elas de 0,005 polegadas, foi relatada pelos autores, observando resultados bastante promissores. Nestes primeiros trabalhos, os níveis de energia utilizados pelo equipamento desenvolvido pelo Dr T.E.Fisher, da escola de Odontologia da Universidade do Alabama, variavam entre 6 a 12 joules, com um pulso de aproximadamente quatro milissegundos, podendo este aumentar para 8 milissegundos após a primeira seqüência de soldagem, e já era percebido que existia um relacionamento direto entre quantidade de energia utilizada e o tamanho do ponto de solda. Em dezembro de 1968, eram realizadas em 19 pacientes as primeiras soldagens práticas a laser em próteses parciais fixas de quatro elementos e próteses parciais removíveis com encaixes de precisão, onde as partes das infra-estruturas metálicas eram fundidas separadamente e depois unidas pelos pontos de solda. Os resultados mostraram ser bastante satisfatórios, mas posteriormente o nível de energia utilizado aumentou para 11 a 16 joules, com pulso de oito milissegundos, o que permitiu a obtenção de trabalhos com bastante sucesso, sem qualquer falha dos pontos de solda durante o uso normal das peças pelo paciente. Os autores

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

concluíram que a soldagem a laser promovia uma melhor adaptação das peças na boca, reduziam o tempo de trabalho laboratorial, ao mesmo tempo em que não eram encontradas falhas nos pontos de solda, o que garantia a resistência das peças quando em função.

Em 1988, Sjogren *et al.*, realizaram um estudo no qual utilizaram o titânio comercialmente puro na confecção de infra-estruturas de próteses sobre implantes associado à soldagem a laser, por ser um material altamente biocompatível, além do seu custo ser mais acessível quando comparados às ligas de ouro tipo III. O objetivo do trabalho foi avaliar a resistência à flexão, à aplicação de tensões e alongação dos pontos de solda efetuados em titânio através de soldagem a laser, a fim de verificar a aplicabilidade da mesma em próteses dentárias, comparando o titânio com liga de ouro tipo III unidas por brasagem. Para isso, foram confeccionadas grupos com oito barras de titânio cada, variando espessuras de 2mm (Grau 1) e 5 mm (Grau 2), com 70 mm de comprimento, posteriormente comparados com grupos equivalentes, porém com barras seccionadas em sua porção central e unidas novamente através de soldagem a laser. Nos grupos onde eram realizadas as soldagens a laser, utilizou-se variações no nível de energia, duração do pulso e frequência durante a realização do procedimento. Os resultados obtidos foram comparados com os valores correspondentes de outros grupos de oito barras em liga de ouro tipo III (inteiras e seccionadas), com 5 mm de espessura, porém unidas por brasagem. Fotografias em microscopia eletrônica também foram efetuadas durante os testes. Os resultados mostraram que, durante o teste de flexão, todas as amostras de titânio soldadas a laser fraturaram no centro do ponto de solda, enquanto que as amostras em ouro unidas por brasagem fraturaram cruzando o ponto de união, e as amostras inteiras fraturaram por volta do centro das mesmas. Os valores de alongação captados durante o teste, tanto para o titânio como para a liga de ouro mostraram uma redução da mesma pela soldagem a laser, enquanto que a resistência à flexão variou para mais ou para menos, assim como o teste de

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

resistência a tensões, dependendo das variáveis na soldagem. As fotografias das regiões das fraturas das barras mostraram que o grau de deformação foi maior para aquelas inteiras. No entanto, os grupos soldados mostraram maior número de poros como defeitos. Os autores concluíram que a quantidade de poros e o risco de fratura dos pontos de solda em titânio dependeram das variações aplicadas durante a soldagem, e sugeriram mais estudos para definir uma melhor qualidade para o ponto de solda.

Os estudos com relação ao emprego do titânio continuaram a ser realizados, e Jemt & Linden, em 1992, verificaram que o número de reabilitações em indivíduos tratados com implantes osseointegrados vinha crescendo, e que seria racional considerar o uso de partes de estruturas pré-fabricadas em titânio para a fabricação destas próteses, como uma alternativa às estruturas fundidas convencionalmente. Diante desta consideração, um estudo foi realizado em 583 pacientes edêntulos mandibulares tratados com próteses sobre implante na clínica Branemark no período 1987 a 1990, onde a maioria recebeu próteses com infra-estruturas confeccionadas pelo método convencional de fundição. No entanto, 86 destes pacientes receberam próteses com infra-estruturas de titânio soldadas com componentes pré-fabricados de maneira que se subdividiam em dois grupos: Titânio 1-infra-estrutura fabricada através da soldagem a laser de cilindros a componentes de barra pré-fabricados, através de pontos de solda verticais; Titânio 2- infra-estrutura fabricada através da soldagem a laser horizontal de cilindros em uma supra-estrutura, todos pré-fabricados. Radiografias foram realizadas antes e após a instalação das próteses, e todos os pacientes foram acompanhados por um ano. Nenhum dos 486 implantes carregados foram perdidos durante o período de observação, assim como nenhuma das próteses, a não ser dois do grupo de Titânio 2, por fratura da estrutura onde a barra estava fina. Nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada entre Titânio 1 e Titânio 2. No entanto, os autores sugerem o uso de estruturas do tipo Titânio 2 devido à menor

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

possibilidade de fratura, pois as soldas são feitas de maneira mais favorável, no sentido horizontal.

De acordo com Bergendal & Palmquist, em 1995, a soldagem a laser vinha sugerindo o uso do titânio em reabilitações sobre implantes. Diante disso, os autores realizaram um estudo onde avaliaram comparativamente a performance clínica de próteses fixas implanto-suportadas em titânio soldadas a laser, em um estudo prospectivo de dois anos, com outro grupo já tratado com próteses fixas implanto-suportadas em estruturas convencionais de ouro, porém avaliado retrospectivamente. Foram confeccionadas 100 próteses com estruturas de titânio soldadas a laser através do Sistema Procera (partes de estrutura pré-fabricadas) da Nobelpharma, em 93 pacientes. Dezenove protesistas realizaram os procedimentos clínicos para a confecção das estruturas, e também avaliaram clinicamente as próteses após sua instalação. O grupo controle, previamente tratado através de estruturas convencionais em liga de ouro, foi obtido por métodos similares nos mesmos centros clínicos. Ambos os grupos tiveram suas estruturas revestidas por dentes e resina acrílica, na maioria dos casos. As estruturas de titânio foram medidas em relação à altura e comprimento e após sua instalação, e foram registradas informações sobre adaptação, anatomia, cor, oclusão e comportamento do tecido mole como “excelentes ou aceitáveis”, de acordo com a opinião pessoal dos profissionais, além de realização de radiografias. Os pacientes foram examinados nos períodos de 3 meses, 1 ano e 2 anos. Os resultados obtidos mostraram que a performance clínica em 2 anos das estruturas em titânio soldadas mostrou resultados promissores, e que em 81 % dos casos tiveram classificação “excelente” no quesito adaptação. Algumas complicações como fratura da estrutura, perda do implante, fratura de dentes ou da resina acrílica, foram observadas nas próteses de titânio, mas o padrão de complicação foi similar para os dois grupos. Houve uma maior tendência de fratura de dentes e/ou material acrílico e mais complicações de tecido mole no grupo de estruturas em titânio, mas estatisticamente não foram significativas, assim como o

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

nível de perda óssea marginal. Os autores concluíram que apesar de o número de fratura de dentes/resina ter sido maior no grupo de estruturas em titânio, isto pode ser atribuído às macro-retenções nestas estruturas, deixando pouco espaço para o material de revestimento. Também o fato dos técnicos de laboratório não estarem familiarizados com confecção de estruturas em titânio contribui para estes resultados.

Jemt & Lie, 1995, afirmaram que distorções tridimensionais durante a confecção de próteses implanto-suportadas podem gerar estresse nos implantes e comprometer a osseointegração. Devido a isso, os autores realizaram um estudo com o objetivo de medir a adaptação de próteses parciais fixas implanto-suportadas no modelo mestre, antes da inserção das mesmas na boca, a fim de avaliar a precisão da estrutura. O estudo utilizou-se de 15 pacientes com maxila ou mandíbula edêntulos, tratados com cinco a seis implantes, que após estarem osseointegrados sofreram uma moldagem de transferência para obtenção dos respectivos modelos mestres. Mensurações com relação ao comprimento e curvatura dos arcos foram efetuadas. Foram confeccionadas próteses superiores e inferiores, todas com estruturas em liga de ouro tipo III, de acordo com protocolos cirúrgico e protético. As estruturas foram revestidas por dentes de estoque e resina acrílica. A técnica fotogramétrica foi utilizada para medir e comparar a orientação tridimensional dos cilindros de ouro das estruturas em relação aos modelos de trabalho obtidos. As diferenças entre modelo e estrutura foram dados através de comparação com um ponto central dos eixos x,y e z entre os cilindros e os análogos, como também pela relação tridimensional de cada cilindro individualmente. O teste estatístico comparou próteses superiores com inferiores. Os resultados obtidos mostraram que a maior distorção tridimensional (média de 74 μ m) foi encontrada nas próteses maxilares, em comparação com as mandibulares (média de 42 μ m). A razão para isso pareceu ser o fato de que os implantes são colocados numa disposição em curva mais acentuada na maxila. Tanto nas próteses maxilares como nas mandibulares foram observadas maiores

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

variações no plano horizontal (eixo x e y). No plano vertical (eixo z), a média dos valores obtidos para orientação angular dos cilindros das estruturas superiores e inferiores não mostraram diferenças estatísticas significantes (51µm para próteses inferior e 70µm para prótese superior), e quando comparadas com os valores do plano horizontal, estes últimos tiveram valores absolutos bastante superiores. Os estudo concluiu que as próteses podem apresentar distorção em relação ao modelo mestre, porém quando esta alcança valores menores que 150µm pode ser considerada clinicamente aceitável devido ao fato de poucas complicações serem relatadas com este nível de desadaptação.

Rubeisntein, em 1995, apresentou resultados de um estudo onde utilizou infra-estruturas de titânio obtidas através de união de partes de titânio pré-fabricados através do Sistema Procera (Nobelpharma), por soldagem a laser, a fim de comparar sua performance com a das infra-estruturas convencionais obtidas através da técnica da cera perdida. Para isso, 10 pacientes desdentados mandibulares foram tratados com uma média de cinco implantes de 3,75 de diâmetro (Nobelpharma) na região anterior mandibular. Após a obtenção do modelo mestre, foram confeccionadas as referidas infra-estruturas através da técnica de união de partes de titânio fabricados pelo Sistema Procera unidos por soldagem a laser. Após a união vertical destas partes de titânio, uma barra era adaptada no contorno da estrutura e soldada no sentido horizontal. O material de revestimento para todas as estruturas foi resina acrílica. Os resultados deste estudo mostraram que, após um ano de acompanhamento, nenhuma perda óssea foi observada em todos os pacientes, e também foram verificadas boa higiene oral e saúde gengival. A grande estabilidade dos parafusos de ouro utilizados para a instalação das próteses mostrou uma performance bastante satisfatória para as próteses confeccionadas pelo Sistema Procera associado à soldagem a laser. No entanto o autor sugere estudos com maior tempo de acompanhamento, assim como ressalta a importância da fidelidade do modelo mestre para a realização desta técnica.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Berg *et al.*, em 1995, verificaram que o uso do titânio na Odontologia possuía algumas vantagens, como resistência, biocompatibilidade e baixo custo. Diante disso, compararam as propriedades mecânicas de barras de titânio c.p. grau dois forjado e fundido, antes e após seccionamento e união através de soldagem a laser, com barras de liga de ouro tipo IV fundidas, antes e após seccionamento e união por brasagem, devido ao fato destas últimas possuírem características clínicas conhecidas e satisfatórias. Para a realização deste estudo foram confeccionadas 13 barras de dimensões padronizadas para cada material e métodos de união, obtendo-se assim os grupos de titânio fundido e titânio forjado, antes e após soldagem, e um grupo de barras fundidas de forma convencional em liga de ouro tipo IV, antes e após brasagem. Dez barras de titânio fundido e outras dez de titânio forjado foram seccionadas e soldadas com 0.95kV/7.5ms, correspondendo a um nível de energia de 15 joules. As barras de ouro foram seccionadas e unidas por brasagem de maneira convencional. Os pontos de união de cada material foram usinados, posteriormente, a fim de uniformizar o diâmetro dos mesmos antes da submissão dos grupos de barras aos testes de resistência a flexão, resistência de campo de 0,2%, e percentual de elongação em uma máquina universal de teste de tensão (Instron Corp., Canton, Mass.). Microscopia eletrônica de varredura foi realizada em amostras selecionadas a fim de observar as superfícies das fraturas. Os resultados mostraram que no teste de resistência a flexão os diferentes grupos de titânio apresentaram valores de resistência menores (25%) do que da liga de ouro submetido a brasagem (58%). No entanto não houve diferença significativa entre os grupos de titânio forjado e fundido. Os resultados de resistência de campo a 0,2%, os valores entre os diferentes grupos foram equivalentes. O estudo também mostrou que a ductibilidade do titânio forjado foi duas vezes maior que aquela das ligas fundidas de ouro e titânio. Dentre as barras unidas, aquelas fundidas em ouro mostraram maior fragilidade. O fator de maior importância observado na região das fraturas foi à presença de poros, que provavelmente devem ter influenciado a ocorrência das fraturas nas áreas correspondentes. As amostras de titânio fundidas e não soldadas

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

mostraram uma superfície da fratura com poucos poros, porém com bastante rugosidade produzida pela fase alfa. Nas barras de titânio soldadas onde o equipamento de solda foi regulado em 0.95kV/7.5ms houve a formação de poros maiores, enquanto que barras soldadas com 1.2kV/7.5ms geralmente mostrou menores poros. As amostras de barras em liga de ouro não submetidas a brasagem tiveram grande ductibilidade e baixa porosidade. Aquelas unidas por brasagem foram menos dúcteis e apresentaram maior quantidade de poros. Os autores concluíram que os diferentes tipo de união reduziram de maneira significativa a ductibilidade dos materiais. No entanto, a resistência do titânio soldado a laser igualou-se àquela da liga de ouro unida por brasagem, o que sugeriu que as restaurações dentárias feitas em titânio forjado ou fundido poderiam satisfazer as necessidades clínicas.

Jemt, em 1995, afirmou que o grau de desadaptação de uma estrutura de prótese sobre implante possuía um forte impacto no grau de estabilidade do parafuso de fixação. Diante disso, a utilização de estruturas em titânio teve de ser aprimorada em relação ao seu desenho final e qualidade de adaptação, já que a mesma vinha sendo utilizada como uma opção às ligas de ouro convencional na reabilitação de pacientes através de próteses sobre implantes. Como as diferenças obtidas pela comparação do titânio e das ligas de ouro até então eram clínicas, o autor teve como objetivo medir a adaptação entre próteses em titânio soldadas a laser e seu modelo mestre, antes da conexão com os implantes, e comparar essas medidas com a precisão de adaptação de estruturas em liga de ouro, ambas fabricadas dentro das mesmas rotinas, através do método de análise fotogramétrico. Para este estudo foram selecionados 30 pacientes com mandíbulas edêntulas, os quais foram submetidos à colocação de cinco implantes tipos Branemark na região interforames. Nenhuma diferença significativa em relação às posições dos implantes nos diferentes pacientes foi encontrada. As moldagens foram conduzidas, e houve a formação de três grupos, cada um com 10 pacientes: 1- estruturas em liga de ouro fundidas em monobloco; 2-estruturas

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

fabricadas pela soldagem a laser de cilindros e barras de titânio pré-fabricados, e 3-estruturas de titânio fabricadas através de soldagem a laser em forma vertical de partes de titânio pré-usinadas. Todos os grupos tiveram suas estruturas revestidas por resina acrílica. As estruturas foram testadas clinicamente através do teste do parafuso único (Jemt, 1991) antes de serem posicionadas nos respectivos modelos mestres e submetidas ao teste fotogramétrico, onde as diferenças entre as próteses e o modelo mestre foram consideradas como distorção a partir do ponto central de cada cilindro nas direções x,y e z (3D). Os resultados mostraram que o grupo três apresentou a mais baixa variação tridimensional e orientação angular em relação à posição dos implantes, sendo que a maior parte destas foi devido à distorção horizontal, pois os “gaps” variaram em pequenas magnitudes.

Em 1996, Jemt *et al.*, avaliaram a validade e a aplicabilidade de 4 métodos computadorizados de mensuração de adaptação de próteses fixas implanto-suportadas, comparando os dados coletados entre si. Todos eles utilizam como método de formação de dados o “método centróide”, o qual localiza o centro dos componentes e seu longo eixo. As análises de desadaptação são feitas pela sobreposição dos pontos centróides dos abutments e dos respectivos cilindros, e a distância entre eles é o gap de desadaptação. Dentre estes métodos estavam o Sistema Mylab de mensuração, o Sistema da Universidade de Washington, o método fotogramétrico e o método da Universidade de Michigan, que utiliza um sistema de digitalização a laser. Os resultados do estudo mostraram que os quatro métodos apresentaram resultados em análise tridimensional semelhantes entre si, com variação de 40 a 80µm. No entanto, o Sistema Mylab apresentou o menor desvio padrão. O método fotogramétrico foi o único que pode coletar dados intra-orais. O estudo também mostrou a importância da calibração para um teste de mensuração, a fim de que o mesmo se torne aplicável e possua reprodutibilidade.

Henry *et al.*, em 1997, avaliaram a adaptação de próteses parciais fixas fabricadas em titânio ou liga de ouro tipo III instaladas sobre implantes colocados em regiões desdentadas posteriores de cães, imediatamente após a realização

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

das extrações, confeccionadas através de moldagens realizadas na primeira etapa cirúrgica, após estabilização dos implantes. Para a realização do estudo foram utilizados seis cães, previamente preparados para o experimento, os quais sofreram extrações de dentes posteriores bilaterais, substituídos por implantes odontológicos do tipo Branemark na mesma etapa cirúrgica. Um implante de 3,75 mm X 7,00 mm e dois de 3,75 mm X 8,5 mm foram colocados em cada lado da mandíbula. A moldagem bilateral da mandíbula foi obtida em moldagem única através de transferentes unidos com resina Duralay e um material elastomérico. Dois tipos de próteses parciais fixas foram confeccionadas nos diferentes lados dos animais: em um lado foi fabricada uma estrutura em titânio soldada feita através do Sistema Procera (NobelBiocare) parafusada diretamente sobre os implantes, e do outro lado, foi fundida uma estrutura em liga de ouro tipo III, parafusada sobre pilares Miruscone. Este delineamento experimental permitiu a comparação de próteses parafusadas diretamente nos implantes com próteses adaptadas sobre pilares intermediários. Cada prótese teve sua interface estrutura/pilar ou estrutura/implante avaliada em microscopia eletrônica (Nippon Kogaku K.K., Japan) em cada implante, nas faces mesial, distal, vestibular e lingual, através da fixação da prótese sobre o modelo mestre por um parafuso fixado somente no implante central. As médias dos valores obtidos foram calculadas. Após três meses, foi realizado o segundo estágio cirúrgico, no qual foram instaladas as próteses, através da aplicação de torque de 20 N naquelas feitas em titânio, e 20 N para os pilares e 10 N para os parafusos nas próteses fundidas em liga de ouro. Seis meses depois, os cães foram sacrificados, e foram seccionados blocos de implante com osso adjacente para análise, juntamente com tomadas radiográficas. Os resultados mostraram que a moldagem no primeiro estágio cirúrgico depende diretamente da estabilidade primária dos implantes, e que as próteses obtidas tiveram adaptações equivalentes na boca e no modelo mestre. As discrepâncias marginais foram maiores para as próteses fundidas em liga de ouro, devido provavelmente ao próprio processo de fundição, do que para as estruturas em titânio.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Riedy *et al.*, em 1997, avaliaram comparativamente a adaptação entre estruturas de próteses fixa implanto-suportadas confeccionadas em titânio pelo método de fundição em monobloco e o método de obtenção de estruturas através de soldagem a laser de peças usinadas pelo Sistema Procera, sobre um modelo que simulava uma mandíbula humana. Cinco implantes foram instalados na região interforames desta mandíbula confeccionada em resina acrílica. Foram efetuadas dez moldagens individuais para a confecção de dez modelos mestres, vazados em gesso pedra. Estes modelos foram divididos em dois grupos, de forma aleatória: 1- estruturas confeccionadas pela técnica de fundição em monobloco, e 2- estruturas confeccionadas através do escaneamento e posterior usinagem de seções de estruturas pelo sistema Procera, unidas por soldagem a laser. O método de videografia a laser foi utilizado para medir a precisão da adaptação entre os pilares e os componentes das estruturas. Este sistema combina um digitalizador a laser com um programa de computação gráfica a fim de obter observações visuais e numéricas dos dados lineares coletados, através da determinação dos pontos centrais dos pilares e dos cilindros das estruturas, já sobrepostos, a fim de avaliar a posição em 3D de referência entre eles. Os resultados mostraram que o grupo 2 mostrou melhor adaptação quando comparado ao grupo um, obtendo uma média de desadaptação menor que 25µm nas interfaces protéticas, principalmente no eixo vertical (z) das leituras.

