

ANÁLISE DE TENSÕES EM IMPLANTES DENTÁRIOS UTILIZANDO A TÉCNICA FOTOELÁSTICA.

Sérgio Rocha Bernardes

Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Av. Pará, 1720 - Bloco 2U.
sergiorb@mailcity.com

Cleudmar Amaral de Araújo

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

Flávio Domingues das Neves

Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Av. Pará, 1720 - Bloco 2U.
neves@triang.com.br

Resumo: Na década de 60 foi descoberto o processo de osseointegração e desenvolvido um protocolo em prótese dentária. Tal tratamento odontológico vem sendo confirmado por publicações com altas taxas de sucesso. Porém, desde sua concepção até os dias de hoje os implantes sofrem certas limitações, como por exemplo, uma perda óssea próxima a sua plataforma de cerca de 0.9 mm no 1º ano e 0.1 mm por ano subsequente. Uma provável razão deste fenômeno seria a concentração de tensões no pESCOÇO dos implantes, resultantes de sobrecarga na prótese, levando a microfraturas ósseas. Na tentativa de minimizar as concentrações ao redor dos implantes, empresas lançam no mercado implantes com diferentes tipos de conexões para união com o pilar protético. Estes implantes são comercializados como uma solução para a redução do nível de tensões na região de crista óssea, possuindo um custo mais elevado. Neste trabalho foi avaliada a distribuição de tensões em três tipos de conexões ligados ao pilar: hexágono interno, hexágono externo e cone morse. Implantes, sem a presença de roscas, foram fixados em blocos fotoelásticos de iguais dimensões sendo unidos por parafusos a pilares de mesmo formato. Em cada conjunto foram aplicados carregamentos sobre os implantes visando simular forças mastigatórias.

Palavras-chave: Implantes dentários, Conexão, Pilar, Fotoelasticidade, Tensão.

1. INTRODUÇÃO

A partir da descoberta da osseointegração foi desenvolvido o protocolo de implantes por Bränemark P.-I. et al (1981) para tratamento com próteses sobre implantes. Tal técnica modificou definitivamente o processo de reabilitação oral.

Inicialmente eram reabilitados apenas pacientes com edentulismo total. Nestes casos, são fixados nos pacientes cerca de quatro a seis implantes. Um tempo depois esses implantes são unidos por uma barra fixa. Tal barra é aparafusada aos implantes e sobre ela é montada uma prótese em função. Devido ao elevado índice de sucesso desta forma de tratamento sua utilização evoluiu para diferentes aplicações e garantiu o uso com próteses removíveis, próteses fixas e até em restaurações unitárias (Mangano e Bartolucci, 2001).

Porém, tal técnica também é acompanhada por complicações, falhas e limitações. Desde o primeiro estudo de pacientes tratados com implantes seguindo o protocolo Bränemark são descritos

problemas mecânicos e/ou biomecânicos. Tais ocorrências são estatisticamente pequenas, mas isso não diminui sua importância. A implantodontia ainda é uma forma de tratamento dispendiosa para o paciente e para o clínico, além de necessitar de certo período de tempo para a entrega da restauração final. Esses fatores acabam gerando ansiedade ao paciente e cautela para o clínico, assim quando a falha ocorre é uma experiência muito frustrante para ambas as partes.

Uma limitação que vem sendo descrita desde a criação da técnica é a perda óssea marginal no pescoço dos implantes de, em média, 0,9 mm no primeiro ano e 0,1 mm em cada ano subsequente, sem estar relacionada a falta de higiene oral, conforme relatos de Adell et al (1981) e Goodacre et al (2003). Os motivos para este fenômeno podem ser uma inflamação local devido a um espaço entre o implante e o seu pilar e/ou concentração de forças na área resultante de cargas da atividade mastigatória (Assenza, 2003).

Foram lançados no mercado soluções com intuito de melhorar a distribuição de tensões ao redor dos implantes. Exemplos seriam o uso de componentes resilientes junto ao intermediário. Porém, segundo estudos de McGlumphy et al (1989), tais modelos não se mostraram satisfatórios. Diferentes desenhos de implantes também aparecem como soluções para o problema (Chun et al, 2002, Siegele e Soltesz, 1989 e Tada et al, 2003) demonstrando resultados positivos. Autores, como, por exemplo, Tanquist em 1990, geralmente associam implantes com hexágono externo ao fato de existir tensões excessivas ao redor de sua plataforma causando perda óssea marginal. Empresas e alguns trabalhos científicos (Meirelles, 2003 e Morris et al, 2001) associaram implantes com junções internas a uma melhor distribuição de cargas ao longo do corpo do parafuso de implante.

