



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



CLAUDIA RAHAL BABONI

Cirurgiã Dentista

**“ANÁLISE FOTOELÁSTICA DO EFEITO DA ELETROEROSÃO E
SEQÜÊNCIAS DE APERTOS DE PARAFUSOS EM INFRA-ESTRUTURA
IMPLANTO-SUPORTADA”**

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

PIRACICABA

2006

CLAUDIA RAHAL BABONI

**“ANÁLISE FOTOELÁSTICA DO EFEITO DA ELETROEROSÃO E
SEQÜÊNCIAS DE APERTOS DE PARAFUSOS EM INFRA-ESTRUTURA
IMPLANTO-SUPORTADA”**

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

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Prof. Dr. Manoel Gomes Tróia Júnior

Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

PIRACICABA

2006

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

B118a	<p>Baboni, Claudia Rahal. Análise fotoelástica do efeito da eletroerosão e seqüências de apertos de parafusos em infra-estrutura implanto-suportada. / Claudia Rahal Baboni. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2006.</p> <p style="text-align: center;">Orientador: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p style="text-align: center;">1. Titânio. 2. Fotoelasticidade. I. Nóbilo, Mauro Antônio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título. (mg/fop)</p>
-------	---

Título em inglês: Photoelastic analysis of the effect of spark erosion procedure and screw tightening on implant framework
Palavras-chave em inglês (Keywords): 1. Titanium. 2. Photoelasticity
Área de concentração: Prótese Dental
Titulação: Mestre em Clínica Odontológica
Banca examinadora: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Manoel Gomes Tróia Júnior, Marcelo Ferraz Mesquita
Data da defesa: 23-02-2006



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 23 de Fevereiro de 2006, considerou a candidata CLAUDIA RAHAL BABONI aprovada.

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

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

A handwritten signature in black ink, appearing to be "Manoel Gomes Tróia Júnior".

PROF. DR. MANOEL GOMES TRÓIA JÚNIOR

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

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

A meu filho LUCAS, que trouxe renovação,
paz e sentido em minha vida, me ensinou a
tradução mais pura da palavra AMOR.
Dedico essa dissertação.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Dr. **MAURO ANTÔNIO DE ARRUDA NÓBILO**, por você fazer parte importante na minha formação profissional durante todos esses anos, me ensinando com muita dedicação e sabedoria conciliar ciência e arte, meu eterno agradecimento.

À minha mãe, **CLEIDE**, que mesmo nos momentos difíceis se fez vitoriosa, me ensinando a nunca desistir de lutar e alcançar nossos objetivos.

Ao meu pai **CLÓVIS**, que a distância nunca deixou que você fosse exemplo de pai, profissional e pesquisador, que sempre tive como referência.

Ao meu esposo **MÁRCIO HENRIQUE**, pelo exemplo de determinação.

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP**, na pessoa de seu digníssimo Diretor **Prof. Dr. Thales Rocha de Mattos Filho** e do Diretor associado **Prof. Dr. Mário Fernando De Góes**.

Ao Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP – UNICAMP, **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, pelo alto nível oferecido nos cursos de pós-graduação.

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

À **Prof. Dra. Dalva Cruz Laganá**, do Departamento de Prótese Parcial Removível da Universidade de São Paulo, pela atenção no auxílio da confecção do modelo fotoelástico utilizado nesse estudo.

À **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, pelo auxílio e incentivo profissional durante todos esses anos de convívio e por ter cedido às dependências do Laboratório de Prótese Parcial Removível para a realização dessa pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, pelos ensinamentos transmitidos a mim durante a graduação e por ter gentilmente cedido os equipamentos para a realização da fundição e eletroerosão das estruturas, fundamentais para essa pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, por minha formação profissional e amizade.

À Prof. **Dra.Célia Marisa Rizzatti Barbosa**, por todos esses anos de convivência, ensinamento e colaboração a mim prestados e pelo uso do microscópio mensurador (Processo FAPESP 98/01705-6).

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

Ao colega **Roberto A. Markarian** pela colaboração no manuseio do polariscópio.

Ao Engenheiro Mecânico **Marcos Blanco Cangiani**, funcionário do laboratório de Materiais Dentários FOP-UNICAMP, pelo auxílio no manuseio com o microscópio.

À funcionária “**Dona Jose**”, sempre amiga e dedicada.

Ao colega **Edwin**, por me ensinar e auxiliar a confeccionar o modelo para a realização da eletroerosão e a manusear a máquina.

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

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

SUMÁRIO

RESUMO	01
ABSTRACT	02
1 INTRODUÇÃO	03
2 REVISÃO DA LITERATURA	05
3 PROPOSIÇÃO	33
4 MATERIAIS E MÉTODOS	34
5 RESULTADOS	54
6 DISCUSSÃO	64
7 CONCLUSÃO	68
REFERÊNCIAS	69
ANEXO	75

RESUMO

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

ABSTRACT

Through the photoelastic analysis, the present study evaluated the passive fit of titanium cast laser welding frameworks before and after the spark erosion procedure (Electrical Discharge Machining). A metallic matrix was made simulating a human mandible and, on top of it, 5 Micro-Unit abutment analogs had been implanted. An impression material mold was made and from it a photoelastic matrix had been created with 5 incorporated osseointegrated implants (Conect AR – Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brazil) and with Micro-Unit abutment. Based on the metallic model, the following procedures were tested: closing 6 frameworks, embedding, casting in pure commercial titanium and finishing on them. A laser welding followed by an evaluation with microscope measurement with precision of 0.0005mm has been applied in all samples. The frameworks with best results had been selected and submitted to a photoelastic analysis followed by pressing the screws in 3 predisposed sequences (1,2,3,4,5/ 5,4,3,2,1/ 3,2,4,1,5). The same framework has been submitted to the adaptation refinement by spark erosion technique followed by the photoelastic analysis. The results demonstrated less photoelastics fringes in quantity and intensity after the spark erosion application in all screw pressing sequences. The sequence (3,2,4,1,5) achieved better results in both groups. A higher quantity of fringes had been observed around the medium implants in all sequences and in both groups. We can conclude that the titanium cast laser welded frameworks processes added to an spark erosion procedure improves significantly the marginal frameworks adaptation, which is effective for the passive fit of it.

1. INTRODUÇÃO

Os implantes odontológicos têm evidenciado um significativo sucesso no tratamento clínico de pacientes que se tornaram edêntulos, proporcionando retenção e estabilidade das próteses.

A biomecânica de um implante é diferente daquela de um dente natural, que é circundado por ligamentos periodontais, e a possibilidade de se transferir carga excessiva ao implante e deste ao osso adjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar a perda da osseointegração (Kenney & Richards, 1998).

Para isso a existência de uma excelente adaptação entre o implante e o *Abutment* e deste com a infra-estrutura metálica é necessária na determinação do sucesso de uma prótese implanto-suportada (Waskewicz et al., 1994; Clelland & Van Putten, 1997; Watanabe et al., 2000; Silva,2001; Sousa,2003). Diante disto, os passos clínicos e laboratoriais estão diretamente associados com a adaptação entre implantes e componentes, dentre os quais o processo de fundição pode promover a distorção da peça. As infra-estruturas de próteses sobre implante que são realizadas pela técnica da cera perdida para fundição de peça única, são imprecisas quanto ao assentamento passivo, e a conseqüência da falta de uma boa adaptação é a micro movimentação dos componentes protéticos, podendo gerar o rompimento da interface cimento-implante, ou nas parafusadas, a perda dos parafusos. Portanto, uma infra-estrutura precisa é fundamental para o sucesso da prótese sobre implante.

Em uma revisão bibliográfica realizada por Wee et al. em 1999, verificou-se que dentre os procedimentos encontrados para se melhorar o assentamento passivo em prótese sobre implante, figuraram a soldagem a laser de peças seccionadas e a usinagem por descarga elétrica (EDM) como sendo os procedimentos mais promissores para a obtenção do assentamento passivo.

A eletroerosão (EDM) permite superar os problemas associados à adaptação e precisão das peças metálicas e seu uso tem sido justificado pelo fato

de que diversos tipos de ligas surgiram como substitutivos para as restaurações convencionais em ouro, que apresentam excelente adaptação, e vem sendo utilizada na Odontologia desde 1982 (Weber & Frank, 1993).

Desde então, a fim de se complementar os avanços alcançados por tais técnicas, vários estudos foram realizados no intuito de introduzir métodos de avaliação do assentamento passivo de próteses implanto-suportadas. Dentre eles estão a avaliação microscópica da interface infra-estrutura/abutment/implante, a avaliação de tensão transferida através de medidores elétricos (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 (Thayer & Caputo, 1980; Haraldson, 1980; Clelland et al., 1993; Waskewics et al., 1994; Kenney & Richards, 1998).

Portanto, estudos laboratoriais são de extrema importância para analisarmos situações clínicas, baseado nisso, a análise fotoelástica é um método experimental de análise de tensões e deformações, para avaliação e desenvolvimento de peças estruturais e fornece informações em forma de franjas, tornando-se possível determinar as direções e intensidade das tensões.

Na Odontologia, a análise fotoelástica tem sido amplamente utilizada para avaliar as tensões de próteses implanto-suportadas, permitindo a avaliação global do estado de tensão de um determinado componente. Esse método permite uma análise qualitativa do estado de tensão através de observação dos efeitos óticos em modelos fotoelásticos.

Em função dos conceitos expostos acima, esse estudo teve como objetivo a comparação de infra-estrutura confeccionada em titânio com cilindros soldados a laser antes e depois da aplicação de eletroerosão, tendo como objetivo primário o assentamento passivo de próteses fixas sobre implantes e a verificação da técnica que promova um melhor assentamento passivo da peça, através da análise de transferência de tensão com o método da análise fotoelástica.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Titânio

PARR et al., em 1985, dissertaram sobre o uso do titânio na Odontologia, sua biocompatibilidade, resistência ao desgaste e à corrosão. Citam ainda que a adição de carbono, oxigênio, nitrogênio e ferro melhoram as propriedades mecânicas do titânio puro. O titânio puro sofre transformação cristalográfica quando submetido a temperaturas acima de 882°C, acarretando alterações nas propriedades do metal nessas condições. Relatam ainda, que as ligas de titânio (ferro, prata, alumínio, vanádio e zinco), são passivadas pela formação da camada estável de óxido de titânio (TiO₂), que determina a resistência à corrosão do titânio. Os autores citam que uma das desvantagens do uso do titânio na Odontologia se deve ao processo de fundição.

HAMANAKA et al. , em 1989, construíram uma nova máquina para melhorar a fundição do titânio e ligas Ni-Ti, basearam-se em um modelo idealizada previamente chamada de Castmatic (Iwatani & Co. Ltd., Osaka 541, Japão), que teve suas características alteradas para melhorar a fundibilidade, diminuir defeitos internos nas fundições e permitir o uso de revestimento comuns a base de fosfato e sílica.

LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN , em 1993, citam a importância do titânio na Odontologia devido a sua excelente biocompatibilidade e ressaltaram a necessidade de pesquisas adicionais para melhorar as técnicas de união titânio-cerâmica, resposta biológica e técnicas de fundição. Segundo os autores, a excelente biocompatibilidade deste metal deve-se a formação de uma camada passivadora a base de oxido de titânio, que é bem aderida e inerte ao ataque eletroquímico.

Em 1997, CRAIG et al., citaram as vantagens do titânio na Odontologia devido à resistência à degradação eletroquímica, baixo módulo de elasticidade, baixa densidade, alta resistência, peso leve, resistência à corrosão e biocompatibilidade. Relatam também, que a reatividade química e seu alto ponto de fusão (1700°C), são fatores que podem influenciar seu processo de fundição.

OHKUBO et al., em 2000, relatam que após a fundição do titânio, forma-se na sua superfície uma camada de espessura aproximada de 150µm, denominada de “alfa case”, que é resultante da reação química entre o metal e o material de revestimento. Esta camada apresenta alto valor de dureza, reduz a ductilidade e a resistência a fadiga de infraestruturas de próteses parciais removíveis e grampos, e também na adaptação de coroas unitárias e próteses múltiplas, dificulta o acabamento e polimento da superfície do metal.

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

Solda a laser

Em 1970, GORDON & SMITH, relatam que a primeira soldagem a laser em próteses odontológicas foi realizada em 1968. Um estudo clínico foi realizado em 19 pacientes para a confecção de próteses parciais fixas de quatro elementos e próteses parciais removíveis com encaixes de precisão. Os autores relataram sucesso em todas as próteses fixas soldadas a laser e algumas vantagens, tais como: pequena indução de distorção, otimização do tempo de trabalho laboratorial, aplicação em metais não preciosos e ausência de falha nos pontos de solda.

Em 1988, SJÖGRÉN et al., realizaram um estudo utilizando o laser Nd:YAG, para avaliar a resistência à tração e flexão em corpos de prova de titânio unidos e soldados a laser comparado com barras em liga de ouro tipo III unidas por brasagem. Foram confeccionados oito grupos de barras de titânio com 70 mm de comprimento e as seguintes espessuras: 2mm (Grau 1) / 5 mm (Grau 2) e comparados com grupos equivalentes, porém com barras seccionadas na região central e unidas por soldagem a laser. As variáveis da solda foram: nível de energia de 18 Joules, pulso com duração de 6ms e freqüência de 10 Hz. Através de fotografia em microscopia eletrônica, os resultados obtidos foram comparados com os valores dos grupos de oito barras em ouro tipo III, com 5 mm e unidos por brasagem. Durante o teste de flexão, as amostras em ouro unidas por brasagem fraturaram cruzando o ponto de união, e as amostras inteiras fraturaram em volta do centro das mesmas e as amostras de titânio soldadas a laser fraturaram no centro do ponto de solda. Os valores de alongação mostraram uma redução tanto para o titânio quanto para a liga de ouro tipo III através da soldagem a laser, a resistência à flexão e às tensões variou para mais ou para menos, dependendo das variáveis na soldagem. Os grupos soldados tiveram maiores números de porosidade e o grau de deformação foi maior para as barras inteiras. De acordo

com os autores, devem ser realizados mais estudos para a determinação de condições favoráveis na solda a laser em titânio.

JEMT & LINDÉN, em 1992, concluíram um estudo realizado na clinica Brånemark, no período de 1987 a 1990 onde 583 pacientes edêntulos mandibulares foram reabilitados com prótese sobre implante. Para a maior parte desses pacientes, foram confeccionadas próteses com infra-estruturas pelo método convencional de fundição e para 86 destes pacientes, infra-estruturas de titânio soldadas com componentes pré-fabricados que se subdividiam em dois grupos. Grupo 1: infra-estrutura fabricada através de soldagem a laser de cilindros a componentes de barra pré -fabricados, através de pontos de solda verticais; Grupo 2: infra-estrutura fabricada através da soldagem a laser horizontal de cilindros em uma supra-estrutura, todos pré-fabricados. Após um ano de acompanhamento, somente duas próteses do grupo 2 falharam por fratura da estrutura onde a barra estava fina. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos 1 e 2. Os autores sugerem que as soldas realizadas no sentido horizontal são feitas de maneira mais favorável, devido a menor possibilidade de fratura.

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

amostras soldadas a laser apresentaram regiões soldadas na periferia e uma na região central sem solda, o que resultou em baixos níveis de resistência à tração.