Jemt *et al.*, em 1998, baseados em resultados de estudos anteriores que mostraram os bons resultados do uso de estruturas em titânio, usinadas em partes pelo Sistema Procera e unidas por soldagem a laser, em reabilitações de mandíbulas edêntulas, realizaram um estudo prospectivo onde avaliaram a performance clínica de próteses fixas implanto-suportadas em maxilas edêntulas, comparando os resultados clínicos e radiográficos deste grupo com outro formado por estruturas fundidas de liga de ouro de maneira convencional. Os pacientes receberam no mínimo cinco implantes na região maxilar, sendo que destes, no mínimo quatro possuíam comprimento maior de 7mm. A dentição antagonista

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

deveria ser no mínimo até segundo pré-molar, com dentes naturais, com ou sem PPR associada. Durante a etapa de moldagem final, os pacientes foram divididos de forma aleatória em dois grupos: 1- pacientes que receberam estruturas em titânio usinadas em partes e soldadas a laser e 2- pacientes que receberam estruturas em ouro fundidas em monobloco. Ambos os grupos receberam revestimento estético em resina acrílica e dentes de estoque. Todas as peças de titânio foram confeccionadas por apenas um laboratório. As peças em ouro foram feitas por vários laboratórios, porém, seguindo uma mesma técnica. Após a instalação das próteses, os pacientes foram agendados para manutenções anuais nos primeiros dois anos. Os resultados mostraram que houve perda de implantes em um número bastante semelhante entre os grupos, sem diferença estatística significativa. Nos dois anos de avaliação, houve um índice de percentual de sobrevivência de 96,4% para o titânio e de 96,7% para o grupo em ouro. Fratura da resina foi observada em 24% dos pacientes, com frequência semelhante nos dois grupos. A média de perda óssea marginal foi de 0,6 mm em dois anos, sem diferença estatística entre os grupos. O estudo mostrou que a familiarização dos técnicos de laboratório em trabalhar com o titânio diminuiu o número de fraturas nas peças e que estas ocorrem em menor quantidade nas próteses maxilares, provavelmente pelo reforço metálico e menor extensão posterior.

Em 1999, Bergendal & Palmquist, em virtude dos resultados bastante encorajadores obtidos em estudo anterior para o uso do titânio e solda a laser em reabilitações protéticas sobre implantes, onde comparou um grupo de pacientes tratado com estruturas de titânio soldadas a laser com outro grupo (controle) de pacientes tratados através de estruturas fundidas convencionalmente em liga de ouro, em um estudo prospectivo de dois anos, os autores continuaram a realizar o acompanhamento clínico e radiográfico das reabilitações, de acordo com o protocolo do primeiro estudo, totalizando um período de cinco anos. Do número original de 84 pacientes do grupo de titânio, 67 foram examinados após cinco anos e, do grupo controle, apenas 66 dos 81 pacientes foram examinados. Os

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

resultados apresentados mostraram que a perda de implantes foi quesito que não mostrou diferença significativa entre os grupos, assim como o nível de perda óssea marginal. Houve um maior número de fraturas em estruturas de titânio soldadas do que nas estruturas fundidas em ouro, mas a diferença também não foi estatisticamente significativa. O maior número de fratura de dentes artificiais ou resina acrílica pareceu estar relacionado com a inexperiência dos técnicos de laboratório, na época, em determinar o formato da estrutura de titânio assim como efetuar as soldagens a laser das partes. No entanto, os resultados em 5 anos em função mostraram que, acima de tudo, a técnica de obtenção de estruturas em titânio soldadas a laser é bastante encorajadora em reabilitações protéticas sobre implantes.

Rubeinstein & Ma, em 1999, considerando a importância da interface de relacionamento entre componentes protéticos na fabricação de reabilitações sobre implantes, durante o processo de transferência da relação dos implantes para o laboratório e vice-versa, e com o surgimento crescente de novas tecnologias para a fabricação de próteses implanto-suportadas, resolveram realizar um estudo onde comparava estas interfaces de contato entre componentes protéticos que são utilizados para a confecção de próteses em estruturas de titânio soldadas a laser, com outros componentes utilizados para a fabricação de próteses obtidas pela fundição convencional de liga de ouro, cujos resultados já haviam sido determinados em estudo anterior realizado pelos mesmos autores em 1997. Para tal, as mensurações foram obtidas entre as interfaces para as diferentes seqüências de combinações entre componentes de cada grupo testado (transferentes de moldagem, copings ou peças de titânio e pilares). Estas mensurações eram realizadas através da determinação dos “centros” dos componentes justapostos, após a determinação dos valores médios da circunferência externa de cada componentes, de forma a se obter, em um plano horizontal, a relação dos mesmos entre si. Os resultados mostraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os cilindros de ouro e as peças de

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

titânio na interface com seus respectivos pilares. Também não houve diferença comparativa entre as partes de titânio e os transferentes de impressão na sua interface com os análogos de aço inoxidável. No entanto, as interfaces comparadas entre as outras combinações de componentes apresentaram diferenças significantes. Esta investigação mostrou que diferenças estatísticas existem na interface de relacionamento entre componentes associado com a transferência de informações da boca para o laboratório. A interface entre os componentes deve ter uma tolerância que não impeça a adaptação entre os mesmos, pelo contrário, deve permitir uma “micromovimentação”. Deve ser considerado, portanto, que diante do potencial de melhora na precisão promovida pela soldagem a laser, variações da interface de relacionamento entre os componentes protéticos podem comprometer a adaptação final da estrutura, pois se a soldagem for feita sobre um modelo mestre não fiel, o trabalho fica comprometido. Os autores sugeriram que o “grau de liberdade” existente entre os componentes seja revisado pelos fabricantes, e que o mesmo deveria ser dado após o término da confecção da peça, antes de sua instalação, a fim de permitir uma micromovimentação funcional.

Ortop & Jemt, em 1999, realizaram um estudo onde justificaram comportamentos biomecânicos distintos em próteses fixas implanto-suportadas tipo protocolo e próteses parciais. O objetivo dos autores foi relatar a performance clínica de destas últimas em um grupo de 383 pacientes parcialmente edêntulos tratados com estruturas de titânio soldado a laser (58) e estruturas convencionais em ouro fundidas em monobloco (325). Os pacientes foram submetidos a avaliações clínicas sistêmica e odontológica completas. As estruturas de titânio foram fabricadas com componentes pré-fabricados do Sistema Procera e soldagens verticais. A maioria das peças foi revestida com porcelana de baixa fusão, com exceção de algumas que foram em resina acrílica e dentes de estoque. Após sua confecção, as próteses foram instaladas e ajustes oclusais foram realizados de forma fossem estabelecidas guias do tipo canino, sempre que

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

possível, ou em grupo, quando os caninos também faziam parte da reabilitação. Os pacientes foram acompanhados por um período de 5 anos através de exames clínico e radiográfico. Os resultados deste estudo mostraram que nenhuma fratura foi verificada no grupo de pacientes tratados com estruturas em titânio soldado. No entanto, fratura do material de revestimento foi freqüente (13%). A perda óssea marginal, em média, no período de 5 anos, foi de 0,4 mm. Este valor foi semelhante ao de outros estudos, relatando que não houve diferença estatística significativa entre a perda óssea e o tipo de estrutura. De maneira interessante, pacientes usuários de medicação para tratamento de problemas cardiovasculares apresentaram maior perda de implantes. Os autores concluíram que o número de implantes perdidos no período de cinco anos estava mais relacionado com o número de implantes pilares e localização das próteses no arco do que com o metal da estrutura, e que as estruturas em titânio apresentaram resultados semelhantes aos das estruturas convencionais, em indivíduos parcialmente dentados. A porcelana de baixa fusão também apresentou bons resultados quando comparada à porcelanas convencionais.

Ortop *et al.*, em 1999, também avaliaram a aplicabilidade do titânio em reabilitações sobre implantes osseointegrados comparando a performance clínica entre próteses fixas implanto-suportadas em mandíbulas edêntulas fabricadas através de estruturas de titânio soldadas a laser, com um grupo controle de estruturas convencionais fundidas em liga de ouro. Foi conduzido um estudo de cinco anos de acompanhamento clínico e radiográfico onde 824 pacientes receberam cerca de quatro a seis implantes na região anterior da mandíbula e foram tratados, em sua maioria, com as próteses parafusadas fundidas em liga de ouro. Destes pacientes, 155 foram, de forma aleatória, tratados com próteses fixas obtidas através de duas diferentes técnicas de fabricação de estruturas de titânio, formando dois subgrupos: Ti 1 e Ti 2. O grupo Ti 1 foi obtido por pacientes que receberam estruturas de titânio construídas através de cilindros soldados a laser à partes de estruturas de titânio pré-fabricadas. O grupo Ti 2 foi obtido através de

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

estruturas formadas por componentes de titânio pré-fabricados soldados a uma barra intacta, também de titânio. Ambos os grupos testados tiveram suas estruturas revestidas por resina acrílica e dentes de estoque. Após a instalação das próteses, todas foram controladas anualmente. Os resultados mostraram que as estruturas de titânio soldadas a laser tiveram uma maior incidência de fratura de metal. A perda óssea marginal foi de 0,5mm durante o período de estudo, com nenhuma diferença significativa entre os grupos. Fratura de resina foi a complicação mais comum, principalmente no grupo Ti 2, onde havia menor espessura de resina em função do desenho da estrutura. Os autores concluíram que as estruturas de titânio só mostraram melhor desempenho quando os técnicos se familiarizaram com a técnica de fabricação, e que as mesmas parecem ser viáveis como alternativa às fundições convencionais em ouro.

Kan *et al.*, em 1999, discutiram a adaptação passiva de próteses implanto-suportadas e revisaram vários métodos clínicos sugeridos para a avaliação da adaptação da infra-estrutura da prótese. Os autores observaram que os níveis de adaptação clínica aceitáveis sugeridos por alguns autores eram de até 275µm, mas que outros estudos não mostravam correlação entre desadaptações de até 400µm e perda óssea marginal ao redor do implante ou outras complicações. No entanto, vários métodos de avaliação da desadaptação das próteses foram citados, como o da “pressão digital alternada” nas extremidades da peça, “visão direta com explorador e sensibilidade tátil” durante o assentamento da peça, “tomadas radiográficas periapicais”, “teste do apertamento do parafuso único” em uma extremidade, e o “teste da resistência do parafuso”, no qual uma peça teria um assentamento passivo quando 10 ou 15 N fossem obtidos apenas com um giro de meia volta do parafuso, adicional à primeira resistência do mesmo durante o parafusamento da peça, assim como aparelhos específicos, como o de fotogrametria tri-dimensional. Os autores salientaram, no entanto, a importância dos clínicos combinarem os métodos de

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

avaliação para minimizar a ocorrência de instalações de próteses com desadaptações exageradas.

Jemt *et al.*, em 2000, continuaram a avaliar a utilização do titânio na fabricação de estruturas de próteses implanto-suportadas, e realizaram um estudo onde compararam, clínica e radiograficamente, a performance de estruturas de titânio soldadas a laser com a de estruturas convencionais em monobloco fundidas em liga de ouro. Dois grupos foram tratados neste estudo; o primeiro foi feito através de um modelo experimental tipo “splith-mouth”, onde pacientes implantados bilateralmente (CI I de Kennedy) receberam de um lado do arco próteses parciais fixas com estrutura de titânio (Procera, Nobel Biocare) soldadas a laser, revestidas por cerâmica de baixa fusão, e do outro lado, próteses parciais fixas “veneers” feitas com estruturas convencionais em liga de ouro e porcelana de alta fusão. O segundo grupo já havia recebido próteses com estruturas convencionais há um ano, mas que naquele momento seriam substituídas por peças em titânio soldadas a laser e comparadas entre si. Os pacientes foram agendados para controles anuais. A adaptação das peças foi avaliada através de notas nos valores de 1 a 4, de acordo com a melhora crescente de adaptação verificada através do assentamento do parafuso e volta do torquímetro. Radiografias intra-orais foram tomadas no período de 1, 3 e 5 anos. Os resultados mostraram que a maioria das estruturas teve uma adaptação de menos de $\frac{1}{4}$ de volta no assentamento da peça. Houve poucas diferenças entre peças convencionais e de titânio, no grupo 1, com relação à adaptação e perda óssea marginal. Houve, porém, uma perda óssea maior no grupo de estruturas de titânio substituídas, mas explicada pela remodelação óssea ocorrida após de 1 ano da colocação dos implantes neste grupo. Com relação à fratura de porcelana, as peças de titânio apresentaram um maior número de ocorrências, mas não foi significativo, ao mesmo tempo em que foram justificados pelo fato de as porcelanas de baixa fusão possuírem maior risco de fratura. Os autores

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

concluíram que o comportamento clínico de estruturas de titânio foi bastante similar ao das estruturas convencionais fundidas em ouro.

Nissan *et al.*, em 2001, avaliaram o efeito de diferentes forças de apertamento (10 e 20 N/cm), variando a seqüência de apertamento dos parafusos, com diferentes operadores, na tensão gerada por uma estrutura precisamente adaptada sobre um modelo mestre em modelos de trabalho obtidos por uma moldagem de arrasto. Para tal, trinta modelos de gesso foram obtidos através da moldagem de arrasto, feita através da ferulização dos transferentes dos implantes, de uma matriz metálica com cinco implantes localizados na região interforames. Uma infra-estrutura metálica foi confeccionada sobre essa matriz, e analisada nas diferentes condições de teste sobre os demais modelos obtidos: força (10 e 20 N/cm) e seqüência (direita para a esquerda; esquerda para a direita) de apertamento dos parafusos por três diferentes operadores. As tensões da pré-carga foram medidas por quatro medidores de tensão colocados sobre a superfície da infra-estrutura, unidos entre os pilares intermediários. Os valores de tensões obtidos por cada medidor foram registrados para as diferentes condições de teste. Os resultados mostrados que os valores obtidos pelas diferentes condições testadas não mostraram diferenças significantes entre cada condição em questão, concluindo que a força e seqüência de apertamento, que podem gerar pré-carga excessiva, podem ser minimizadas por uma moldagem de arrasto bem conduzida, devido à obtenção de uma estrutura bem adaptada.

Silva, 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 teste do parafuso único. As amostras foram divididas em: G1- 10 estruturas fundidas em monobloco e G2- 10 estruturas previamente seccionadas em 4 pontos, fundidas e submetidas à soldagem laser. O assentamento passivo do abutment tipo UCLA/infra-estrutura foi avaliado antes e após eletroerosão dando-se um torque de 10 Ncm no parafuso de titânio do

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

implante da extremidade, aferindo-se as discrepâncias marginais no implante mais central (IC) e no distal (ID) em microscopia óptica. Os resultados G1 (IC 170 μ m e ID 472 μ m), G1+EDM (IC 56 μ m E ID 154 μ m), G2 (IC 65 μ m e ID 155 μ m) , G2+EDM (IC 28 μ m e ID 59 μ m) mostraram a efetividade da eletroerosão, mas também puderam mostrar que não houve diferença significativa entre G1+EDM e G2, enfatizando, também o bom resultado da soldagem a laser.

Murphy *et al.*, em 2002, realizaram um estudo prospectivo de cinco anos com a finalidade de comparar próteses fixas implanto-suportadas em liga de ouro ou em prata-paládio em relação às suas propriedades mecânicas. Vinte e seis pacientes edêntulos, portadores de próteses totais superiores, receberam uma média de cinco implantes na região anterior da mandíbula. Os pacientes foram divididos em dois grupos: grupo A - pacientes que receberam infra-estruturas de liga de ouro, e Grupo B- pacientes que receberam infra-estruturas em liga de prata-paládio. As estruturas foram testadas em relação adaptação através do teste do parafuso único. Ambos os grupos receberam próteses fixas com extensões em cantilever de até 10mm, revestidas em resina acrílica. Os resultados mostraram que ambos os grupos tiveram precisão de adaptação e resistência funcional ao estresse semelhantes, embora as estruturas de prata-paládio tenham necessitado de uma sensível técnica de fabricação e de experiência laboratorial para que apresentassem boa adaptação. No entanto, as evidências radiográficas não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, sendo a liga de prata-paládio uma alternativa à utilização da liga de ouro em reabilitações implanto-suportadas.

Contreras *et al.*, em 2002, relataram o aumento da utilização do titânio e de suas ligas em reabilitações protéticas, enfatizando, contudo, a pobre adaptação marginal do mesmo em relação às ligas nobres. Devido a isso, os autores realizaram um estudo onde compararam a adaptação marginal de coroas unitárias fabricadas em titânio comercialmente puro e sua liga de Ti-6Al-4V, antes e após a realização de um refinamento marginal obtido através de aplicação descargas

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

elétricas (EDM), com coroas em Pd-Ag, avaliando a melhora da adaptação marginal. Para isso, os autores utilizaram quarenta e cinco dentes bovinos imersos em blocos de resina acrílica, cujos preparados foram realizados em um equipamento para desgaste padronizado. Havia 15 amostras para cada grupo testado (grupo de titânio c.p., grupo Ti-6Al-4Vn, e grupo de Pd-Ag). As amostras de todos os grupos foram moldadas individualmente para a posterior obtenção dos respectivos modelos de trabalho. Nesta etapa, um modelo a mais era obtido para cada amostra dos grupos de titânio, e posteriormente foram submetidos a um processo de metalização por íons cobre, a fim de poderem ser utilizados no equipamento de EDM. As coroas de titânio foram obtidas em equipamento de fundição específico. As médias de desadaptação marginal foram obtidas para cada grupo em um microscópio de precisão, sendo que os grupos de titânio foram lidos antes e após a aplicação de EDM. Os resultados mostraram que a liga de Ti-6Al-4Vn mostrou melhor adaptação marginal que o titânio c.p., antes e após a eletroerosão. Após a eletroerosão as médias de desadaptação do Ti-6Al-4Vn foram superiores às do grupo controle Pd-Ag, o que mostrou ser um procedimento bem sucedido na obtenção de adaptação marginal de fundições em titânio e suas ligas.

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 isso, dez estruturas foram confeccionadas para cada grupo. As mensurações foram realizadas em microscopia óptica de precisão, e os resultados mostraram que, tanto para a posição central (desajuste médio de $25,60 \pm 12,54 \mu\text{m}$) como para a distal ($29,17 \pm 16,16 \mu\text{m}$) o desajuste médio foi menor para o grupo cimentado em relação ao grupo soldado ($99,06 \pm 50,47 \mu\text{m}$ e $70,21 \pm 56,70 \mu\text{m}$, respectivamente). A técnica do cilindro cimentado foi a que apresentou melhores resultados.

Takahashi & Gunne, em 2003, compararam a precisão de adaptação entre pilares e cilindros de infra-estruturas fabricadas pelo sistema Procera

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

(escaneamento e posterior usinagem de partes de estrutura, soldadas a laser) ou fundidas em monobloco em liga de ouro. Um total de dezenove estruturas, quatorze feitas através do sistema Procera e cinco fundidas em liga de ouro, três réplicas do espaço entre pilar e infra-estrutura do modelo mestre foram obtidas para cada amostra através da interposição de silicone leve interposto entre os pilares e a peça. Estas réplicas foram avaliadas com relação à espessura em microscópio de precisão nas superfícies vestibulares, linguais, mesiais e distais. Os valores de desadaptação para cada grupo mostraram, no total, médias de 26,9 um para o grupo Procera e de 46,8um para o grupo fundido em liga de ouro, concluindo, portanto, que a adaptação de infra-estruturas confeccionadas pelo sistema Procera foi significativamente melhor do que aquelas fundidas convencionalmente em liga de ouro.

Sousa, em 2003, avaliou a adaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas a eletroerosão. As amostras foram divididas em 04 grupos: G1- 5 estruturas fundidas em monobloco, G2- 5 estruturas fundidas em monobloco e submetidas a eletroerosão, G3- 5 estruturas pré-fabricadas, soldadas a laser e G4- 5 estruturas pré-fabricadas e soldadas a laser, submetidas a eletroerosão. A adaptação da interface abutment/infra-estrutura foi avaliada em todos os grupos, através do teste do parafuso único, aferindo-se as discrepâncias nos implantes centrais (IC) e nos distais (ID). Os resultados indicaram que as estruturas fundidas em monobloco apresentaram maior interface (IC 182um e ID 326um) que as soldadas a laser (IC 103µm e ID 159µm). Nos grupos submetidos a eletroerosão houve melhora significativa no desajuste cervical independente da técnica empregada, havendo diferenças estatisticamente significantes entre as técnicas monobloco após eletroerosão (IC 146µm e ID 214µm) e soldagem a laser após eletroerosão (IC 65µm e ID 92µm), sendo os melhores resultados para a técnica de soldagem a laser. O autor pôde concluir que os processos de eletroerosão e

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

soldagem a laser são eficazes na obtenção de adaptação marginal, principalmente se forem associados.