Segundo Binon no ano de 2000 havia no mercado americano cerca de 46 tipos diferentes de junções e esta e outras características resultavam em cerca de 1500 opções de escolha de implantes. Cada empresa defende seus sistemas como sendo a solução para as limitações da implantodontia, porém não são tantas as constatações científicas encontradas para a superação de muitas complicações. Assim a contradição encontrada entre a literatura científica e comercial somada a diversidade de escolhas do mercado conferem ao usuário dúvidas e incertezas no momento de sua escolha, que, desta forma, é manipulado pela forte estratégia de marketing empregada pelas empresas do mercado da implantodontia moderna.

O objetivo do presente trabalho é avaliar a distribuição de tensão gerada sobre implantes com diferentes tipos de junções: hexágono externo, hexágono interno e cônica. Para isto foi utilizada a técnica de fotoelasticidade de transmissão plana.

2. FOTOELASTICIDADE DE TRANSMISSÃO PLANA

O efeito ótico, na fotoelasticidade, pode ser descrito com uma onda senoidal, propagando-se na direção positiva do eixo x, considerando o vetor de campo elétrico (E) dado por:

$$E = a \operatorname{sen} \frac{2\pi}{\lambda} (z - ct) \quad (1)$$

A vibração associada a luz é perpendicular à direção de propagação. Uma fonte de luz emite ondas contendo vibrações transversais à direção de propagação. Com a introdução de um filtro polarizador no caminho das ondas de luz, somente uma componente dessas vibrações será transmitida (aquele paralela ao eixo de polarização do filtro). Este feixe orientado é chamado LUZ POLARIZADA. Se um outro filtro polarizador for colocado em sua trajetória, pode-se obter uma extinção completa do feixe se os eixos de polarização dos dois polaroscópios estiverem perpendiculares entre si.

Se as deformações específicas ao longo de x e y forem ϵ_x e ϵ_y , e as velocidades da luz segundo estas direções forem V_x e V_y , respectivamente, o tempo necessário para cada uma das componentes cruzar o material do modelo será b/V e o “atraso relativo” ou fase (δ) entre os dois feixes de luz será:

$$\delta = C_{luz} \left(\frac{b}{V_x} - \frac{b}{V_y} \right) = b \left(\frac{C_{luz}}{V_x} - \frac{C_{luz}}{V_y} \right) = b(n_x - n_y) \quad (2)$$

sendo que n_x e n_y são os índices de refrações absolutos dos eixos x e y respectivamente.

A lei de Brewster (Dally J. W. et al., 1978) determina que a mudança do índice de refração é proporcional a diferença entre as deformações principais, ou seja:

$$n_x - n_y = K(\varepsilon_x - \varepsilon_y) \quad (3)$$

A constante K é denominada coeficiente ótico de deformação sendo uma propriedade física do material e uma propriedade adimensional sendo determinada por calibração.

Substituindo a Eq. (3) em (2) obtém-se a relação básica para a medida de deformação através da técnica da fotoelasticidade, ou seja,

$$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = \frac{\delta}{bK} \quad (4)$$

Em termos das tensões principais, tem-se:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{\delta}{bK} \frac{E}{(1 + \nu)} \quad (5)$$

onde E é o módulo de elasticidade e ν razão de Poisson do material.

A Equação (5) é a relação básica para o cálculo de tensões usando a fotoelasticidade. Quando as duas ondas emergem do modelo elas não são simultâneas, devido ao atraso relativo (δ), e se este modelo estiver entre duas lentes polarizadores, o analisador transmitirá somente um componente de cada uma dessas ondas que interferirão entre si e a intensidade de luz resultante, será uma função do atraso relativo (δ) e do ângulo entre o eixo de polarização do analisador e a direção das tensões principais.

A tensão cisalhante máxima (τ) pode ser determinada em termos da diferença das tensões principais utilizando a lei ótica das tensões da seguinte forma:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{N K}{2 b} \quad (6)$$

O equipamento utilizado na análise de modelos fotoelásticos é o polariscópio, utilizado para polarizar a luz de forma plana ou circular. A luz polarizada circular é conseguida colocando-se duas placas retardadoras de um quarto de onda, entre as duas placas polarizadoras de um polariscópio plano, fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização das placas polarizadoras.

A interferência causada pela diferença de fase entre os feixes de luz propagando nas duas direções principais e o ângulo entre as direções principais e os eixos de polarização do polariscópio dão origem a dois parâmetros fotoelásticos que podem ser medidos, as isoclínicas e as isocromáticas.