TAMBASCO et al., em 1996, estudaram a utilização da soldagem a laser em laboratório. Ressaltaram algumas de suas características em Odontologia, bem como suas vantagens e desvantagens. Segundo os autores, a luz produzida pela soldagem a laser não pode ser observada pelo olho humano devido ao longo comprimento de onda, e o feixe do laser é mantido a 0,5 mm de diâmetro, concentrando a radiação da luz numa pequena área de superfície. A energia da luz é absorvida pela superfície do metal e convertida em calor, o qual penetra no interior do metal por condução. No centro do foco do raio laser, o metal pode ser vaporizado se utilizada muita energia. Ainda que o metal derreta na zona de alcance do foco do laser, o metal em torno se mantém relativamente frio. Relataram ainda que, o sucesso da soldagem a laser depende da profundidade de penetração do raio. Entretanto, a espessura do metal deve ser considerada e a profundidade de penetração ajustada adequadamente. Quando as dimensões do metal podem ser controladas a espessura recomendada é cerca de 3 mm e uma profundidade de soldagem de 1,5 mm para a maioria das aplicações. Esta profundidade permite uma resistência adequada da junta da solda e minimiza a entrada de calor no metal, promovendo menor distorção da peça. Uma profundidade de penetração maior é possível, para obtenção de maior resistência, porém o risco de distorção da peça protética é maior. No entanto, uma penetração insuficiente resulta em junta de solda enfraquecida. A penetração é controlada pela variação da voltagem associada com o pulso do laser e não pela duração do pulso. Aumentando a duração do pulso, geralmente só aumenta a quantidade de energia sobre a peça, mas não a penetração da solda. E isto levaria a maior concentração de calor, aumentando a possibilidade de distorção da peça protética, devido à expansão térmica. Outro fator que pode afetar esta penetração seria o ângulo em que o raio laser atinge a superfície do metal. Este ângulo deve ser reto em relação à superfície. Os autores destacam algumas vantagens da solda a

laser: 1. apresenta uma fonte de calor concentrada de alta energia que reduz problemas de distorção; 2. possibilita a soldagem no modelo de trabalho, devido a baixa quantidade de calor liberado; 3. é mais precisa, pois exige que as peças de metal estejam em contato direto entre si, reduzindo o potencial de distorção; 4. resistência ao escoamento da junta de solda é idêntica ao metal de origem; 5. tempo de trabalho reduzido. Apresentam também algumas desvantagens como: 1. alto preço inicial do equipamento; 2. maiores espaços para posição do equipamento; 3. algumas dificuldades iniciais, para conseguir a qualidade ideal nas soldagens; 4. características de reflexibilidade, condutibilidade térmica, densidade e composição do metal-base de algumas ligas dificultam a soldagem a laser.

Em 1998, CHAI & CHOU avaliaram as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro em diferentes condições de soldagem a laser, para determinar os parâmetros ótimos em termos de duração e voltagem. 57 barras fundidas em titânio de acordo com a especificação ISO 6871 foram divididas em 9 grupos experimentais e um grupo controle. As barras seccionadas foram soldadas a laser em diferentes durações (8, 10 e 12ms) e níveis de energia (290, 300 e 310V) e então avaliadas para classificar a resistência a tensão máxima, 0,2% do produto de resistência e porcentagem de alongamento. Os resultados mostraram que os valores para resistência a tensão oscilaram entre 374 a 562 MPa, 0,2% do produto da resistência ao escoamento de 206 a 338 MPa e a porcentagem de alongamento ficou entre 2,49% e 10,58%. O aumento de impurezas como nitrogênio e oxigênio melhoram as propriedades de resistência a tensão, mas diminui consideravelmente a ductibilidade e aumenta a fragilidade. Os autores concluíram que melhor resistência à tração foi obtida quando utilizou 305 V e 12 ms, 310 V e 10 ms para 0.2% da resistência ao escoamento e 300 V e 12 ms para melhor porcentagem de alongamento. A voltagem foi o único fator significativo que influenciou a resistência à tensão e a resistência do produto da união. Um aumento da voltagem conduz a maior profundidade de soldagem. A duração não

influenciou a resistência das uniões soldadas a laser. Aplicando 30V/12ms resultou em ótimas condições de soldagem, fornecendo quantidades adequadas de nitrogênio e oxigênio na área da soldagem para permitir melhores propriedades físicas.

ÖRTORP et al., em 1999, compararam os resultados de um estudo clínico e radiográfico desenvolvido durante cinco anos de uso de próteses implanto-suportadas soldadas a laser, com infra-estruturas fundidas pela técnica convencional em liga de ouro. Os resultados mostraram satisfatório para ambos os grupo , mas nos pacientes com infra-estruturas em liga de ouro houve uma perda óssea cervical de aproximadamente 0,5mm ao redor dos implantes.Os autores concluíram que as infra-estruturas de titânio soldadas a laser constituem uma alternativa confiável na construção de próteses sobre implantes.

Em 2001 WISKOTT et al., realizaram um estudo comparando a microestrutura de amostras de titânio puro submetidas a soldagem a laser com diferentes tipos de união:brazagem com infra-vermelho; soldagem com arco de gás tungstênio (GTAW) e soldagem com feixe de elétrons. Os resultados mostraram que nas amostras soldadas a laser, houve continuidade entre metal original e solda o que não ocorreu nas demais condições de soldagem. Os autores concluíram que a solda a laser oferece vantagens devido a concentração de solda em um ponto muito pequeno e a alta velocidade de resfriamento.

ALVES & NÓBILO, em 2002, avaliaram a adaptação da interface componente protético (UCLA)/implante, através de três diferentes técnicas: soldagem a laser (grupo 1), fundição em monobloco (grupo 2) e fundição e soldagem a laser (grupo 3). Cada estrutura apresentava 3 componentes protéticos ligados por duas barras. Foram utilizados 60 componentes protéticos (UCLA), sendo 30 pré-fabricados em Ti c.p. e 30 em plástico calcinável. Também foram utilizadas 40 barras cilíndricas de 2mm de diâmetro, sendo 20 pré-fabricadas em

Ti c.p. e 20 calcináveis. Cada grupo tinha 10 corpos-de-prova. No grupo 1 foram utilizadas as estruturas pré-fabricadas, sendo as mesmas apenas soldadas a laser. No grupo 2 as estruturas calcináveis foram enceradas e fundidas em monobloco. O grupo 2 posteriormente foi seccionado e passou a ser chamado de grupo 3, sendo então soldado a laser. Todos os grupos foram mensurados em um microscópio com precisão de 0,0005mm em relação à adaptação, antes e após os procedimentos para a obtenção das estruturas, através de cada técnica. Os resultados mostraram que o grupo 1 apresentou uma adaptação estatisticamente superior, inicial (0,000 μ m) e final (9,931 μ m), em relação aos grupos 2 (9,568 μ m e 101,722 μ m) e 3 (20,258 μ m e 31,440 μ m). O grupo 3 apresentou uma melhora significativa em relação ao grupo 2. A técnica com melhor adaptação foi a que utilizou somente cilindros pré-fabricados.

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

Assentamento Passivo

Em 1983, SKALAK relatou que o sucesso da osseointegração está diretamente relacionado à forma que os estresses mecânicos são transferidos dos implantes ao osso. Como o titânio é mais rígido e resistente que o osso, há uma maior probabilidade que ocorra falha no osso ou na união do osso com o titânio. De acordo com o autor esses estresses não podem ser detectados através de inspeção visual, mas podem ocasionar falhas mesmo sem a atuação de forças externas.

LINDQUIST et al., em 1988, avaliaram a reabsorção óssea “in vivo” ao redor de implantes osseointegrados em reabilitações fixas. Pacientes desdentados mandibulares foram divididos em dois grupos compostos por 25 e 21 pessoas respectivamente. Ambos os grupos foram submetidos a tratamentos idênticos com próteses fixas implanto-suportadas, e acompanhados por um período de quatro a cinco anos. Durante todo o período de acompanhamento foram realizadas radiografias intra-orais que foram comparadas com as tomadas logo após o término das reabilitações para permitir a análise da quantidade de perda óssea, alterações na densidade e arquitetura óssea ao redor dos implantes. Os resultados mostraram que durante os três primeiros anos, a perda óssea marginal ao redor dos implantes foi equivalente para os dois grupos e que a maior perda óssea ocorreu durante o primeiro ano (0,40 a 0,45 mm). Os implantes mediais quando comparados com os posteriores, sofreram uma maior perda óssea. Nenhuma correlação foi estabelecida com a perda óssea em relação à eficiência mastigatória e extensão do cantilever, porém em pacientes com deficiência na higiene oral, houve maior perda óssea ao redor dos implantes.

Em 1991, JEMT observou que se uma prótese esta com o desenho adequado, sendo esta rígida e assentando passivamente, o risco de fratura dos

componentes é baixo e sua ocorrência é maior no primeiro ano de função. Foi sugerido então, um protocolo para análise da adaptação da prótese. Considerando-se uma prótese fixa suportada por cinco implantes, numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Por meio desse procedimento verifica-se a adaptação dos demais componentes, e repete-se o procedimento com o outro parafuso distal (parafuso 5). Uma vez verificada a adaptação, parte-se para o aperto de todos os parafusos, um de cada vez, iniciando pelo parafuso 2, depois o parafuso 4, depois o mais intermediário e por fim os dois parafusos distais. Cada parafuso deve ser apertado até sua primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de ½ volta (180º) é permitido para o aperto final da prótese.

RANGERT & JEMT , em 1989, citaram em seu trabalho que para minimizar as tensões no osso que suporta o implante é necessário controlar a distribuição de cargas na prótese, no implante e no osso suporte. Tensões excessivas levam a uma perda óssea e a um comprometimento da estabilização e manutenção do equilíbrio biomecânico das estruturas em questão. É de fundamental importância, para o sucesso em longo prazo, que haja um controle da distribuição de tensões e da capacidade das estruturas da região analisada de receber cargas.

Em 1995, JEMT & LIE realizaram um estudo em 15 pacientes com maxila ou mandíbula edêntulos, para avaliar a precisão das infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas em um modelo mestre antes do uso clínico das mesmas. Após a osseointegração dos implantes (cinco a seis implantes), foi realizada a moldagem de transferência para a confecção dos modelos mestres e sobre estes foram confeccionadas próteses superiores e inferiores com infra-estruturas em liga de ouro tipo III. Para avaliar a orientação tridimensional entre os cilindros de ouro das infraestruturas e os modelos, foi utilizado o método fotogramétrico. Através da comparação com um ponto central dos eixos x, y, e z

entre os cilindros e os análogos e também pela relação tridimensional de cada cilindro individualmente obteve-se as diferenças entre modelo e infra-estruturas. Os resultados mostraram que nas próteses mandibulares foi encontrada uma média de 42 μm de distorção tridimensional, e nas próteses maxilares 42 μm em média. No plano vertical (eixo z), as médias foram de 51 μm para prótese inferior e 70 μm para prótese superior. No plano horizontal (eixo x e y), foram observadas as maiores variações nas próteses maxilares e mandibulares. Os autores chegaram a conclusão que valores menores que 150 μm de desadaptação de uma prótese em relação ao modelo mestre pode ser clinicamente aceitável, pois complicações nas próteses são praticamente inexistentes nessas proporções de adaptação.

Em 1997, RIEDY et al., utilizaram a técnica de fundição convencional pelo método da cera perdida (MONOBLOCO) e o processo de fabricação de titânio usinado e soldado a laser (mecanismo Procera), para avaliar a precisão de adaptação de infra-estruturas sobre implantes. A videografia laser foi o método utilizado para medir a precisão de assentamento das infra-estruturas com os intermediários dos implantes. Os autores concluíram que as infra-estruturas soldadas a laser mostraram um assentamento mais preciso que as fundidas em monobloco.

No mesmo ano, SERTGÖZ realizou um estudo utilizando análise tridimensional de elemento finito para avaliar os efeitos, tanto dos materiais utilizados na confecção de infra-estrutura, como da superfície oclusal na distribuição de estresse em próteses fixas implanto-suportadas e no tecido ósseo de suporte. O autor simulou uma típica prótese total fixa no arco mandibular suportada por seis implantes localizados na região anterior e com extensões em *cantilever* bilaterais de 16 mm. O objetivo desse estudo foi determinar a melhor combinação de materiais para a confecção da restauração protética. Assim, resina acrílica, resina composta e porcelana foram utilizadas como materiais para

suporte oclusal e ligas de ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio, como materiais para a confecção da infra-estrutura. Uma carga vertical total de 172 N foi aplicada, este valor correspondia à média de força durante a mastigação em uma prótese fixa implanto suportada mandibular, com duas unidades em *cantilever* posteriores bilaterais ocluindo contra uma prótese total superior. Os pontos de aplicação estavam localizados no centro dos implantes terminais, no final das extremidades livres, à meia distância entre o centro dos implantes terminais e o final dos *cantilevers* e também em quatro pontos distribuídos na região anterior, entre os centros dos implantes distais. Doze diferentes combinações foram analisadas. Os resultados deste estudo mostraram que o estresse no tecido ósseo ao redor dos implantes foi de baixa magnitude. Os estresses máximos foram bem inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. A utilização de materiais mais resiliente para a confecção da superestrutura não mudou o prognóstico biológico das próteses fixas implanto-suportadas. O uso de um material mais rígido para a confecção da estrutura de próteses sobre implantes diminui o estresse gerado nos parafusos de ouro. Isto provavelmente significa que a alta resistência da infra-estrutura à torção reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, principalmente em infra-estruturas com *cantilever*. O autor concluiu que: 1- a utilização de materiais rígidos para a confecção da infra-estrutura ajuda a prevenir falhas protéticas; 2- do ponto de vista biomecânico, a melhor combinação de materiais encontrada nesse estudo foi a liga de cobalto-cromo para a infra-estrutura e a porcelana para a superfície oclusal.

Em 1999, WEE et al., em uma revisão de literatura, indicaram alguns trabalhos que tinham como objetivo estratégias para uma melhora significativa no assentamento de próteses sobre implante. De acordo com os autores, os procedimentos mais promissores encontrados na literatura seriam a soldagem a laser de peças seccionadas e a usinagem por eletroerosão (EDM). Porém, mesmo com o uso de técnicas avançadas existe um ligeiro desajuste das infra-estruturas com o intermediário dos implantes e caberá ao clínico decidir o método mais

recomendado para se obter o melhor assentamento passivo de uma prótese sobre implante.

KAN et al., no mesmo ano, realizaram também uma revisão de literatura com o objetivo de indicar diferentes métodos clínicos utilizados para avaliar a adaptação de prótese sobre implantes. Muitos são os fatores que dificultam a avaliação clínica, entre eles está o ângulo de visão, a luminosidade e também a experiência do clínico. Segundo os autores os métodos mais utilizados para avaliar a desadaptação são: pressão digital, sensação tátil, teste do parafuso único, inspeção visual e radiografias periapicais. Mas, apesar das técnicas sugeridas, nenhuma individualmente oferece um resultado objetivo, e os autores sugerem a combinação dos vários métodos para avaliar a adaptação das próteses.

ROMERO et al., em 2000, realizaram um estudo onde foi utilizado um modelo mestre contendo dois implantes, para avaliação de três diferentes técnicas para melhorar a adaptação entre uma barra fundida e suas interfaces com os implantes. De acordo com os autores, uma fenda de 10 μm ou menos é necessária para um ajuste passivo. Nesse estudo, trinta barras em ouro fundidas em monobloco foram confeccionadas, e foram divididas em três grupos: G1: 10 estruturas seccionadas e corrigidas pela fundição da mesma liga; G2: 10 estruturas seccionadas e unidas por soldagem e G3: 10 estruturas submetidas ao processo de descarga elétrica (MedArc M-2 EDM). As medidas da interface estrutura/implante foram observadas através de um microscópio mensurador e analisadas nas faces vestibular, distal e lingual de cada estrutura. Os resultados mostraram que todas as estruturas avaliadas mostraram uma desadaptação acima da precisão aceitável. Porém, após a utilização de técnicas para melhorar a adaptação, os resultados mostraram diferenças significativas ($p < 0,05$) em espaços médios entre o grupo 1 (15 μm) e grupo 2 (72 μm) e entre o grupo 2 e grupo 3 (7,5 μm), não houve diferença entre o grupo 1 e 3. Os autores concluíram que o

melhor resultado dentro do critério de passividade foi o grupo 3, submetido ao processo de descarga elétrica.