2.3 FOTOELASTICIDADE

A reabilitação de indivíduos edêntulos através de implantes osseointegráveis tem sido relatada desde 1965, quando Branemark e cols., introduziram o uso dos implantes na Odontologia. No entanto, a necessidade de obter nestas reabilitações uma biomecânica satisfatória durante a instalação e a função das peças fez com que, nos últimos 30 anos os pesquisadores da área desenvolvessem métodos de análise biomecânica de implantes osseointegrados. Dentre estes métodos, a análise fotoelástica, extensamente usada na Engenharia e na Indústria, está sendo muito utilizada em diferentes problemas de distribuição de tensões na pesquisa odontológica, inclusive na implantodontia, devido à sua facilidade de realização e visualização direta das tensões geradas sobre determinada estrutura através da correlação entre o modelo fotoelástico e as correspondentes situações das estruturas bucais.

Com isso, em 1949, Nooman introduziu o método de análise fotoelástica na odontologia restauradora através da realização de um estudo onde executou a aplicação de forças sobre restaurações de amálgama realizadas em diferentes preparos cavitários feitos em blocos de resina fotoelástica (Bakelite), sob luz polarizada, a fim de determinar a forma de preparo que gerava menor quantidade de tensões, e verificou que as amostras que possuíam preparos com ângulos arredondados induziram a menor concentração de tensões no material.

Segundo Frocht, em 1969, a ciência da fotoelasticidade teve seu lento desenvolvimento a partir de 1816, quando David Brewster descobriu o fenômeno básico da dupla refração em corpos transparentes, passando por Franz Neumann, em 1841, quando este elaborou a lei do estresse óptico, em que “ um feixe de luz

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

polarizado, quando atravessa um corpo submetido a uma carga, produz alterações visuais neste proporcionais à carga aplicada”, reformuladas dez anos mais tarde por J.C.Maxwell em termos de estresse. Em 1935, a questão quantitativa do problema tri-dimensional da análise foi solucionada por Georg Oppel, que inventou o método do congelamento das tensões, fazendo com que a partir daqui, os progressos na fotoelasticidade tenham ocorrido de forma mais rápida (FROCHT, 1967).

Glickman *et al.*, em 1970, ressaltando a importância do padrão das forças oclusais na destruição óssea periodontal, realizaram um estudo onde avaliaram as tensões induzidas por dentes molares e pré-molares, individualmente, antes e após tornarem-se pilares de próteses parciais fixas, através de aplicação de cargas axiais e oblíquas. Os dentes foram imersos separadamente em modelos confeccionados em material fotoelástico a base de silicone (Sylgard 182, DowCorning), de forma de que nestes modelos foi obtido o padrão normal individual de tensão para cada dente, e também num mesmo bloco, simulando um espaço para pântico entre eles, onde avaliaram o padrão de tensão individual após os mesmos terem se tornado pilares de prótese parcial fixa, através de preparos intracoronários. Todos os modelos foram fotografados prévia e posteriormente à aplicação de cargas na superfície oclusal, medida por um dinamômetro. Os resultados mostraram que houve uma distribuição mais adequada de tensões ao redor dos dentes após a utilização dos mesmos como pilares de prótese fixa, convertendo forças oblíquas em axiais, impedindo a produção de tensão na região mesial cervical do molar quando este dente fica isolado.

Craig *et al.*, em 1974, realizaram um estudo onde um método foi desenvolvido para simplificar a análise de tensões tridimensional de bases de próteses totais, com o uso de uma resina epóxi que pode ter seu padrão de tensões congelado em 135^o F, ou seja, em uma temperatura bem abaixo daquela necessária para os outros tipos de resina fotoelástica, que necessitam de 170^o F

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

para obter um congelamento do seu padrão de tensões formado por determinada aplicação de carga. Com isso, um mesmo molde de silicone pode ser utilizado para confeccionar um determinado número de próteses totais superiores, pois não aderiria à superfície do modelo. As próteses foram previamente analisadas em articulador com relação ao seu esquema oclusal, ainda em padrão de cera e dentes artificiais montados, através de intercuspidação com uma prótese total inferior já finalizada. Uma carga de 20 libras foi aplicada sobre o ramo superior do articulador, após a remoção do pino guia incisal, em diferentes posições de oclusão (cêntrica, habitual e protrusiva). As tensões foram então congeladas para cada teste, e as próteses foram submetidas a cortes transversos, com espessuras de 0,1 polegada, a fim de que os mesmos pudessem permitir a análise do padrão de tensões de cada prótese em um polariscópio circular. Os resultados do estudo mostraram que houve formação de diferentes padrões de tensão para cada esquema oclusal testado, e concluíram que o tipo de oclusão desenvolvido em um par de próteses totais tem efeito na produção de tensões nas bases das mesmas e nos tecidos de suporte subjacente.

Haraldson, em 1980, realizou um estudo onde avaliou, através de análise fotoelástica, as tensões induzidas por parafusos de 3mm de diâmetro que simulavam implantes rosqueáveis e lisos em três diferentes tipos de ancoragem: completa ancoragem óssea, perda óssea vertical e perda óssea horizontal. Os parafusos foram imersos em resina Araldite (Ciba-Geigy, HY956) e, após sua completa polimerização, foram submetidos a cargas verticais e horizontais com valores máximos de 490 N e 378 N, respectivamente. As imagens das tensões induzidas no modelo, quando posicionadas no equipamento específico para análise, puderam ser visualizadas e fotografadas. Os resultados mostraram que no carregamento vertical aplicado sobre os implantes rosqueáveis houve uma distribuição de tensões ao longo das superfícies das roscas, diferentemente do implante liso, no qual houve uma maior concentração de tensões no ápice do implante, mostrando que o implante de rosca distribuiu de maneira melhor a carga.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

O carregamento horizontal foi muito mais nocivo que o vertical, principalmente em relação aos tipos de ancoragem, onde foram observadas maiores concentrações de tensões nas simulações de perda óssea vertical e horizontal. O autor concluiu que os implantes rosqueáveis são mais favoráveis, do ponto de vista de distribuição de tensões, que os implantes lisos.

Kratochvil *et al.*, em 1981, compararam forças resultantes nas estruturas de suporte entre três diferentes encaixes utilizados em próteses parciais removíveis de extremidade livre bilateral, através de análise fotoelástica. Os autores confeccionaram um modelo fotoelástico na forma de mandíbula humana com resina PL-2 (Photoelastic, Inc., Malvern, Penn.) com dentes anteriores e primeiros pré-molares de cada lado. Os dentes foram feitos em resina PLM-1Z, tipo A, do mesmo fabricante, tendo suas raízes revestidas de uma resina tipo B (Solithane, Thiokol Chemical Corp., Trenton, N.J.), a fim de simular ligamento periodontal. Os caninos e pré-molares tiveram suas coroas preparadas para receber coroas protéticas. Os encaixes testados foram: Sterngold tipo 7, Dalbo MK e Thompson. Cada um foi adicionado à porção distal das coroas dos pré-molares, bilateralmente. As próteses removíveis foram posicionadas nos encaixes, e uma barra de metal uniu as extremidades direita e esquerda das mesmas, de forma que uma carga de 33 libras fosse aplicada no centro da mesma, sob a ação de um feixe de fibra óptica posicionada no centro do modelo numa posição fixa com a máquina fotográfica. Primeiramente a carga era aplicada com a prótese removível encaixada apenas nos pré-molares e, depois, com os pré-molares unidos aos caninos através de soldagem. Os resultados mostraram que o padrão das tensões foi similar para os dois lados, direito e esquerdo. Porém, quando somente os pré-molares foram utilizados de apoio, as tensões distais horizontais foram muito acentuadas no osso adjacente ao pilar. O encaixe Dalbo MK induziu maior concentração de tensão no osso e pouca nos dentes pilares. Já o Sterngold 7 e o Thompson promoveram maiores tensões distais horizontais nos pilares. Os autores verificaram que quando os encaixes estavam associados com a união dos

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

pilares caninos e pré-molares houve uma distribuição melhor das tensões, e em menor magnitude, para dentes e estrutura óssea adjacente, tornando a união de pilares um fator importante quando encaixes são utilizados em próteses removíveis de extremidade livre.

Clelland *et al*, em 1993, compararam estresse e tensão produzidos através de aplicação de carga sobre três diferentes angulações de pilares protéticos para prótese sobre implantes do sistema Steri-Oss (O - 15 - 20°). Cinco implantes rosqueáveis de 3.8 mm X 10 mm foram embebidos em blocos de resina fotoelástica PL-2 (Measurement Group, Raleigh, NC) de 50X70X13mm. Quatro medidores de tensão do tipo roseta foram colocados a 4 mm de distância de cada implante. Os blocos foram apoiados em mesas de metal que permitiam que os mesmos ficassem também em 0, 15 e 20° de inclinação, de forma que uma carga de 178N/cm fosse aplicada de forma semelhante no longo eixo de cada tipo de pilar. Fotografias eram tomadas após a análise das franjas em um polariscópio circular. Um modelo controle, com medidores de tensão embebidos na resina, foi feito para determinação do padrão normal de estresse na resina. Após a avaliação visual e leitura dos valores dos medidores de tensão, foram obtidos os resultados, os quais foram convertidos para valores referentes para o padrão do osso humano através da lei de Hooke. Os resultados do estudo mostraram que o pilar de 0° mostrou um padrão de distribuição de franjas mais simétrico. No pilar de 15° houve intensificação das franjas do lado oposto à aplicação da carga, quadro que ainda mais intensificado no pilar de 20°. Os autores concluíram que, embora tenha havido uma diferença estatisticamente significativa entre os três pilares, os mesmos produziram tensões que pareceram estar dentro do padrão fisiológico para o osso humano, e que os medidores de tensão incrementam a leitura dos resultados.

Waskewicz *et al*, em 1994, realizaram um estudo onde compararam o padrão de tensões produzidas ao redor de implantes entre infra-estruturas de adaptação passiva e não passiva, utilizadas na confecção de próteses fixas tipo

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

protocolo Branemark, através da análise fotoelástica. Os autores confeccionaram um modelo obtido através de um bloco de material fotoelástico CP5-4290 (Hysol, Olean, NY). A superfície do modelo recebeu cinco implantes com dimensões de 3.75X10 mm (Branemark System, Nobelpharma, Chicago, IL), dispostos de forma eqüidistantes, fixados ao modelo através de resina epóxi (Duro, Loctite). Pilares protéticos de 4,0 mm de altura foram adaptados sobre os implantes com um torque de 20 Ncm. Cilindros de ouro pré-fabricados foram utilizados para o enceramento de uma infra-estrutura, posteriormente incluída e fundida em liga de Au-Pd (Allabond 60, Heraeus). A estrutura foi avaliada em relação à passividade de adaptação através da técnica do parafuso único (JEMT,1991), onde foi verificada a não existência de boa adaptação entre a mesma e os pilares, sendo tal estrutura considerada não passiva. Esta estrutura foi analisada através do método fotoelástico em um polariscópio circular por meio de sua fixação aos pilares do modelo com torque de 10N/cm, através de três seqüências de apertamento de parafuso, determinadas pela posição dos implantes (1-2-3-4-5; 5-4-3-2-1; 3-2-4-1-5). Cada seqüência de apertamento testada foi repetida por cinco vezes, a fim de comparação, e fotografada apenas na última repetição. O padrão de tensões induzidas pela estrutura não passiva foi analisado de acordo com o número e a concentração de franjas formadas ao redor dos implantes. Após esta análise, a mesma estrutura foi seccionada em pontos intermediários entre cada pilar, sendo as partes relacionadas e unidas através de resina acrílica Duralay. Foram, então, realizados os pontos de solda e feita nova avaliação da interface estrutura/pilar. A estrutura foi novamente fixada ao modelo com torque de 10Ncm, nas mesmas seqüências testadas anteriormente, onde foi submetida à nova análise fotoelástica. Os resultados mostraram que o apertamento da estrutura não passiva sobre os pilares, nas três seqüências de apertamento testadas, gerou uma concentração de tensões ao redor dos implantes. Em relação à seqüência de apertamento dos parafusos, todos os implantes mostraram tensões, concentradas principalmente nos seus terços médios. No entanto, os implantes de extremidade (1 e 5) foram os que mostraram maior quantidade de tensões. Em contraste, os

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

autores notaram que quando a estrutura foi seccionada e soldada, um relacionamento passivo em relação aos pilares foi obtido sem indução de tensões aos implantes.

Wang & Hobkirk, em 1996, realizaram um estudo onde investigaram a distribuição de carga em implantes pilares de uma infra-estrutura de prótese tipo protocolo Branemark, através de diferentes combinações de número, localização e distanciamento entre os implantes utilizados. Para isso, seis implantes padrões de 10 mm de comprimento com formato de raiz (Nobelpharma) foram colocados na região interforames de um modelo confeccionado em acrílico representando uma mandíbula desdentada. Os mesmos foram carregados com uma infra-estrutura simétrica, fundida em liga de ouro tipo IV, com 90 mm de comprimento e secção transversal de 6 x 3,8 mm. A estrutura possuía 17 mm em cantilever distal, e foi adaptada de forma passiva sobre os pilares de 5 mm de altura devidamente fixados com torque de 20 N/cm sobre cada implante. Quatro medidores de tensão foram instalados entre as superfícies externas de cada pilar, de forma que dois desses medidores ficassem em posição oposta aos outros dois, fechando um circuito de microtransdução conectado a um amplificador multicanal que, após calibração, puderam ser usados para a medição de forças de compressão e tração provocadas pelos pilares carregados. A aplicação de força de 20 N/cm foi realizada de forma vertical, por equipamento específico, com duração de 20 segundos, sobre as regiões em cantilever em diferentes distâncias entre os pilares terminais (5,10 e 15 mm), de forma bilateral e alternada, combinando diferentes número, localização e distanciamento entre implantes pilares da estrutura. Cada carregamento foi repetido por dez vezes, e as médias dos valores de força foram obtidas para cada teste. Os resultados do estudo mostraram que a magnitude da força sobre os implantes era diretamente proporcional à extensão do cantilever. Forças aplicadas em um lado da estrutura carregaram intensamente os implantes extremos deste lado, promovendo torque da estrutura na linha média e carregando os implantes do lado oposto do fulcro. Os autores concluíram também que as

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

tensões induzidas aos implantes dependeram da combinação do número, localização e distanciamento entre os pilares.

Clelland & van Putten, em 1997, compararam estruturas de titânio convencionais de próteses tipo protocolo Branemark com outras confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado, em relação às tensões geradas na interface implante/tecido ósseo, através da mensuração das tensões induzidas pelo apertamento dos parafusos. Para isso, confeccionaram um modelo em resina PL-2 (Measurement Group), com cinco implantes de 3,75 X 10 mm (Nobel Biocare) na região interforames. Medidores de tensão em rosetas foram inseridos na região vestibular dos dois implantes de extremidade. Três estruturas fundidas em monobloco e três estruturas confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado, todas em liga de ouro-paládio-prata, foram fabricadas sobre um único modelo mestre. Após a confecção das mesmas, todas foram testadas sobre o modelo mestre através do aperto dos parafusos de ouro (10N/cm) com a mesma seqüência para todas: implante central, extremo esquerdo, extremo direito, mediais esquerdo e depois direito. O teste foi repetido três vezes para cada estrutura enquanto os sensores mediam as tensões. Os resultados mostraram uma diferença estatisticamente significativa entre as tensões induzidas pelas estruturas convencionais e aquelas produzidas pelas estruturas confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado. Os autores verificaram uma diminuição na magnitude das tensões com as estruturas com cilindro cimentado, pois o cimento interposto entre os cilindros e suas respectivas estruturas compensava a desadaptação das mesmas.

Kenney & Richards, em 1998, compararam o padrão de tensões gerado ao redor de implantes entre dois sistemas de retenção para overdentures sobre implantes: o'ring/bola e barra/clip, através do uso da análise fotoelástica. A metodologia dos autores foi desenvolvida através da confecção de um modelo fotoelástico em formato de mandíbula humana desdentada obtido a partir de um bloco de CP5-4290 (Hysol Corp.). Dois implantes de 3,75X18 mm em formato de

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

raiz (Nobel Biocare) foram ancorados neste modelo, de forma a não induzir tensões no mesmo. Pilares protéticos padrões de 4,0 mm de altura foram instalados sobre os implantes com torque de 20 Ncm. Foi confeccionada uma overdenture sobre implantes para cada sistema, sendo que, para o sistema barra/clip, uma barra em liga de ouro foi fundida, seccionada e soldada e o clip para retenção era metálico. Para o sistema o'ring/bola, a captura das cápsulas foi feita através de resina acrílica autopolimerizável. A prótese foi reembasada com um material resiliente à base de material de moldagem a fim de simular a mucosa oral. Cargas verticais e oblíquas foram aplicadas unilateralmente sobre a região dos primeiros molares, variando de 10 a 200 libras. Os resultados da distribuição de tensões para cada sistema foram fotografados e avaliados e mostraram que, diante de cargas verticais, o sistema o'ring/bola transferiu mínimas tensões para ambos os implantes, enquanto que o sistema barra/clip proporcionou tensões imediatas de grande magnitude e concentração para os dois implantes. Após a aplicação de forças oblíquas, os resultados mostraram padrões de tensões similares para ambos os sistemas, com uma formação sutilmente maior para a overdenture sobre barra/clip. Dentro dos limites do estudo, os autores concluíram que o sistema de retenção o'ring/bola transferiu menor tensão aos implantes quando comparado com o sistema barra/clip, principalmente quando o modelo fotoelástico foi carregado com forças verticais.

Vaz *et al.*, em 1999, realizaram análise fotoelástica *in vitro* da distribuição de tensões formadas nas estruturas internas da mandíbula como suporte de próteses do tipo muco e dento-muco-suportadas. Os autores confeccionaram três réplicas de mandíbula humana através da utilização de uma resina fotoelástica PLM-4. Cada modelo de mandíbula representava um grupo, respectivamente divididos em: G1: mandíbula totalmente desdentada; G2: presença de raízes correspondentes às raízes dos caninos, dispostas bilateralmente e G3: presença de raízes correspondentes ao canino e molar, de maneira unilateral. Foram confeccionadas as overdentures para os três grupos,

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

variando apenas a utilização de raízes como pilares de retenção para os grupos 1 e 2. Os modelos foram montados em um articulador semi-ajustável em oclusão com modelos antagonistas feitos em resina acrílica, a fim de que o mesmo pudesse ser carregado com carga de 20 N. Após a aplicação das cargas foi realizado o congelamento das tensões induzidas através do resfriamento dos modelos à temperatura ambiente. Estes modelos foram seccionados em sua linha mediana, e as hemiarcadas foram fotografadas e analisadas num polariscópio de transmissão em posição perpendicular ao feixe de luz polarizada, permitindo a observação das franjas coloridas que correspondiam à distribuição tridimensional das tensões internas. Os resultados deste estudo mostraram que no grupo 1 ocorreu maior concentração de tensões na região basal posterior correspondente à posição do primeiro molar, condizente com a fisiologia do sistema estomatognático. No grupo 2 pôde ser observada uma maior concentração de tensões na região apical dos caninos e menor na região posterior do rebordo. No grupo 3 as concentrações de tensões foram observadas nos ápices das raízes, o que levou os autores a observarem que a disposição radicular unilateral contribuía clinicamente para um potencial de reabsorção óssea do rebordo devido à presença de uma componente de troque nos testes. Os autores concluíram que, dentre os três grupos, o grupo 2 apresentou melhor distribuição de carga, e encorajaram a utilização de raízes remanescentes sob próteses totais.