As isoclínicas são os lugares geométricos dos pontos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais, e estas coincidem com as direções de polarização do polariscópio. São regiões pretas que aparecem no analisador de um polariscópio plano e seu valor pode ser determinado, girando-se o conjunto polarizador/analisador em relação ao modelo.

As isocromáticas são os lugares geométricos dos pontos que apresentam o mesmo valor para a diferença entre as tensões principais. Este parâmetro é identificado com maior facilidade utilizando luz polarizada circular, que tem a propriedade de eliminar o parâmetro da isoclínica. Se a fonte de

luz utilizada for monocromática, as isocromáticas se apresentam como faixas escuras. Quando a fonte de luz é branca, as isocromáticas são formadas por faixas luminosas de diferentes colorações dependendo da ordem de franja (N), dada por:

$$N = \frac{\delta}{\lambda} = \frac{b}{\lambda} (n_1 - n_2) \quad (7)$$

Onde N é ordem de franja, δ é a fase entre os dois vetores, b é a espessura do modelo e n_1 e n_2 são os índices de refração absolutos nas direções de tensão principais.

As isoclínicas podem ser determinadas de duas maneiras:

- Obtenção das isoclínicas no campo completo do modelo. O conjunto de curvas correspondentes à seqüência de parâmetros 0° a 90° , é registrada em incremento de 5° , mapeando-se assim o modelo com suas curvas isoclínicas;

- Obtenção da isoclínica individualmente nos pontos de interesse.

A ordem de franja em um ponto do modelo pode também ser determinada de duas formas:

- Fotografando ou traçando em papel as ordens de franjas inteiras que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda de luz utilizada. No caso de luz branca o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franja:

- franja de ordem $N = 0 \rightarrow$ Preta;
- franja de ordem $N = 1 \rightarrow$ violeta + azul;
- franja de ordem $N = 2 \rightarrow$ vermelho + verde.
- franja de ordem $N = 3 \rightarrow$ vermelho + verde.

No sentido de determinar a ordem de franja de um ponto fora das franjas de ordem inteira faz-se uma interpolação ou extrapolação das isocromáticas. Para obter valores de franjas fracionárias pode-se utilizar o método de compensação de Tardy.

Para a utilização do método fotoelástico, os materiais utilizados devem possuir algumas propriedades, como por exemplo, material transparente; boa resposta ótica; características lineares; homogêneo e isotrópico; não deve exibir fluência; módulo de elasticidade grande; constante ótica (K_o) não deve alterar com a temperatura; não deve exibir efeito de borda (Time edge effect); fácil de ser usinado; livre de tensões residuais e baixo Custo.

3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

3.1. Comentários gerais

Este trabalho analisou o campo de tensões resultantes de cargas externas em implantes com diferentes junções com o propósito de avaliar se as diferentes conexões influenciam na distribuição de tensão ao longo do corpo do parafuso. Para isto foi utilizada a técnica fotoelástica bidimensional.

Foram utilizados três implantes cilíndricos, sem rosas com dimensões idênticas diferindo apenas nas respectivas junções como mostrado na Fig. (1). Todos os implantes possuem 13 mm de altura e 4,1mm de plataforma, sendo que o primeiro possui conexão do tipo hexágono externo (E), o segundo possui conexão do tipo hexágono interno (I) e o último com junção cônica (C). A Figura (1) mostra os implantes analisados, sendo que todas as peças são de fabricação nacional e foram fornecidas pela empresa Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil.

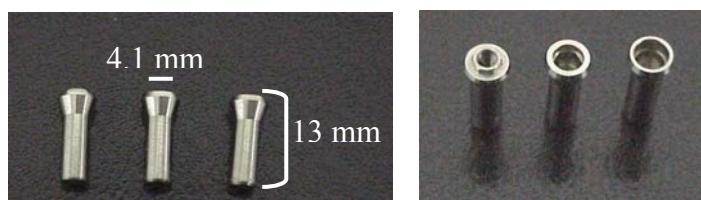


Figura 1. dimensões principais dos implantes utilizados.

3.2. Confecção do molde

Para a obtenção do molde foram confeccionados três paralelepípedos de acrílico, cujo formato e dimensões são mostrados na Fig. (2). Esses foram furados para a inserção de um guia para os implantes como mostra a Fig. (2). A vantagem de se usar o acrílico para formar o negativo do molde é que além de possuir um excelente acabamento, também permite a visualização da inclinação dos guias durante o processo de perfuração como pode ser visto na Fig. (2). Em cada uma das três bases de acrílico foi montado uma junção específica discriminada por E (Hexágono externo), I (Hexágono interno) e C cone morse, Fig. (2). A seguir os negativos foram colados em caixas de moldagem para depois serem moldados com silicone azul código 12408 fornecido pela empresa Polipox Indústria e Comércio Ltda. Neste caso, foi utilizado 10% de catalisador para a cura correta da borracha de silicone (cura de 24 horas) para posterior remoção do molde da caixa de moldagem.