SAHIN & CEHRELI, em 2001, realizaram uma revisão da literatura sobre o significado clínico de assentamento passivo em infra-estruturas sobre implantes e os fatores que interferem no resultado desse assentamento. Os autores relatam que não há nenhum estudo clínico laboratorial que relate falha nos implantes, que sejam atribuídos à falta de assentamento passivo e, segundo os autores, o assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da osseointegração. Para os autores, o único método para determinar a quantidade de passividade da infra-estrutura in vivo é a análise de força em cada implante pilar e /ou componente da prótese antes e /ou depois da cimentação ou aparafusamento. A presença de uma desadaptação requer o seccionamento e soldagem da peça. No entanto a soldagem convencional ou soldagem a laser não provê necessariamente um assentamento passivo, mas sim um decréscimo no total de forças ao redor dos implantes, que pode resultar num decréscimo na freqüência de perda dos parafusos de ouro. Os autores afirmam que cada passo na fabricação da infra-estrutura influencia no resultado final da adaptação, assim como material de impressão, técnica utilizada, expansão de cristalização do gesso especial, a expansão do material de revestimento e o tipo de liga utilizada. Os autores concluíram que um assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas ultimas três décadas e os materiais e as técnicas utilizadas na confecção de estruturas metálicas não são dimensionalmente precisos, mas um assentamento com desadaptação inferior a 150µm permite maior longevidade das fixações.

Em 2002, CARVALHO, avaliou a interface entre o componente protético e o implante. Foram utilizados componentes protéticos nas versões Gold UCLA e UCLA calcinável. Os componentes calcináveis foram fundidos em titânio c.p. e em liga de níquel-cromo-titânio-molibdênio. Para a fixação dos componentes

protéticos ao implante, foi utilizado um torquímetro manual com 20N de torque. Após a análise através de microscópio eletrônico de varredura, o autor concluiu que houve diferenças significativas entre os componentes protéticos Gold UCLA de ambos os sistemas e o grupo de componentes fundidos, e os melhores resultados foram encontrados nos componentes pré-fabricados.

Eletroerosão

VAN ROEKEL (1992), apresentou a técnica Electrical Discharge Maching (EDM) para criar um ajuste passivo entre a barra da infra-estrutura protética e a supra estrutura removível. Algumas desvantagens dessa técnica, segundo o autor, incluem o custo do equipamento e o fato dele exigir muita atenção e cuidado durante a execução dos procedimentos laboratoriais.

Em 1993, WEBER & FRANK citaram em uma revisão de literatura que a eletroerosão surgiu na Odontologia em 1982 como uma grande evolução, pois supera problemas associados com adaptação e precisão das peças metálicas. Os autores descreveram que o processo de eletroerosão é acompanhado de descargas elétricas em forma de relâmpagos, geradas entre um eletrodo de cobre ou grafite e a restauração. Desta forma, a eletroerosão remove pequenas quantidades de metal sob proteção de um líquido dielétrico até que seja alcançado um ajuste preciso da peça. Essa técnica além de ser utilizada para melhorar a adaptação marginal de coroas e próteses sobre implantes, também é usada em encaixes de precisão para próteses parciais fixas, associadas às próteses parciais removíveis.

ANDERSON et al., em 1996, aplicaram a eletroerosão em corpos de prova em titânio associada ao sistema ProCera CAD/CAM. Nos corpos de prova elípticos, o desajuste após a eletroerosão foi de 42 a 56 μm e para corpos quadrados de 43 μm , níveis de adaptação sugeridos como aceitáveis clinicamente (menores do que 100 μm) foram encontrados.

SCHMITT & CHANCE, em 1996, aplicaram o processo de eletroerosão em uma restauração metálica fundida em titânio para melhorar a adaptação

marginal. E verificaram, nesse estudo clínico que a eletroerosão é indicada para corrigir falha inerente ao processo de fundição de titânio.

EVANS, em 1997 cita o processo de eletroerosão como uma alternativa para melhorar o contato circunferencial da interface entre a infra-estrutura metálica e seu respectivo componente, e pode eliminar os processos de seccionamento e soldagem. Relatou também, que a existência de porcelana ou resina na restauração não é afetada pela EDM, pois nenhum calor é conduzido ou transferido a restauração pode ser também utilizada para refinar irregularidades da fundição de Abutment do tipo UCLA para implantes.

Em 1999, RUBELING, realizou uma pesquisa clínica, onde aplicou o refinamento por eletroerosão em uma estrutura implanto–suportada retida por parafusos com a finalidade de melhorar sua adaptação. De acordo com o autor, qualquer tipo de metal pode ser utilizado nesta técnica e uma adaptação absolutamente passiva será alcançada.

SILVA & NÓBILO, em 2001 realizaram uma pesquisa com o objetivo de avaliar o assentamento passivo de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas, utilizando pilares UCLA e esteticone, fundidas em monobloco ou submetidas à soldagem laser, antes e após a eletroerosão ou EDM (Electrical Discharge Machinning) através da análise das discrepâncias marginais. Quarenta infra-estruturas foram confeccionadas a partir de um modelo mestre metálico com cinco implantes e fundidas em titânio comercialmente puro. As amostras foram divididas em oito grupos: G1 - 10 estruturas fundidas em monobloco com pilar UCLA, G1 + EDM, G2 - 10 estruturas fundidas com pilar UCLA e seccionadas em 4 pontos e submetidas à soldagem laser, G2 + EDM, G3 - 10 estruturas fundidas em monobloco com pilar esteticone, G3 + EDM, G4 – 10 estruturas fundidas com pilar esteticone e seccionadas em 4 pontos e submetidas à soldagem laser, G4 + EDM. Os diferentes graus de adaptação marginal entre *abutment* tipo

UCLA/implante e *abutment* esteticone/infra-estrutura foram avaliados antes e após a eletroerosão aferindo-se as discrepâncias marginais no implante (IC) e nos distais (ID), utilizando microscópio óptico com precisão de 0,0005 mm. 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); G3 (IC 241,7 μ m e ID 321,15 μ m); G3+EDM (IC 141,1 μ m e ID 140,35 μ m); G4 (IC 156,9 μ m e ID 111,1 μ m); G4 + EDM (IC 80,25 μ m e ID 53,1 μ m) foram submetidos ao teste não-paramétrico *Mann-Whitney*, não sendo encontrada diferença apenas entre G1+EDM e G2 e G3+EDM e G4.

Em 2002, CONTRERAS et al., realizaram um estudo comparando a adaptação marginal de coroas unitárias fabricadas em titânio comercialmente puro e sua liga de Ti-6Al-4V, antes e após o refinamento por eletroerosão (EDM), com coroas em Pd-Ag. Foram realizados preparos em quarenta e cinco dentes bovinos imersos em blocos de resina acrílica, distribuídas por três grupos: Grupo titânio c.p. -15 amostras; Grupo Ti-6Al-4V – 15 amostras e Grupo Pd-Ag – 15 amostras. Foram confeccionados os modelos de trabalho de cada grupo e um modelo a mais era obtido para cada amostra dos grupos de titânio. Nestes modelos foi realizado um processo de metalização por íons cobre, para a aplicação da eletroerosão. Os resultados mostraram que a liga de Ti-6Al-4V mostrou melhor adaptação que o titânio c.p., antes e após a EDM. As médias de desadaptação do Ti-6Al-4V foram superiores àquelas do grupo controle Pd-Ag. O procedimento de refinamento por eletroerosão demonstrou melhorias na adaptação marginal no titânio e suas ligas.

Em 2003, SOUSA & NÓBILO, avaliaram a adaptação marginal de infra-estruturas de próteses fixas implanto-suportadas pré-fabricadas ou fundidas em titânio, submetidas à eletroerosão. Uma matriz metálica contendo cinco análogos de transmucosos (*abutments*) do tipo Standard (3,75 x 13 mm) foi utilizada para esse estudo. Foram confeccionadas vinte estruturas metálicas, sendo 10

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

Fotoelasticidade

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

HARALDSON, em 1980, analisou através da fotoelasticidade, alguns fatores biomecânicos que afetam a ancoragem de implantes osseointegrados na mandíbula. Três situações foram simuladas aplicando cargas sobre implantes lisos e rosqueáveis: 1-máxima ancoragem óssea, 2-perda óssea vertical, 3-perda óssea horizontal. 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. No carregamento horizontal foram observadas maiores concentrações de tensões nas simulações de perda óssea vertical e horizontal. O autor concluiu que os implantes rosqueáveis apresentam uma melhor distribuição com menores tensões de cisalhamento na interface osso-implante, quando comparados com os implantes lisos.

Ainda em 1980, THAYER & CAPUTO, citaram que o método fotoelástico tem sido amplamente utilizado na engenharia e indústria, baseada na propriedade que tem certos materiais, em exibir padrões coloridos quando sujeitos às tensões e que podem ser observados através de luz polarizada. Essa técnica requer a confecção de um modelo fotoelástico e fornece uma análise qualitativa

dos esforços no interior dessas estruturas, podendo ser observada as tensões internas com luz polarizada.

CAMPOS JR. et al., em 1986, relataram que a técnica fotoelástica consiste na produção , sob luz polarizada, de faixas coloridas (concentrações de tensão) no interior de materiais transparentes submetidos à forças externas. Citam , que em 1816, Sir. David Brewesrer, observou essas faixas coloridas em um vidro tencionado e somente a partir do séc. XX esse fenômeno começou a ser estudado como método de pesquisa para situações onde exige conhecimento do espectro de distribuição de forças. A partir dos anos 60, com o avanço na confecção de resinas sintéticas esse método passou a ser usado em vários segmentos industriais. O autor cita que no método fotoelástico é possível uma visualização conjunta das tensões internas nos corpos que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que nos outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construída a partir de dados numéricos.

Em 1993, CAPUTO, descreveu sobre a análise de tensões subdividindo em duas técnicas: 1-Teóricas - matemáticas e de análise de elemento finito e 2- Experimentais - técnica do esforço padrão ou *stain gauge*. O autor salienta como vantagem do método fotoelástico, a possibilidade de visualização das tensões em estruturas complexas como é o caso das estruturas orais, e a observação de todo o campo, onde os padrões de tensões podem ser observados através de todo modelo, facilitando a localização e magnitude das concentrações das tensões.

Em 1994, WASKEVICZ et al., analisaram através de analise fotoelástica uma comparação dos padrões de tensões produzidas ao redor de implantes para a confecção de próteses fixas (protocolo Brånemark), com infra-estrutura passiva e não passiva. Foi obtido um modelo de material fotoelástico CP5-4290 (Hysol, Olean, NY) com cinco implantes de 3,75mm X 10mm (Brånemark System, Nobelpharma, Chicago, IL), dispostos de forma eqüidistantes, fixados no modelo

através de resina epóxi (Duro, Loctite). Pilares protéticos de 4,0 mm de altura foram adaptados sobre os implantes com um torque de 20Ncm. 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 passividade entre a estrutura e o modelo fotoelástico foi avaliada através da técnica do parafuso único citada por JEMT, (1991). Essa estrutura, considerada não passiva, foi analisada através de um polariscópio circular através de seqüências pré-definidas de aperto do parafuso nos pilares do modelo fotoelástico com um torque de 10Ncm. Essa seqüência de aperto foi repetida por cinco vezes e fotografada na ultima avaliação. Seqüência de aperto nos parafusos correspondentes aos implantes: **1-** 1,2,3,4,5; **2-** 5,4,3,2,1 e **3-** 3,2,4,1,5. Após a realização da análise fotoelástica, a estrutura foi seccionada em pontos intermediários entre cada pilar, e foram novamente relacionadas e unidas através de resina acrílica Duralay, onde foram realizados os pontos de solda . Esta estrutura foi novamente fixada ao modelo fotoelástico com torque de 10Ncm e foi submetida a nova análise fotoelástica. O aperto dos parafusos da estrutura não passiva sobre os pilares, nas três seqüências, formou padrões de tensões concentradas ao redor dos implantes. Todos os implantes mostraram tensões, concentradas no terço médio, porém, os implantes de extremidade 1 e 5 foram os que apresentaram a maior quantidade de tensões, e quando a estrutura foi seccionada e soldada foi estabelecida uma melhor passividade entre a estrutura e os pilares, confirmada por ausência de tensões ao redor dos implantes.

Em 1996, WANG & HOBKIRK, investigaram através de um estudo, a distribuição de cargas em implantes pilares de uma infra-estrutura de prótese tipo protocolo Brånemark, através de diferentes combinações de numero, localização e distanciamento entre os implantes utilizados. Foi confeccionado um modelo de acrílico representando uma mandíbula desdentada e na região interforames foram colocados seis implantes de 10 mm de comprimento (Nobelpharma). Esses implantes 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 3,8mm. A estrutura possuía 17 mm em cantilever distal, e foi adaptada de forma passiva sobre os pilares de 5 mm de altura fixados com torque de 20Ncm sobre cada implante. Entre as superfícies externas de cada pilar, foram instalados quatro medidores de tensão, de forma que dois desses ficassem em posição oposta aos outros dois, fechando um circuito de microtransdução conectado a um amplificador multicanal que, após calibração, puderam ser usados para medição de forças de compressão e tração provocadas pelos pilares carregados. Durante 20segundos foi realizada a aplicação de força de 20Ncm na vertical sobre as regiões em cantilever em diferentes distancias entre os pilares terminais (5,10 e 15 mm), de forma bilateral e alternada repetindo por dez vezes e combinando diferentes números localização e distanciamento entre implantes pilares da estrutura. Os resultados mostraram que a magnitude da força sobre os implantes era diretamente proporcional a extensão do cantilever e que as forças aplicadas em um lado da estrutura carregaram intensamente os implantes extremos do mesmo lado, promovendo torque da estrutura na linha media e carregando os implantes do lado oposto do fulcro. Os autores concluíram que as tensões induzidas aos implantes dependeram da combinação do numero, localização e distanciamento entre os pilares.

CLELLAND & VAN PUTTEN , em 1997, realizaram um estudo comparando a distribuição de tensões na interface implante-osso em estruturas confeccionadas pela técnica de soldagem a laser e do cilindro cimentado, através da mensuração das tensões induzidas pelo aperto dos parafusos. Foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica (PL-2), semelhante a uma mandíbula humana com cinco implantes de 3,75X10mm (Nobel Biocare) na região interforames. Foram inseridos dois sensores de tensão na região vestibular dos dois implantes de extremidade. Após a confecção das estruturas metálicas em liga de ouro-paladio-prata confeccionadas sobre um único modelo mestre (três estruturas fundidas em monobloco e três estruturas confeccionadas pela técnica

do cilindro cimentado), todas foram testadas através do aperto dos parafusos de ouro (10Ncm) seguindo a seguinte seqüência: implante central, extremo esquerdo, extremo direito, mediais esquerdo e direito. O teste foi repetido três vezes para cada estrutura enquanto os sensores mediam as tensões. Os resultados mostraram que houve diferença estatística significativa entre as tensões induzidas pelas próteses convencionais e aquelas confeccionadas através da técnica do cilindro cimentado, sendo que esta apresentou uma redução na magnitude das tensões, pois o cimento interposto entre os cilindros e as estruturas diminuía a desadaptação.

KENNEY & RICHARDS, em 1998, avaliaram através de análise fotoelástica as tensões geradas ao redor de implantes entre os sistemas o'ring/bola e barra/clip para overdenture. Foi confeccionado um modelo fotoelástico semelhante a uma mandíbula humana desdentada obtido a partir de um bloco de CP5-4290 (Hysol Corp.), onde foram ancorados dois implantes de 3,75X18 mm(Nobel Biocare) e pilares protéticos de 4,0mm de altura com um torque de 20Ncm. Foi confeccionada uma overdenture para cada sistema, sendo que, para o sistema barra/clip, uma liga de ouro foi fundida, seccionada e soldada. Para o sistema o'ring/bola, a captura das cápsulas foi feita através de resina acrílica autopolimerizável. Foi realizado o reembasamento da prótese a fim de simular a mucosa oral, com um material resiliente. 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, mostrando que, na aplicação de cargas verticais, o sistema o'ring/bola transferiu mínimas tensões para ambos os implantes, enquanto que o sistema barra/clip apresentou tensões de grande magnitude para ambos os implantes. Com a aplicação de forças oblíquas, os resultados mostraram padrões de tensões similares para os dois sistemas, com uma formação um pouco maior para o sistema barra/clip. 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 foi realizada a aplicação de forças verticais sobre o mesmo.