Watanabe *et al.*, em 2000, investigaram as tensões produzidas ao redor dos implantes de estruturas de próteses fixas parafusadas fabricadas através de quatro diferentes métodos, antes e após diferentes seqüências de aperto de parafusos. A metodologia deste estudo envolveu a confecção de um bloco de poliuretano de 30 X 40 X 30cm, em cuja região central foram instalados três implantes do sistema IMZ (4,0 X 13 mm). Seis sensores de tensão foram colocados estrategicamente na superfície do bloco com um milímetro de afastamento um do outro, de forma a registrar as tensões induzidas durante o teste. Os implantes foram numerados (1, 2 e 3) e dezesseis estruturas de prótese

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

fixa foram colocadas sobre os mesmos, obtidas a partir de quatro diferentes grupos: G1: estruturas em liga de ouro fundidas em monobloco; G2: estruturas fundidas em liga de ouro em monobloco e posteriormente seccionadas e soldadas; G3: estruturas fundidas em liga de ouro em partes separadas posteriormente unidas com solda, e G4: estruturas fundidas em titânio confeccionadas através da técnica do cilindro cimentado ou do assentamento passivo. As estruturas foram instaladas com torque de 14,5N/cm sobre os implantes, e foi verificada também a influência da ordem de três diferentes seqüências de apertamento de parafusos sobre a distribuição de tensões ao redor dos implantes (2-1-3; 1-2-3; 1-3-2). Os resultados mostraram que em G4, a ordem do apertamento dos parafusos influenciou pouco a produção de tensões. Já as tensões produzidas pelas estruturas do G2 mostraram ser bastante influenciadas pela ordem do apertamento, sendo que a melhor seqüência foi 2-1-3. Comparando os diferentes grupos entre si, os autores observaram que as estruturas do G4 mostraram as menores tensões (50ue), seguidas do G3 (154ue), G1 (366ue) e por último do G2 (737 ue). Os autores concluíram, portanto, que quando a soldagem foi utilizada nas peças fundidas em partes, o grau de contração foi menor, comparado ao mesmo procedimento realizado posteriormente à secção de peças previamente fundidas em monobloco, e que embora a adaptação visual pareça estar favorável, tensões são produzidas ao redor dos implantes quando do apertamento de parafusos, e incentivaram a utilização da técnica do assentamento passivo.

Guichet *et al.*, em 2000, estudaram o relacionamento entre desadaptações marginais de próteses implanto-suportadas retidas por parafusos ou cimentadas com a transferência de tensões sobre os implantes, através da análise fotoelástica. Para isso, os autores utilizaram um modelo fotoelástico obtido a partir de um modelo que simulava uma mandíbula humana parcialmente desdentada com três implantes de 10mm (Nobel Biocare) instalados na região de 1º e 2º pré-molares e 1º molar. Foram confeccionadas cinco estruturas fundidas em monobloco, em liga de paládio-prata, para cada grupo e, as desadaptações

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

entre as estruturas e seus respectivos pilares foram medidas em um microscópio de varredura em pontos determinados na superfície vestibular e lingual dos pilares, antes (sob carga de 0,5Kg na mesa oclusal, sem torque ou cimentação das mesmas, a fim de simular uma prova clínica) e após a cimentação ou apertamento dos parafusos, para ambos os grupos. Os resultados mostraram que as desadaptações apresentadas pelas próteses cimentadas e parafusadas não mostraram diferenças estatísticas significantes entre si antes do apertamento e cimentação das estruturas. No entanto, após estes procedimentos, as próteses parafusadas mostraram uma redução significativa da desadaptação após o apertamento dos parafusos. A análise fotoelástica revelou que as próteses cimentadas exibiram uma distribuição de tensões mais equilibrada do que as parafusadas, e com tendência de formação de tensões mais concentradas na região coronária, provavelmente devido ao preenchimento das desadaptações com cimento, evitando a aplicação de cargas nocivas sobre os implantes.

Gross & Nissan, em 2001, relacionaram o processo de remodelação óssea maxilar, após reabilitação com implantes osseointegrados, com fatores como sobrecarga biomecânica, e inadequados volume e densidade do osso suporte. Devido a isto, os autores realizaram um estudo onde avaliaram comparativamente a distribuição de tensões na geometria facial e ao redor de implantes maxilares com simulada carga oclusal aplicada sobre um modelo fotoelástico bi-dimensional e sobre um crânio seco. Foi construído um modelo fotoelástico bi-dimensional baseado em uma tomografia computadorizada seccionada no plano frontal ao nível dos primeiros molares. Dois análogos de implantes cilíndricos (4,0 x 10 mm, Sultzzer Calcitek) foram instalados na maxila, do lado direito e esquerdo, em 0 e 25°, respectivamente, opostos a antagonistas instalados em 0° na mandíbula. A carga foi aplicada através de simulada intercuspidação. Um modelo em crânio seco também foi preparado de maneira semelhante, porém com seus respectivos implantes sendo instalados posteriormente ao recobrimento na superfície externa maxilar com uma lâmina

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

resina fotoelástica, com cerca de três mm de espessura (PL8, Vishay Measurements Group). A avaliação da concentração de tensões foi registrada em carregamentos axial e não axial, em ambos os modelos. Os resultados qualitativos deste estudo mostraram que a maior concentração de tensões ocorreu na superfície côncava vestibular dos modelos. Não houve concentração de tensões no ápice dos implantes maxilares no modelo fotoelástico. No entanto, no carregamento lateral no modelo de crânio seco, as tensões encontraram-se distribuídas ao longo do aspecto vestibular do osso adjacente aos implantes, o que, clinicamente, poderia promover uma fenestração ou deiscência na tábua óssea vestibular maxilar, e conseqüentemente diminuir o potencial de vida útil dos implantes.

Shirata, em 2002, realizou um estudo onde, através do método fotoelástico, analisou a distribuição de tensões no rebordo desdentado, suporte de overdenture ou overdenture suportada pelo sistema barra - clip, com e sem apoio de implante com magnetos na região distal. Modelos de gesso de mandíbula e maxila desdentadas foram obtidos em gesso e montados em articulados a fim de que bases de prova com montagem de dentes fossem confeccionadas, assim como um guia cirúrgico, a fim de determinar a correta localização dos análogos dos implantes a serem instalados no modelo mandibular. A partir deste modelo, componentes de moldagem foram acoplados aos análogos para a obtenção de um molde que serviu para a obtenção do modelo fotoelástico com 2 implantes na região de caninos (12 mm) e dois na região dos segundos molares inferiores (6 mm). Para a confecção da barra foi utilizado um kit de material calcinável (EDS) da empresa CNG, e conjuntos de UCLA completo, também calcinável. Durante as fases laboratoriais de confecção das próteses, foi deixado um espaço nas regiões posteriores da base protética com espaçador específico para posterior fixação do magneto. Na região correspondente aos implantes, a base foi recortada para melhor visualização das franjas fotoelásticas. Para a realização dos ensaios, o modelo fotoelástico com as respectivas próteses foi submetido à aplicação de

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

cargas nos valores de 1,0kg; 3,0kg; 5,0kg; 7,0kg, e 10kg, sucessivamente. Todos os testes, para as duas combinações de retenção de overdenture, foram fotografados para verificação das tensões. A cada teste, o modelo fotoelástico era mantido em repouso por 24 horas, em estufa sob 40°C, para dissipação das tensões ocorridas com o carregamento. Os resultados obtidos neste trabalho demonstraram que, quando se utiliza dois implantes anteriores, a distribuição das tensões na overdenture com implante e barra - clip, apoiada em implantes posteriores com magneto, são mais bem distribuídas, dentro das condições impostas a este experimento, tanto sobre os implantes como em toda a extensão do rebordo. Também foi notado que a concentração de tensões no modelo somente com barra - clip anterior ocorreram em toda a região periimplantar, principalmente na apical.

Dalle Piagge, em 2002, analisou o comportamento das tensões no rebordo edentado, sob overdenture implanto-suportada, apoiada sobre barra de estabilização e retida por encaixe extracoronário tipo ERA, com ou sem apoio de magneto na região distal do rebordo, através da análise fotoelástica. Para tal, foram fixados quatro análogos de implantes na região anterior de um modelo de gesso, de forma eqüidistante entre si, além de dois outros análogos na região dos segundos molares inferiores direito e esquerdo. Um modelo fotoelástico com implantes correspondentes do sistema Steri-Oss e Dyna foi obtido com resina PL-2. Foram avaliados dois tipos de overdentures: uma portando um magneto na região posterior e outra não, ambos utilizando uma barra, associada ao sistema ERA (Extra Resiliente Attachment). As próteses totais superiores antagonistas, assim como as overdentures, foram confeccionadas através de montagem dos modelos em articulador semi-ajustável e, após acrilizadas, remontadas no articulador com o respectivo modelo fotoelástico com a finalidade de realizar o ajuste oclusal. Após a captura das cápsulas do sistema ERA e magnetos nas bases da próteses, o modelo fotoelástico foi inicialmente analisado sem aplicação de carga, a fim de verificar se havia formação de franjas. Posteriormente, cargas

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

de 1, 3.5, 7 e 10 Kg foram aplicadas sucessivamente. Os resultados deste estudo mostraram que a utilização do magneto nas regiões posteriores do rebordo mostrou melhor distribuição de tensões entre os implantes e o rebordo residual, em contraste com uma maior concentração de tensões nos implantes anteriores encontrada no par de próteses em que não se utilizou o magneto nas overdentures.

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

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Meirelles, em 2003, realizou um estudo em que analisou a distribuição de tensões pela simulação de esforços mastigatórios em torno de implantes dentários cilíndricos rosqueáveis com hexágono externo e interno. Foram recortados blocos de policarbonato PSM-1 (Photoelastic Inc, Realeigh, USA) com dimensões de 35 x 25 x 6,1 mm, nos quais foram instalados os implantes dentários. Foram utilizados dois implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento com hexágono externo e interno (Master Screw e Máster Connect AR, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil). O carregamento de 10 kgf foi aplicado por um dispositivo mecânico acoplado a uma célula de carga com 15° de inclinação em relação ao implante. Cada implante foi levado individualmente ao polariscópio circular para a visualização e interpretação das franjas fotoelásticas, de forma que foram obtidos valores numéricos que correspondiam à ordem da franja para cada ponto traçado ao redor do implante sobre a imagem obtida. Foi possível observar padrões de distribuição de tensões distintos quanto à região entre os implantes. O implante com hexágono externo apresentou valores maiores na primeira rosca e na região cervical, enquanto que o implante com hexágono interno apresentou valores maiores na região apical do mesmo. Nas demais regiões, os valores encontrados foram similares.

2.4 SISTEMA RETIFICADOR DE CILINDROS FUNDIDOS

Akama *et al.*, em 2004, avaliaram o emprego de retificadores de cilindros fundidos em liga de níquel-cromo na adaptação de próteses implanto-suportadas. Para isso utilizaram dez componentes calcináveis tipo Micro-unit, fundidos em Ni-Cr (Wiron 99, Bego - Germany) por indução em alta frequência. Para controle, foram empregados dez cilindros Micro-unit usinados em ouro. As mensurações das desadaptações verticais dos cilindros fundidos foram realizadas com auxílio de microscópio óptico em dois momentos, antes e após o uso de “Retificadores de Cilindros Fundidos” (Conexão Sistema de Próteses - Brasil). Para os componentes usinados em ouro, a leitura foi efetuada em um único

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

momento, pois não houve retifica destes componentes. As médias das desadaptações de cada grupo foram submetidas ao teste *t* de student (5%). Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) foi identificada comparando-se as médias de desadaptação dos cilindros fundidos em Ni-Cr antes ($80,67 \pm 6,45\text{mm}$) e depois ($57,03 \pm 12,36\text{mm}$) do emprego de retificadores de fundições. A média de desadaptação marginal dos componentes usinados ($48,51 \pm 5,64\text{mm}$) serviu como controle. Nas comparações com as desadaptações marginais dos cilindros fundidos, diferenças significativas foram identificadas somente antes do emprego de retificadores. Os autores concluíram que a utilização do retificador reduziu a desadaptação dos componentes fundidos em Ni-Cr aos pilares dos implantes para índices próximos ao de cilindros usinados em ouro.

Horbylon *et al.*, em 2004, também avaliaram a efetividade do sistema retificador de cilindros em pilares UCLAS fundíveis em próteses fixas implanto-suportadas de três elementos. Para isso, dezoito pilares plásticos tipo UCLA (Conexão Sistema de Prótese) foram fundidos em níquel-cromo (Verabond II) para restaurações metalocerâmicas, a partir de um modelo mestre, e parafusados com torque de 20N/cm. As leituras dos desajustes verticais foram realizadas antes e após a retificação em microscópio eletrônico de varredura analisando as faces mesial e distal de cada pilar. Os resultados foram submetidos a tratamento estatístico no qual foi observada diferença significativa após a retificação dos pilares. Na análise de frequência acumulada foi observado que 64% dos pilares apresentaram desajuste menor ou igual a $10\mu\text{m}$, sendo observado otimização após retificação com aumento de 94% dos pilares com medidas menor ou igual a $10\mu\text{m}$. Os autores concluíram que a retificação promove melhoria significativa na adaptação marginal de pilares fundíveis tipo UCLA.

Daroz *et al.*, em 2004, avaliaram o desajuste marginal de estruturas metálicas implanto-retidas fundidas em monobloco após retificação corretiva das bordas marginais (Sistema Retificador Corretivo – Conexão Sistemas de Prótese). A confiabilidade do teste do parafuso único foi avaliada após retificação da base

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

de assentamento do parafuso de fixação. Foi utilizada uma matriz metálica simulando o arco mandibular contento cinco análogos de pilares Micro-unit (Conexão). Dez estruturas foram fundidas em titânio *c.p.* utilizando-se cilindros protéticos calcináveis. As peças foram avaliadas sob microscópio óptico de medição quanto à adaptação marginal pelo teste do parafuso único nas seguintes etapas: (1) após a fundição; (2) após a retificação da base de assentamento do parafuso protético e (3) após retificação das bordas dos cilindros. As médias de desajustes foram avaliadas e comparadas estatisticamente, sendo estas para cada etapa: (1) 332,87 μ m; (2) 333,21 μ m e (3) 330,29 μ m, não havendo diferença estatística entre os grupos. Os autores concluíram que a retificação corretiva não reduziu os valores de desajuste marginal e que o teste do parafuso único é confiável para avaliação de peças múltiplas.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo tem por objetivo avaliar comparativamente a distribuição de tensões induzidas em modelo fotoelástico por diferentes métodos de confecção de infra-estruturas para próteses sobre implantes, o método de soldagem de borda a laser de cilindros pré-fabricados e o método de retificação dos cilindros de infra-estruturas fundidas em monobloco, seguido de secção e soldagem, através de três seqüências de aperto dos parafusos protéticos (da esquerda para a direita, da direita para a esquerda e do centro para as extremidades).

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 A ANÁLISE FOTOELÁSTICA

Neste estudo, o método quase-tridimensional de análise fotoelástica foi utilizado para a análise do comportamento das tensões nas estruturas de sustentação peri-implantárias das próteses fixas implanto-suportadas. Este método foi utilizado baseado nos relatos de Dalle Piagge, em 2002, a qual faz referência à validade deste dentre os demais existentes na fotoelasticidade:

“A técnica bidimensional de análise fotoelástica utiliza um modelo que mantém fidelidade geométrica em um plano, como se fosse a secção sagital de um dente. Um requisito para a verdadeira técnica de análise fotoelástica bidimensional é que não deve haver variação das tensões através da espessura do modelo. Conseqüentemente, forças aplicadas ao modelo devem estar no mesmo plano deste. A técnica bidimensional possui três vantagens: (1) os modelos são de confecção relativamente fácil; (2) uma larga variedade de condições de cargas pode ser aplicada ao modelo e (3) diferentes aplicações de carga podem ser testadas no mesmo modelo. A maior desvantagem desta técnica é a imperfeita reprodução da geometria tridimensional das estruturas bucais. Conseqüentemente, a total distribuição das tensões não pode ser determinada. A técnica tridimensional faz uso de uma propriedade especial de certos materiais plásticos para modelos. Quando estes materiais são submetidos a cargas específicas e a temperaturas elevadas, as primeiras são mantidas enquanto as últimas são lentamente reduzidas até a temperatura ambiente: as tensões permanecem depois que as cargas são removidas. Esse processo é chamado de congelamento das tensões. Com a técnica tridimensional, a total fidelidade geométrica pode ser realizada. Porém, um alto preço deve ser pago para isto além da concomitante habilidade para extrair dados sobre as tensões tridimensionais. A razão está na necessidade de cortar o modelo em finas fatias e cada fatia é

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

submetida a uma análise como se num modelo bidimensional. A análise de todas as secções permite a construção da figura das tensões tridimensionais em sua totalidade. Portanto, a necessidade de se fatiar cada modelo faz com que, a cada mudança de aplicação de carga, seja necessária a confecção de um novo modelo. Além disso, a construção de um modelo totalmente tridimensional é difícil. A terceira técnica, chamada quase-tridimensional, foi desenvolvida por Caputo, em 1987, para captar algumas das vantagens das técnicas bi e tridimensional. Essa técnica possui algumas vantagens únicas, com algumas limitações. A técnica quase-tridimensional utiliza modelos com fidelidade geométrica. A principal diferença entre a técnica tridimensional verdadeira e a quase-tridimensional está nos meios pelos quais as tensões são observadas e analisadas. A técnica quase-tridimensional não impõe a restrição da distribuição de tensões em um plano, e isso pode ser observado como sendo uma limitação dessa técnica. Contudo, soma-se a vantagem de uma boa fidelidade geométrica e a de ser capaz de aplicar múltiplos sistemas de forças complexas em várias localidades dos modelos. De maneira diferente da técnica bidimensional, não há restrições para planificar as forças e tensões. Além disso, de maneira diferente da técnica tridimensional, o modelo não precisa ser fatiado e destruído para a obtenção dos dados fotoelásticos. A principal desvantagem deste método está na incapacidade de se obter a verdadeira distribuição de tensões em três dimensões dentro do modelo fotoelástico. No entanto, permite a quantificação visual dessas tensões”.

O método fotoelástico é baseado no fato de que todo material transparente é opticamente ativo sob carga (Haraldson, 1980). É uma técnica que transforma estresse mecânico interno produzido em estruturas geométricas complexas em padrões de luz visíveis que indicam a localização e magnitude das tensões. É baseada no princípio de que quando um feixe de luz polarizado atravessa um material bi-refringente é resolvido através de vibrações perpendiculares que percorrem o material em diferentes velocidades. A quantidade de diferença de fase entre os dois componentes da luz pode ser

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

visualizada através de um filtro polarizador. O padrão observado está em função do estresse aplicado no modelo e no tipo de luz utilizada. Por exemplo, a luz monocromática (luz de um comprimento de onda) produz um padrão de linhas escuras ou franjas, cada uma representando o ponto no qual a retardação relativa está num certo número integral de comprimento de ondas, produzindo linhas escuras ou campos chamados isocromáticos e isoclínicos. Os isocromáticos representam uma ordem diferente de tensão com a mesma tensão principal e é diretamente proporcional à tensão aplicada no modelo fotoelástico. Áreas de alta concentração de tensão são representadas por franjas próximas uma das outras.

A luz branca produz um padrão colorido de franjas de maneira que, através da retardação relativa de mesmos valores, as mesmas cores são transmitidas nas mesmas proporções. A luz monocromática é geralmente utilizada para análise de tensões fotoelásticas porque as franjas ou linhas escuras que ela produz são superiores às franjas coloridas no quesito quantificação da retardação relativa. Com alguns materiais refrativos, as franjas coloridas dão alguma indicação da intensidade da tensão, mas proporciona mais informações a respeito da direção e distribuição das tensões, quando comparadas aos padrões monocromáticos (Glickman *et al.*, 1970).

Uma variação do equipamento inicialmente utilizado para a análise fotoelástica é o polariscópio circular, que consiste de um sistema de iluminação formado por um par de polarizadores, direito e esquerdo, e um principal que envolve a amostra em posição, entre os polarizadores.

Neste estudo foi utilizado um polariscópio plano, associado à utilização de luz branca e filtro analisador, equipamento este que permitiu a produção de padrão colorido das tensões internas no modelo bi-refringente, pois o objetivo foi avaliar, primordialmente, a direção e distribuição das tensões internas ao invés da intensidade das mesmas (Figura 1).

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Caso a intensidade das tensões fosse o objetivo do estudo, o valor de cada franja deveria ser calculado assim como a ordem da mesma. O valor da franja depende do tipo do material bi-refringente utilizado, sua espessura, o comprimento de onda da luz empregada e a temperatura do modelo. O valor da tensão em um determinado ponto do modelo seria calculado pelo valor da franja multiplicado pelo seu número de ordem, o qual é determinado pela posição da franja numa escala de seqüência de cores.

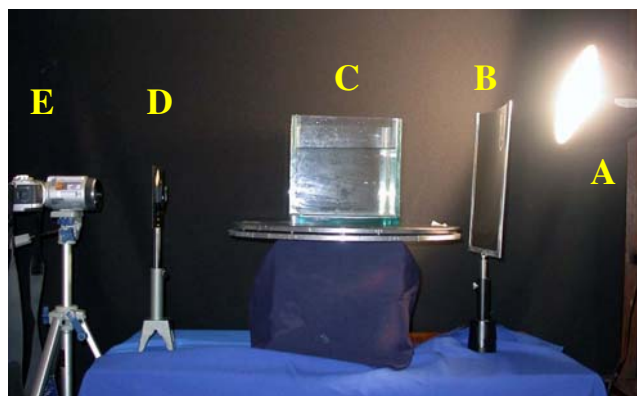


Figura 1 - Equipamento de análise fotoelástica utilizado: fonte de luz branca (A); polariscópio plano (B); recipiente com óleo mineral (C); filtro analisador (D) e máquina fotográfica (E).

