



DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES GERADAS POR IMPLANTES INTERCONECTADOS COM BARRA DOLDER

Maria Helena Ribeiro Godoy

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia Campus Umuarama
Av. Pará 1720 – Bloco 2B, sala 2B01, Campus Umuarama, Minas Gerais, CEP 38400-902.
mhrigodoy@yahoo.com.br

Vanderlei Luiz Gomes

Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia Campus Umuarama
Av. Pará 1720 – Bloco 2B, sala 2B01, Campus Umuarama, Minas Gerais, CEP: 38400-902
vanderlei@ufu.br

Cleudmar Amaral de Araújo

Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Campus Santa Mônica, Av. João Naves de Ávila, 2160.
cleudmar@mecanica.ufu.br

Resumo: *Procedimentos convencionais para confecção de próteses dentárias estão frequentemente associados com dificuldades no assentamento e ajuste das peças, essenciais para a longevidade do tratamento. No caso de próteses implanto-retidas, a exigência de precisão é ainda maior e considerada pré-requisito para o sucesso da osseointegração, pela ausência de ligamento periodontal entre osso e implante. A adaptação inadequada gera tensões que podem resultar em micromovimentos dos componentes, fratura ou desaperto do parafuso e falência da osseointegração. O desajuste pode ser provocado por um ou vários dos passos utilizados na obtenção, por fundição, da infra-estrutura metálica. O método mais utilizado em Odontologia para minimizar distorções e promover assentamento passivo é o corte-e-solda da peça. Este trabalho investigou, por meio da técnica da fotoelasticidade, a distribuição de tensões geradas por implantes interconectados por barra metálica fundida, seccionada e soldada por brasagem a maçarico. Seis modelos fotoelásticos foram construídos, sendo fixados, em cada um, dois implantes unidos por barra tipo Dolder, simulando infra-estrutura de overdenture. Os modelos foram avaliados em vinte e cinco pontos ao longo dos corpos dos implantes e região inter-implantar, sob duas condições: após torque de 20 Ncm e sob carregamento de 1 KgF. Apesar dos maiores gradientes de tensão cisalhante máxima terem sido observados consistentemente nas regiões dos ápices dos implantes, não houve uniformidade nos padrões de franjas desenvolvidos nos seis modelos, sugerindo falta de simetria na adaptação entre os componentes do sistema e confirmando a afirmação encontrada na literatura de que o processo de brasagem pode influenciar no nível de tensões gerado, constituindo-se em procedimento altamente técnico-sensitivo. Com aplicação de carga externa, observou-se que os padrões de tensão podem ser cumulativos.*

Palavras-chave: *Implantes, Soldagem, Adaptação, Tensão, Fotoelasticidade.*

1. INTRODUÇÃO

O reconhecimento da união biocompatível entre tecido ósseo e materiais aloplásticos criou um grande número de novas aplicações para a Odontologia. O uso de implantes para suportar e reter próteses dentárias tem demonstrado ser um procedimento clinicamente eficaz.

Embora a união osso-implante seja hoje uma realidade confiável, complicações clínicas podem e tem ocorrido a nível protético. A rígida união entre osso, implante e prótese resulta na formação de uma estrutura que se comporta como unidade, ou seja, qualquer desajuste entre os componentes do sistema origina tensões internas na prótese, implante e/ou osso (Skalak, 1983). A sobreposição de cargas mastigatórias funcionais gera tensões adicionais que afetam todo o conjunto (Carlsson, 1994; Hussaini and Wong, 1991; Sahin and Cehreli, 2001; Wee, Aquilino and Schneider, 1999). Apesar do avanço tecnológico na confecção de estruturas metálicas, o “assentamento ideal”, livre de tensões, tido como um dos mais importantes pré-requisitos para a manutenção da interface osso-implante, ainda não pôde ser alcançado. A ausência de tecidos periodontais entre implante e osso justifica a exigência de ajuste mais íntimo entre prótese e implante (Hussaini and Wong, 1997; Jemt and Book, 1996; Weimberg, 1993).