Em 2000, WATANABE et al., realizaram uma pesquisa para avaliar as tensões produzidas ao redor dos implantes de estruturas de próteses fixas parafusadas, confeccionadas através de quatro métodos diferentes antes e após diferentes seqüências de aperto de parafusos. A partir de um bloco de poliuretano de proporções 30X40X30cm, foram instalados três implantes do sistema IMZ (4.0 X13mm), denominados 1,2,3 e na superfície do bloco foram colocados seis sensores de tensão. Foram confeccionadas dezesseis estruturas de prótese fixa obtidas a partir de quatro diferentes grupos: G1: estruturas em ligas de ouro e fundidas em monobloco; G2: estruturas fundidas em liga de ouro em monobloco seccionadas e soldadas; G3: estruturas fundidas em ligas de ouro em partes separadas e posteriormente unidas com solda e G4: estruturas fundidas em titânio confeccionadas através da técnica do cilindro cimentado ou do assentamento passivo. As estruturas foram parafusadas com torque de 14,5Ncm sobre os implantes, e foi verificada também a influencia da ordem de três diferentes seqüências (2,1,3; 1,2,3; 1,3,2) de aperto de parafusos sobre a distribuição de tensões ao redor dos implantes. Os autores observaram que as estruturas do grupo G4 mostraram as menores tensões, seguidas dos grupos G3, G1 e G2, e que a soldagem utilizada nas peças fundidas em partes, o grau de contração foi menor se comparado ao mesmo procedimento realizado posteriormente à secção de peças previamente fundidas em monobloco. Concluíram que apesar de estruturas com adaptação visual parecerem favoráveis, são produzidas tensões ao redor dos implantes quando estas estão parafusadas.

Em 2003, FERNANDES et al., realizaram uma pesquisa para demonstração in vivo da distribuição de tensões decorrentes de prótese em função, através da fotoelasticidade reflexiva. Foram confeccionadas próteses revestidas com 2mm de resina birrefringente para sete pacientes e estes foram

divididos em três grupos. Os padrões de franjas foram analisados por um Polariscópio de reflexão e documentados numa fita de vídeo, durante a padronização do carregamento in vivo. Os níveis de tensões foram calculados pelos padrões das franjas isocromáticas e os resultados foram comparados com valores obtidos através de medidores de tensões. Concluíram que houve uma relação entre o padrão de tensões observadas com os valores obtidos pelos medidores de tensão, tornando-se uma importante metodologia para futuros estudos para monitoramento e valores dos padrões de tensão fotoelástica.

Em 2003, MEIRELLES, avaliou através do método fotoelástico, a simulação de esforços mastigatórios em implantes rosqueáveis com hexágono interno e externo de 3,75mm de diâmetro/10mm de comprimento. Esses implantes foram instalados em blocos de policarbonato PSM-1 (Photoelastic Inc, Realeigh, USA) com proporções de 35 x 25 x 6,1 mm e através de um dispositivo mecânico acoplado a uma célula de carga com 15 de inclinação em relação ao implante, foi aplicado um carregamento de 10Kgf sobre os implantes. A análise das tensões foi observada através de um polariscópio circular e para as franjas fotoelásticas, foram obtidos valores numéricos que correspondiam à ordem da franja para cada ponto traçado ao redor do implante sobre a imagem obtida. Os resultados demonstraram que 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.

Em 2005, DAMACENO, 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 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.

Ainda em 2005, BASTOS, realizou um trabalho, por meio de análise fotoelástica, onde avaliou a distribuição de tensões ao redor de implantes restaurados com próteses totais fixas. O modelo foi confeccionado com resina fotoelástica PL-2 (Vishay Measurements Group, USA), onde foram posicionados seis implantes de 3,75 x 11mm (Conect AR, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo). Foram avaliados dois sistemas de totais fixas: o protocolo convencional de Brånemark, onde foi confeccionada uma estrutura em titânio (GI) e a prótese fixa destacável (GII), também confeccionada em titânio, com acréscimo de dois attachments (MK1 Universal Attachments, Sande, Alemanha). Para os dois grupos, utilizou-se a técnica do cilindro cimentado, na qual cilindros pré-fabricados foram cimentados à estrutura metálica. Inicialmente, as estruturas foram avaliadas quanto a discrepâncias marginais em microscópio óptico com precisão de 0,5µm e aumento de 120x (UHL VMM-100-BT; Renishaw; UK) associado a um equipamento de leitura digital (Quadra-Check 200; Metronics Inc; Canadá). O

método fotoelástico com polariscópio circular foi utilizado para avaliar a distribuição de tensões após prova da estrutura metálica e instalação da prótese, bem como para registrar esse comportamento, por meio de fotografias. Um carregamento oclusal de 100N foi aplicado em três pontos individualmente: A (região distal do segundo pré-molar direito), B (região distal do segundo pré-molar esquerdo) e C (região palatina, entre os incisivos centrais). Para as discrepâncias marginais, o GI exibiu menor desajuste (52,10 μ m) em relação ao GII (66,49 μ m). Os resultados fotoelásticos não mostraram diferenças significativas entre os dois grupos. Observou-se maior concentração de tensões na cervical, no corpo e no ápice dos implantes anteriores, enquanto que nos implantes posteriores, houve maior concentração na região apical. Além disso, o padrão de franjas aumentou gradativamente como resultado da seqüência dos procedimentos laboratoriais. A distribuição de tensões foi similar entre a prótese do tipo protocolo convencional de Brånemark e a prótese fixa destacável.

3. PROPOSIÇÃO

Reconhecendo a importância da obtenção do assentamento passivo de infra-estruturas protéticas implanto-suportadas, a proposta deste trabalho foi a avaliação da distribuição de estresse gerada em modelo fotoelástico por infra-estrutura fundida em titânio com cilindros soldados a laser antes e após a aplicação de eletroerosão. Também será avaliada a influência de três seqüências de aperto dos parafusos protéticos na indução de tensões.

4. METODOLOGIA

Confecção da matriz metálica

Foi confeccionada uma matriz metálica em forma de ferradura, com dimensões de 26 x 59 x 10 mm, medidas correspondentes a uma mandíbula de tamanho médio. O protótipo foi obtido a partir de um bloco de aço inoxidável refratário 304 confeccionado por uma fresadora e um divisor universal de relação de transmissão.

Na matriz metálica obtida foram feitos cinco orifícios paralelos entre si, na disposição preconizada pelo protocolo clássico de Brånemark. Cinco réplicas de pilares Micro Unit (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo), foram instaladas nesses orifícios por fricção, e para assegurar o travamento horizontal das réplicas dos pilares dos implantes, foram feitas perfurações no sentido transversal desses orifícios com usinagem de roscas (4,0mm x 1,0mm) para colocação de parafusos horizontais.

As réplicas foram denominadas de 1, 2, 3, 4 e 5, para padronizar os resultados. **(Figura 1a,b).**

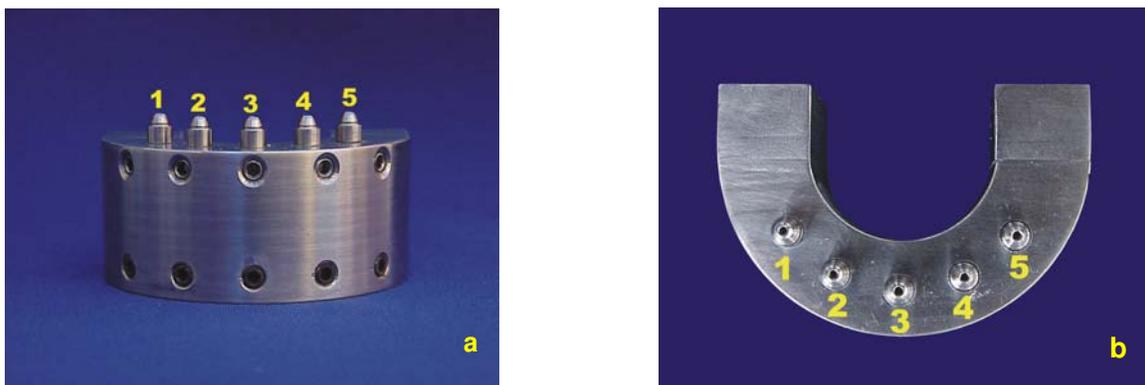


Fig.1: Matriz metálica vista frontal (a) e superior (b).

Confecção das estruturas metálicas

A partir da matriz metálica foram enceradas e confeccionadas seis estruturas metálicas em titânio comercialmente puro (Tritan-Dentaurum–Alemanha). Para o enceramento das estruturas foram utilizados cinco cilindros calcináveis Micro Unit (Conexão Sistemas de Próteses–São Paulo), que foram conectados, parafusados nos respectivos análogos e unidos através de um bastão cilíndrico de cera azul (Dentaurum–Pforzheim–Alemanha) de 4,0mm de diâmetro (**Figura 2**), simulando a confecção de uma infra-estrutura de prótese fixa sobre implante. Esse sistema, idealizado inicialmente para carga imediata, é composto de anel espaçador de cobre e cilindros calcináveis para a realização do enceramento, acompanha também o conjunto, cilindros de titânio para uso clínico.

Para melhor união entre a cera azul e os cilindros calcináveis foi aplicada cera PK Opaque para escultura (Kota – Indústria e Comércio – São Paulo). Nas extremidades livres, padronizou-se uma extensão distal de 10 mm de comprimento.

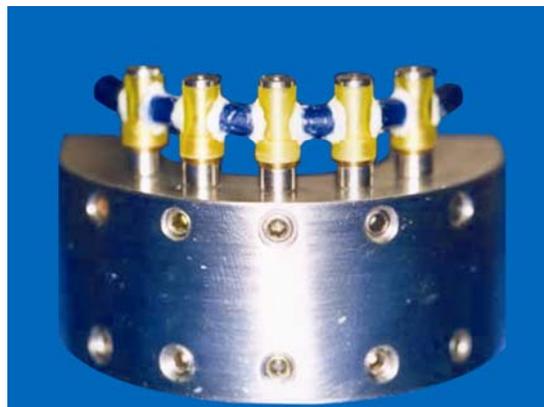


Fig.2: Enceramento das estruturas através da união dos componentes calcináveis.

As seis estruturas em cera foram fixadas por quatro canais de alimentação unidos entre si por uma barra em U em cera de 5 mm de diâmetro (Dentaurum–Pforzheim–Alemanha), e a partir dessa barra fixou-se um canal em V na base formadora de inclusão (**Figura 3**). Na superfície do padrão de cera, foi aplicado um líquido redutor de tensão de superfície (Waxit, Degussa AG – Hanau – Alemanha).



Fig.3: Estrutura encerada e anel de silicone.

Para a inclusão foi utilizado o revestimento Rematitan Plus (Dentaurum – Pforzheim–Alemanha), na proporção de 80ml de líquido/500g de pó. Seguindo as recomendações do fabricante, incorporou-se o pó ao líquido e espatulou-se por 10 segundos manualmente, seguido de espatulação a vácuo por 60 segundos (Espatulador/Incluser Elétrico à vácuo – Multivac 4 – Degussa S.A.).

Após a cristalização do revestimento, o anel foi levado ao forno elétrico de pré-aquecimento (**Figura 4**) (VULCAN 3-550-NDI Box Furnace – Degussa–Ney Dental Inc – Yucaipa, CA, USA), programado conforme o seguinte quadro:

Quadro 1 – Ciclos de temperatura, velocidade e tempo de aquecimento.

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

*Temperatura máxima atingida em cada ciclo.

**Velocidade de aquecimento em graus Celsius cada ciclo.

***Patamar de tempo em cada ciclo.

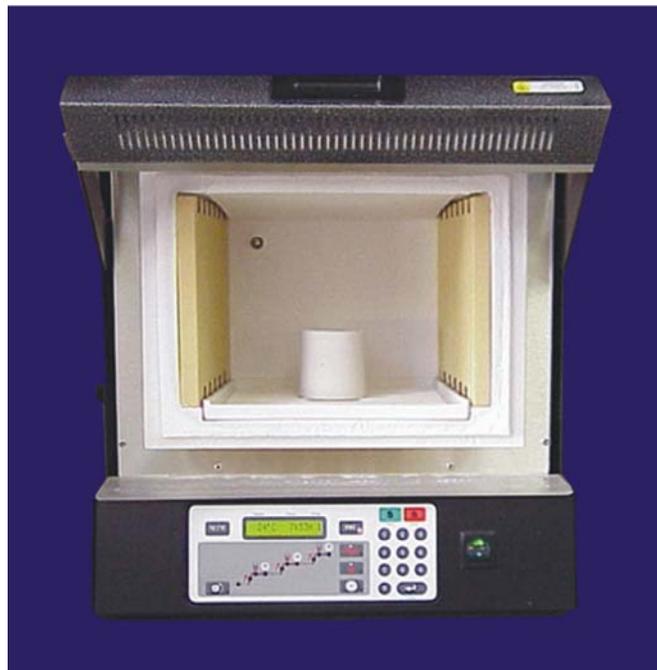


Fig.4: Cilindro de revestimento no interior do forno de pré-aquecimento.

Concluído o tempo total de aquecimento, o cilindro de revestimento foi levado à máquina de fundição Rematitan (Dentaurum - Pforzheim – Alemanha) (**Figura 5**) que foi programada para 31g de metal, ajustando automaticamente o tempo de fundição e a corrente elétrica.

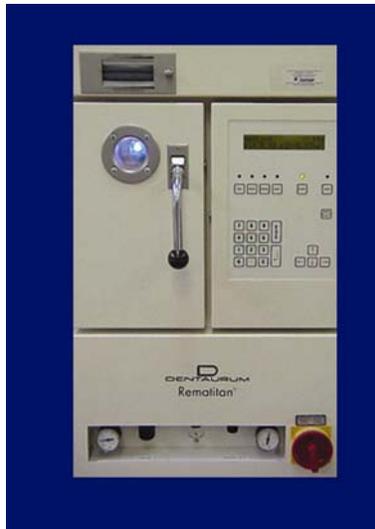


Fig.5: Máquina de fundição

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

Para a fundição das estruturas utilizou-se o titânio comercialmente puro em forma de lingotes cilíndricos de 31g (Tritan–Dentaurum–Pforzheim–Alemanha). Para o processo de fusão, o gás argônio é injetado automaticamente na câmara superior, criando um ambiente inerte, onde a liga sofrerá uma descarga. O processo de injeção ocorre em função do vácuo existente na câmara

inferior e a pressão do gás argônio na câmara superior, o titânio flui para o interior do cilindro de revestimento passando pelo cadinho.

Na desinclusão das amostras, seguiram-se as recomendações do fabricante, de imediato resfriamento do cilindro de revestimento em água para evitar a contaminação do metal. Após a desinclusão, os condutos de alimentação foram seccionados com disco de óxido de alumínio e cada estrutura foi jateada com óxido de alumínio de granulação 100 μ m e pressão 60Lb/pol².

Solda a laser

Para o procedimento de soldagem a laser foi utilizada a soldadora a laser (Desktop – Dentaurum JP Winkelstroeter KG - Pforzheim – Alemanha), programada em 4,5V e pulso de 5,0ms (**Figura 6**).



Fig.6: Soldadora a laser

Os cilindros de titânio para Micro-Unit, (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo), foram parafusados aos análogos na matriz metálica com um torque de 10Ncm e sobre estes foi posicionada a estrutura fundida em titânio. Os pontos de solda foram realizados na interface estrutura/cilindro de titânio. Para minimizar possíveis distorções geradas pela soldagem, inicialmente foram realizados um ponto de solda na vestibular e outro na interface diametralmente oposta em cada análogo da matriz. Em seguida, foi completada a soldagem com pontos que se sobrepunham aproximadamente 50% uns aos outros (**Figura 7**).



Fig.7: Pontos de solda entre a interface estrutura/cilindro de titânio.

Após a soldagem a laser em todas as amostras, foram realizadas leituras no microscópio mensurador (STM Digital - OLYMPUS – Japão) com precisão de 0,0005mm e um aumento de trinta vezes, para avaliar a desadaptação da interface estrutura/réplicas de pilares Micro Unit da matriz metálica.

Foi confeccionado index em gesso especial para padronizar o posicionamento da matriz metálica sob a platina do microscópio mensurador. Para a realização das leituras, as estruturas foram posicionadas na matriz metálica, e o parafuso de titânio (Conexão Sistemas de Prótese), que corresponde ao implante 1 foi apertado com um torque de 10Ncm (WASKEWICKZ et al., 1994), com o auxílio de um torquímetro (Conexão Sistemas de Prótese), e avaliou-se a desadaptação do componente 5 e 3. No análogo 5 realizou-se o mesmo procedimento e foi avaliado o análogo 1e 3 (JEMT, 1991).