4.2 CONFECCÃO DA MATRIZ

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. Esta matriz representou o modelo mestre deste estudo, o qual seria posteriormente duplicado em material fotoelástico para a realização dos testes propostos.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Cinco orifícios foram realizados sobre a superfície da matriz, de forma eqüidistante entre si, em diâmetro de 3,5mm e profundidade de 16mm, a fim de alojar análogos de pilares Micro - unit (Conexão Sistemas de Próteses – São Paulo) de diâmetro regular, utilizados na confecção de próteses sobre implantes, representando, assim, o modelo mestre deste experimento. Estes análogos eram fixados por parafusos laterais alojados na face vestibular da matriz em orifícios de diâmetro de 4mm, numa posição de 90 graus em relação ao eixo dos orifícios dos pilares, de forma a permitir a fixação das hastes de retenção dos análogos dos pilares à matriz. Dessa maneira, a matriz representava um arco desdentado com cinco implantes colocados na região interforames de acordo ao protocolo clássico de Branemark (Figura 2).

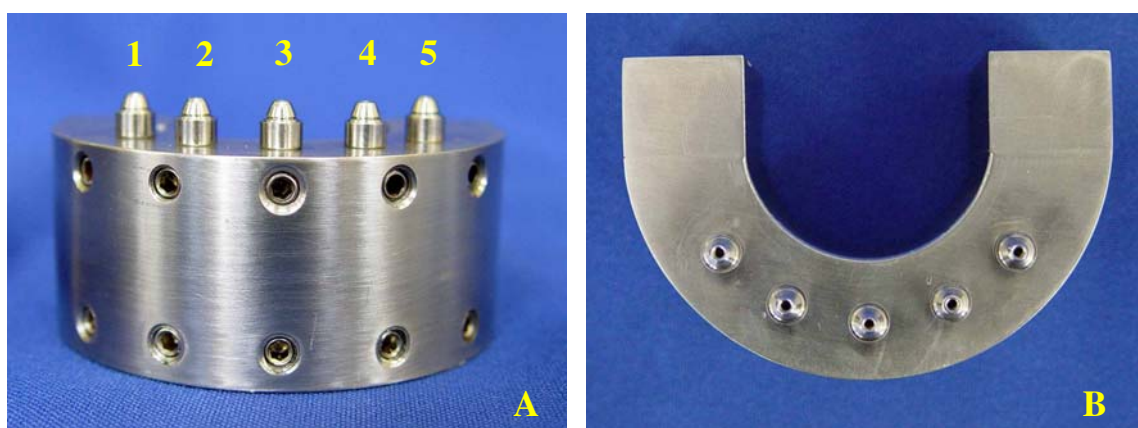


Figura 2 - Matriz metálica em aço inoxidável representando o modelo mestre mandibular: vista frontal (A) e superior (B).

4.3 CONFEÇÃO DAS ESTRUTURAS METÁLICAS

Foram obtidos dois grupos de estruturas metálicas em titânio, variando em cada grupo a técnica de confecção das mesmas. O grupo I foi constituído por três estruturas de titânio confeccionadas com componentes preconizados para técnica da carga imediata, com posterior soldagem a laser das bordas dos cilindros de titânio. O grupo II foi constituído de três estruturas confeccionadas

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

através da união e enceramento de cilindros plásticos de pilares Micro-unit (Conexão - Sistemas de Prótese, São Paulo), fundidos em monobloco, e posteriormente retificados por um sistema próprio: Sistema Retificador de Cilindros Fundidos, fabricado pela mesma empresa. Um terceiro grupo foi considerado contendo a estrutura retificada selecionada para os testes após sua secção e soldagem vertical das partes.

O enceramento de cada estrutura foi realizado de modo que a união dos cilindros calcináveis foi efetuada por fios de cera para fundição de 4mm de diâmetro (Dentaurum JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Germany) unidos através de cera PK Opaca (Kota Ind. e Com. Ltda) (Figura 3).

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

Foram adicionados a cada enceramento os respectivos fios de cera que posteriormente formariam os condutos de alimentação durante a fundição de cada estrutura.

As estruturas foram unidas a uma base de cadinho e posicionadas no interior de um anel de silicone nº 5 próprio para fundição (Figura 4). Um agente antibolhas foi aplicado sobre cada enceramento antes da inclusão em revestimento próprio para titânio (Rematitan Plus, Dentaurum JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Germany) numa proporção de 250g de pó para 40mL do líquido.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

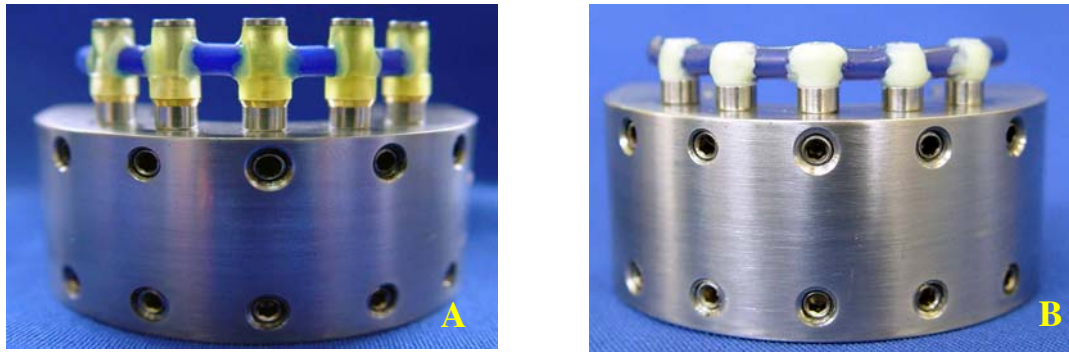


Figura 3 - Enceramento das estruturas do grupo I (A) e grupo II (B) através da união dos componentes calcináveis.



Figura 4 - Estrutura encerada unida a uma base de cadinho (A) e o anel de silicone (B) utilizados para a fundição das estruturas.

Após a presa, os blocos resultantes foram submetidos à ciclagem térmica em um forno Vulcan, 3-550, NDI, com duração de 7,5 horas. A fundição das estruturas foi realizada em uma máquina específica para fundição de titânio (Rematitan; Dentauro JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Germany) com pastilhas de 22g de titânio c.p (Tritan) em atmosfera pressurizada de gás argônio a 0,95-bar. Após a remoção das fundições dos blocos de revestimento através de um desincludor pneumático, os condutos de alimentação de cada estrutura foram seccionados com um disco de Carborundum (Dentauro JP Winkelstroeter KG,

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Pforzheim, Germany), e realizados os procedimentos de acabamento das peças através de jateamento com óxido de alumínio de 100 micras (Pason).

Assim, para o grupo I, sobre cilindros de latão para laboratório, foram adaptadas coifas calcináveis, finalizando-se o enceramento com fio de cera nº 4 (Dentaurum JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Germany). Após o processo de fundição, as amostras foram posicionadas sobre os cilindros de titânio, indicados originalmente para cimentação, porém, neste trabalho, submetidos à técnica da soldagem de borda a laser. Neste procedimento, parafusos laboratoriais exerceram a função de manter suavemente coaptados a estrutura fundida em titânio e os cinco cilindros pré-fabricados também em titânio.

Na seqüência, após a regulagem da soldadora a laser (Desktop Dentaurum, JP Winkelstroeter KG, Pforzheim, Germany) em 4,5V e pulso de 5,0ms, foram realizados, inicialmente, dois pontos de solda em regiões diametralmente opostas para cada pilar (Figura 5) e em seguida, finalizada a soldagem com cerca de 40 a 50 pontos de solda foram realizados em cada interface cilindro/estrutura metálica (Figura 6).

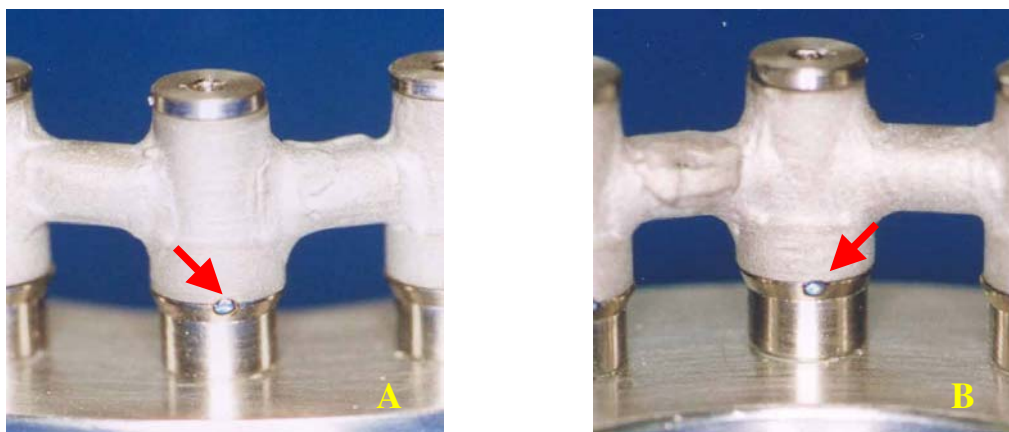


Figura 5 - Pontos de solda iniciais realizados em regiões diametralmente opostas: vista aproximada frontal (A) e posterior (B).

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

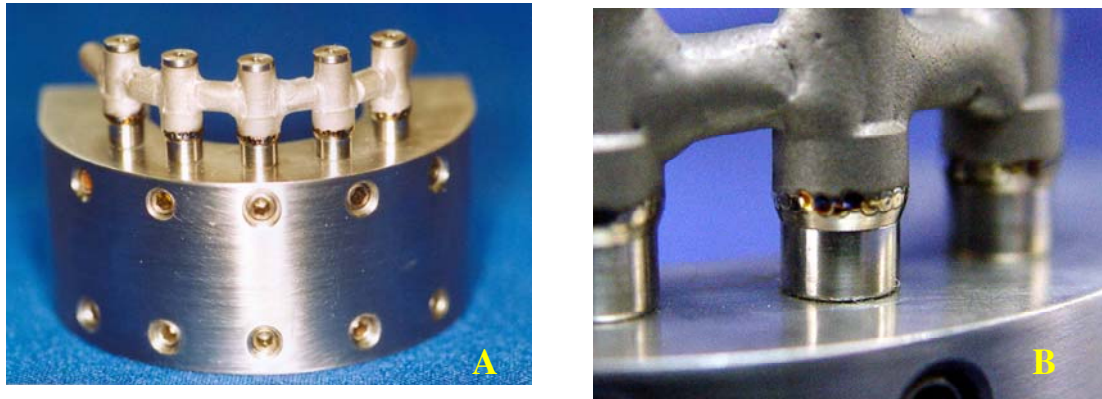


Figura 6 - Finalização da soldagem de bordas a laser em todas as interfaces cilindro/pilar: vista frontal (A) e aproximada (B).

Após a obtenção das estruturas dos dois grupos, foram obtidas as médias de desadaptação entre cada estrutura e pilares da matriz metálica através de leitura em microscopia óptica em uma magnificação de x50 (STM; Olympus Optical Co, Tokyo, Japan) e precisão de 0,0005mm, através do aperto alternado do parafuso das extremidades correspondentes, da esquerda para a direita, aos implantes 1 e 5, aferindo-se as desadaptações encontradas para o implante central e distal, por vestibular e lingual, com 3 mensurações obtidas para cada ponto (Figura 7).

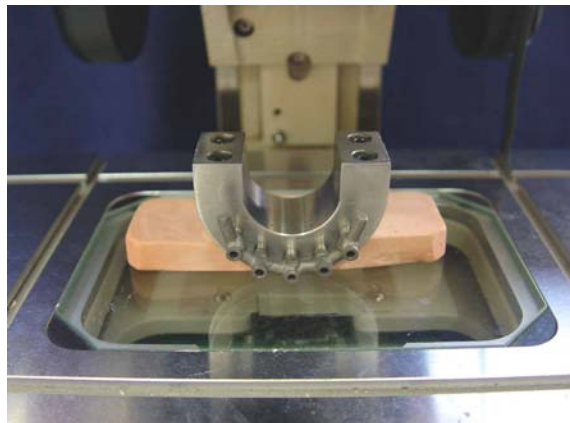


Figura 7 - Mensuração em microscopia óptica das interfaces de adaptação das infra-estruturas.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Os valores médios obtidos permitiram a seleção da estrutura mais bem adaptada de cada grupo, para que o estudo comparasse duas estruturas com comportamentos similares, a fim de não incorporar variáveis que pudessem prejudicar os resultados do experimento.

Com isso, apenas a estrutura mais bem adaptada do Grupo II foi submetida à retificação das bordas dos cilindros e bases de assentamento dos parafusos através do Sistema de Retificação de Cilindros Fundidos, da Conexão. (Figura 8).

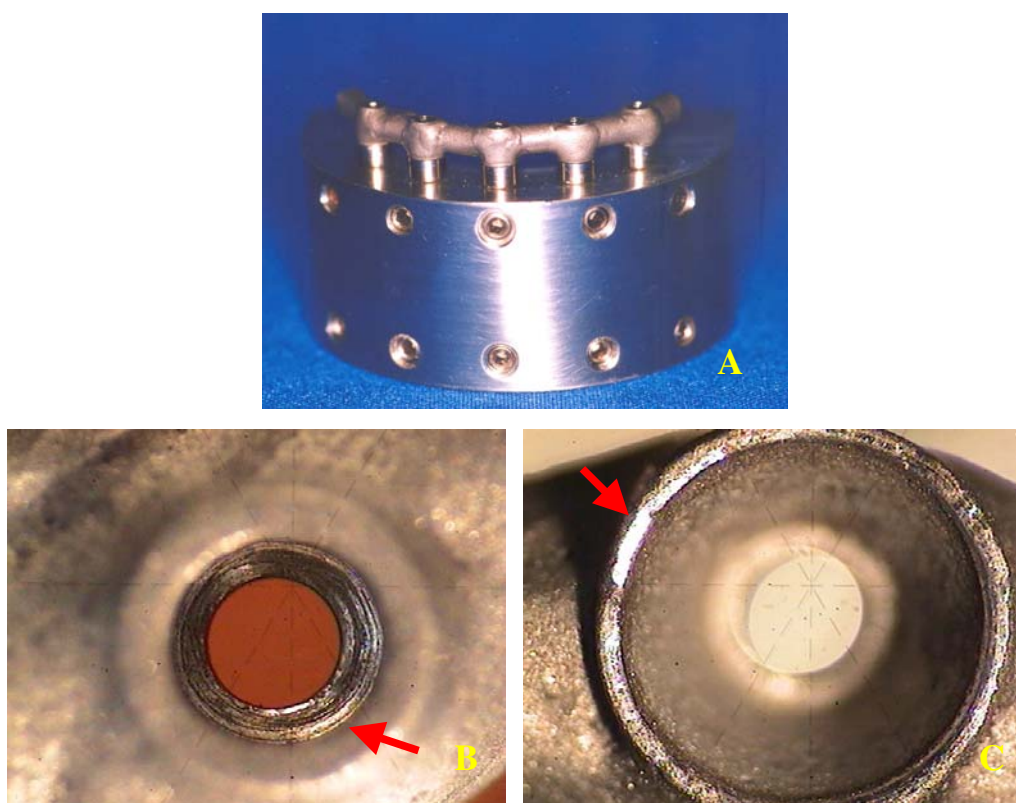


Figura 8 - Estrutura do Grupo II melhor avaliada em relação à adaptação da interface cilindro/pilar (A) e submetida à retificação da base de assentamento do parafuso protético (B) e bordas dos cilindros (C).

Este procedimento foi realizado de maneira modificada àquela manual proposta pelo fabricante, através da adaptação das respectivas pontas

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

retificadoras de cilindros para pilares Micro-unit (Figura 9) e dos seus referidos parafusos de assentamento no mandril de uma Furadeira de bancada (Ferrari, Modelo FG-13, Mandril 13mm - 5 velocidades). Tal modificação foi realizada em função da grande dureza do titânio c.p., que dificultava a realização manual dos movimentos rotacionais das pontas nas bordas e bases de assentamento, comprometendo a proposta do sistema.



Figura 9 - Pontas retificadoras do Sistema de Retificação de Cilindros Fundidos – Conexão Sistemas de Prótese.

Para isso, a estrutura foi apoiada, alternadamente, em dois guias distintos confeccionados em resina acrílica: um para a retificação dos cilindros, e outro para a retificação das bases de assentamento dos parafusos.

Cada conjunto foi levado em posição até às respectivas pontas de retificação, de maneira manual, a fim de obedecer o eixo central individual de cada cilindro, para que as pontas trabalhassem em cada borda (Figura 10) e base de assentamento (Figura 11) de maneira uniforme a todos os cilindros. Este procedimento foi realizado em baixa rotação (620 rpm), até que, sob exame de lupa de 3x de aumento, todos os cilindros estivessem brunidos de forma homogênea. Este procedimento durava, em média, um intervalo de 10 a 15 segundos para cada cilindro ou base de assentamento.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

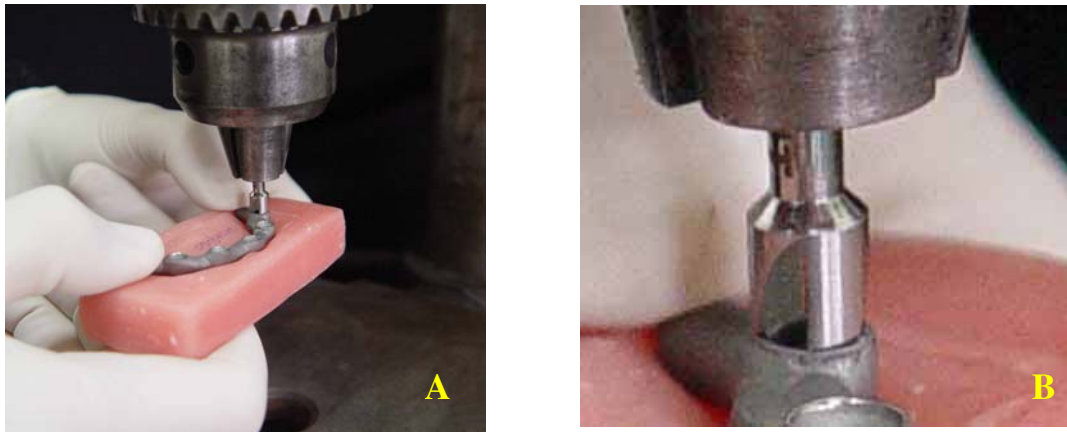


Figura 10 - Retificação das bordas dos cilindros fundidos através da ação rotatória da respectiva ponta do Sistema de Retificação (A); vista aproximada (B).

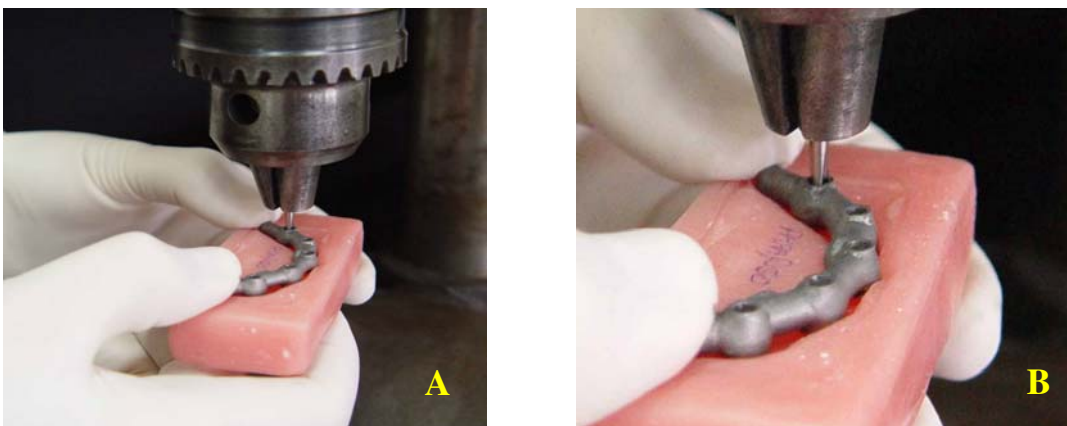


Figura 11 - Retificação das bases de assentamento através da ação rotatória da respectiva ponta do Sistema de Retificação (A); vista aproximada (B).