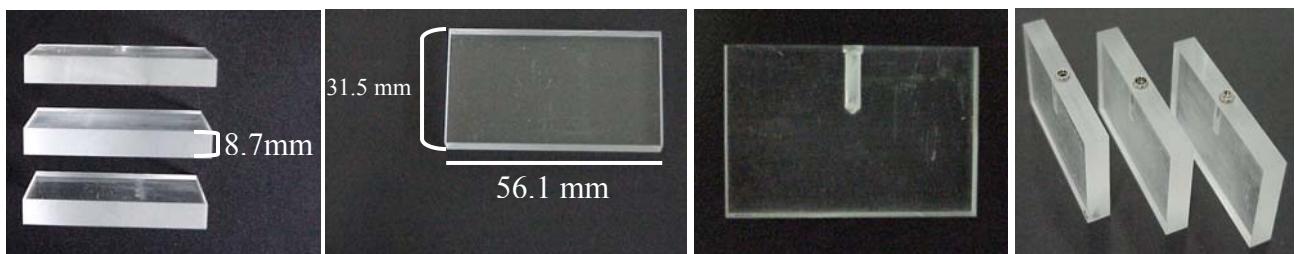


Figura 2. a) Modelos de acrílico; b) Bloco perfurado e blocos com implantes E, I e C fixos.

3.3. Obtenção do modelo fotoelástico

Após a obtenção do molde o respectivo implante é encaixado no furo guia como mostra a Fig. (3). O pilar é unido ao seu respectivo implante através de parafuso. Dentro do molde foi vazado cuidadosamente a resina flexível fornecida pela empresa Polipox Indústria e Comércio Ltda, utilizando a proporção de 100 pp do componente A para 50 pp do componente B. Os conjuntos moldes, resinas e implantes são guardados, à temperatura ambiente por dois dias para a polimerização da resina.

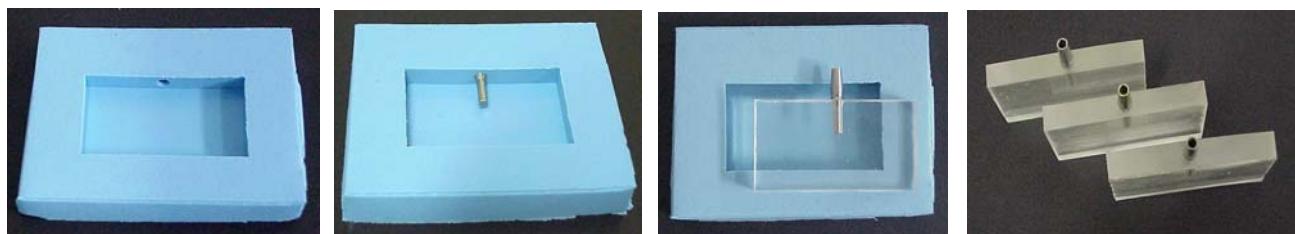


Figura 3. Molde sem e com os implantes encaixados e modelos fotoelásticos prontos.

Assim os três modelos fotoelásticos são obtidos após a cura da resina. Antes da aplicação do carregamento os modelos foram avaliados em um polaroscópio do Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia a fim de verificar a presença de tensão residual decorrentes de um processo denominado “efeito de borda”, Dally J. W. e Rilley W. F. (1978).

3.4. Aplicação dos carregamentos

Os modelos fotoelásticos foram adaptados a um dispositivo para a aplicação de carga nos implantes. Todo o aparato foi montado em um polariscópio de transmissão, conforme mostrado na

Fig. (4). Para servir de local para aplicação das cargas foram coladas a cada pilar pequenas chapas metálicas utilizando metacrilato. Inicialmente, foi aplicado uma carga axial nos implantes de 1 Kgf (Carga 1). A seguir, foram aplicados carregamentos excêntricos visando obter momentos fletores. Neste caso, uma força de 0.45 Kgf foi aplicado no plano dos modelos na direção axial dos implantes a uma distância de 7mm do seu eixo central (Carga 2). A Figura (4) mostra os diferentes carregamentos aplicados aos modelos fotoelásticos.