Cada interface foi avaliada por três vezes na região vestibular (V) e três vezes na região lingual (L), calculando sua média aritmética. O cabeçote micrométrico corria da borda do análogo, previamente demarcada, até a linha que consistia na base do cilindro protético no eixo x.

Das seis estruturas que foram confeccionadas, foi selecionada somente a de melhor adaptação para subsequente análise fotoelástica.

Confecção do modelo fotoelástico

Para a obtenção do modelo fotoelástico, os componentes de impressão quadrados foram posicionados nas réplicas de pilares Micro Unit da matriz metálica através de parafusos longos de fixação.

Para a realização da moldagem de transferência, os parafusos longos de fixação foram unidos entre si com fio dental e resina acrílica (Pattern – GC – Japão) empregando a técnica de Nealon (**Figura 8**), garantindo a estabilidade do conjunto e a posição dos análogos. Após a polimerização da resina acrílica, o conjunto foi seccionado e unido novamente aplicando-se em incrementos sucessivos utilizando a mesma técnica.



Fig.8: União dos transferentes com resina acrílica.

Com os componentes fixados entre si, a matriz metálica foi posicionada no interior de um anel plástico (tubo de PVC) com 10,0cm de diâmetro por 5,5cm de altura para servir de suporte no ato da moldagem (**Figura 9a, b**).

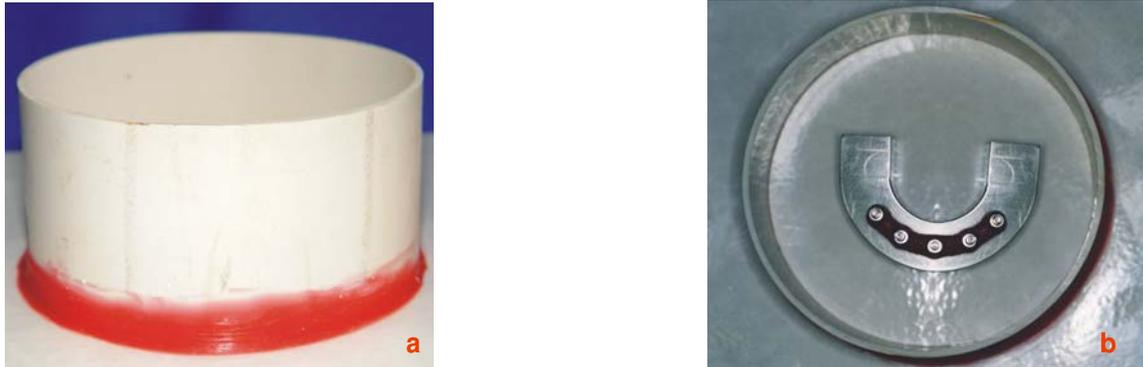


Fig.9: Moldeira de PVC (a) e Matriz metálica posicionada no interior da moldeira (b).

A matriz metálica foi moldada com silicone para duplicação (Silibor – Artigos Odontológicos Clássico LTDA – São Paulo), e aguardou-se um período de 48h para a conclusão do prazo de cura do material de moldagem. Logo após esse período, os parafusos de fixação dos componentes foram liberados e a matriz metálica foi removida do molde de silicone.

A partir desse molde (**Figura 10**), foi confeccionado o modelo definitivo em resina fotoelástica.

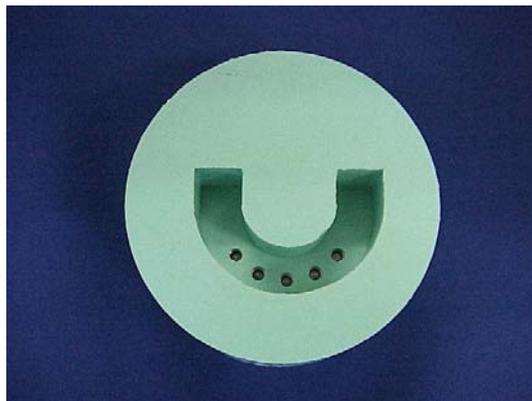


Fig.10: Molde em silicone para duplicação.

Assim, cinco pilares Micro-Unit com cinta de dois milímetros foram aparafusados sobre implantes auto-rosqueante Conect AR (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo), de 4 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento, com o auxílio de um torquímetro (Conexão), calibrado para 20Ncm. Nos cinco encaixes cônicos internos dos postes de impressão localizados na moldagem com silicone de duplicação, os conjuntos implantes/pilares foram cuidadosamente posicionados com parafusos de fixação.

A resina fotoelástica utilizada foi a Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda. - São Paulo), que possui dois componentes, a GY-279, modificada com diluído reativo de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A, juntamente com o endurecedor HY-2964, à base de amina cicloalifática, modificada e de baixa viscosidade, e foi misturada na proporção 100:48 partes em peso.

Foi utilizado uma proveta para dosagem e um recipiente de Becker para a manipulação da resina, e com a finalidade de se obter uma mistura uniforme, o catalisador foi adicionado à resina com um bastão de vidro realizando movimentos circulares suaves para evitar a inclusão de bolhas à resina (**Figura 11a**).

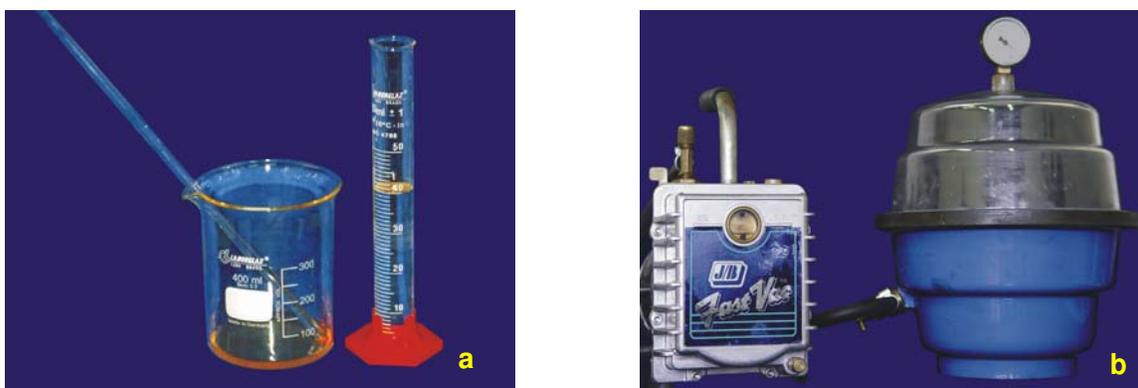


Fig.11: Becker e Proveta (a) e Bomba e Câmara à vácuo (b) utilizados na confecção do modelo fotoelástico.

Mesmo tomando esses cuidados, algumas bolhas foram incorporadas durante a manipulação e foram eliminadas levando a resina a uma câmara à

vácuo, hermeticamente fechada. Esta câmara é dotada de um manômetro e uma bomba a vácuo e quando acionado pode gerar uma pressão interna de até 750 mm Hg. O recipiente de Becker com a resina permaneceu por 20 minutos dentro da câmara a vácuo (**Figura 11b**), acionando a bomba várias vezes para uma eliminação total das bolhas de ar.

A resina fotoelástica foi vertida no molde de silicone sem deixar excesso nos bordos e não houve necessidade de voltar o molde preenchido com resina para a bomba a vácuo (**Figura 12a**).

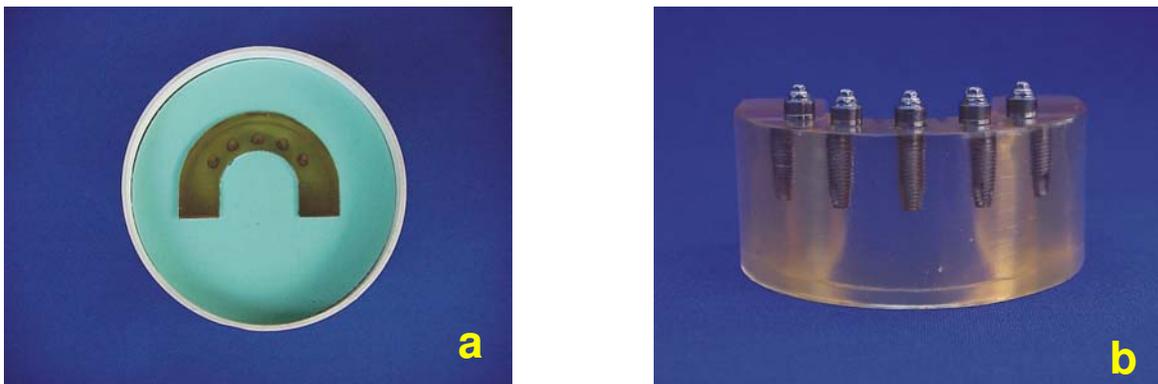


Fig.12: Resina fotoelástica no interior do molde de silicone (a) e Matriz fotoelástica (b).

O modelo fotoelástico foi recoberto e aguardou-se um período de 72 horas, recomendado pelo fabricante, para separar o modelo do molde. Foi realizado acabamento com lixa d'água de granulação fina para a eliminação de rugosidades e irregularidades na superfície do modelo (**Figura 12b**).

Polariscópio

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

- 1 - fonte de luz branca Photoflood com refletor
- 2 - difusor de luz
- 3 - filtro polarizador
- 4 - filtro polarizador (*quarter - wave*)
- 5 - filtro analisador – ângulo paralelo ao eixo do polarizador

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

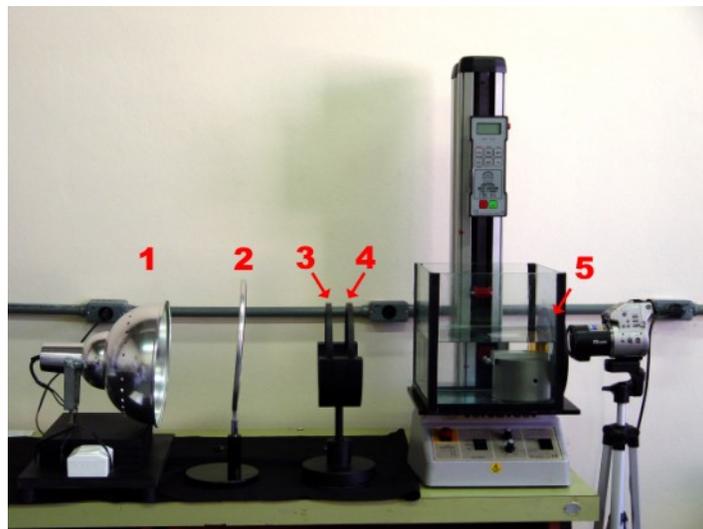


Fig.13: Polariscópio Circular.

A análise da distribuição das tensões produzidas no modelo fotoelástico foi feita a partir da observação de imagens obtidas em um polariscópio circular desenvolvido no laboratório de prótese fixa da USP-São Paulo, acoplado a uma máquina digital (Mavica - SONY) que permitiu visualizar as franjas e registrar as imagens em fotografias digitais (**Figura 13**). Cada seqüência foi fotografada e os padrões de tensão estabelecidos resultantes da aplicação de força do aperto do parafuso foram observados e registrados.

As tensões fotoelásticas foram analisadas ao redor de cada implante para identificar a magnitude da tensão e para registrar quão próxima estão às franjas umas das outras para se avaliar a concentração de tensão.

Análise do assentamento passivo

A análise do assentamento passivo foi realizada através do método de avaliação fotoelástica.

Trata-se de uma técnica que transforma tensão mecânica interna produzida em estruturas geométricas complexas em padrões de luz visíveis que indicam o local e a magnitude da tensão.

A fim de se estabelecer possível associação entre o grau de desadaptação da estrutura metálica e o nível de estresse ao redor dos implantes, a estrutura foi analisada fotoelasticamente através do aperto dos parafusos de titânio na infra-estrutura, com um torque de 10 Ncm (WASKEWICKZ et al., 1994), utilizando um torquímetro (Sistema Conexão), em três diferentes seqüências:

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

Após cada seqüência de aperto do parafuso e registro fotográfico, o modelo fotoelástico era colocado em uma estufa a aproximadamente 50°C por 20 minutos, para permitir a liberação das tensões induzidas.

Aplicação de eletroerosão

Para a aplicação da eletroerosão na estrutura metálica fundida em titânio, foi utilizado o equipamento Electrical Discharge Machinig – (Tel Méd Technologies – Port Huron – Michigan – EUA) (**Figura 14**).

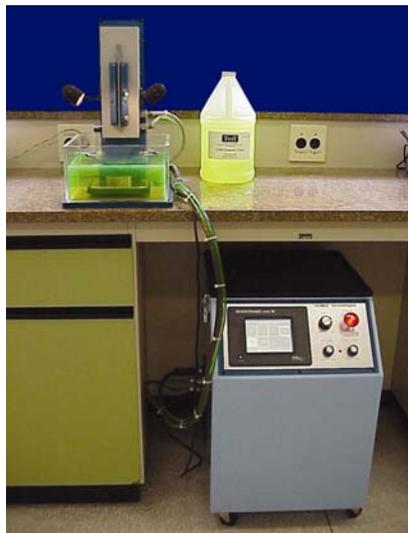


Fig.14: Máquina de Eletroerosão.

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

Inicialmente, foi obtido um modelo de gesso através da impressão da posição original dos análogos de transmucosos com *copings* de transferência de moldagem para moldeira aberta, onde foram abrigados análogos de cobre e um fio de cobre que os envolveu e interligou para que a corrente elétrica fosse transferida para toda a estrutura metálica (**Figura 15a, b, c**).

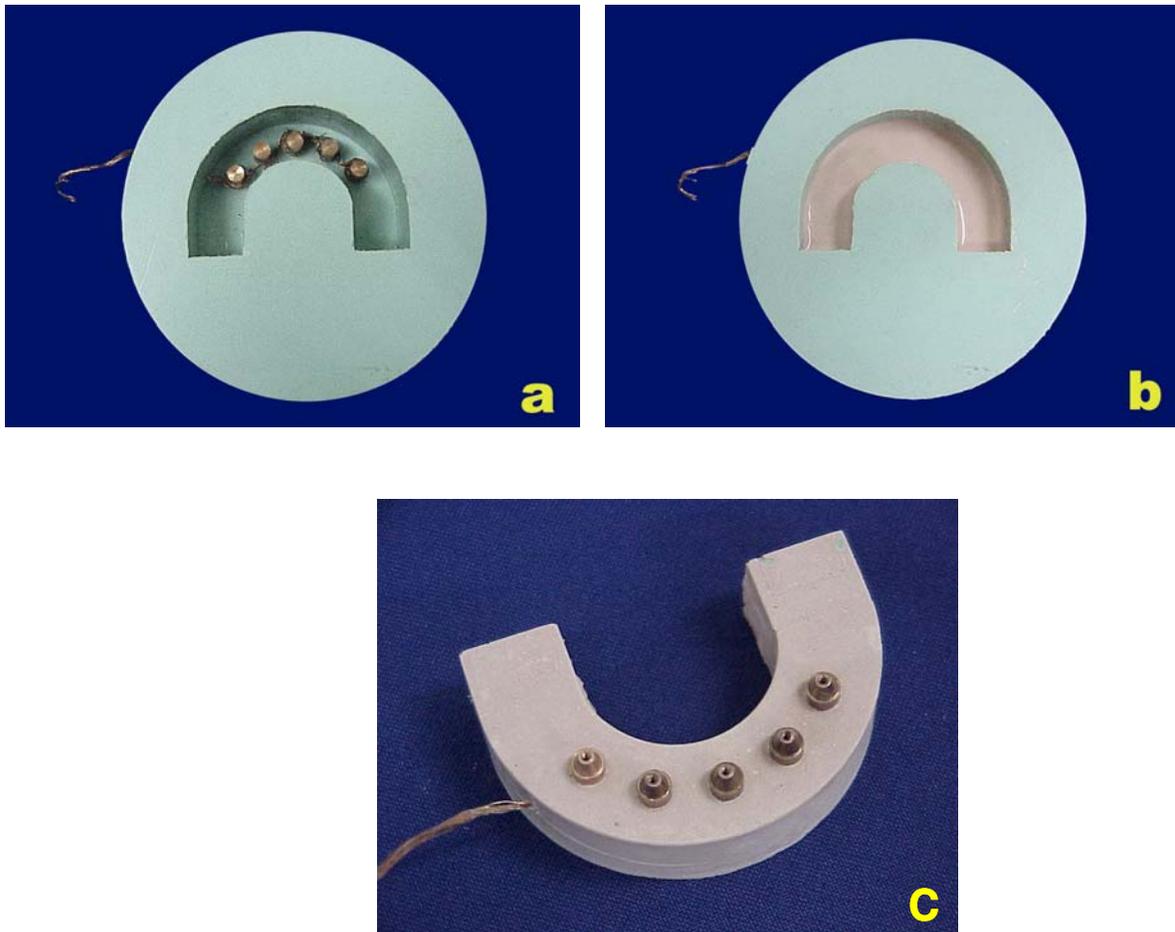


Fig.15: Fio de cobre envolvendo os análogos (a), Molde de silicone com gesso (b) e modelo de gesso com análogos de cobre (c).