As estruturas selecionadas foram posteriormente posicionadas no modelo fotoelástico, confeccionado a partir da duplicação da matriz metálica, no qual foram analisadas as tensões após o aperto consecutivo e padronizado de 10 N/cm para cada parafuso protético, através do uso de torquímetro manual, de acordo com as três seqüências propostas neste estudo: 1/2/3/4/5, 5/4/3/2/1 e 3/2/4/1/5, sendo cada um destes números correspondente à posição dos implantes no modelo, que convencionalmente foram numerados de 1 a 5 na seqüência da esquerda para a direita.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Para a estrutura retificada, a fim de seguir a recomendação dos laboratórios usuários e do próprio fabricante para utilizar o sistema de retificação em infra-estruturas extensas, foi realizado a secção e a posterior soldagem vertical das respectivas partes, com o objetivo de realizar uma nova avaliação do grau de adaptação e também do comportamento fotoelástico após tal procedimento durante as três seqüências de aperto de parafusos analisadas. Tal circunstância permitiu que os resultados obtidos para esta estrutura considerassem-na, agora, como um terceiro Grupo (Figura 12).

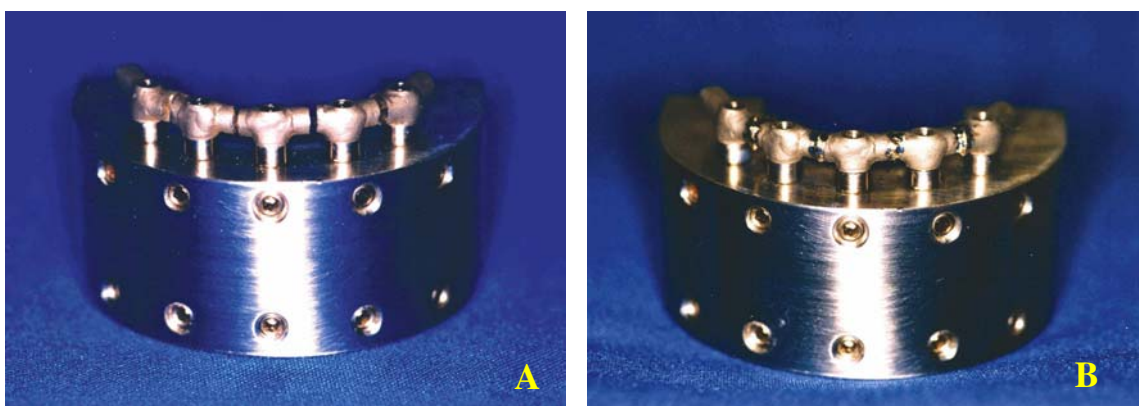


Figura 12 - Estrutura retificada submetida à secção (A) e soldagem vertical a laser das partes (B).

4.4 CONFECCÃO DO MODELO FOTOELÁSTICO

Sobre os análogos de pilares Micro-unit da superfície da matriz metálica foram fixados postes de impressão quadrados (Conexão). Os mesmos foram unidos através do entrelaçamento de fio dental entre si e, posteriormente, revestidos por resina acrílica ativada quimicamente (Pattern Resin, Co.) a fim de promover a união e fixação dos mesmos (Figura 13). Após a polimerização do acrílico, o mesmo foi seccionado em pontos diferentes da resina, com o auxílio de um disco diamantado. Em seguida foram novamente realizadas as uniões, de forma a minimizar possíveis alterações impostas pela contração de polimerização.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Para a obtenção do modelo fotoelástico, foi seccionado um anel de tubo de PVC com altura aproximada de 50 mm, posteriormente fixado em sua base com cera utilidade (Clássico, Artigos Odontológicos) sobre a superfície lisa de uma placa de vidro.

A matriz metálica com os transferentes unidos e parafusados sobre os análogos dos pilares foi posicionada no centro deste anel, após todos os seus orifícios terem sido previamente vedados com fita adesiva transparente, de forma a impedir a penetração do material de moldagem nos mesmos.

Para a obtenção do molde da matriz foi utilizado o material de moldagem à base de silicone Silibor (Clássico, Artigos Odontológicos). Este material foi manipulado na proporção de 3 a 4 % de catalisador para cada porção de silicone dosada (350ml/12ml catalisador), a fim de proporcionar o completo preenchimento do anel. O preenchimento do anel foi realizado lentamente, de forma a prevenir a incorporação de bolhas de ar no material enquanto o mesmo estivesse sendo vertido no interior do anel de PVC (Figura 14).

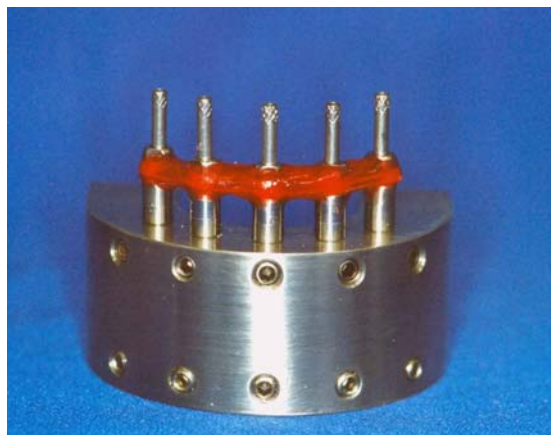


Figura 13 - União dos transferentes de moldagem através de resina acrílica ativada quimicamente.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

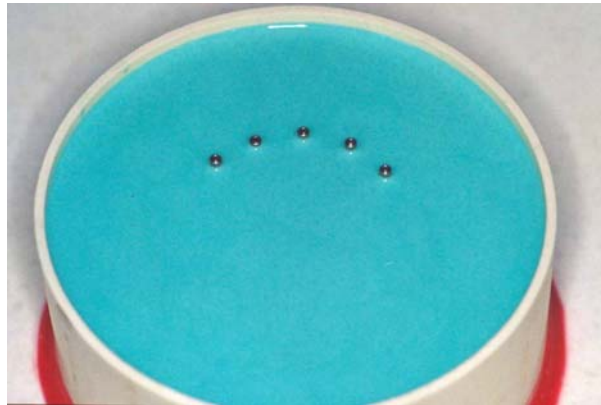


Figura 14 - Molde de silicone em moldeira de PVC com exposição dos parafusos de transferência.

Para a separação do conjunto molde/matriz foi aguardado um período mínimo de 24 horas, de acordo com a recomendação do fabricante. O molde obtido foi mantido dentro do anel de PVC a fim de facilitar seu manuseio e assentamento sobre uma bancada durante a fase seguinte de obtenção do modelo fotoelástico (Figura 15).



Figura 15 - Molde da matriz metálica onde seriam posicionados os respectivos pilares protéticos e implantes para obtenção do modelo fotoelástico.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Para a obtenção do modelo fotoelástico, pilares Micro-unit com três milímetros de altura para a cinta foram adaptados e parafusados sobre implantes Connect AR, com plataforma de 4.0mm x 13mm de comprimento (Conexão), com torque padronizado de 20 N/cm para cada pilar, através de torquímetro manual. Cada conjunto implante/pilar foi parafusado a cada transferente presente no molde, de forma aleatória, até que todos os cinco implantes estivessem posicionados no interior do mesmo.

A confecção do modelo fotoelástico foi feita com a resina Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda - Hunstman) que possui dois componentes líquidos, a GY-279 modificada, com diluído reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A, e um endurecedor HY 2964 à base de amina cicloalifática, modificado, de baixa viscosidade, o que permite maior aplicação e manuseio.

A cura deste material ocorre à temperatura ambiente por meio de um sistema endurecedor, o que possibilita a confecção de modelos de plástico fotoelástico, transparente, de alto brilho e sem exsudação. Os componentes devem ser armazenados a 18-25^o C e tempo de armazenamento de um ano (GY279 BR) e dois anos (HY 2964).

A quantidade de material a ser utilizado deve ser previamente calculada de acordo com o tamanho da peça a ser modelada, e a proporção da mistura recomendada é de 100 partes de GY 279 para 48 partes de HY 2964.

As características desta resina serão descritas a seguir:

Propriedades da Araldite GY 279 BR:

- Baixa tendência à cristalização
- Viscosidade à 25^o C (500-700 mPa)
- Equivalente epóxi 192-213 Eq/Kg
- Cor (gardner) ≤ 3

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

- Peso específico 1,10 g/cm³

Propriedade do endurecedor HY 2964:

- Viscosidade a 25^o C (40-70 mPa)
- Cor (gardner) –2
- Ponto de fusão 226^o F

Após a mistura de 100:48 partes em peso, o produto contém as seguintes características:

- Viscosidade a 25^o C
- Tempo de gel: 100ml / 46 min a 20^o C 65%UR

Para este estudo, o modelo confeccionado necessitou de uma proporção de 40g de GY 279 /20g HY 2964.

As porções foram vertidas em um recipiente Becker e misturadas inicialmente de forma manual através de um bastão de vidro. Logo após, o recipiente foi levado a uma câmara a vácuo, para a eliminação de bolhas de ar incorporadas durante a mistura e manipulação dos componentes da resina, acoplada a uma câmara acrílica hermeticamente fechada, um manômetro e uma bomba a vácuo. O manômetro permitia a regulação da pressão atmosférica no interior da mesma de zero a 750 mm HG, de forma intermitente. A mistura permaneceu nesta câmara por cerca de 20 minutos. Logo após, foi lentamente vertida no interior do molde de silicone, mantendo-se o Becker o mais próximo possível da superfície do molde até o seu completo preenchimento. Após o vazamento, o molde preenchido foi novamente levado à câmara de vácuo, reiniciando o processo de ligar a bomba a vácuo para eliminação das bolhas de ar. Concluído o vazamento, o molde foi recoberto para proteção de sua superfície contra a deposição de impurezas ou poeira em suspensão durante sua polimerização.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

O tempo estimado para o modelo fotoelástico alcançar o estágio de recontorneamento é de 2 a 3 horas após o início da mistura, dependendo do tamanho, espessura e do ambiente de polimerização. Foi aguardado um período adicional de 72 horas, seguindo recomendações do fabricante, para a remoção do modelo fotoelástico do molde (Figura 16). Foi dado um acabamento no corpo e em sua base com lixa d'água de granulação fina (1500, 2000 - 3M do Brasil) para que o modelo tivesse um perfeito assentamento em uma superfície lisa e plana, correspondente à base do aparelho de análise fotoelástica (Figura 17).

Durante este procedimento, cuidados como refrigeração abundante com água e suavidade na pressão da lixa contra o modelo foram tomados de forma a não induzir a formação de tensões no mesmo, já que a presença inicial destas poderiam confundir as imagens obtidas durante os testes propostos neste estudo por meio da análise fotoelástica do modelo.



Figura 16 - Resina fotoelástica vertida no interior do molde de silicone após o correto posicionamento dos implantes.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

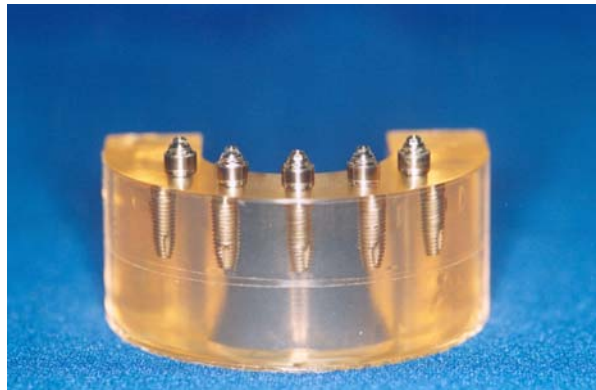


Figura 17 - Modelo fotoelástico.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

5 RESULTADOS

5.1 VALORES DE DESADAPTAÇÃO DAS ESTRUTURAS SELECIONADAS

A fim de comparação, os valores obtidos para as médias de desadaptação das estruturas selecionadas foram de 165 μ m para a estrutura que teve seus cilindros soldados, 117 μ m para a estrutura retificada e soldada e 54 μ m para a estrutura somente retificada. O comportamento fotoelástico para cada uma delas é descrito a seguir.

5.2 COMPORTAMENTO FOTOELÁSTICO DA ESTRUTURA CONFECCIONADA PELO SISTEMA DE RETIFICAÇÃO DOS CILINDROS FUNDIDOS.

5.2.1 Seqüência de aperto 5/4/3/2/1:

A análise de tensões realizada neste estudo foi realizada pela descrição da localização e distribuição da franjas fotoelásticas formadas durante e após a realização de cada seqüência de teste. Não houve preocupação em descrever os padrões de cores visualizados, pois não foi objetivo quantificar o padrão de tensões.

Na seqüência de aperto 5/4/3/2/1 para a estrutura que teve seus cilindros retificados pelo Sistema de Retificação de Cilindros Fundidos, foi verificado que as tensões surgiam no momento e na direção relacionada à ordem de aperto dos parafusos protéticos, procedimento este realizado através de um torquímetro manual. Dessa maneira, as tensões presentes nas imagens na forma de franjas coloridas surgiram, inicialmente, na região do terço cervical dos implantes, principalmente entre os implantes 5 e 4, após o aperto sucessivo dos respectivos parafusos. A partir do aperto do parafuso 3, as tensões começaram a

se concentrar nos terços apicais dos implantes 3, 4 e 5, além de aumentar a concentração na região cervical entre os implantes 3 e 4. Após o aperto do parafuso 2, as tensões aumentaram nos terços médio e apical entre 2 e 3. O aperto do parafuso 1 induziu a formação e o direcionamento final de novas tensões para a face distal do implante 1, principalmente nos terços médio e apical. As tensões apicais do implante 5, formadas no aperto inicial da seqüência, não reduziram após o aperto deste último parafuso (Figura 18).

5.2.2 Seqüência de aperto 1/2/3/4/5:

O aperto do primeiro parafuso protético desta seqüência induziu à formação de tensões cervicais entre os implantes, assim como para a face distal do implante 1, principalmente no terço médio e na região apical do mesmo. O aperto do parafuso 2 intensificou a concentração das tensões formadas ao redor do implante 1, mas também proporcionou, ao seu redor, a concentração de tensões nos terços médio e apical, as quais já começaram a dirigir-se para a região apical do implante central. As tensões aumentaram na região do terço médio e apical entre os implantes 2, 3 e 4, assim como no ápice do implante 3 após o aperto do parafuso deste último. O aperto do parafuso do implante 4 intensificou as tensões cervicais entre o mesmo e o implante 3. No entanto, a concentração de tensões entre os implantes 2, 3 e 4 foram atenuadas após o aperto dos parafusos do implante 5, aumentando, no entanto, a concentração de tensões na região apical do mesmo (Figura 19).

5.2.3 Seqüência de aperto 3/2/4/1/5:

O aperto do parafuso protético correspondente ao implante central no início desta seqüência induziu à formação de tensões cervicais concentradas principalmente nos terços médio e apical do mesmo e em direção aos implantes adjacentes. O aperto do parafuso 2 provocou a formação de tensões na face distal

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

de seu respectivo implante, assim como na região cervical entre ele e o implante central. Além disto, acabou por intensificar as tensões localizadas na região apical do implante central. Quando o parafuso 4 foi apertado, surgiram tensões concentradas no terço médio entre os implantes 3 e 4, além de intensificar aquelas na região apical do implante 3 e na região distal do implante 2. O aperto do parafuso 1 aumentou a concentração de tensões no ápice do implante 4. Quando o último parafuso desta seqüência foi apertado, as tensões no ápice do implante central reduziram e ficaram concentradas principalmente nas regiões entre os implantes 2, 3 e 4, concentrando-se mais ao redor do implante central. Os implantes das extremidades ficaram praticamente livres de tensões nesta seqüência de aperto (Figura 20).

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

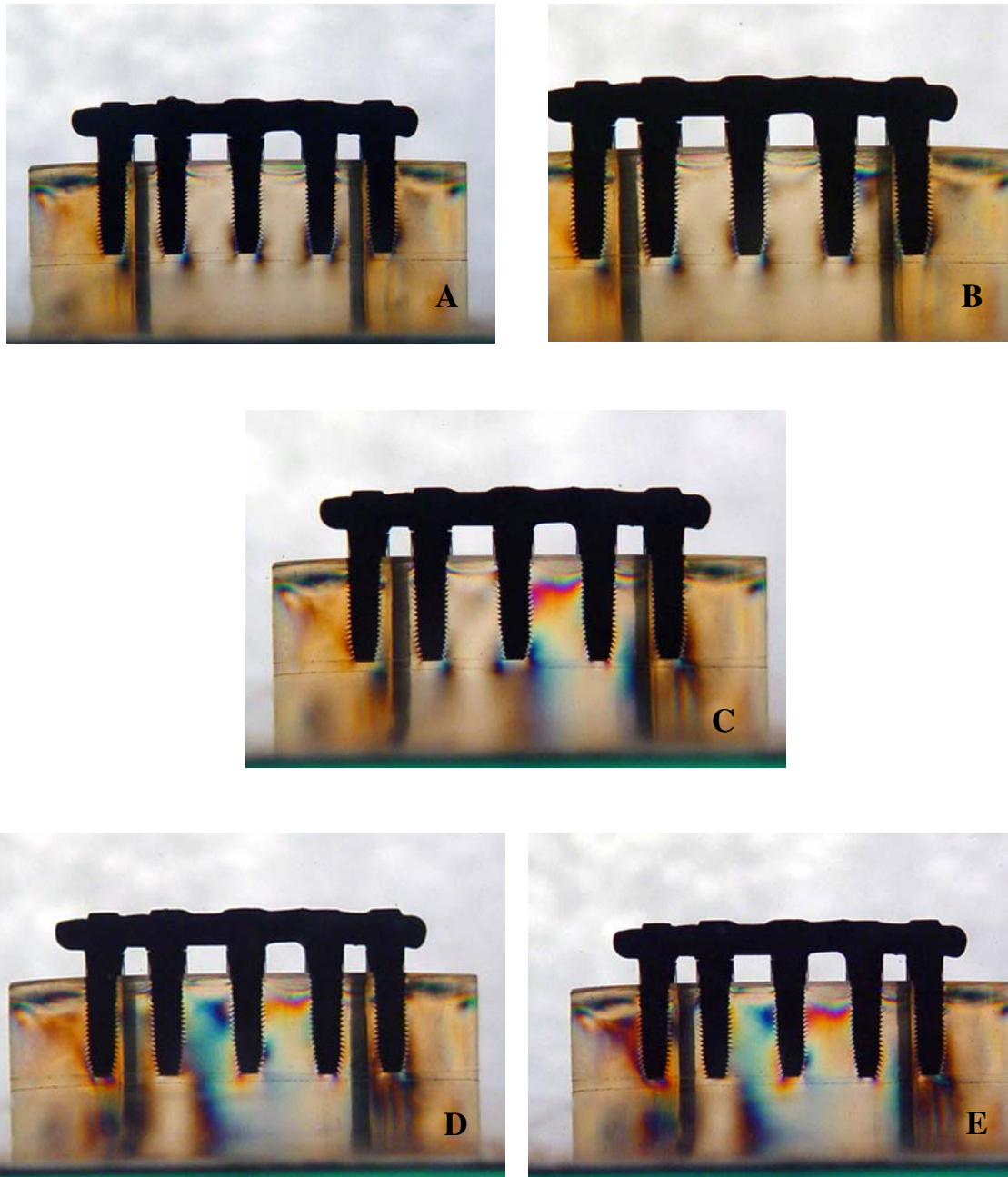


Figura 18 - Seqüência de apertos consecutivos dos parafusos protéticos na infra-estrutura retificada: A) aperto do parafuso 5; B) aperto do parafuso 4; C) aperto do parafuso 3; D) aperto do parafuso 2 e E) aperto do parafuso 1.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