Problemas técnicos durante os procedimentos de confecção das próteses ainda não foram resolvidos, frustrando clínicos e pacientes. A literatura dental sugere que próteses dentárias, especialmente as implanto-suportadas, exibam assentamento passivo para prevenir complicações protéticas tais como fratura dos implantes e/ou dos componentes, desaperto dos parafusos, perda óssea, falência da osseointegração (Hussaini and Wong, 1997; Kan et al, 1999; Romero et al, 2000; Sahin and Cehreli, 2001; Wee, Aquilino and Schneider, 1999), além de associar o desajuste à complicações biológicas como desconforto e dor (Kan et al, 1999; Wee, Aquilino and Schneider, 1999).

Do ponto de vista prático, a obtenção de próteses pelo método da cera perdida, com assentamento completamente passivo, é impossível de ser alcançada (Carlsson, 1994; Goll, 1991; Huling and Clark, 1977; Hussaini and Wong, 1997; Kan et al, 1999; Romero et al, 2000; Sahin and Cehreli, 1999; Schiffleger et al, 1985). O simples aparafusamento da prótese gera tensões ao sistema (Carlsson, 1994; Wasckenwicz, Otrowsky and Parks, 1994; Watanabe et al, 2000). A sequência de procedimentos técnicos desenvolvidos clínica e laboratorialmente para obtenção de uma peça protética, acrescenta riscos de distorções a cada estágio. Assim, o alinhamento dos implantes, as alterações dimensionais dos materiais de moldagem, de enceramento, de inclusão e de fundição, os materiais e procedimentos de indexação e de soldagem, a extensão e configuração da prótese e até a experiência dos profissionais envolvidos influenciam na precisão de assentamento da peça (Goll, 1991; Kan et al, 1999; Romero et al, 2000; Saito, 1972; Wee, Aquilino and Schneider, 1999). Vários métodos tem sido utilizados na tentativa de se obter o melhor assentamento possível da infra-estrutura protética sendo o procedimento de corte e solda, o mais comum.

O objetivo principal deste trabalho foi avaliar o gradiente de tensões gerado em sistemas de próteses do tipo *overdenture* suportada por barra tipo Dolder. Neste caso, foi avaliada a geração de tensões após procedimento de corte e solda por brasagem a maçarico das referidas barras, por meio da utilização de uma técnica experimental denominada fotoelasticidade de transmissão plana. Para fazer o estudo, seis barras tipo Dolder foram aparafusadas, cada uma em dois em implantes fundidos em blocos de material fotoelástico. Adicionalmente, cargas externas foram aplicadas às barras, simulando forças mastigatórias, a fim de avaliar a contribuição das tensões residuais do processo de soldagem no gradiente de tensões final. O modelo laboratorial escolhido (implantes interconectados por barra) para quantificar e qualificar as distorções inerentes à técnica de soldagem a maçarico, rotineiramente utilizada nos laboratórios e ensinada nas escolas de Odontologia, pretende colaborar com conhecimentos que subsidiem a melhor reabilitação da saúde do paciente quando a opção protética se incluir na área da Implantodontia.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram construídos seis modelos de resina acrílica incolor com dimensões de 58,0 mm (comprimento) x 20,0 mm (altura) x 8,00 mm (espessura). Em cada um deles foram realizadas duas perfurações, na superfície de 58,0 mm, que receberam implantes de 3,75 mm de diâmetro e 13,0 mm de comprimento, da Conexão Sistemas de Prótese, paralelos e distantes, em média, 24,0 mm um do outro, nos quais se adaptavam dois pilares UCLA conectados com barra de secção circular

tipo Dolder. Três dos modelos-mestre acrílicos com dois implantes, dois pilares UCLA calcináveis e uma barra tiveram os conjunto pilares/barra fundidos em Ni-Cr e três modelos-mestre acrílicos com dois implantes, dois pilares UCLA cinta metálica e uma barra, tiveram os conjuntos pilares/barra fundidos em Pd-Ag (Fig.1). Esta configuração protética reproduz a de uma *overdenture*, tipo de prótese mucoso-suportada e implanto-retida frequentemente utilizada em região anterior mandibular, onde a infra-estrutura metálica é aparafusada sobre dois implantes e usada para suportar e reter próteses totais que se conectam à ela por meio de cliques de fixação, conferindo retenção e estabilidade da prótese durante a função e permitindo sua remoção para higienização. Os conjuntos pilares/barra foram removidos dos implantes, as barras foram seccionadas com discos de 0,22 mm de espessura, as partes foram recolocadas nos modelos, aparafusadas, torquadas a 20 Ncm e indexadas com resina acrílica auto-polimerizável (Fig. 2). A partir dos conjuntos modelo-mestre/implantes/pilares/barra foram obtidos moldes de silicone (Fig. 3) contendo os conjuntos implantes/pilares/barra, que serviram posteriormente para a confecção dos modelos fotoelásticos.