A estrutura metálica foi fixada à haste de movimentação vertical do aparelho com auxílio de uma cola especial (Quick Lock – Tel Méd technologies – Port Huron – Michigan – EUA), assentada sobre o modelo de gesso obtido, e então conectada ao pólo positivo (eletrodo vermelho), tendo o modelo ligado ao pólo negativo (eletrodo preto) (**Figura 16**).

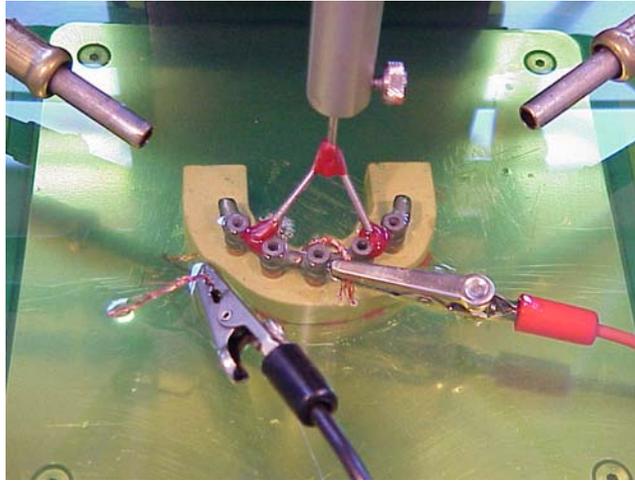


Fig.16: Modelo em gesso conectado aos pólos positivo (vermelho) e negativo (preto).

Para iniciar a eletroerosão, o conjunto modelo de gesso/estrutura metálica, ficou submerso em um líquido dielétrico (Tel Méd Technologies – Port Huron – Michigan – EUA), que é condutor, isolante e refrigerante (VAN ROEKEL,1992) (**Figura 17**).

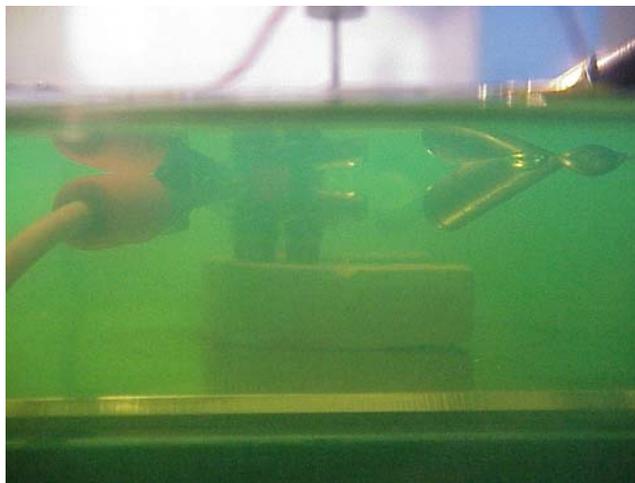


Fig.17: Modelo em gesso mergulhado no líquido dielétrico.

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

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

Por um período de 8 horas, ocorreram movimentos constantes de sobe e desce, onde se visualizava a extensão dos cinco cilindros da estrutura tocando seus respectivos eletrodos uniformemente. Após o final do processo a estrutura metálica foi submetida novamente à análise fotoelástica.

Com a realização da eletroerosão, a estrutura metálica foi submetida aos mesmos procedimentos citados anteriormente para nova avaliação das tensões, utilizando o polariscópio analisador.

5. RESULTADOS

Estrutura confeccionada por solda a laser de borda sem o refinamento por eletroerosão.

1. Análise fotoelástica do aperto dos parafusos protéticos:

Seqüência 1/2/3/4/5.

Através das imagens apresentadas nas fotografias digitais, pode-se observar que após o aperto do primeiro parafuso, houve uma formação de tensões na região apical do implante 1. Na seqüência quando realizado o aperto do implante 2, e posteriormente o 3, houve uma maior concentração e intensidade das tensões formando franjas fotoelásticas na distal do implante 2 e mesial do implante 3.

As franjas formadas ao redor dos implantes 2 e 3 diminuíram com o aperto do parafuso 4 e 5 e as tensões se localizaram de uma forma mais homogênea e distribuídas na região apical dos 5 implantes (**Figura 18**).

2. Análise fotoelástica do aperto dos parafusos protéticos:

Seqüência 5/4/3/2/1.

Nessa seqüência, houve um aumento gradativo das tensões observadas através da formação de franjas fotoelásticas.

As tensões se localizaram na região cervical, na face mesial e distal e no ápice de cada implante. Houve uma maior concentração de tensões ao redor dos implantes 4 e 3, e estas não se espalharam quando os parafusos protéticos dos implantes 2 e 1 foram apertados (**Figura 19**).

**3. Análise fotoelástica do aperto dos parafusos protéticos:
Seqüência 3/2/4/1/5.**

O aperto do parafuso no implante 3, induziu tensões e formação de franjas nas faces mesial, distal, cervical e também no ápice. Quando o parafuso em 2 foi apertado, as franjas formadas no implante 3 não diminuíram e na seqüência, com o aperto do parafuso em 4, essas franjas foram somadas e houve uma grande concentração de tensões entre a distal do implante 3 e mesial do implante 4. Foi observado também, um aumento das franjas na região apical dos implantes 3 e 4. As tensões observadas após a finalização dessa seqüência de aperto mostrou uma considerável redução da intensidade das franjas e concentração das mesmas. Foi observado uma distribuição mais homogênea das tensões ao redor dos 5 implantes (**Figura 20**).

Análise fotoelástica do efeito da eletroerosão e seqüências de apertos de parafusos em infra-estrutura implanto-suportada

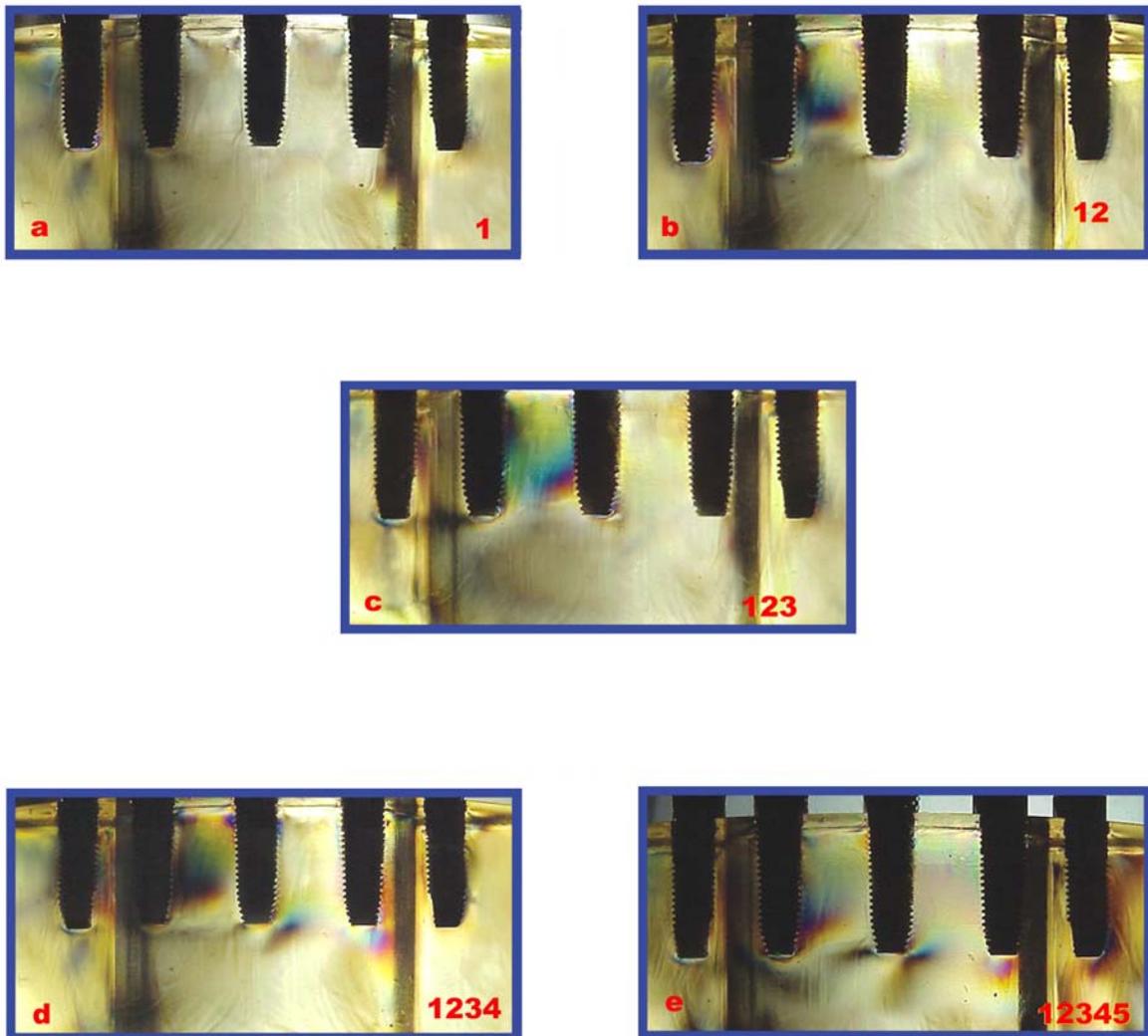


Fig.18: Seqüência de apertos com torque de 10Ncm dos parafusos protéticos na infra-estrutura sem refinamento por eletroerosão: a) aperto do parafuso 1; b) aperto do parafuso 2; c) aperto do parafuso 3 ; d) aperto do parafuso 4; e) aperto do parafuso 5.

Análise fotoelástica do efeito da eletroerosão e seqüências de apertos de parafusos em infra-estrutura implanto-suportada

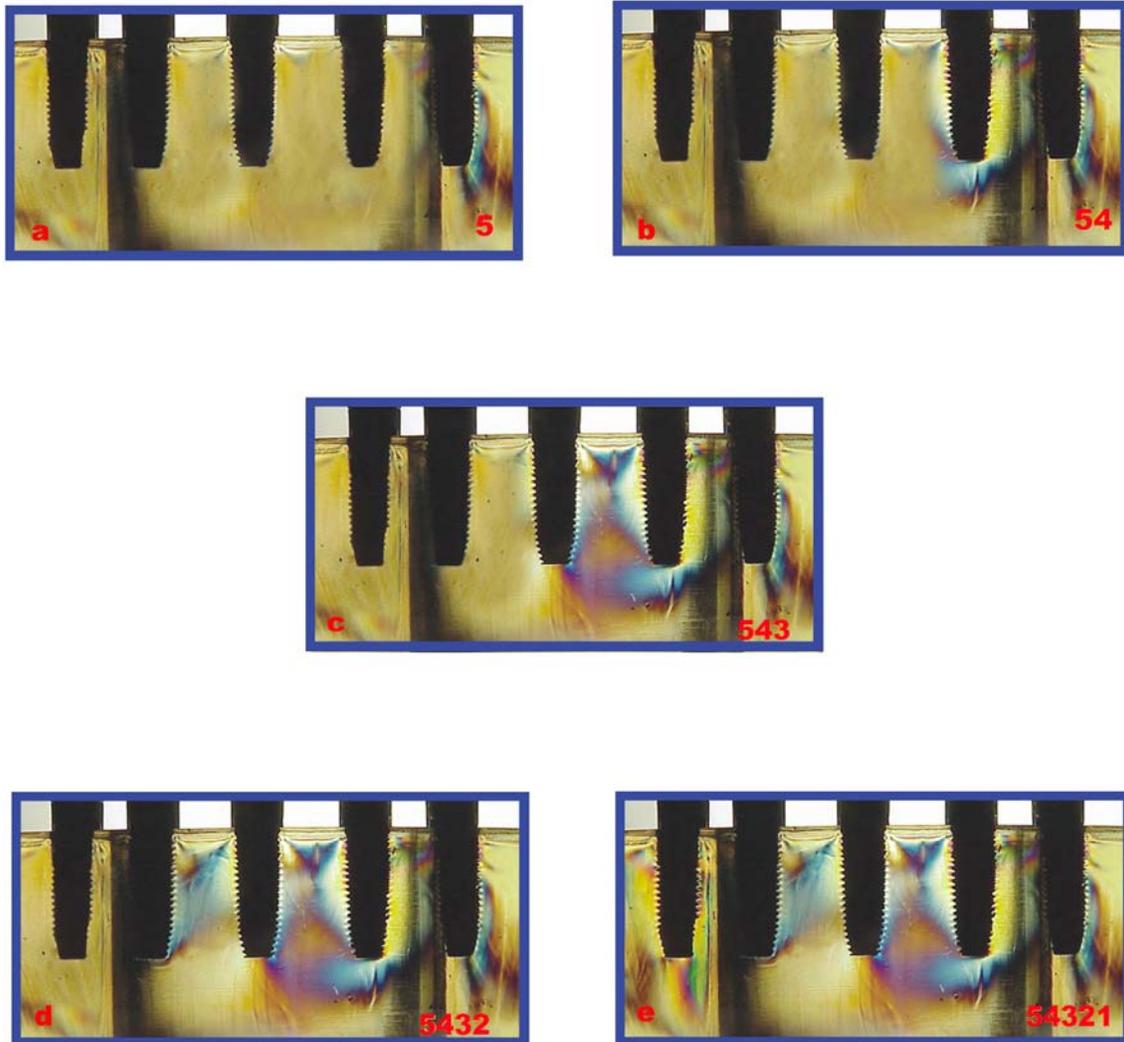


Fig.19: Seqüência de apertos com torque de 10Ncm dos parafusos protéticos na infra-estrutura sem refinamento por eletroerosão: a) aperto do parafuso 5; b) aperto do parafuso 4; c) aperto do parafuso 3 ; d) aperto do parafuso 2; e) aperto do parafuso 1.