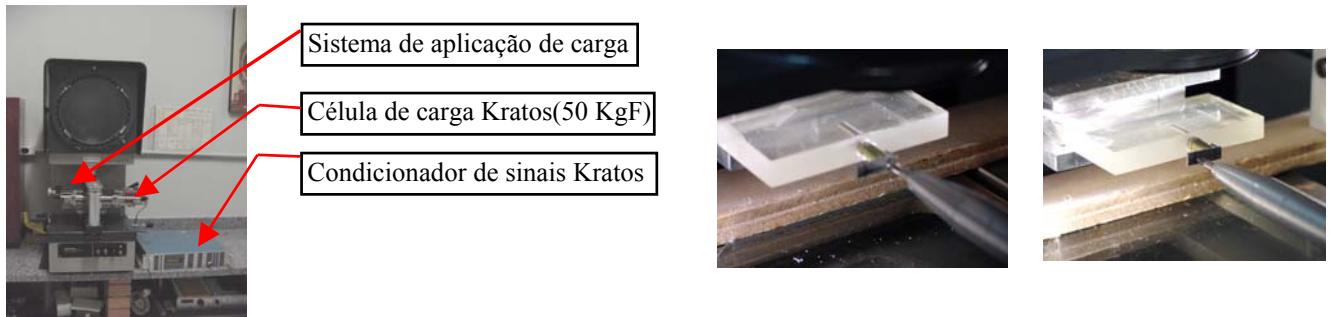


Figura 4. Esquemas da montagem experimental e dos carregamentos aplicados no modelo.

Para cada carregamento aplicado ao modelo, os padrões de franjas isocromáticas foram fotografadas a fim de se avaliar comparativamente os níveis de tensão gerados pelas diferentes conexões utilizadas.

4. RESULTADOS

A Figura (5) apresenta a distribuição de franjas (Isocromáticas) ao longo dos implantes E, I e C, respectivamente. Nestes casos, este padrão de franjas foi obtido para carga tipo 1.

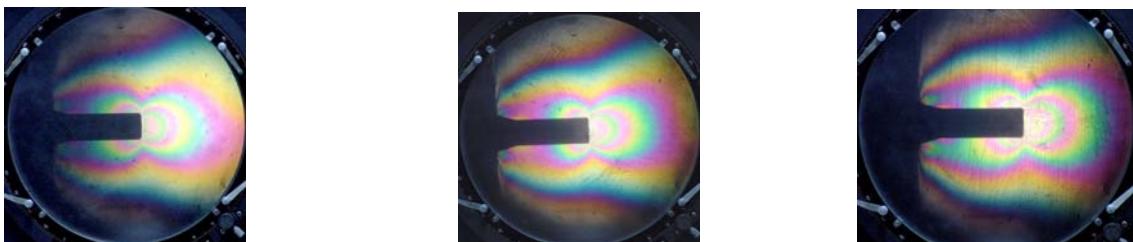


Figura 5. Distribuição das franjas para os implantes E, I e C sob carga axial (tipo 1).

A Figura (6) apresenta a distribuição de franjas ao longo dos implantes E, I e C, respectivamente com cargas do tipo 2.

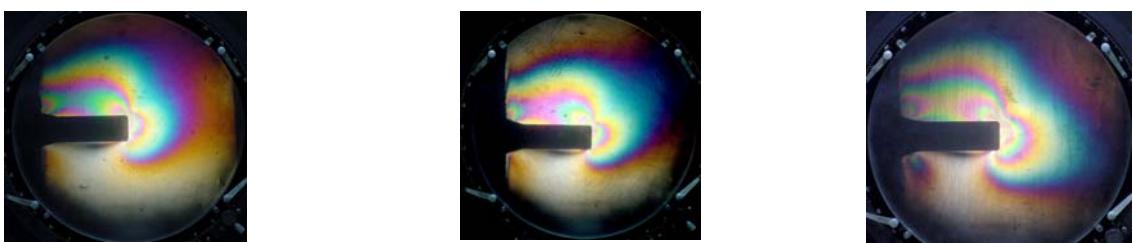


Figura 6. Distribuição das franjas para os implantes E, I e C sob carga de flexão (tipo 2).

A Figura (7) mostra uma imagem dos resultados das ordens de franjas e os 07 pontos de medida destas ordens de franja utilizados como referência para estimar a tensão cisalhante máxima. As tensões cisalhantes máximas, mostradas na Tab. (1), foram estimadas considerando a carga axial

(tipo 1) a partir da Eq. (6) e com uma constante ótica (K) de 0.3 N/mm e uma espessura (b) de 8.7 mm.

5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Para carga tipo 1, as tensões cisalhantes máximas apresentaram valores diferentes nos vários pontos analisados como mostra a Tab. (1). A diferença máxima dos valores foi observada na região de pescoço do implante, sendo que no implante I foi observado o menor valor.