Figura 1: Modelo-mestre



Figura 2: Barra seccionada e indexada



Figura 3: Molde de silicone

Foram confeccionadas, a partir dos moldes de silicone, seis modelos fotoelásticos contendo os conjuntos implantes/pilares/barra, além de uma peça com formato circular que permitiu o cálculo da constante ótica (K) do material, para calibração da resina fotoelástica. A resina utilizada foi a comercialmente denominada de Adesivo para Brinde Flexível Componente A (base) e Adesivo para Brinde Flexível Componente B (catalisador), fabricados pela Polipox Indústria e Comércio LTDA, lote 8947, na proporção de 2/1 (Oliveira, 2003).

A fotoelasticidade é uma técnica experimental para determinação do campo de tensões e deformações, extremamente útil no emprego de corpos com geometria complexa, condições de carregamento complicadas, ou ambos. O nome fotoelasticidade reflete a natureza desse método experimental: *foto* implica no uso de raios luminosos e técnicas óticas, enquanto *elasticidade* descreve o estudo de tensões e deformações em corpos elásticos. Ela proporciona evidências quantitativas de áreas altamente tensionadas, ao mesmo tempo em que discerne regiões submetidas a menores níveis de tensão. Essa técnica é baseada na anisotropia ótica, propriedade de certos materiais transparentes que, quando sujeitos a tensões, apresentam diferentes índices de refração da luz, ou seja, diferentes velocidades de propagação, que determinam um atraso relativo dos raios luminosos. Assim, tornam-se perceptíveis vários fenômenos óticos denominados franjas, decorrentes da diferença desses índices de refração (Dally and Riley, 1978).

Os modelos fotoelásticos contendo os conjuntos implantes/pilares/barra foram cuidadosamente removidos dos moldes e numerados de 1 a 6, sendo também marcados quanto ao lado da indexação e futura soldagem. Quaisquer tensões que, eventualmente, pudessem advir de alterações dimensionais promovidas pela polimerização da resina acrílica utilizada para a indexação das barras, foram eliminadas, visto que os modelos fotoelásticos foram obtidos posteriormente ao procedimento de corte e index. Os modelos foram então levados ao polariscópio, quando se constatou que nenhuma tensão existia neles, por não existirem franjas durante sua observação. Após esses procedimentos, as barras foram levadas ao laboratório para soldagem.

No laboratório de prótese, os parafusos de trabalho dos conjuntos implantes/pilares/barra foram desapertados, as barras foram removidas e incluídas em revestimento (Heat Shock – Polidental

Indústria e Comercio LTDA) específico para fundição e com expansão total aproximada de 2,0%. A manipulação do revestimento foi feita adicionando-se pó e água nas proporções indicadas pelo fabricante, construindo-se pequenos blocos de 40,0 mm de comprimento por 15,0 mm de largura, em média, nos quais as barras foram incluídas. Após a presa, os blocos de revestimento foram simetricamente reduzidos, adquirindo formato retangular.

Estreitas canaletas foram feitas sob as regiões indexadas, para permitir o livre “correr” da solda (Fig. 4). Após a presa do revestimento, as barras foram levadas à porta de um forno Bravac pré-aquecido a 300°C durante 20 minutos, permitindo a expansão térmica do revestimento, após o que, a porta do forno foi fechada e sua temperatura elevada até 700°C durante 30 minutos, para a volatilização da resina acrílica utilizada na indexação das partes. Durante o tempo de espera da queima da resina, preparou-se o maçarico de propano-oxigênio ajustando-o com chama redutora para evitar oxidação do metal. Para os modelos 1, 2 e 3, fundidos com liga de Ni-Cr, selecionou-se solda Suprem Hi-fusing Pré-solder (Talladium), específica para soldagem de metais cerâmicos não-preciosos (Ni-Cr) e para os modelos 4, 5 e 6, fundidos com liga de Pd-Ag, a solda utilizada foi Degudent U1 (Degussa Dental AG – Alemanha), específica para metais preciosos, inclusive Pd-Ag. O fundente utilizado para todos as barras foi o Talladium Hi-Tech pré-flux, adicionado simultaneamente à solda, em cujo bastão foi delicadamente envolvido. Quando as barras, incluídas no revestimento, apresentavam-se já com toda a resina do índice volatilizada, foram sendo removidas, uma a uma, do forno e depositadas em bloco refratário, sofrendo então a ação da chama redutora do maçarico, dirigida em direção superior e ligeiramente oblíqua em relação à junta a ser soldada, até que esta se apresentasse de uma cor vermelho-intenso-flamejante (Fig. 5), quando a soldagem era efetivada, pelo lado oposto da direção da chama (Anusavice, 1998; Kataoka, 1991). O procedimento de soldagem, em si, durou em média, 30 segundos, o que está de acordo com Ryge (1958). Todos os procedimentos laboratoriais obedeceram a protocolo adotado pelo laboratório em questão.