Análise fotoelástica do efeito da eletroerosão e seqüências de apertos de parafusos em infra-estrutura implanto-suportada

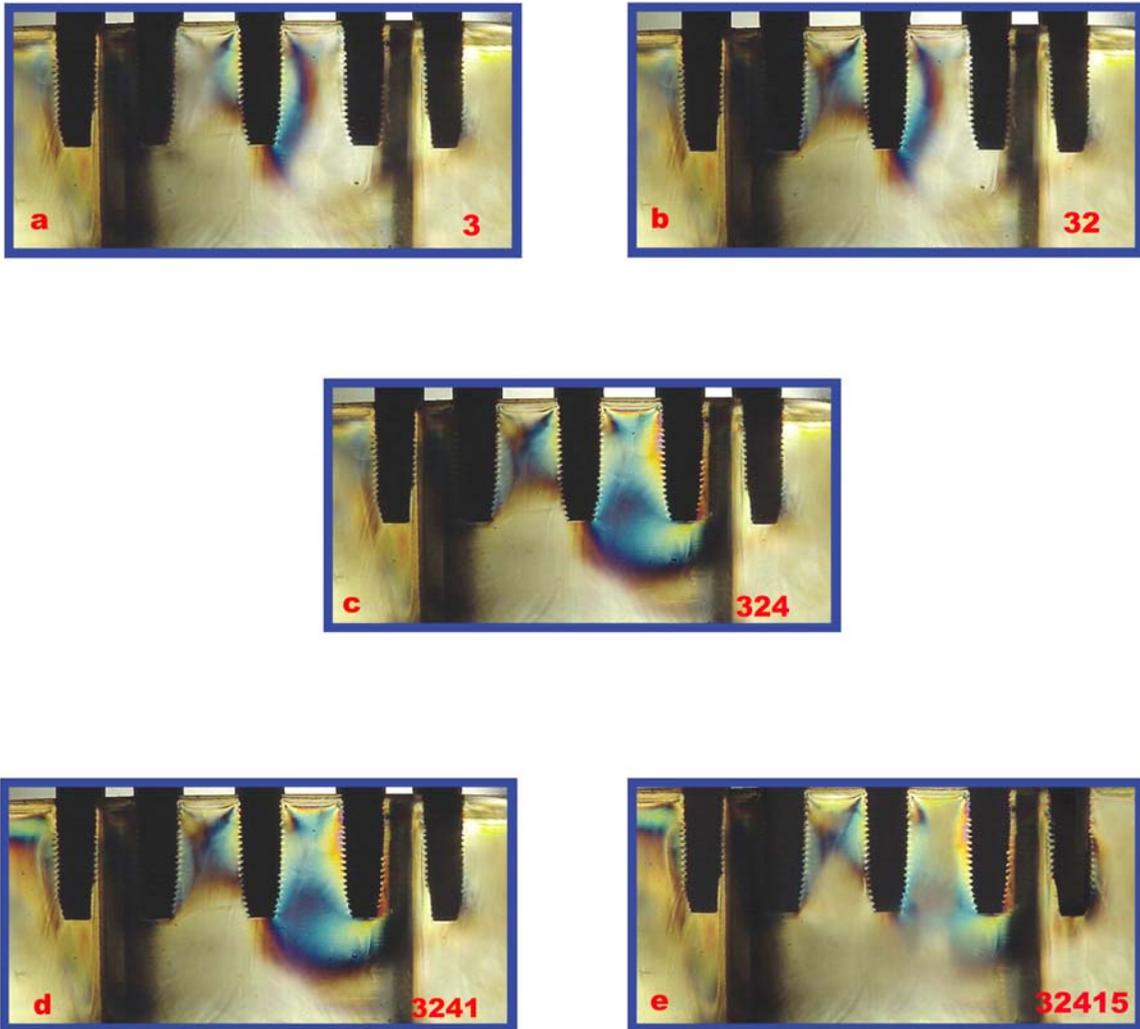


Fig.20: Seqüência de apertos com torque de 10Ncm dos parafusos protéticos na infra-estrutura sem refinamento por eletroerosão: a) aperto do parafuso 3; b) aperto do parafuso 2; c) aperto do parafuso 4 ; d) aperto do parafuso 1; e) aperto do parafuso 5.

Estrutura confeccionada por solda a laser de borda após o refinamento por eletroerosão.

1. Análise fotoelástica do aperto dos parafusos protéticos:

Seqüência 1/2/3/4/5E.

O aperto do parafuso em 1, mostra tensão concentrada na face distal do implante, e somadas ao aperto em 2 e 3, houve uma maior concentração das franjas na face mesial, cervical e apical do implante 2 e na face mesial e distal do implante 3. Porém, a franja fotoelástica que havia se formado ao redor do implante 2 foi reduzida após o aperto em 4 e 5, e as tensões se mostraram de uma forma mais bem distribuída (**Figura 21**).

2. Análise fotoelástica do aperto dos parafusos protéticos:

Seqüência 5/4/3/2/1E.

Nessa seqüência, foi observado pouca formação de franjas fotoelásticas. No implante 5, a tensão estava localizada no ápice do implante, mas diminuiu quando ocorreu o aperto em 4 e 3. Franjas pouco acentuadas foram observadas ao redor e no ápice dos implantes 4, 3, 2 e 1. Com o aperto de todos os parafusos protéticos (5,4,3,2,1), foram observadas tensões mínimas ao redor dos implantes (**Figura 22**).

**3. Análise fotoelástica do aperto dos parafusos protéticos:
Seqüência 3/2/4/1/5E.**

O aperto do parafuso em 3 mostrou formação de franja fotoelástica ao redor do implante 3, nas faces distal, mesial e no ápice. Entretanto, quando ocorreu o aperto em 2, a tensão formada no ápice diminuiu e na seqüência de aperto, o comportamento das tensões foi semelhante em todos os implantes com pouca formação de franjas fotoelásticas, formadas principalmente ao redor de todos os implantes de uma forma homogênea e suave. Poucas tensões foram induzidas nos implantes nessa seqüência (**Figura 23**).

Análise fotoelástica do efeito da eletroerosão e seqüências de apertos de parafusos em infra-estrutura implanto-suportada

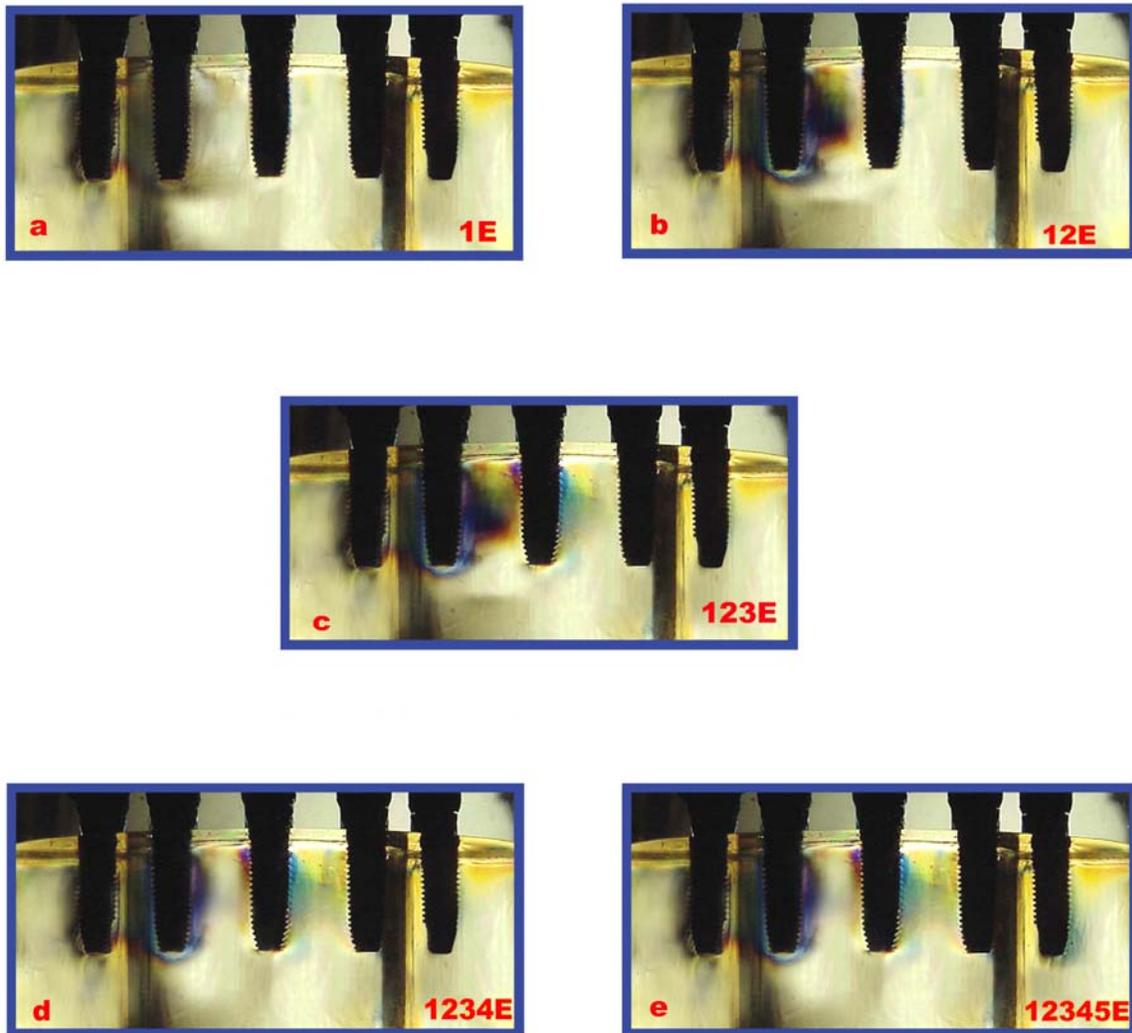


Fig.21: Seqüência de apertos com torque de 10Ncm dos parafusos protéticos na infra-estrutura após o refinamento por eletroerosão: a) aperto do parafuso 1 ; b) aperto do parafuso 2 ; c) aperto do parafuso 3 ; d) aperto do parafuso 4 ; e) aperto do parafuso 5.

Análise fotoelástica do efeito da eletroerosão e seqüências de apertos de parafusos em infra-estrutura implanto-suportada

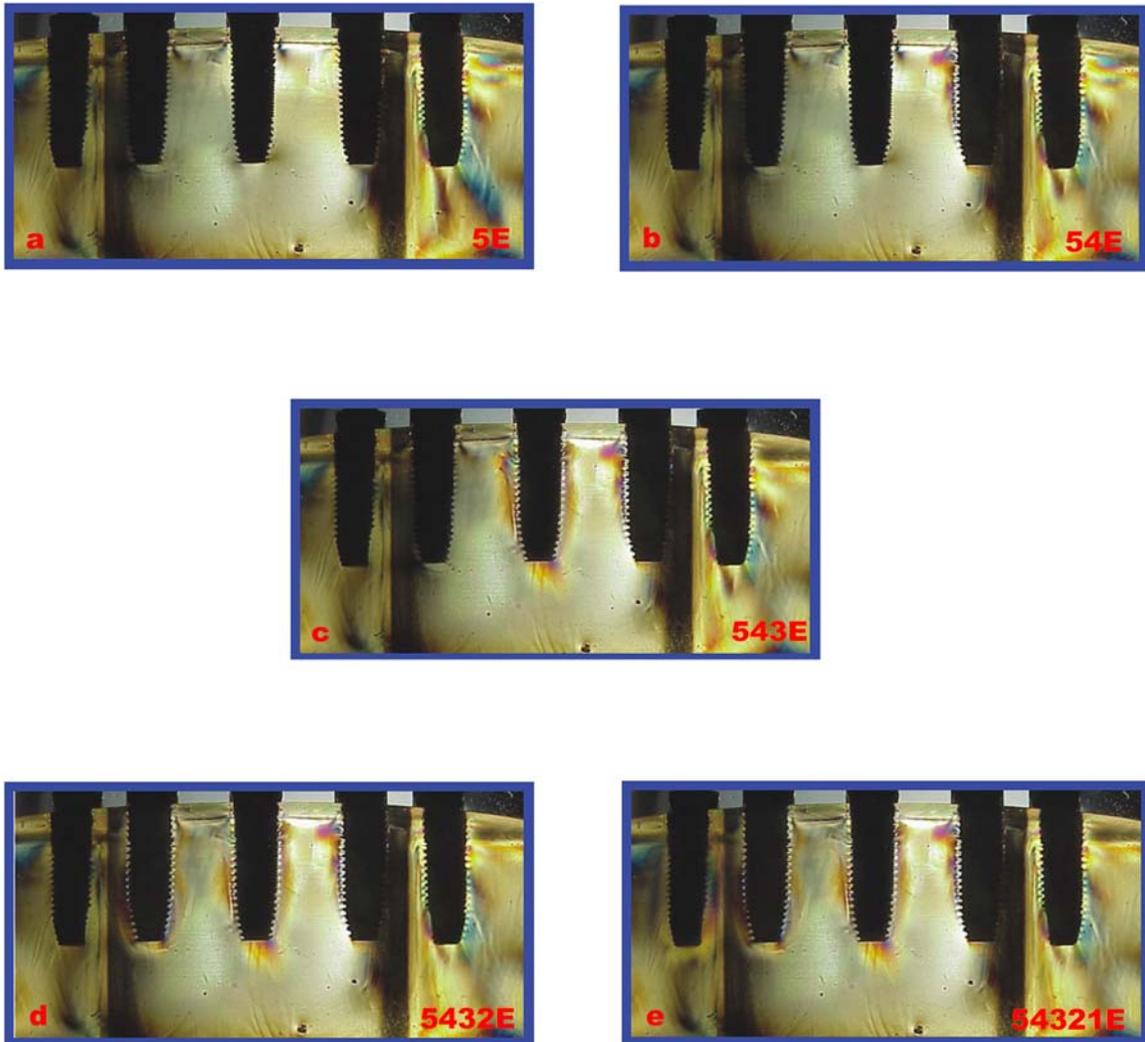


Fig.22: Seqüência de apertos com torque de 10Ncm dos parafusos protéticos na infra-estrutura após o refinamento por eletroerosão: a) aperto do parafuso 5; b) aperto do parafuso 4; c) aperto do parafuso 3 ; d) aperto do parafuso 2; e) aperto do parafuso 1.

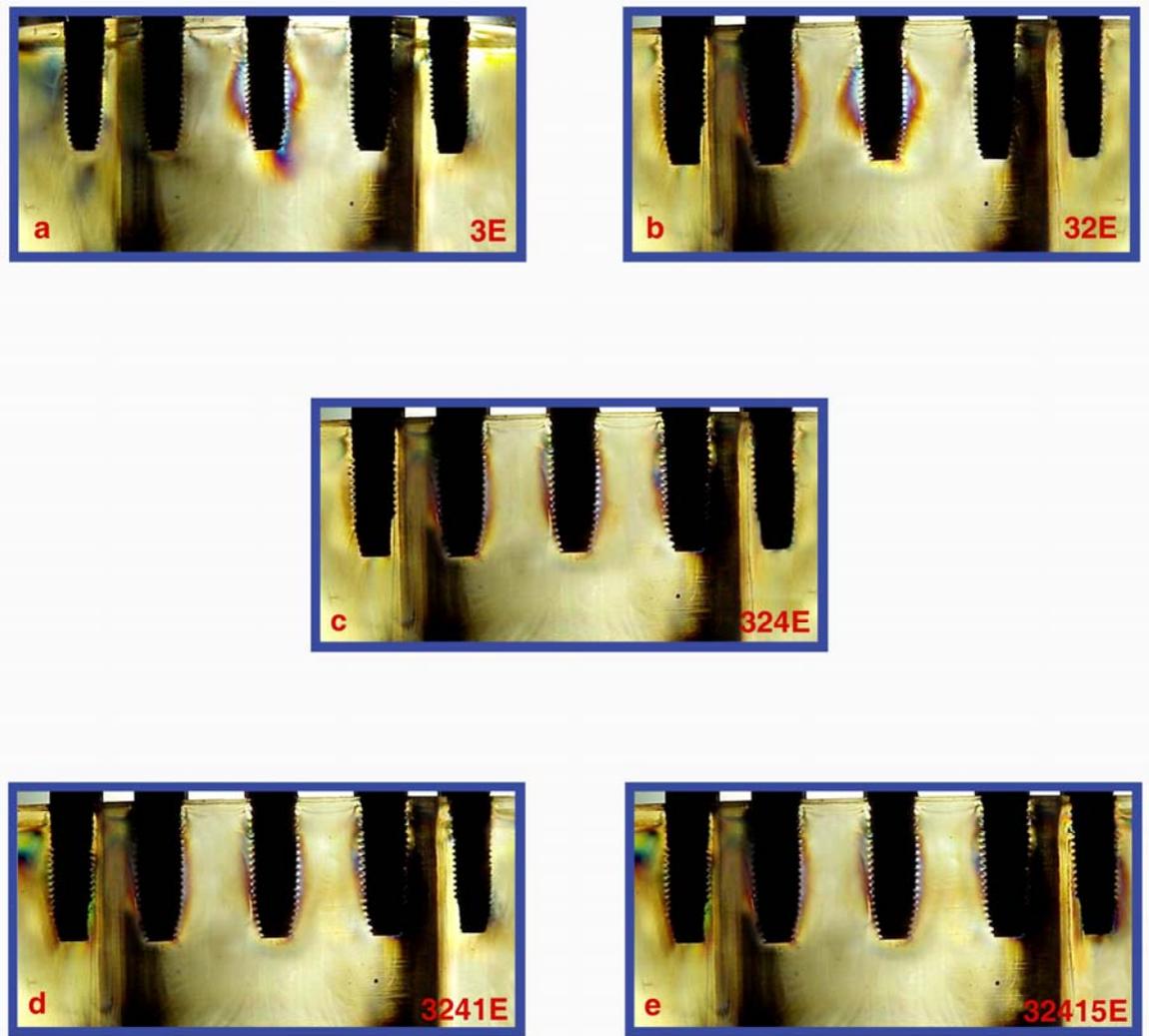


Fig.23: Seqüência de apertos com torque de 10Ncm dos parafusos protéticos na infra-estrutura após o refinamento por eletroerosão: a) aperto do parafuso 3; b) aperto do parafuso 2; c) aperto do parafuso 4 ; d) aperto do parafuso 1 ; e) aperto do parafuso 5.