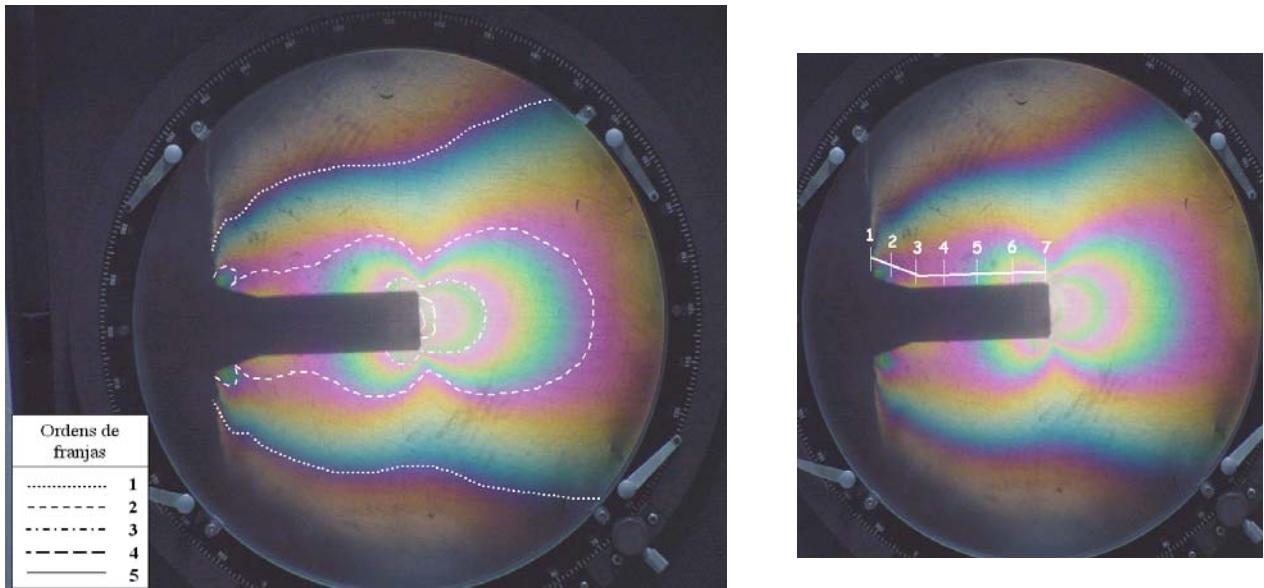


Figura 7. Ordens de franjas principais e pontos de medida para o Implante I.

Para a carga tipo 2 foi observada uma ordem de franja máxima na parte superior do pescoço do implante E de aproximadamente 4. Este mesmo efeito foi observado na parte tracionada, porém com uma ordem de franja 2. No implante I na região de compressão a ordem de franja máxima chegou próxima a 3.5. No lado tracionado a tensão se distribuiu em uma área superficial com uma ordem de franja próxima a 1.5. Enquanto que no implante C se observou uma ordem de franja máxima na região de compressão de aproximadamente 5 e deslocada em direção ao ápice do implante. A ordem de franja máxima de tração foi de aproximadamente 2 deslocada para o meio da região cônica do implante. No carregamento 2 observou-se uma ordem de franja máxima compressiva na região de pescoço.

Nos casos analisados observaram-se comportamentos levemente diferentes para as diferentes conexões indicando que, provavelmente, existe uma certa diferença no gradiente de tensões ao longo do corpo do implante. No entanto, uma conclusão mais precisa destes níveis de tensões deverá ser obtida em trabalhos subsequentes.

Tabela 1. Tensão cisalhante máxima para os modelos analisados sob carga axial (tipo 1).

Pontos de leitura	Modelos						Diferença Máxima	
	Implante E		Implante I		Implante C			
	N	τ (Kpa)	N	τ (Kpa)	N	τ (Kpa)		
1	2.8	48	2.0	34	2.8	48	14	
2	2.2	38	2.4	41	2.6	44	6	
3	2.1	36	2.6	44	2.2	38	8	
4	2.0	34	2.3	39	2.0	34	5	
5	2.5	41	2.1	36	2.6	44	8	
6	2.9	50	2.6	44	3.0	52	8	
7	4.0	68	4.0	68	3.7	64	4	

O uso da fotoelasticidade em pesquisa odontológica data de 1935 por Zak. Atualmente, o método de elementos finitos tem sido utilizado para avaliar o comportamento biomecânico dos materiais. Porém Iplikçoglu et al em 2003 encontrou diferença nos resultados quando comparando técnicas de análise de tensões utilizando medidores de tensão com análise de elementos finitos, principalmente em simulações de cargas perpendiculares ao implante. A isto foi atribuído o fato de que perfeita união ou conexão entre implantes e pilares talvez não seja o cenário atual dos implantes osseointegráveis.