Figura 4: Canaleta sob região do index.



Figura 5: Soldagem efetivada.

As barras foram desincluídas após resfriamento em temperatura ambiente, recebendo acabamento e polimento.

3. FOTOELASTICIDADE DE TRANSMISSÃO BIDIMENSIONAL

A fotoelasticidade tem sido utilizada como técnica de pesquisa em Odontologia para situações onde são necessários conhecimentos a respeito do campo de tensões. A metodologia consiste em se construir, em material específico, uma reprodução bi ou tridimensional do modelo em estudo. Esse modelo, sendo submetido a forças externas e atravessado por luz polarizada apresenta franjas que podem ser analisadas qualitativa e quantitativamente. A contagem dessas franjas multiplicada por um fator de calibração, fornece as tensões internas que correspondem ao protótipo original, se submetido às mesmas forças (Dally and Riley, 1978). De acordo com afirmações de Caputo e Standlee em 1987, o efeito fotoelástico é a imagem criada pela diferença das velocidades da luz, ao atravessarem um objeto sólido sujeito a tensões. Tais autores estabeleceram a proporcionalidade entre número de franjas e intensidade, bem como entre proximidade das franjas e concentração de tensões. A principal característica dos materiais fotoelásticos, conforme Oliveira e Gomide (1990) é

a resposta às tensões/deformações por meio de mudanças nos índices de refração, na direção das tensões principais. Esses materiais, quando submetidos à estados de tensão/deformação, atravessados por luz polarizada e examinados em aparelho denominado polariscópio, permitem a verificação das tensões por meio da interpretação dos parâmetros óticos observados. Quando a luz utilizada é a comum, os efeitos óticos manifestam-se como franjas coloridas (isocromáticas) e quando a luz empregada é a monocromática, há uma série alternada de franjas pretas e brancas que têm um número de ordem em um ponto, dependendo da intensidade de carga (isoclínicas).

Após a soldagem das barras por brasagem a maçarico, elas foram aparafusadas em seus respectivos modelos, torquadas a 20 Nm e levadas ao polariscópio circular para a leitura das franjas e obtenção dos resultados. Considerando que o polariscópio reflete a imagem do corpo observado com aumento de 10 vezes e com o objetivo de padronizar os pontos de tensão a serem identificados em cada modelo, construiu-se uma grade de leitura com aumento compatível (Fig.6). A grade foi colocada sobre o filtro polarizador do polariscópio e perfeitamente acoplada sobre a imagem analisada, estabelecendo-se, assim, um protocolo de leitura dos pontos de tensão ao longo da linha que percorria a superfície externa de cada implante, abrangendo também o campo compreendido entre os dois implantes interconectados pela barra soldada (Fig.7). Cada modelo foi lido duas vezes, em 25 pontos, sendo 10 deles ao longo do corpo do implante A (esquerdo), 10 ao longo do corpo do implante B (direito) e 5 entre os dois implantes.

Com o objetivo de facilitar a análise e discussão dos resultados, convencionou-se que as superfícies externas dos implantes A e B seriam denominadas de lados distais e as superfícies internas, voltadas para a região inter-implantar, de lados mesiais. A primeira leitura dos modelos foi realizada sem carregamento e, para a segunda leitura, foi proporcionado no centro de cada barra, carregamento de 1 Kgf, com célula de carga Kratos, capacidade de 50 Kgf. Para cada ponto analisado, foram coletados dados da direção das tensões principais (isoclínicas), a partir dos quais foi possível determinar as ordens de franja (N) inteiras e fracionárias, utilizando o método de compensação de Tardy (Dally; Riley, 1978).