6.DISSCUSSÃO

As metodologias para avaliação do assentamento passivo em prótese sobre implante, têm recebido grande atenção científica. Nesse estudo foi utilizada a metodologia de análise fotoelástica para determinar as tensões induzidas no modelo, observadas por meio de um polariscópio.

No entanto, as tensões provenientes do aperto de parafuso da infra-estrutura no modelo fotoelástico ocorrem de maneira diferente no ápice e na crista marginal dos implantes, apresentando uma distribuição não uniforme. Nessas situações a fotoelasticidade, é um método muito indicado para se avaliar a distribuição e qualidade das tensões produzidas pelo aperto dos parafusos.

A análise por fotoelasticidade é utilizada para descrever qualitativamente os padrões das distribuições das mesmas. É uma forma de mensuração baseada na habilidade que certos materiais transparentes têm em exibirem franjas, quando tensionados sob a luz polarizada. Geralmente forma-se seqüência de franjas crescentes quanto à tensão (vermelho-azul: 1 seqüência / vermelho-verde: 2 seqüência), as quais são diretamente proporcionais à magnitude das tensões geradas (Mahler & Peyton, 1955).

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

Além de ser transparente, o material fotoelástico deve ser unirrefringente quando está sob carga zero. Porém quando está tensionado o material tem que deixar de ser isotrópico, passando a ser birrefringente. A resina fotoelástica utilizada nessa pesquisa (GY279BR – Araltec) preenche estas características.

Portanto, a observação desses eventos físicos através de modelos fotoelásticos simulando uma mandíbula, representa um excelente método para observar o comportamento das tensões de estruturas protéticas sobre implantes.

O advento dos implantes osseointegrados, surgiu como uma solução para minimizar os inconvenientes decorrentes do uso de próteses convencionais em relação aos aspectos mecânicos, biológicos e estéticos.

No entanto, a falta de passividade entre estrutura protética e implante osseointegrado é relatado como um dos fatores de complicações e insucessos de próteses sobre implantes, levando à perda óssea, fratura dos componentes protéticos e até a perda do implante (SKALAK, 1983; JEMT, 1991; RANGERT, 1992; EVANS, 1997).

Muitos são os métodos encontrados na literatura para se obter uma adaptação passiva de próteses implanto-suportadas, pois sabe-se que os passos clínicos e laboratoriais sofrem muitas variáveis (alteração dimensional do material de moldagem, distorção da cera, expansão do revestimento, falhas na soldagem e variações da usinagem dos componentes protéticos), e podem comprometer o assentamento passivo (KAN et al., 1999; WEE et al., 1999; ROMERO et al., 2000; SAHIN & CEHRELI, 2001).

O titânio e suas ligas, tem sido muito utilizado como alternativa às ligas nobres por apresentar propriedades mecânicas como, resistência a fratura, à corrosão, degradação eletroquímica (CRAIG et al., 1997) e biocompatibilidade (PARR et al., 1985; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993). Mas, algumas desvantagens do titânio são encontradas na sua fundibilidade (HAMANAKA et al., 1989), devido a baixa densidade e peso específico que dificultam seu escoamento durante a fundição.

A partir de 1970, pesquisas realizadas por GORDON & SMITH, utilizaram a solda a laser para minimizar a qualidade de adaptação da fundição dos metais em reabilitações orais (SJOGREN, 1988; JEMT & LINDÉN, 1992; WANG & WELSCH, 1995; TAMBASCO et al., 1996; CHAI & CHOU, 1998; ORTOP et al., 1999).

Um outro método citado na literatura para obter peças protéticas que apresentem passividade é o refinamento por eletroerosão, utilizada como alternativa para se criar um ajuste passivo nas reabilitações orais (VAN ROEKEL, 1992; WEBER & FRANK, 1993; ANDERSON et al., 1996, SCHMITT & CHANCE, 1996; EVANS, 1997; RUBELING, 1999; SILVA, 2001; CONTRERAS et al., 2002).

Os resultados deste trabalho mostraram uma diferença significativa entre os padrões de franjas fotoelásticas observados na infra-estrutura que foi realizada somente a soldagem a laser em relação a infra-estrutura onde as técnicas de soldagem a laser e eletroerosão se somaram. Esses resultados corroboram com os achados na pesquisa realizada por SILVA, em 2001, no quesito desajuste marginal.

Nas várias seqüências de aperto do parafuso protético, a infra-estrutura que demonstrou melhor resultado através da análise fotoelástica foi a (3/2/4/1/5), tanto antes quanto após a aplicação da eletroerosão, resultados semelhantes foram observados em recente estudo de DAMACENO, em 2005. Portanto, difere dos resultados encontrados por WASKEWICZ et al., em 1994, que encontraram resultados de igualdade no padrão das franjas fotoelásticas para as três seqüências de aperto de parafusos, porém utilizando estruturas em ouro e soldagem por brasagem.

Na infra-estrutura que não foi submetida à eletroerosão, os padrões de formação de franjas fotoelásticas se mostraram mais intensos, e houve também uma menor adaptação da infra-estrutura. Isso se deve ao fato de que mesmo utilizando a soldagem a laser de borda, a distorção da estrutura não é completamente eliminada. Houve, portanto, uma melhora significativa na adaptação da infra-estrutura após aplicação de eletroerosão, comprovada através de análise visual dos padrões das tensões formadas ao redor dos implantes, o que nos mostra que essa técnica melhora o assentamento passivo de infra-estruturas metálicas (EVANS, 1997; RUBELING, 1999; SILVA, 2001). Considerando ainda o padrão de tensões fotoelásticas, após a aplicação de eletroerosão, houve uma melhora na adaptação da infra-estrutura, a qual foi analisada através do teste do

parafuso único sugerido por JEMT, em 1991, este estudo corrobora com os achados do autor que correlaciona diretamente a relação entre a diminuição do número de tensões e menores valores de desadaptação.

Em 1988, LINDQUIST et al., realizaram estudo longitudinal onde analisaram a reabsorção óssea ao redor dos implantes em reabilitações fixas mandibulares, e concluíram que os implantes mediais tinham uma maior perda óssea quando comparados aos implantes posteriores. Isso justifica a maior concentração de tensões e formação de franjas fotoelásticas ao redor dos implantes mediais em todas as seqüências de aperto dos parafusos, tanto antes quanto após a eletroerosão.

A técnica de soldagem de borda dos cilindros de titânio realizada neste estudo apresentou maior concentração de tensões quando comparada à associação com a eletroerosão, especialmente nas seqüências 5,4,3,2,1 e 1,2,3,4 e 5. No entanto, a outra seqüência avaliada não evidenciou diferenças significantes entre as técnicas, sugerindo, desta forma, o seu uso clínico/laboratorial como método de obtenção de estrutura implanto suportada com satisfatória passividade.

A técnica de soldagem proposta neste trabalho busca compensar espacialmente, através da incorporação de cilindros pré-fabricados industrialmente, as distorções de um processo artesanal de fabricação de estruturas protéticas. Porém, mesmo adotando cuidados especiais na soldagem, provavelmente distorções residuais permaneceram deslocando os cilindros entre si e induzindo as tensões fotoelásticas.

As distorções inerentes ao processo de soldagem a laser foram atenuadas após o procedimento de eletroerosão pelo refinamento superficial dos cilindros de titânio, confirmando a hipótese de que a associação das duas técnicas traria benefícios assim como a redução dos desajustes marginais e consequentemente maior passividade de estruturas metálicas sobre implantes.

7.CONCLUSÃO

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

- 1- As tensões produzidas ao redor dos implantes tanto antes quanto após a eletroerosão, foram mais intensas nos implantes mesiais do que nos distais.
- 2- A seqüência 3,2,4,1,5 associada a aplicação de eletroerosão foi a que apresentou melhores resultados após o aperto de todos os parafusos protéticos.
- 3- A técnica de soldagem a laser associada a eletroerosão, melhorou significativamente a adaptação da infra-estrutura metálica sobre o modelo fotoelástico, evidenciando diminuição da concentração das tensões ao redor dos implantes.

REFERÊNCIAS*

Anderson M. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD-CAM system. **J Prosthet Dent**, 1996; 76(2): 187-193.

Anusavice KJ. **Phillip's Science of dental materials**. 11^a edição. St. Louis: Saunders; 2003.

Alves BP, Nóbilo MAA. **Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser** [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP;2002.

Baba N, Watanabe I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd:YAG laser. **J Biomed Mater Res**. 2005; 72: 64-68.

Bastos PL, Nóbilo MAA. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses totais fixas implanto-suportadas** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP;2005.

Campos Jr.A, Passanezi E, Nahas D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. **Rev Odontol Univ S Paulo**. 1986; 16 (1): 20-25.

Caputo AA. **Stress analysis**. Seminário de Biomateriais, Science Section. Abstracts. Los Angeles: UCLA School of Dentistry, Oct. 1993.

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

Carvalho MCA. **Avaliação in vitro, por MEV da interface implante/componente protético (gold UCLA e UCLA calcinável) fundidos em Ti cp e NiCrTiMo.** [dissertação]. São Jose dos Campos: UNESP/Faculdade de Odontologia de São Jose dos Campos; 2002.

Cleland NL, Van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone stimulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. ***Int J Oral Maxillofac Implants.*** 1997; 12 (6): 793-799.

Contreras EFR, Henriques GEP, Giolo SR, Nobilo MAA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. ***J Prosthet Dent.*** 2002; 88 (5): 467-472.

Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. ***J Prosthet Dent.*** 1998; 79 (4):477-483.

Craig RG, Hanks CT, Kohn A, O'brien WJ, Peyton FA, Powers JM. ***Restorative dental materials.*** 10^a edição. Saint Louis: Mosby ;1997.

Damaceno ARD, Nóbilo MAA. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas apos soldagem a laser ou retificação de cilindros.** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP;2005.

Evans DB. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. ***J Prosthet Dent.*** 1997; 77, (2): 212-215.

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: 106-117.

Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses – an initial report. **J Prosthet Dent.** 1970; 24 (4): 472-476.

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: (3) 209-214.

Hamanaka H. *et al.* Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. **J Dent Res.** 1989; 68(11):1529-1533.

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

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in edentulous jaw. **Clin Oral Implants Res.** 1995; (6): 172-180.

Jemt T, Lindén B. Fixed implant-supported prosthesis with welded titanium frameworks. **Int J Period & Restor Dent.** 1992; 12 (3): 177-184.

Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Gooddacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent.** 1999; 81(1): 07-13.

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. **J Prosthet Dent.** 1998; 80 (5): 559-564.

Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium alloys as dental materials. **Int Dent J.** 1993; 43 (3) 245-253.

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.

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

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

Ohkubo C. *et al.* The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. **Biomater.** 2000; 21:421-428.

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.

Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **J Prosthet Dent.** 1985; 54(3): 410-414.

Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Branemark Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1989; 4 (3): 241-247.

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

Romero GG. *et al.* Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. **J Prosthet Dent.** 2000; 84(6): 602-607.

Rubeling G. New techniques in spark erosion: The solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. **Quintessence Int.** 1999; 30(1): 38-48.

Schmitt SM, Chance DA. A custom titanium implant-retained single-tooth restoration: a clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1996; 11(6): 782-786.

Shain S, Cehreli, MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent.** 2001; 10(2): 85-90.

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

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.

Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. **Acta Odontol Scand.** 1988; 46 (4): 247-253.

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

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

Tambasco J, Antony T, Sandven O. Laser welding in the dental laboratory: an alternative to soldering. **J Dent Technol.** 1996;13(4): 23-31.

Thayer HH, Caputo A. A Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. ***J Prosthet Dent***. 1980; 43(6): 611-617.

Van Roekel NB. Electrical discharge machining in dentistry. ***Int J Prosthodont***. 1992; 5 (2): 114-121.

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): 405-411.

Watanabe F. Analysis of stress distribution in screw-retained implant prosthesis. ***Int J Oral Maxillofac Implants***. 2000; 15(2):209-218.

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

Weber H, Frank G. Spark erosion procedure: a new method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. ***J Prosthet Dent***. 1993; 69 (2): 222-227.

Wang RR, Welsh GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas laser welding and infrared brazing. ***J Prosthet Dent***. 1995; 74(5): 521-530.

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

Wiskott HWA, Doumas T, Scherrer SS, Susz C, Belser UC. Microstructures of brazings and welds using grade 2 commercially pure titanium. ***Int J Prosthodont***. 2001; 14(1):40-47.

ANEXO

Média dos valores de desadaptação (em mm)

Infra-estrutura 1

	Implante 1 Vestibular / Lingual	Implante 3 Vestibular / Lingual	Implante 5 Vestibular / Lingual
Parafuso em 1	-	0,1765 / 0,0591	0,1205 / 0,0897
Parafuso em 5	0,3960 / 0,4015	0,1585 / 0,1245	-

Infra-estrutura 2(selecionada)

	Implante 1 Vestibular / Lingual	Implante 3 Vestibular / Lingual	Implante 5 Vestibular / Lingual
Parafuso em 1	-	0,1670 / 0,1170	0,1450 / 0,1415
Parafuso em 5	0,0635 / 0,0380	0,0565 / 0,0381	-

Infra-estrutura 3

	Implante 1 Vestibular / Lingual	Implante 3 Vestibular / Lingual	Implante 5 Vestibular / Lingual
Parafuso em 1	-	0,2020 / 0,1615	0,4245 / 0,3910
Parafuso em 5	0,4560 / 0,3610	0,2420 / 0,2295	-

ANEXO

Infra-estrutura 4

	Implante 1 Vestibular / Lingual	Implante 3 Vestibular / Lingual	Implante 5 Vestibular / Lingual
Parafuso em 1	-	0,2822 / 0,1551	0,2505 / 0,1728
Parafuso em 5	0,4961 / 0,3815	0,1662 / 0,2345	-

Infra-estrutura 5

	Implante 1 Vestibular / Lingual	Implante 3 Vestibular / Lingual	Implante 5 Vestibular / Lingual
Parafuso em 1	-	0,1670 / 0,1170	0,1551 / 0,2154
Parafuso em 5	0,3422 / 0,2554	0,1785 / 0,1972	-

Infra-estrutura 6

	Implante 1 Vestibular / Lingual	Implante 3 Vestibular / Lingual	Implante 5 Vestibular / Lingual
Parafuso em 1	-	0,1232 / 0,0315	0,1739 / 0,2822
Parafuso em 5	0,3253 / 0,1588	0,2877 / 0,1129	-

ANEXO

Infra-estrutura 2

Antes da Aplicação de eletroerosão

	Implante 1 Vestibular / Lingual	Implante 3 Vestibular / Lingual	Implante 5 Vestibular / Lingual
Parafuso em 1	-	0,1670 / 0,1170	0,1450 / 0,1415
Parafuso em 5	0,0635 / 0,0380	0,0565 / 0,0381	-

Infra-estrutura 2

Após a Aplicação de eletroerosão

	Implante 1 Vestibular / Lingual	Implante 3 Vestibular / Lingual	Implante 5 Vestibular / Lingual
Parafuso em 1	-	0,0561 / 0,0138	0,1233 / 0,0931
Parafuso em 5	0,0511 / 0,0174	0,0327 / 0,0215	-