Existem familiaridades entre o presente estudo e outros anteriormente publicados. Deines et al em 1993 comparou através de técnica fotoelástica os campos de tensões resultantes de dentes naturais e 3 diferentes sistemas de implantes. Em qualquer sistema grandes valores foram obtidos, para cargas perpendiculares e encontrados na região cervical dos implantes. Estudo de Faulkner et al (1998) mostrou, assim como este, que implantes carregados em forças afastadas do seu eixo demonstram grandes tensões localizadas junto à crista óssea. Trabalhos utilizando análise por elementos finitos encontraram também as situações de máxima tensão na região cervical dos implantes, sendo destacado pelos autores o fato de que mudanças nas rosas ou no desenho externo do implante levariam a alívios das regiões sobrecarregadas (Chun et al, 2002 e Tanquist, 1990).

Pesquisa de Burr et al (1985) confirmou a ação deletéria do excesso de tensão sobre o osso. A equipe demonstrou que cargas excessivas e cíclicas no osso levam a microfraturas e consequente reabsorção. No caso dos implantes esta se localiza junto a crista óssea devido a concentração de forças, conforme demonstrado por Misch et al (2001), alterando o processo de remodelamento existente. Tada et al (2003) mostrou que reabsorção óssea local também está relacionada a qualidade do leito ósseo em que o implante se encontra, pois quanto pior a qualidade mais evidente é o processo de reabsorção.

A própria anatomia óssea leva a concentração de forças locais pelo fato de possuirmos uma camada de osso cortical rígido externamente e osso esponjoso, mais elástico, internamente. Os próprios dentes naturais quando sob carga geram tensões maiores junto a cortical óssea (Caputo e Standee, 1987), porém essas forças são amenizadas pelo ligamento periodontal, conforme Deines et al (1993), e não trazem consequências. No presente trabalho poderiam ser utilizados dois tipos de resina, cada uma simulando as diferentes propriedades físicas de cada tipo ósseo, porém isto não influenciou nos resultados, pois o objetivo foi comparar os possíveis campos de tensões para as várias conexões analisadas.

Trabalhos anteriores (Merirelles, 2003) concluem que implantes com conexões hexagonais internas distribuiriam de forma mais homogênea as tensões ao longo do corpo do implante do que conexões tipo hexágono externo. Neste mesmo estudo o autor relata ter observado diferenças morfológicas externas entre os dois diferentes tipos de implantes, porém não atribuiu os resultados encontrados a esta característica (Chun et al, 2002, Siegele e Soltesz, 1989 e Tada et al, 2003).

6. CONCLUSÃO

Este trabalho faz parte de uma Dissertação de Mestrado integrada aos cursos de Odontologia e Engenharia Mecânica na linha de Biomecânica, que está em sua fase inicial. Este primeiro trabalho serviu para adequar e calibrar os materiais e dispositivos utilizados na avaliação do campo de tensões.

Nesta primeira avaliação foram observadas pequenas mudanças na distribuição do campo de tensões nos implantes analisados. No entanto, conclusões definitivas que possam indicar um comportamento mais adequado de um modelo só poderão ser feitas após uma avaliação mais criteriosa para os diferentes tipos de conexões analisadas.

7. AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Dr. Vanderlei Luís Gomes, a Sr^a Tereza Cristina Gomes Maia e ao técnico Marco Antônio Lana pela ajuda e paciência prestada durante a realização deste projeto. Agradeço também as empresas Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba (Brasil) pela fabricação dos implantes utilizados na pesquisa; e à Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo (Brasil) pelo auxílio prestado ao Laboratório de Projetos Mecânicos.