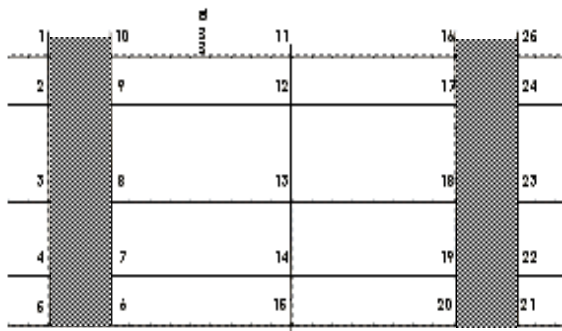


Figura 6: Grade de leitura.

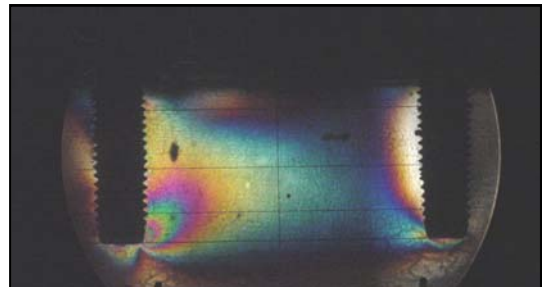


Figura 7: Grade de leitura justaposta ao modelo.

Considerando que a principal característica dos materiais fotoelásticos é que eles respondem às tensões/deformações por meio de mudanças no índice de refração da luz nas direções das tensões principais e que a diferença entre os índices de refração nos dois planos principais é proporcional à diferença das tensões principais, em qualquer ponto do modelo, a combinação de cores é unicamente em função de $\sigma_1 - \sigma_2$. A Lei Ótica das tensões é dada por:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{K_{\sigma} N}{b} \quad (1)$$

onde σ_1 e $\sigma_2 \rightarrow$ tensões principais no ponto

$K \rightarrow$ constante ótica de deformações e caracteriza uma propriedade ótica do material. É uma constante adimensional, estabelecida por calibração e dependente do material e do comprimento da luz utilizada;

$N \rightarrow$ ordem de franja no ponto,

$b \rightarrow$ espessura do modelo

Para obter o valor de K da resina utilizada neste trabalho, o disco de calibração já citado foi submetido a uma carga de compressão P , iniciando-se com força de 0,15 Kgf. A constante ótica (K) obtida foi de 0,25 Nmm. Como a tensão cisalhante máxima depende apenas da diferença das tensões principais, esta pôde ser determinada em toda a extensão do modelo.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Uma das técnicas mais rotineiramente utilizadas em Odontologia para corrigir distorções de infra-estruturas metálicas fundidas e promover maior precisão de assentamento é o corte e solda. Este trabalho avaliou o procedimento laboratorial de soldagem de uma barra metálica fundida tipo Dolder, verificando possíveis alterações dimensionais, por meio de possível gradiente de tensões gerado. Foi utilizada uma infra-estrutura específica para reabilitação com *overdenture*, ponderando o fato de a barra ter sido confeccionada em forma reta, com pequenas quantidades de metal, espessura uniforme e adaptando-se a apenas dois implantes. Para efetivar a análise, verificou-se o comportamento das franjas e suas localizações mais críticas. A grade de leitura foi posicionada sobre a tela de saída do Projetor de Perfil, utilizando o pescoço dos implantes como referência para seu posicionamento, de forma que, a partir da inserção dos implantes nos modelos, todos os pontos analisados tinham distâncias exatamente iguais, para todos os modelos analisados. Após isso, foi determinada a tensão cisalhante (τ) para cada ponto analisado. As figuras 8 e 9 mostram os padrões de franjas desenvolvidos em um dos modelos, respectivamente sem e com aplicação de cargas externas e as figuras 10 e 11, os valores de (τ) obtidos da leitura do referido modelo, sob as mesmas condições; tais valores foram analisados e comparados com os observados nos outros modelos.

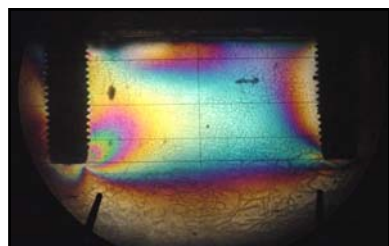


Figura 8: modelo 2, sem carga.