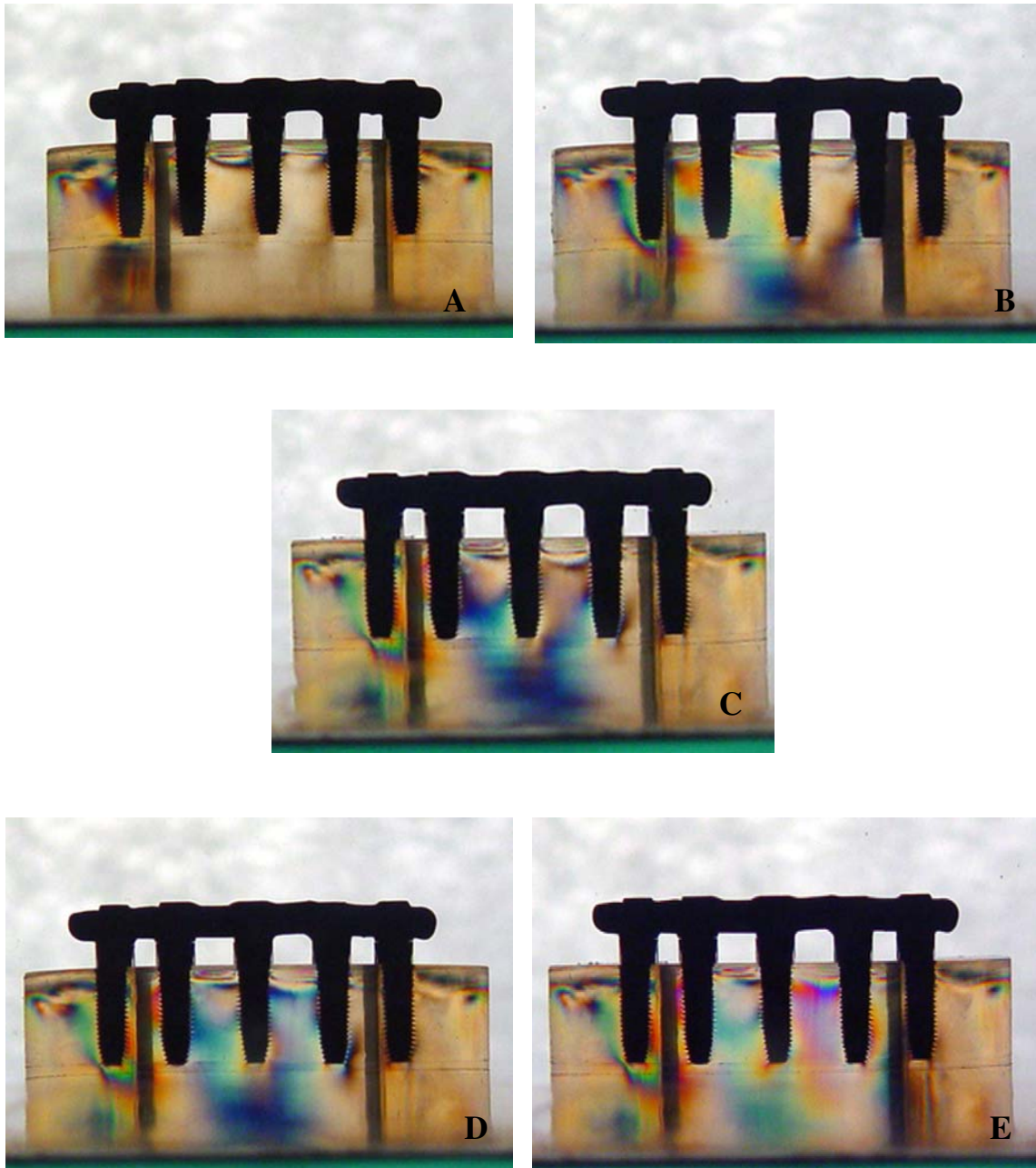


Figura 19 - Seqüência de apertos consecutivos dos parafusos protéticos na infra-estrutura retificada: A) aperto do parafuso 1; B) aperto do parafuso 2; C) aperto do parafuso 3; D) aperto do parafuso 4 e E) aperto do parafuso 5.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

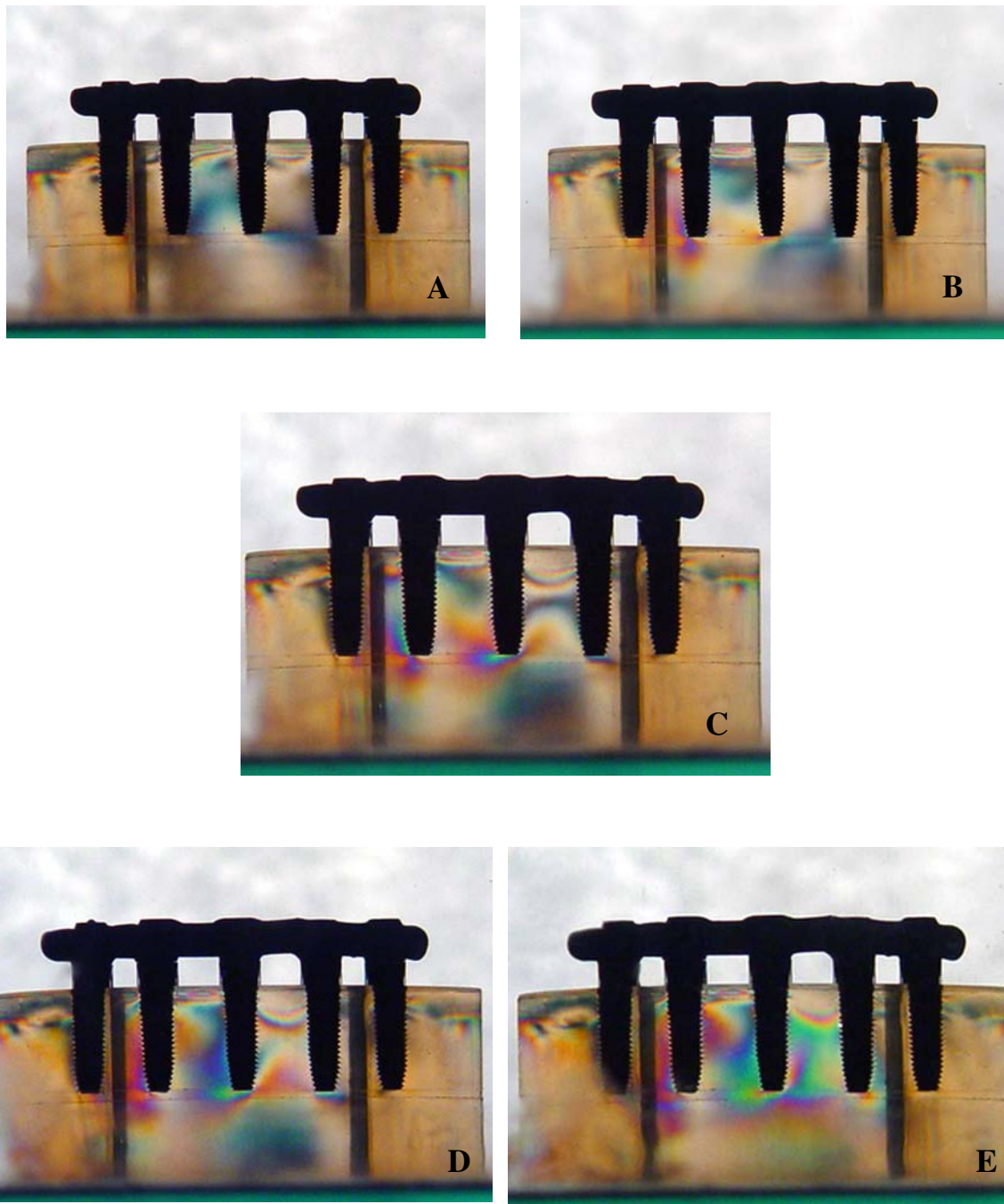


Figura 20 - Seqüência de apertos consecutivos dos parafusos protéticos na infra-estrutura retificada: A) aperto do parafuso 3; B) aperto do parafuso 2; C) aperto do parafuso 4; D) aperto do parafuso 1 e E) aperto do parafuso 5.

5.3 COMPORTAMENTO FOTOELÁSTICO DA ESTRUTURA CONFECCIONADA PELO SISTEMA DE RETIFICAÇÃO DOS CILINDROS FUNDIDOS ASSOCIADO À SOLDAGEM A LASER

5.3.1 Seqüência de aperto 5/4/3/2/1:

O aperto do parafuso 5 após o grupo retificado ser submetido à secção e soldagem vertical a laser das partes apresentou um padrão de formação de tensões no ápice no implante correspondente e na região distal do mesmo, assim como na região cervical distal do implante central. O aperto do parafuso 4 promoveu a formação de tensões entre implantes 5 e 4 concentradas na região do terço médio, e intensificou aquelas do implante central. A seqüência de aperto do parafuso 3 intensificou as tensões localizadas entre o mesmo e o implante 4. O aperto do parafuso 2 e induziu a formação de tensões bastante significantes nos terços apicais entre implantes 2, 3 e 4, além da região cervical do implante correspondente. Finalmente o aperto do parafuso 5 promoveu uma concentração de tensões concentradas principalmente nos ápices dos implantes, além de aumentar a concentração de tensões entre o implante 1 e 2 (Figura 21).

5.3.2 Seqüência de aperto 1/2/3/4/5:

O aperto do parafuso 1 induziu pouca tensão ao implante correspondente. No entanto, quando o segundo parafuso da seqüência foi apertado, houve a formação de tensões na região do terço médio entre os implantes 1 e 2, além de provocar a formação de tensões adicionais na região cervical distal dos implantes 2, 3 e 4. O aperto do parafuso 3 aumentou a tensão ao redor do implante 2 e entre este e o 3, e também entre o mesmo e o 4. O aperto do quarto parafuso da seqüência promoveu a concentração de tensões principalmente nos ápices dos implantes mediais, e o aperto do parafuso 5 intensificou o padrão de tensões anterior, adicionando, no entanto, uma nova

formação de tensões na região do terço médio e apical entre os implantes 3, 4 e 5 (Figura 22).

5.3.3 Seqüência de aperto 3/2/4/1/5:

O aperto do parafuso 3 induziu a formação de tensões na região cervical do implante subjacente. Quando o segundo parafuso da seqüência foi apertado houve a formação de pequenas ilhas de tensões ao redor do implante 3, posteriormente intensificadas quando do aperto do parafuso protético do implante 4. O aperto do parafuso 1 reduziu as tensões presentes nos terços médios e cervicais entre os implantes 2,3 e 4, ao mesmo tempo em que aumentou as tensões nos ápices dos mesmos e entre o implante 1 e 2. O aperto do parafuso 5 intensificou o padrão de tensões apicais principalmente nos implantes 2 e 3, provocado pelo aperto do parafuso anterior, assim como entre o implante 4 e 5 (Figura 23).

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros



Figura 21 - Seqüência de apertos consecutivos dos parafusos protéticos na infra-estrutura retificada e soldada: A) aperto do parafuso 5; B) aperto do parafuso 4; C) aperto do parafuso 3; D) aperto do parafuso 2 e E) aperto do parafuso 1.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros



Figura 22 - Seqüência de apertos consecutivos dos parafusos protéticos na infra-estrutura retificada e soldada: A) aperto do parafuso 1; B) aperto do parafuso 2; C) aperto do parafuso 3; D) aperto do parafuso 4 e E) aperto do parafuso 5.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros



Figura 23 - Seqüência de apertos consecutivos dos parafusos protéticos na infra-estrutura retificada e soldada: A) aperto do parafuso 3; B) aperto do parafuso 2; C) aperto do parafuso 4; D) aperto do parafuso 1 e E) aperto do parafuso 5.

5.4 COMPORTAMENTO FOTOELÁSTICO DA ESTRUTURA CONFECCIONADA PELA TÉCNICA DA SOLDAGEM DE BORDA A LASER DOS CILINDROS PRÉ-FABRICADOS

5.4.1 Seqüência de aperto 5/4/3/2/1:

As tensões presentes nas imagens durante o teste desta estrutura surgiram, inicialmente, após o aperto do segundo parafuso da seqüência, na região do terço cervical entre implantes 4 e 3, e de forma suave nos ápices de todos os implantes, após o aperto sucessivo desses parafusos protéticos. O aperto do parafuso do implante central diminuiu as tensões no seu ápice, ao mesmo tempo em que intensificou as tensões concentradas nos ápices dos implantes adjacentes. Tal aperto também induziu formação de novas tensões ao seu redor, principalmente no terço cervical. O aperto do parafuso do implante 2 concentrou novas tensões na face distal do mesmo, principalmente nos terços médio e apical, mas fez com que as tensões nos ápices dos implantes 3,4 e 5 ficassem concentradas de forma semelhante. Finalmente, o aperto do parafuso do implante 1 acabou por concentrar as tensões principalmente ao redor do implante 2, nos seus terços médio e cervical, e também na face distal e no ápice do implante 5, mantendo as tensões dos demais implantes concentradas de forma similares na região dos apical (Figura 24).

5.4.2 Seqüência de aperto 1/2/3/4/5:

O aperto do primeiro parafuso desta seqüência promoveu imediatamente a formação de tensões entre os implantes 1 e 2, a partir da cervical para o terço médio e apical das superfícies dos mesmos. Suaves tensões também se iniciaram nos ápices dos demais implantes. O aperto do parafuso 2 produziu a concentração de tensões adicionais entre os implantes 2, 3 e 4, intensificando,

também, as tensões nos ápices destes. O aperto do parafuso do implante central produziu a formação de tensões localizadas nas cervicais dos implantes 2, 3 e 4, assim como a distribuição destas a região do terço médio e apical entre os mesmos, mas aumentou de maneira significativa as tensões localizadas ao redor do implante 2. Quando o aperto do parafuso 4 foi realizado, as tensões ao redor do implante 2 e 3 tiveram sua intensidade diminuída, porém induziu a formação de tensões na superfície distal do mesmo como também no seu ápice. O aperto do último parafuso desta seqüência distribuiu de forma mais homogênea as tensões entre os implantes, localizando-as principalmente nos terços cervical e médio, apresentando-se, porém de forma mais suave. Apenas o implante 2 continuou com tensões mais intensas ao seu redor (Figura 25).

5.4.3 Seqüência de aperto 3/2/4/1/5:

O aperto do parafuso protético correspondente ao implante central desta seqüência induziu à formação de tensões cervicais, estendidas principalmente para a região do terço médio entre os implantes adjacentes, dirigindo-se também em direção ao ápice dos mesmos. O aperto do parafuso 2 intensificou as tensões na face distal e no ápice do mesmo. Quando o parafuso 4 foi apertado, as tensões localizadas nos terços médios entre os implantes 2 e 3 foram reduzidas, permanecendo porém uma concentração de tensões entre os implantes 3 e 4, concentradas principalmente no ápice deste último. O aperto do parafuso 1 induziu novamente à formação de tensões localizadas entre os três implantes mais centrais, dissipando-se principalmente na região de seus ápices, porém concentrando-se de maneira mais significativa ao redor do implante 2. Quando o último parafuso desta seqüência foi apertado, as tensões ficaram concentradas nas regiões entre os implantes 2, 3 e 4, nos terços médios e apicais dos mesmos, e na cervical do implante central. Os implantes das extremidades ficaram praticamente livres de tensões nesta seqüência de aperto (Figura 26).

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

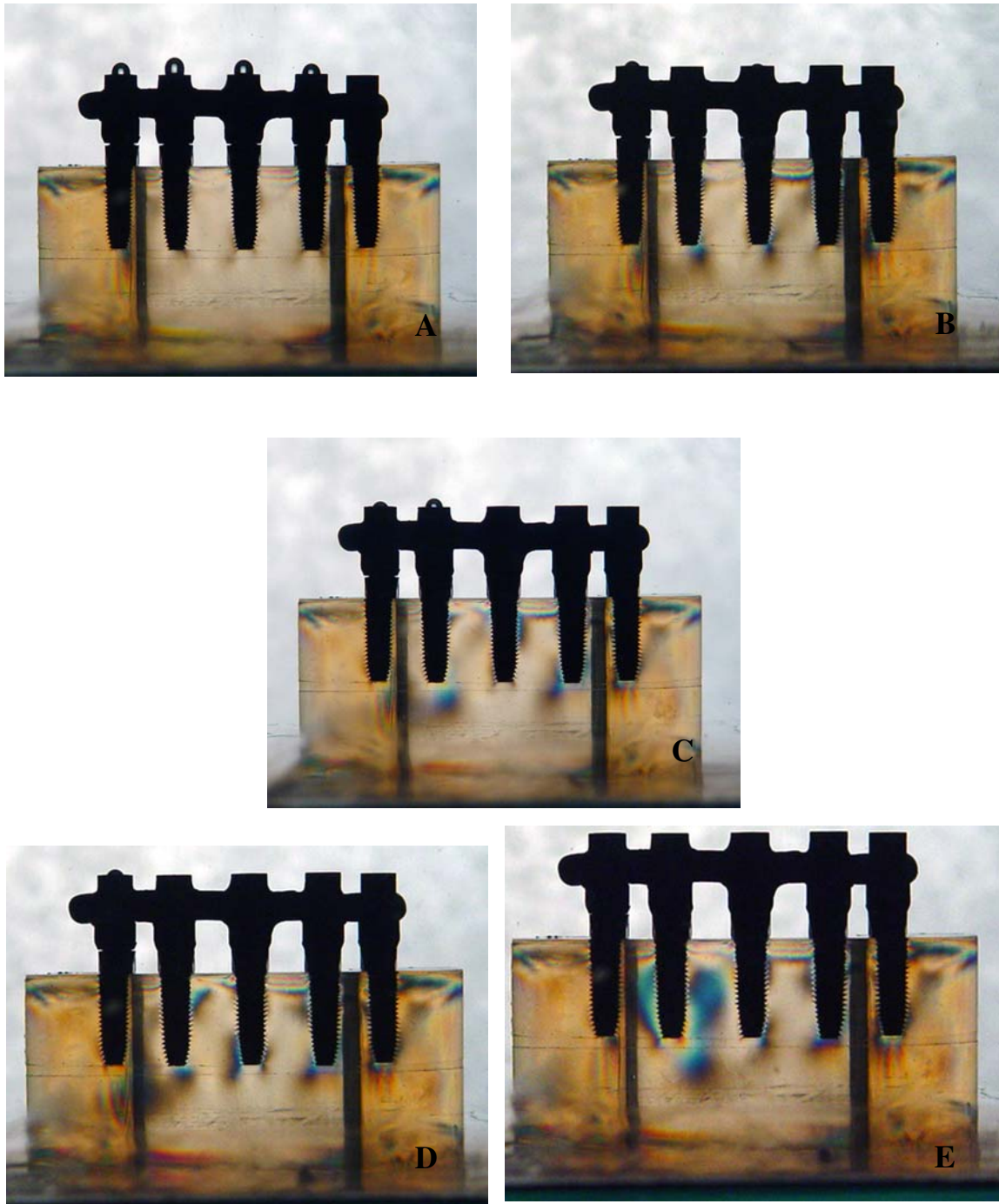


Figura 24 - Seqüência de apertos consecutivos dos parafusos protéticos na infra-estrutura de cilindros soldados: A) aperto do parafuso 5; B) aperto do parafuso 4; C) aperto do parafuso 3; D) aperto do parafuso 2 e E) aperto do parafuso 1.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

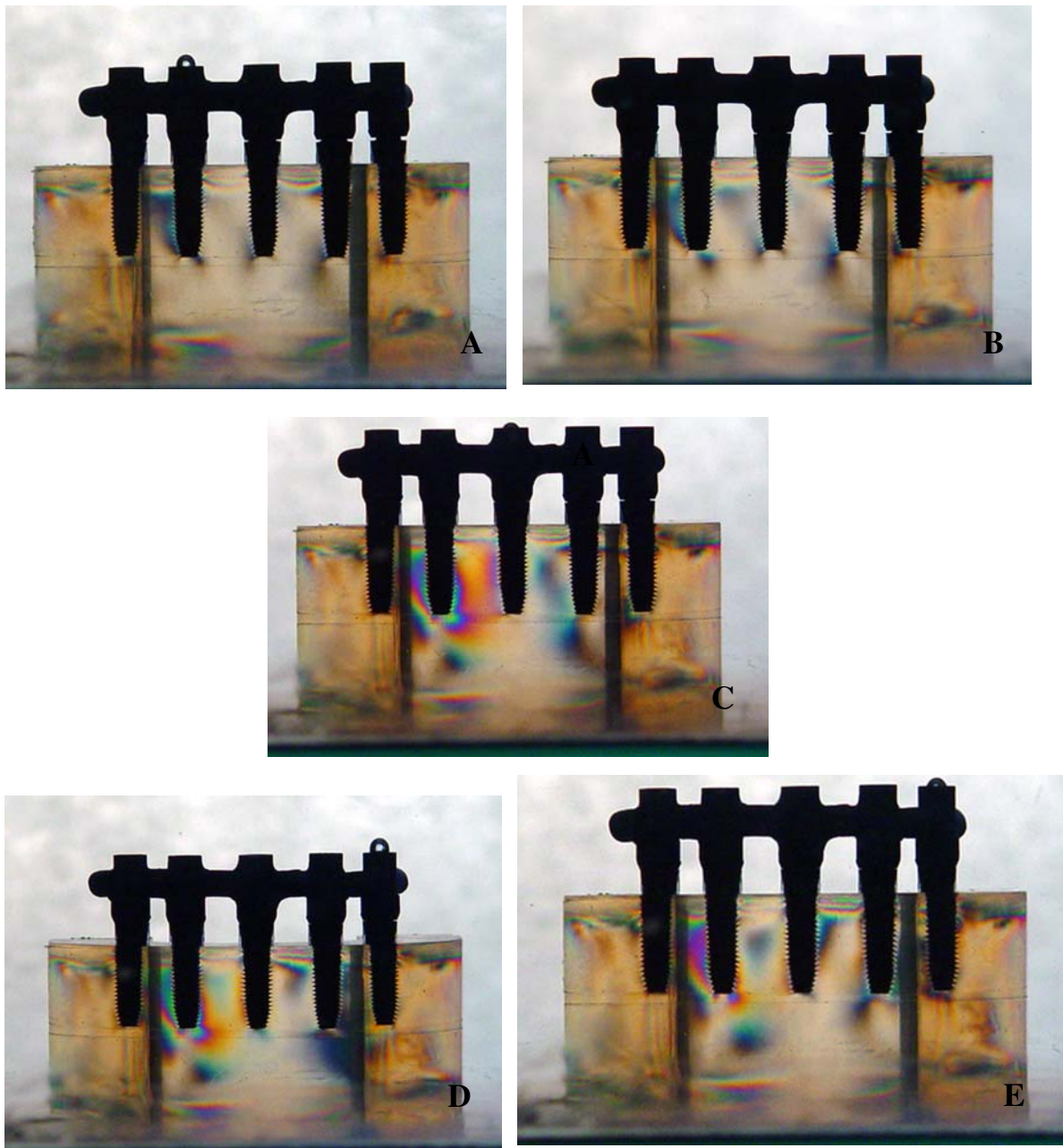


Figura 25 - Seqüência de apertos consecutivos dos parafusos protéticos na infra-estrutura de cilindros soldados: A) aperto do parafuso 1; B) aperto do parafuso 2; C) aperto do parafuso 3; D) aperto do parafuso 4 e E) aperto do parafuso 5.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros



Figura 26 - Seqüência de apertos consecutivos dos parafusos protéticos na infra-estrutura de cilindros soldados: A) aperto do parafuso 3; B) aperto do parafuso 2; C) aperto do parafuso 4; D) aperto do parafuso 1 e E) aperto do parafuso 5.