8. REFERÊNCIAS

- Adell, Lekholm, U., Rockeler, B. Bränemark, P-I., "A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw." *Int. J. Oral Surg.*, v. 10, n. 6, p. 387-416, 1981.
- Albrektsson, T., Bränemark, P.-I., Hanson, H.-A, Lindström, J., "Osseointegrated titanium implants." *Acta orthop. scand.* v. 52, p. 155-170, 1981.
- Assenza , B. et al., "Osteoclast Activity around loaded and unloaded implants: a histological study in the beagle dog." *J. Oral Implantol.*, v.29, n.1, p.1-7, 2003.
- Binon, P., "Implants and components: entering the new millennium." *Int. J. Oral Surg.*, v. 10, n. 6, p. 387-416, 2000.
- Burr, D.B., Martin, R.B., Shaffler, B., Radin, E., "Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage." *J. Biomech.*, v.18, p.189-200, 1985.
- Caputo, A.A., Standlee, J.P., "Force transmission during function. In: Biomechanics in Clinical Dentistry." Chigaco: Quintessence, 1987. P. 29-54.
- Chun, H-J, Cheong, S-Y, Han, J-H, Heo, S-J, Chung, J-P, Rhyu, I-C, Choi, Y.C., Baik, H.K., Kuy, Kim, M., "Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite elements analysis." *J. Oral Rheabil.*, v. 29, n. 6, p. 565-574, 2002.
- Dally, J.W., Riley, W.F. "Experimental stress analysis." Tokyo: McGraw-Hill Kogakusha, Ltda, 1978, 2 Ed.
- Deines, D.N., Eick, J.D., COBB, C.M., BOWLES,C.Q., JOHNSON C.M., "Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs." *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, Dec., v. 13, n. 6, p. 540-9, 1993.
- Faulkner, G., Wolfaardt, J., Valle, V., "Console abutment loading in craniofacial osseointegration." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 13, n. 2, p. 245-252, 1998.
- Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., Kan, J.Y., "Clinical complications with implants and implant prostheses." *J Prosthet Dent.*, v. 90, n. 2, p. 121-32, 2003.
- Haraldson, T., "A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw." *Scand J Plast Reconstr Surg.*,v. 14, n.3, p.209-14, 1980.
- Iplikcioglu, H., Akça, K., Çehreli, M., C., Sahin, S. "Comparison of non linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 18, n. 2, 2003.
- Mangano, C., Bartolucci, E.G., "Single tooth replacement by Morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants." *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 16, n. 5, p. 675-80, Sep-Oct, 2001.
- Mcglumphy, E.A., Campagni, W.V., Peterson, L.J., "A comparision of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element." *J. Prosth. Dent.*, v. 62, n. 5, p. 586-93, 1989.
- Meirelles, L.A., "Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno." Piracicaba, 2003. Tese (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas
- Misch, C.E., Bidez, M.W., Sharawy, M., "A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report." *J Periodontol.*, v. 72, n. 9, p. 1276-86, Sep 2001.

- Morris, H.F., et al., "A new implant designed to maximize contact with trabecular bone: survival to 18 months." *J. Oral Implantology*, n.4, v.27, 2001.
- Oliveira, E.J., "Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos". Uberlândia, 2003. Tese (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia. Rieger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K., Tanquist, R.A., "Bone stress distribution for six endosseous implants." *J. Prosth. Dent.*, v. 63, n. 6, p. 671-676, 1990.
- Siegele, D., Soltesz, U., "Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone." *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, winter, v. 4, n. 4, p. 333-40, 1989.
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitapura, E., Mikayawa, O., Kusakari, H., "Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis." *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 18, n. 3, 2003.
- ZAK, B., "Photoelastic analysis in der orthodontischen mechanik." *Zeitschrift fur Stomatologie*, v. 33, n. 1, p. 22-37, 1935.

9. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.

STRESS ANALYSIS IN DENTAL IMPLANTS USING PHOTOELASTIC TECHNIQUES.

Sérgio Rocha Bernardes

Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Av. Pará, 1720 - Bloco 2U.
sergiorb@mailcity.com

Cleudmar Amaral de Araújo

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

Flávio Domingues das Neves

Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Av. Pará, 1720 - Bloco 2U.
neves@triang.com.br

Abstract: In the 1960s the osseointegration process was discovered and developed intra-osseous anchorage of dental prostheses. Since then many publications have already confirmed the higher rate of success of this treatment. But from its conception until now dental implants have shown some limitations; for example, an average of 0.9mm of bone loss around the implants in the first year and 0.1mm in following years. A probable reason for this is a strain concentration around the implant neck as a result of an overload in prosthesis leading to bone microfractures. In an attempt to decrease the strain concentration around the implants, companies put implants with different connections to the abutment on the market. These solutions are recommended to clinicians as an alternative for reducing strain levels in the bone crest. In this research three types of implant connections were evaluated: internal hexagon, external hexagon and morse taper. Implants without threads were fixed in photoelastic blocks of the same size. These implants were bonded by screws to equal prostheses. Over each group was applied a load inclined in relation to the axis of the implant simulating a masticatory load. In these models the quality of the strain gradient over the implant body was evaluated.

Keywords: Dental implants, connections, abutment, photoelasticity, strain.