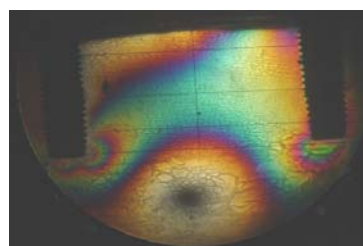


Figura 9: modelo 2, c/carga.

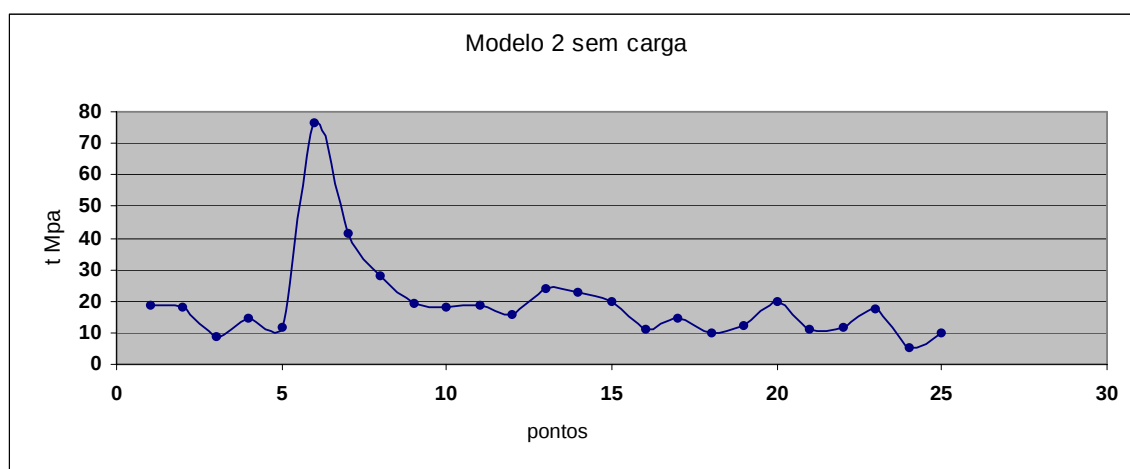


Figura 10: Valores de tensão cisalhante gerados no modelo 2, sem carga.

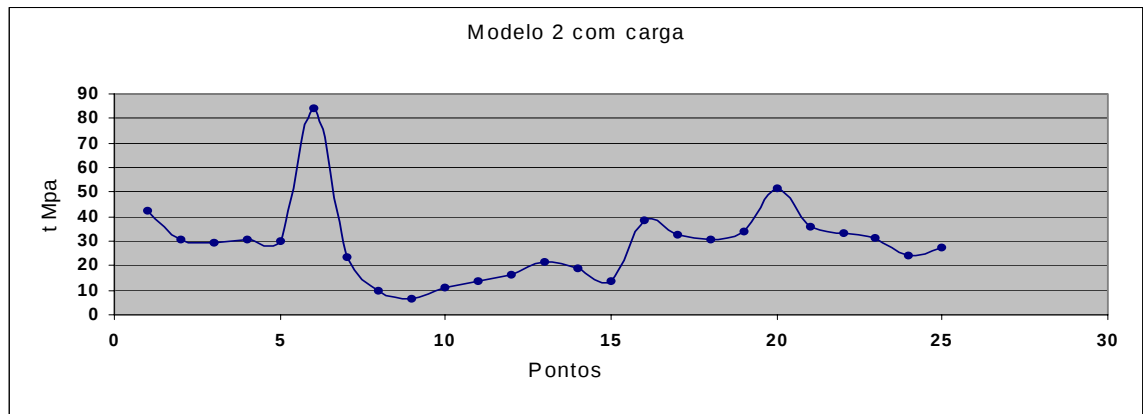


Figura 11: Valores da tensão cisalhante gerada no modelo 2, com carregamento de 1Kgf.

O ponto 6 apresentou um valor de (τ) igual a 76,59 MPa. O ponto 13, com (τ) igual a 23,90 MPa, localiza-se na região inter-implantar e foi o segundo mais tensionado do modelo 2, sem carga. O lado mesial do ápice do implante B, ponto 20, também apresentou alto valor de (τ) = 20,06 MPa, porém o lado distal do mesmo implante, ponto 21, apresentou valores próximos de zero (τ) = 10,82 MPa. Ao ser carregado, o padrão de franjas se ampliou e valores de (τ) ultrapassaram 80,0 MPa, sendo os pontos críticos, os correspondentes aos ápices dos implantes A e B. Assim, o ponto 6 (ápice mesial do implante A), demonstrou (τ) = 84,33 MPa; o ponto 16, (pescoço mesial do implante B), com (τ) = 38,73 MPa e os pontos 19, 20 e 21, que margeiam todo o ápice do implante B, apresentaram valores entre 33,0 e 52,0 MPa. Ao ser carregado, houve leve redução das tensões na região inter-implantar.

A comparação com os outros modelos demonstrou que os modelos de número 1, 3 e 4, torquados a 20 Ncm e não carregados, apresentaram gradientes de tensão próximos de zero, inclusive nas regiões circunvizinhas aos ápices dos implantes, onde, apesar de significativamente maiores, atingiram, no máximo, valores para a tensão cisalhante de 20 MPa. Considerando que o simples aparafusamento e torque já induzem tensões ao sistema, era de se esperar que alguma quantidade de tensões fosse, realmente, observada, mesmo na ausência de desadaptações. Diferentemente, os modelos 2, 5 e 6 apresentaram gradientes maiores de tensão, aproximando-se, inclusive, em alguns pontos, de 80 MPa, na ausência de aplicação externa de forças. O significado de resultados tão diversos foi alvo de muitas investigações, na literatura, sobre as causas mais frequentemente relacionadas como promotoras de desajustes.

5. CONCLUSÕES

Com o número de amostras utilizadas e sob a metodologia escolhida, conclui-se que:

- O processo de soldagem por brasagem a maçarico induz a alterações dimensionais, visto que todos os modelos apresentaram algum gradiente de tensão;
- As barras fundidas com ligas de Ni-Cr, após soldagem, demonstraram alterações dimensionais ligeiramente maiores do que as fundidas com Pd-Ag;
- Dos modelos fundidos com liga de Ni-Cr, que apresentavam contração de solidificação do metal compatível com o coeficiente de expansão do revestimento, apenas 25% apresentaram valores de (τ) superiores a 20 MPa, confirmando a importância da seleção adequada dos materiais a serem utilizados;
- As alterações dimensionais parecem depender menos dos materiais utilizados, que foram consistentemente os mesmos para todos os modelos, do que da técnica propriamente dita.

6. REFERÊNCIAS

- Anusavice, K.J., 1998, "Phillips Materiais Dentários" Tradução Edson Jorge Lima Moreira; 10º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 412p.
- Caputo, A. A. and Standlee, J. P., 1987, "Biomechanics in clinical dentistry", Quintessence Books: Chicago, p. 13-28.
- Carlsson, L., 1994, "Built in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthetic misfit", Nobelpharma News v.8, n.2, p.5.
- Dally, J.W. and Riley, W.F., 1978, "Experimental stress analysis", New York, McGraw-Hill, p. 143-333.
- Fusayama, H.; Wakumoto, S. and Hosoda, H., 1964, "Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one-piece casting", J Prosthet Dent v. 14, n. 2, p. 334-42.
- Goll, G.E., 1991, "Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I-Clinical Procedures", J Prosthet Dent v. 66, n. 3, p. 377-84.
- Huling, J.S. and Clark, R.E., 1977, "Comparative distortion en three-unit fixed prosthesis joined by laser welding, conventional soldering or casting in one piece", J Dent Res v. 56, n. 2, p. 128-34.
- Hussaini S. and Wong T., 1997, "One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication", J Prosthet Dent v. 78, n. 6, p. 550-3.
- Jemt, T. and Book, K., 1996, "Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients", Int J Oral Maxillofac Implants, v.11, n. 5, p. 620-5.
- Kan, J. Y. K.; Rungcharassaeng, K.; Bohsali K.; Goodacre, C. and Lang, B. R., 1999, "Clinical methods for evaluating implant framework fit", J Prosthet Dent v. 81, n. 1, p. 7-13.
- Kataoka, S.C., 1991, "Accurate soldering technique", Trends Tech Contemp Dent Lab v. 8, n. 2, p. 51-5.
- Oliveira, E.J., 2003, "Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos", 2003. 74f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.
- Oliveira, S. A. G. e GOMIDE, H. A., 1990, "Fotoelasticidade plana- material e técnica". Anais do IX CBECIMAT. Águas de São Pedro- SP, p. 608-614.
- Ryge, G., 1958, "Dental soldering procedures", Dent Clin North Am p. 747-57.
- Romero G.G.; Engelmeier R.; Powers J. M. and Canterbury A. A., 2000, "Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication", J Prosthet Dent. v. 84, n. 6 p. 602-7.
- Sahin, S. and Cehreli, M., 2001, "The significance of passive framework fit in implants prosthodontics: current status", Implant Dent v. 10, n. 2, p. 85-92.
- Saito, T., 1972, "Expansão e distorção durante a soldagem de "próteses fixas", em função de materiais para modelo de soldagem, do espaço entre as partes a soldar e das fases em que se realizam as medidas", 1972. 108 p. Dissertação (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo.
- Schiffleger, B.E. et all, 1985, " Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings", J Prosthet Dent. v. 54, n. 6, p. 770-6.
- Skalak, R., 1983, "Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis", J Prosthet Dent. v. 49, n. 6, p. 843-8.
- Waskewicz, G.A.; OtrowskyI, J.S. and Parks, V.J., 1994, "Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants", Int Oral Maxillofac Implants. v. 9, n. 4, p. 405-11.
- Watanabe, F.; Uno, I.; Hata, Y.; Neuendorf, G. and Kirsch, A., 2000, "Análisis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis", Int J Oral Maxillofac Implants. v. 15, n. 2, p.209-18.
- Wee, A.G. ; Aquilino, S.A. and Schneider, R.L., 1999, "Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature", Int J Prosthodont, Lombard, v.12, n.2, p. 167-178.
- Weinberg, L. A., 1993, "The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses", Int J Oral Maxillofac Implants v. 8, n. 1, p. 19-31.

7. DIREITOS AUTORAIS

Caso não seja declarado o possuidor dos direitos autorais desta publicação (empresas, detentores de patentes, etc), os autores serão os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho. A não inclusão desta seção no texto acarretará na segunda prerrogativa.

STRAIN DISTRIBUTION PRODUCED BY CONNECTED IMPLANTS WITH DOLDER BAR

Maria Helena Ribeiro Godoy

Faculty of dentistry, Federal University of Uberlândia

Avenida Pará 1720- Bloco 2B- sala 2B01, Campus Umuarama, Uberlândia, Minas Gerais, CEP 38400- 902.

mhrgodoy@yahoo.com.br

Vanderlei Luiz Gomes

Faculty of dentistry, Federal university of Uberlândia

Avenida Pará 1720- Bloco 2B- sala 2B01, Campus Umuarama, Uberlândia, Minas Gerais, CEP 38400-902.

vanderli@ufu.br

Cleudmar Amaral de Araújo

Faculty of mechanical engineering, Federal University of Uberlândia

Avenida João Naves de Ávila 2160, Campus Santa Mônica

cleudmar@mecanica.ufu.br

Abstract: *Standard procedures in the construction of a dental prosthesis are commonly associated with difficulties in fitting and adjustment of the prosthetic pieces which are essential to the prosthesis long-term function. Implant-supported prosthesis demand more accuracy than conventional prosthesis because of the lack of periodontal ligament between bone and implant. The inappropriate fit leads to a strain that causes micro-movements of the prosthesis components, breakage or screw loosening and osseointegration breakdown. The misfit can result from one or several steps followed in the metal framework casting. The most usual method in Dentistry in order to minimize distortions and promote passive fitting is the cut and solder process. It was the purpose in the present investigation, to study by the photoelasticity technique, the strain distribution generated by implants connected with a cast metallic bar that was later sectioned and soldered by a brazing torch. Six photoelastic models were built and two implants connected by a Dolder bar were fixed in each model simulating an overdenture framework. The models were evaluated in 25 points distributed along the fixtures and inter-fixtures space in two situations: under 20 Ncm torque and under 1 kgf loading. Despite greater gradients of strain have been consistently observed in the implant's apices, there was not uniformity in the fringes patterns developed in the six models, suggesting a lack of symmetry in the components fitting in the implant system, thus confirming the literature statements which say that the brazing process can influence on strain levels becoming a procedure highly affected by the technique. Under external loading it was observed that the strain patterns can be accumulative.*

Keywords: *implants, soldering, fitting, photoelasticity.*