6 DISCUSSÃO

A utilização do titânio e suas ligas em reabilitações dento e implanto-suportada vem sendo incentivada por diversos estudos onde o método da soldagem a laser, introduzido na odontologia em 1970 por Gordon & Smith, propõe o aprimoramento da adaptação das respectivas infra-estruturas sobre pilares protéticos.

O uso de sistema retificador de cilindros fundidos (Conexão) também vem sendo indicado para melhora da adaptação destas reabilitações.

Logo, os métodos de obtenção de infra-estruturas aqui utilizados foram selecionados de forma a representar métodos atuais de aprimoramento de adaptação de reabilitações protéticas implanto-suportadas. A análise fotoelástica veio elucidar qualitativamente, de modo visual, o comportamento biomecânico destes métodos de confecção de infra-estruturas após serem instaladas sobre seus respectivos implantes.

Os resultados obtidos neste estudo mostraram diferentes padrões de indução de tensões entre a estrutura que teve as bordas de seus cilindros soldados a laser à supra-estrutura protética e aquela que teve seus cilindros retificados pelo Sistema Retificador de Cilindros Fundidos, antes e até mesmo após a secção e soldagem desta, mostrando que, de um modo geral, a primeira apresentou formação de menor quantidade de franjas fotoelásticas ao redor dos implantes quando comparada à segunda.

De maneira adicional, houve diferenças bastante significantes no padrão de formação de tensões de cada infra-estrutura de acordo com a sequência de aperto dos parafusos protéticos, resultados estes que não concordam com aqueles encontrados por Waskewicz *et al.*, em 1994, Watanabe *et al.*, em 2000, e Nissan *et al.*, em 2001, que também utilizaram o método de análise fotoelástica. Porém, tais autores utilizaram, respectivamente, ligas nobres de

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

prata-paládio e cilindros de ouro pré-fabricados para a confecção das estruturas (as quais possuem diferentes propriedades de dureza, densidade e contração após fundição) ou estruturas em titânio fabricadas pelo método de obtenção de assentamento passivo através da cimentação dos cilindros.

Ainda em relação ao padrão de tensões, ambos os grupos apresentaram, de um modo geral, uma concentração maior de tensões na região de terço médio dos implantes e apical, nas três seqüências de aperto dos parafusos, padrões estes que corroboram àqueles encontrados por Waskewicz *et al.*, 1994, e Meirelles, em 2003.

Dentre as seqüências avaliadas, aquela que produziu menor quantidade de tensões nos implantes das extremidades foi a 3/2/4/1/5, para ambos os grupos. Neste caso, tal seqüência poderia ser sugerida para a biomecânica de uma reabilitação fixa mandibular implanto-suportada tipo protocolo Branemark, pois, nestas, as cargas oclusais são mais direcionadas para as extensões em cantilever das estruturas.

Nas outras duas seqüências de aperto avaliadas (1/2/3/4/5 e 5/4/3/2/1), os implantes das extremidades (1 ou 5) ficaram sobrecarregados. Este achado pode ser correlacionado àquele encontrado por Waskewicz *et al.*, em 1994, que encontrou um padrão de formação de tensões mais concentradas nos implantes de extremidades, mesmo no caso de uma estrutura passiva. Apesar desta conclusão não ter sido abordada pelo referido autor, é provável que tais tensões tenham surgido em virtude da seqüência de aperto dos parafusos protéticos, como mostrou este estudo.

Ainda em relação à localização da concentração de tensões em próteses fixas implanto-suportadas tipo protocolo Branemark, o estudo longitudinal de cinco anos de Lindquist *et al.*, em 1988, realizado em pacientes que receberam tal tipo de reabilitação em mandíbulas desdentadas, verificou pequena perda óssea marginal anual (cerca de 0,07 mm) foi maior na região dos implantes

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

mediais, quando comparada aos das extremidades. O mais interessante é que os resultados clínicos encontrados para tais reabilitações foram bastante satisfatórios, o que traz para nosso estudo uma forte razão para acreditarmos que a seqüência de aperto dos parafusos do implante central para as extremidades, apesar de concentrar tensões na região medial, seja uma seqüência favorável para a instalação de próteses do tipo protocolo Branemark na cavidade bucal.

Outro tópico a ser abordado diz respeito à seleção da estrutura mais bem adaptada de cada grupo, através do teste do parafuso único sugerido por Jemt, em 1991. De acordo com o autor, as estruturas com menores valores de desadaptação induzem menos tensões aos implantes subjacentes. No entanto, este estudo apresentou resultados conflitantes com o autor, pois as mensurações microscópicas das interfaces de relacionamento das estruturas selecionadas mostraram menores valores de desadaptação para a estrutura que teve seus cilindros retificados (54 μm). No entanto, a mesma apresentou um padrão de tensões significativamente mais intenso quando comparado àquele observado após seu seccionamento (117 μm de desadaptação) ou ao da estrutura que teve seus cilindros soldados a laser (165 μm de desadaptação).

Os resultados aqui obtidos mostraram que a estrutura cujas bordas dos cilindros foram soldadas foi a que apresentou o melhor comportamento fotoelástico nos quesitos quantidade e localização das tensões ao redor dos implantes, mesmo apresentando desadaptação média de 165 μm , seguida da estrutura retificada e soldada, que mostrou padrões de tensões bastante melhorados após a secção e soldagem. Estes resultados podem ser justificados pelos dois tipos de soldagem realizados: a primeira, horizontal e a segunda, vertical. Jemt & Linden (1992) sugeriram que a utilização da soldagem horizontal, como a utilizada no grupo de cilindros soldados, promove uma melhor compensação da distorção provocada pela soldagem, ao contrário da soldagem vertical, a qual proporciona um maior grau de contração na região dos pontos de solda.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

No entanto, de maneira interessante, existiu para tal estrutura uma maior concentração de tensões localizada ao redor do implante 2, em todas as seqüências de aperto de parafusos. Este fato pode ter sido causado pelo já conhecido “grau de liberdade” existente entre transferentes de moldagem e hexágono dos pilares, deixado durante o processo de fabricação dos componentes protéticos (Rubeinstein & Ma, 1999).

O melhor comportamento fotoelástico observado na estrutura que teve seus cilindros soldados talvez possa ser explicado pelas observações feitas por Wee *et al.*, em 1999, que relataram que “...se a soma das distorções provocadas pelos procedimentos laboratoriais de confecção das estruturas forem colocadas em uma equação de distorção e o resultado for igual a zero, o assentamento passivo da peça sobre os pilares é alcançado”. Isto explicaria o comportamento fotoelástico observado para tal estrutura.

Uma outra consideração a ser feita para o comportamento fotoelástico da estrutura que teve seus cilindros soldados pode ser colocada através do estudo de Kan *et al.*, realizado em 1999. Neste, os autores citam não existir uma correlação entre desadaptação - tensão - perda óssea, pois encontraram desadaptações de reabilitações implanto-suportadas de até 400µm sem qualquer influência na perda óssea marginal durante estudos clínicos longitudinais. Os autores ressaltaram, de maneira complementar, a importância dos clínicos combinarem os métodos de avaliação de desadaptação durante a instalação de uma reabilitação implanto-suportada, como “visão direta com explorador”, “pressão digital alternada”, “tomadas radiográficas periapicais” e “sensibilidade táctil” durante o assentamento da peça, além da utilização do “teste do parafuso único”.

Por fim, podemos dizer que existem diferenças entre as técnicas de aprimoramento de adaptação aqui comparadas, baseados no fato de que a soldagem a laser horizontal dos cilindros permite uma compensação

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

tridimensional simultânea da desadaptação entre a estrutura e os respectivos cilindros pré-fabricados, através da fixação da estrutura sobre os mesmos antes de se iniciar o processo de soldagem das bordas. Esta soldagem, inclusive, é realizada de maneira consecutiva para cada pilar, através da fixação de um ponto vestibular, seguido de pontos diametralmente opostos, em cada cilindro, para posteriormente realizar a soldagem em toda a circunferência da união estrutura/cilindro pré-fabricado.

Já a estrutura fundida em monobloco que teve seus cilindros retificados, previamente à sua secção e soldagem, obteve menores valores de desadaptação, provavelmente derivada da regularização da base do assentamento do parafuso protético e das bordas dos cilindros. No entanto, os laboratórios usuários do Sistema de Retificação de Cilindros Fundidos propõem uma compensação da retificação individual realizada em cada cilindro através da secção e posterior soldagem vertical da peça, já que o sistema acaba não permitindo um brunimento de maneira equilibrada e concomitante para todos os cilindros.

Além disto, a utilização do sistema retificador de maneira isolada não permite compensação tridimensional das distorções da estrutura, quando comparada à técnica da soldagem dos cilindros pré-fabricados. E de acordo com o estudo de Jemt & Lie (1995), que mediram a adaptação de próteses fixas implanto-suportadas no modelo mestre através do método tridimensional fotogramétrico, tanto nas próteses maxilares quanto nas mandibulares, existem maiores variações de desadaptação na interface pilar/implante ou infra-estrutura/implante nos eixos horizontal e oblíquo comparado ao vertical.

Ainda podemos considerar que os menores valores de desadaptação vertical obtidos pelo teste do parafuso único para o grupo somente retificado (antes de sua secção e solda) podem ter sido favoráveis devido à eliminação de irregularidades da base de assentamento do parafuso protético e das bordas dos

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

cilindros. Isto torna o teste não eficaz na determinação de passividade de uma prótese fixa implanto-suportada, caso existam irregularidades nas superfícies de assentamento dos parafusos ou nos próprios bordos dos cilindros. Somado a isto, distorções no plano horizontal não podem ser mensuradas através desta análise.

Neste estudo, a retificação da base de assentamento dos parafusos ou das bordas dos cilindros pode ter permitido ao teste do parafuso único ser mais fiel em sua análise de passividade no grupo retificado quando comparado ao grupo de cilindros soldados (Daroz *et al.*, 2004). Sugere-se, inclusive, que o mesmo autor possa não ter tido bons resultados de melhora de adaptação com o uso do Sistema Retificador devido à utilização manual do mesmo, o que torna a técnica modificada de retificação rotatória neste estudo utilizada uma alternativa viável para a retificação de peças, podendo ser sugerida ao fabricante.

Portanto, a disponibilização de métodos computadorizados mais eficazes poderia facilitar o dia-a-dia do profissional clínico durante as etapas de avaliação de adaptação de próteses fixas implanto-suportadas. Alguns deles utilizam, de maneira interessante, o “método centróide” de captura de dados, que localiza o centro individual dos componentes a serem conectados, facilitando a análise de desadaptação através da visualização gráfica da sobreposição dos pontos centróides dos componentes relacionados (Jemt *et al.*, 1996). Estes métodos avançados de análise de adaptação permitem ao cirurgião-dentista clínico e/ou pesquisador a situação real de adaptação entre os componentes incorporados às próteses implanto-suportadas.

Porém, alguns outros autores (Henry *et al.*, 1997) sugerem, como método alternativo, a utilização do método de análise do parafuso único através do aperto do parafuso central ao invés daqueles da extremidade da peça. Seu estudo avaliou comparativamente a adaptação das mesmas no modelo mestre e na boca, obtendo resultados de desadaptação equivalentes.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Esta diferença da localização do parafuso teste pode até ter induzido resultados diferentes neste estudo.

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

No entanto, devemos salientar que existem outros fatores não abordados neste trabalho que exercem importante influência no comportamento biomecânico de infra-estruturas protéticas com menor ou maior grau de passividade. Tais fatores podem ser desde as cargas oclusais, módulo de elasticidade do material de cobertura protética, frequência mastigatória e principalmente qualidade óssea ao redor dos implantes.

Desta maneira, qualquer extrapolação para âmbito clínico ainda pode ser considerada prematura, já que este estudo “in vitro” não pode abordar estes diversos aspectos supracitados. Porém, de forma sugestiva, pode-se indicar métodos clínicos e laboratoriais satisfatórios, como a seqüência de aperto de parafuso protético de mesial para as distais e a técnica da soldagem de borda a laser em busca da passividade em próteses fixas implanto-suportadas.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

7 CONCLUSÕES

Através dos resultados deste estudo pode-se concluir que:

- a) O grupo I submetido à técnica dos cilindros soldados a laser induziu uma menor concentração de tensões ao redor dos implantes;
- b) A soldagem da estrutura retificada do grupo II proporcionou aumento do nível de desadaptação, porém, melhora no padrão de distribuição de tensões;
- c) O padrão de tensões foi mais acentuado nos implantes de extremidade durante a seqüência de aperto 1/2/3/4/5 e 5/4/3/2/1;
- d) A seqüência de aperto 3/2/4/1/5 promoveu a melhor distribuição de tensões para reabilitações do tipo protocolo Branemark, com concentração de tensões ao redor dos implantes mediais;
- e) Há pouca relação entre franjas fotoelásticas e desadaptação de infra-estruturas implanto-suportadas.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

REFERÊNCIAS*

Akama CM, Vasconcellos DK, Bottino M, Nishioka RS, Jóias RM, Camargo FP. Avaliação in vitro do emprego de retificadores de cilindros fundidos na adaptação de próteses implanto-suportadas. In: **Anais da 21ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica**. 2004. Águas de São Pedro, São Paulo: SBPqO; p.87. [Resumo lb161].

Berg E, Vagner WA, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. **J Prosthet Dent**. 1995; 74(3): 250-7.

Bergendal B, Palmquist S. Laser-welded titanium frameworks for implant-supported fixed prostheses: A 5-year report. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1999; 14: 69-71.

Bergendal B, Palmquist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prosthesis supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1995; 10(2): 199-206.

Clelland NL, Van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 1997; 12(6): 793-9.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1993; 8(5): 541-8.

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

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Contreras EFR, Henriques GEP, Giolo SR; Nóbilo 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.

Craig RG, Farah JW, El-Tahawi HM. Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures. **J Prosthet Dent.** 1974; 31(2): 122-8.

Dalle Piagge CSL. **Análise fotoelástica do rebordo sob overdenture implanto-suportada, associada à barra de estabilização, encaixe Era e magneto** [tese]. São Paulo: USP/FOUSP; 2002.

Daroz LGD, Fragoso WS, Henriques GEP, Mesquita MF, Contreras EFR. Retificação corretiva de estruturas implanto-retidas: influência na adaptação marginal e no teste do parafuso único. In: **Anais da 21ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica**. 2004. Águas de São Pedro, São Paulo: SBPqO; p. 235. [Resumo Pc 262].

De Boer J. Edentulous implants: Overdenture versus fixed. **J Prosthet Dent.** 1993; 69,(4): 386-90.

Fernandes CP, Glantz PJ, Svensson AS, Bergmark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. **Dent Mater.** 2003; 19: 106-17.

Frocht MM. **Photoelasticity – The selected scientific papers**. New York: Pergamon Press; 1969.

Glantz PO, Nilder K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-bone reconstructions. **J Periodontol.** 2000; 17: 119-24.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

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

Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses – an initial report. **J Prosthet Dent.** 1970; 24(4): 472-6.

Gross MD, Nissan J. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part II. **J Prosthet Dent.** 2001; 85(5): 450-4.

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

Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg.** 1980; 14: 209-14.

Henry PJ, Tan AES, Uzawa S. Fit discrimination of implant-supported fixed parcial dentures fabricated from implant level impressions made at stage I surgery. **J Prosthet Dent.** 1997; 77(3): 265-70.

Horbylon BZ, Simamoto-Júnior PC, Soares CJ, Barboza GAS, Neves FDD. Avaliação do ajuste vertical após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. In: **Anais da 21ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica.** 2004. Águas de São Pedro, São Paulo: SBPqO; p. 87. [Resumo Ib 162].

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

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

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw. **Clin Oral Implants Res.** 1995; 6: 172-80.

Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. **Int J Period & Restor Dent.** 1992; 12(3): 177-84.

Jemt T, Rubeinstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent.** 1996; 75(3): 314-25.

Jemt T, Henry P, Lindén B, Naert I, Weber H, Bergstrom C. A comparison of laser-welded titanium and conventional casts frameworks supported by implants in the partially edentulous jaw: A 3-year prospective multicenter study. **Int J Prosthodont.** 2000; 13: 282-8.

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): 551-7.

Jiménez-López. **Reabilitação bucal em prótese sobre implantes.** São Paulo: Quintessence; 2000.

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.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. **J Prosthet Dent**. 1998; 80(5): 559-64.

Kleine A. **Análise do assentamento passivo de infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pela técnica do cilindro cimentado e soldado a laser** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2002.

Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. **J Prosthet Dent**. 1981; 46(1): 21-8.

Lindh T, Gunne J, Danielsson S. Rigid connections between natural teeth and implants: A technical note. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1997; 12(5): 674-8.

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

McCartney J. Intraoral connection of individual abutment attachments for osseointegrated implant-supported prostheses. **J Prosthet Dent**, 1991; 66: 799-803.

Meirelles LAD. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Monteith BD. Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: A computerized aid to design. **J Prosthet Dent**. 1993; 69(5): 495-502.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Murphy W, Absi EG, Gregory M C, Williams K R. A prospective five – year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. **Int J Prosthodont**. 2002; 15(2): 133-8.

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): 20-3.

Noonan M. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. **J Dent Children**. 1949; 16(4): 24-8.

Ortop A, Jemt T. Clinical experiences of implant-supported prostheses with laser-welded titanium frameworks in the partially edentulous jaw: A 5-year follow-up study. **Clin Implant Dent and Related Res**, 1999; 1(2): 84-91.

Ortop A, Linden B, Jemt T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: A 5-year follow-up study. **Int J Prosthodont**. 1999; 12(1): 65-72.

Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1989; 4(3): 241-7.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J Prosthet Dent** 1997; 78(6): 596-604.

Rubeinstein JE. Stereo laser-welded titanium implant frameworks: Clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. **J Prosthet Dent**. 1995; 74(3): 284-93.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Rubeinstein J, Ma T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast frameworks. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1999; 14: 491-5.

Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant- supported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**. 1997; 10(1): 19-27.

Shirata, O. **Análise fotoelástica das estruturas de suporte da overdenture implanto-suportada com e sem magneto posterior e associada à barra - clip anterior** [dissertação]. São Paulo: USP/FOUSP; 2002.

Silva TBP. **Análise da adaptação marginal de próteses fixa implanto-suportadas em liga de titânio, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem a laser e eletroerosão através do assentamento passivo** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001.

Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. **Acta Odontol Scand**. 1988; 46(4): 247-53.

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

Sousa SA. **Análise da adaptação marginal de infra-estruturas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas a eletroerosão** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. **J Prosthet Dent**. 2003; 89(3): 256-60.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros

Thayer HH, Caputo A. A Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. **J Prosthet Dent.** 1980; 43(6): 611-7.

Vaz MAK, Del Bel Cury AA, Mariolani JRL. Análise fotoelástica da distribuição de tensões produzida na mandíbula pela simulação do esforço mastigatório em sobredentaduras mucodento-suportadas e prótese total. **Rev Odont. Univ. São Paulo.** 1999; 13(1): 67-73.

Wang S, Hobkirk JA. Load distribution on implants with a cantilevered superstructure: an in vitro pilot study. **Implant Dent.** 1996; 5(1): 36-42.

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

Watanabe F, UNO I, Neuendorff G, Kirsch A, Hata Y. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000; 15(2): 209-18.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider R. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int J Prosthodont.** 1999; 12(2): 167-78

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros