

MATERIAL E TÉCNICA PARA ANÁLISE FOTOELÁSTICA PLANA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES PRODUZIDAS POR IMPLANTES ODONTOLÓGICOS*

Material and thecnique for plane photoelastic analysis of strenghs distribution produced by dental implants.

Everaldo José de Oliveira*
Vanderlei Luiz Gomes**
Henner A. Gomide**

RESUMO

A fotoelasticidade utilizada no estudo da distribuição de esforços nas diferentes áreas das engenharias, é uma técnica que requer modelos produzidos em material resinoso, que apresenta propriedades fotoelásticas. Esses materiais utilizados por pesquisadores nacionais são na maioria de origem estrangeira. Os resultados obtidos podem ser avaliados qualitativa e quantitativamente. Em odontologia sua utilização tem sido cada vez maior, sobretudo na avaliação dos sistemas de implantes osseointegrados, estreitando eles com a bioengenharia, procurando explicar o complexo mecanismo de distribuição de esforços entre as estruturas biológicas e mecânicas envolvidas. Assim, considerando as dificuldades em obter estes materiais fotoelásticos, pelos interessados em trabalhar com a técnica no Brasil, torna-se necessária a busca de matéria prima nacional para elaboração de testes. Após análise de vários produtos que poderiam apresentar características favoráveis ao emprego da técnica, chegou-se à resina epóxi (bisfenol A + epoliglicol), catalizada por um benzenometanol + isoforonadiamina. A avaliação dessa resina foi através da elaboração de um protocolo para confecção de modelo fotoelástico, contendo um implante rosqueável, tipo Branemark com hexágono externo, e a realização de ensaios, submetendo-os a esforços de 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0 Kgf, executados por uma máquina de ensaios universal (EMIC/DL - 2000) e os efeitos ópticos (franjas) visualizados, foram fotografadas e analisadas qualitativamente, definindo-se o número de ordem e seu valor para cada nível de força aplicada. Verificou-se que a resina é um material transparente, apresenta boa resposta óptica, característica linear, é homogêneo e isotrópico, apresenta reduzido efeito de bordo, pode ser facilmente obtido, é livre de tensões residuais mesmo quando um corpo sólido é contido no seu interior (livre de fluência) e é de baixo custo. Possibilitando através de pequeno carregamento o surgimento de inúmeras franjas, o que a credencia para aplicação em ensaios fotoelásticos, especialmente em Odontologia, onde modelos complexos e de forma variada são objetos de estudo. Verificou-se também a constante fotoelástica do material que é $K=0,210$ Kgf/mm.

UNITERMOS

Análise fotoelástica, Materiais fotoelásticos, Implantes odontológicos, Resina epóxi.

INTRODUÇÃO

Tem-se hoje uma época em que a expectativa de vida humana vem aumentando, juntamente com a possibilidade de manutenção dos dentes, através de mecanismos preventivos ou da moderna odontologia restauradora. Ainda assim, nos casos onde a odontologia não é mais possível, a bioengenharia se encarrega de recolocar raízes artificiais, preparadas através dos implantes osseointegrados BRANEMARK & ADELL (1969)⁴; BONACHELA (2002)³; SPIEKERMAN (2000)¹⁵.

Com a grande variedade dos sistemas de implantes existentes no mercado, houve uma abertura à população e, muito embora não exista ainda unanimidade de opiniões a respeito do número, disposição, tipo e desenho dos implantes, sabe-se que a previsibilidade de sucesso pode ser alcançada ALBREKTSSON & SËNNERBY (1990)¹; BRANEMARK (1977)⁵.

Ao restabelecer a função mastigatória, a harmonia estética e a fonética através dos variados métodos de reabilitações suportadas por implantes, buscam-se o conforto e satisfação dos pacientes.

Pesquisas em implantodontia almejam sobremaneira esclarecer e explicar os fenômenos que ocorrem na interface osso/implante. Neste ínterim, a análise fotoelástica se apresenta como eficiente método para estudar modelos complexos e de formas variadas, como os produzidos em Odontologia.

O que tem dificultado a aplicação da análise fotoelástica, é a dificuldade encontrada em obter uma resina que preencha os requisitos desejáveis para um modelo fotoelástico: transparência, boa resposta óptica, características lineares, homogeneidade e isotropia; ausência de fluência; elevado módulo de elasticidade; inexistência do efeito de borda; constante óptica que não se altere com a temperatura; facilidade de obtenção; falta de tensões residuais; baixo custo e facilidade de

trabalho para confeccionar os modelos fotoelásticos.

A proposta deste trabalho é avaliar o desempenho de um material e a técnica para obtenção de modelos fotoelásticos, que permitam análise da distribuição de esforços em volta dos corpos submetidos a cargas, buscando justificar a utilização dessa metodologia como meio de proporcionar confiabilidade, segurança, praticidade e eficácia na pesquisa sobre distribuição de esforços em Odontologia ou em outras áreas do saber.

REVISÃO DE LITERATURA

OLIVEIRA & GOMIDE (1988)¹⁴ relatam que o conceito da fotoelasticidade surgiu na França, nos anos 30, alcançando desenvolvimento significativo na década de 50, com Zandman et al.

Para HARALDSON (1980)¹¹, consiste em um dos métodos mais comumente utilizados para análise biomecânica de implantes, juntamente com a avaliação computadorizada bi ou tridimensional de elementos finitos. Baseia-se no fato de que um material transparente é opticamente ativo sob situações de carga.

A técnica da fotoelasticidade exige confecção de modelos feitos de material transparente, homogêneo, isotrópico, com propriedades lineares e portador de certas propriedades ópticas, sendo que o principal requisito é que o material exiba uma dupla refração temporária, quando submetido a um estado de tensão/deformação. Os efeitos ópticos resultantes da aplicação das cargas são observados em um campo de luz polarizada, produzido por um polariscópio, que quando utiliza uma fonte de luz branca, produz a manifestação dos efeitos ópticos como bandas coloridas. Utilizando luz monocromática, os efeitos ópticos no modelo se manifestam como uma série alternada de bandas pretas e brancas, que têm número de ordem iniciando em um ponto do modelo, dependendo da intensidade da carga. As ordens ou número

*Prof. Mestre em Reabilitação Oral pela Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia/ Prof. da Faculdade de Odontologia de Anápolis, na disciplina de Prótese .

**Prof. Dr. em Prótese Removível e Materiais Odontológicos na Fac. de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (Orientador)

**Prof. Dr. em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (Co-Orientador)

das franjas estão relacionados com o estado das tensões no modelo, através da relação conhecida como Lei Óptica das Tensões. MAHLER & PEYTON (1955)¹²; DALLY & RILLEY (1978)⁶ e GOMIDE & MARQUES, (1993)⁹.

A franja é definida como uma linha entre as bandas coloridas do espectro de frequência do vermelho para o verde. A ordem das franjas consiste na seqüência de cores das bandas, incluindo uma linha de franja. A ordem de franja zero é o preto e indica falta de tensão. A tensão pode ser quantificada, contando o número de franja. MAHLER & PEYTON (1955)¹², e DALLY & RILLEY (1978)⁶. Já o valor da franja depende do tipo de material utilizado, sua espessura, a temperatura do modelo e o comprimento de onda do feixe de luz GLICKMAN (1970)⁷. Corresponde ao lugar geométrico dos pontos de tensões cisalhantes máximas e constantes. Contando o número das franjas, a distribuição desta tensão máxima (diferença das tensões principais) pode ser determinada. No contorno livre ou em qualquer outro ponto onde o estado de tensão é uniaxial, a tensão cisalhante máxima é igual à metade da tensão principal não nula. OLIVEIRA & GOMIDE (1988)¹⁴.

Consta-se que ZAK (1935)¹⁶ utilizou, estes princípios pela primeira vez, em Odontologia, procurando definir os diversos tipos de movimentos ortodônticos. MAHLER & PEYTON (1955)¹² ratificaram a contribuição dos conhecimentos da fotoelasticidade para análise de tensões sobre dentes e próteses uma vez que as forças aplicadas sobre um corpo distribuem-se conforme as direções de aplicação, independente da morfologia do protótipo estudado. GLICKMAN (1970)⁷ empregou a análise fotoelástica para avaliação qualitativa da direção e distribuição de esforços no periodonto, ao redor de molares, sob situações de carga oclusal empregando um dinamômetro na aplicação de esforços. Para controlar as direções das forças, construiu guias para adaptação na fossa central, cúspides e cristas marginal dos dentes. HARALDSON (1980)¹¹ empregou carga vertical e horizontal sobre implantes, com máximos 50Kp(490N) em três situações de ancoragem distintas: A -completa ancoragem óssea; B-perda óssea vertical e C-perda óssea horizontal. Os esforços verticais concentraram na porção apical do implante sendo que as espiras dos implantes rosqueáveis permitiram a transmissão mais favorável ao longo de sua superfície, comparado aos implantes lisos. Para cargas horizontais houve diferença na distribuição para as situações de ancoragem distintas e, em todos os casos, os valores foram superiores à carga vertical. Os esforços concentraram-se nas margens do corpo-de-prova e aumentaram quando o suporte se reduzia em virtude do braço de alavanca formado. Nos casos de perda óssea vertical, as

franças apresentaram desenho circular, indicando uma maior variabilidade no padrão de tensões. GOMES (1996)⁸, utilizando fotoelasticidade plana, demonstrou as alterações dimensionais que sofrem as resinas acrílicas termopolimerizáveis processadas em diferentes tempos para sua polimerização. GOMIDE & MARQUES (1993)⁹ introduziram a técnica da fotoelasticidade no ensino da engenharia, para análise de tensões e deformações bi ou tridimensionais, através da observação de um modelo em material fotoelástico e mensuração dos efeitos ópticos, a fim de obter qualitativa e quantitativamente as tensões/deformações. Tais análises têm sido utilizadas com o objetivo de determinar e otimizar a resistência mecânica de máquinas e estruturas, e ou compreender o funcionamento de certos sistemas mecânicos, particularmente em peças com formas geométricas complicadas e/ou distribuição complexa de carga.

Em relação aos tipos de materiais empregados na técnica da fotoelasticidade, estes são normalmente resinas epóxi, curadas com aminas ou anidridos, policarbonatos, além de outros, escolhidos tendo em vista suas propriedades, tais como: alta constante óptica, baixo módulo de elasticidade, alta resistência óptica e mecânica à tensão de relaxação, resposta óptica/deformação linear, alto limite de proporcionalidade relativo à deformação e flexibilidade, fácil obtenção, facilidade de usinagem, transparência, ausência de manchas ópticas, de tensões residuais, baixo custo e características que possibilitem sua utilização em superfícies irregulares. OLIVEIRA & GOMIDE (1988)¹⁴. GLICKMAN (1970)⁷ empregaram um bloco de silicóna opticamente clara bifringente. GOMIDE (1975)¹⁰ utilizou, Araldite, as CY175 e F-CY205 com os endurecedores anidridos ftálico, metilendometilene e maleico. A boa transparência e ausência de manchas serviram para a seleção inicial das melhores combinações. O módulo de elasticidade foi importante na seleção do material, pois controlou as distorções do modelo causadas pela aplicação de esforços. Concluiu que a Araldite CY205, curada com anidrido ftálico, apresenta excelentes propriedades para análise fotoelástica plana, exibindo boa transparência, sensibilidade óptica e isenção de manchas, além de fácil obtenção. A combinação da Araldite CY175 com anidridos ftálico e maleico não apresentou condição para ser utilizada. A Araldite CY205, curada com a combinação dos anidridos ftálico e maleico, é melhor, pois goza de todas as propriedades requeridas para o método de congelamento das tensões. Também, como observado, materiais com diferentes propriedades físicas podem ser obtidos como função das porcentagens de endurecedores usados, sendo os nacionais desenvolvidos,

aproximadamente, quatro vezes mais baratos. GOMIDE (1975)¹⁰ apresentou o método do congelamento desenvolvido na Alemanha, utilizando o Trolon como material que possibilitou fixar a anisotropia óptica, mesmo após remoção da carga. As tensões são congeladas no modelo, que cortado, permite análise das partes. Foi necessária a determinação da temperatura crítica ou de congelamento das tensões. ALMEIDA & GOMIDE (1977)² desenvolveram modelos fotoelásticos com módulo de elasticidade variável para análise e congelamento de tensões. Utilizaram resina epóxi como material básico. Concluíram que a resina apresentou séria limitação na razão entre os módulos de elasticidade dos materiais, para formação do modelo composto. Foi possível aumentar a temperatura crítica com o emprego do triacetato de gliceril, como plastificante. O método também não eliminou o efeito das tensões térmicas, já que o congelamento das tensões se processou em uma faixa de temperaturas. HARALDSON (1980)¹¹ utilizou-se de resina epóxi (Araldite HY956) e endurecedores produzidos pela CIBA-GEIGY do Brasil. OLIVEIRA & GOMIDE (1988)¹⁴ desenvolveram dois materiais para utilização em fotoelasticidade de reflexão: CY205/100-HY951/20 e HGY1109/100 - HY943/30, para análise de tensões/deformações em superfícies planas, curvas ou irregulares. Aqueles fornecidos pela Photoelastic Inc (1980), destacando o PSM-1; PSM-4; PSM-5 e CR-39, além de outros como o Homalate-100 (poliéster), epóxi ERL-2774 e policarbonatos são importados. Os modelos foram obtidos pela combinação proporcional das resinas com cada tipo de endurecedor, usando métodos empíricos. A proporção usada inicialmente foi de 10pp das resinas com 50pp dos endurecedores, à temperatura ambiente, distribuído segundo o grau de transparência e fragilidade. Numa segunda etapa de testes, a proporção foi alterada para 100pp de resina e Xpp de endurecedores com X variando entre 10 e 50pp. GOMIDE & MARQUES (1993)⁹ testaram resinas de poliuretano, sendo escolhida a resina Vibrathane L100, com o catalizador Vibracure M. Uma boa combinação resina/endurecedor foi a relação de 100pp de vibrathane para 1100pp do vibracure. Para análise dos resultados, utilizaram o polariscópio de transmissão desenvolvido por LESCANO E SILVA (1980). Os modelos foram analisados sem a necessidade de sistemas de carga, uma vez que estas foram aplicadas manualmente pelo operador, permitindo informações rápidas e precisas, do ponto de vista qualitativo. Em cada modelo fotoelástico identificou o ponto de maior número de franjas, que é proporcional ao estado de tensão, como ponto de maior concentração de tensões ou ponto crítico.

MATERIAIS E MÉTODO

Um modelo mestre em alumínio com 50,0 mm de comprimento, 30,0 mm de altura e 16,0 mm de espessura, contendo no centro da face de 16x50 mm uma perfuração, no

interior da qual, foi rosqueado um implante Máster Screw de 3,75 X 13,00mm – hexágono externo, da Conexão Sistemas de Prótese, foi utilizado para elaboração do modelo fotoelástico (Figura 1).

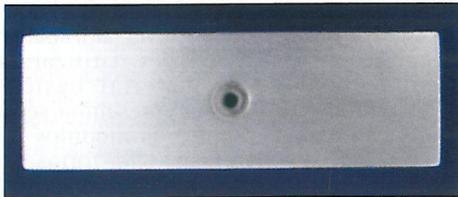


Figura 1 - Modelo mestre em alumínio com implante posicionado. Utilizado na obtenção do molde que dará origem ao modelo fotoelástico.

Ao implante adaptou-se um transferente cônico, fixando-se em seguida o modelo mestre pela face oposta, aos transferentes, no fundo de uma moldeira individual acrílica. Obteve-se um molde em silicone industrial azul, ao qual, após removido da moldeira, foi posicionado em seu interior, no orifício correspondente, o conjunto transferente cônico e implante.

Uma mistura homogênea e cuidadosa contendo 18ml de Adesivo B Flexível Componente A, cód. CRM 201, base, (resina epóxi Bisfenol A, com percentual de 55% e Polímero de epícloridrina epoliglicol em 45%), e 9,0ml de Adesivo B Flexível Componente B, cód. CME 252, catalizador, benzenometanol, Isoforonadiamina, com proporção de 40% para cada - os componentes referentes aos outros 20% não foram fornecidos pelo fabricante (Polipox Indústria e Comércio Ltda. - São Paulo SP) – foi efetuada em um Becker de vidro durante 15' min, evitando incorporação de bolhas de ar, e imediatamente vertida no interior do molde.

Para o endurecimento da resina, o modelo permaneceu em estufa calibrada a uma temperatura constante de 25°C durante 24 hs. Em seguida, a superfície exposta do modelo foi isolada com silicone líquida e este retornou à estufa, nas mesmas condições, até que se completassem os 07 dias necessários à cura final (Figura 2). Ainda com a mesma mistura de resina, preparou-se um corpo de prova em forma de disco, submetido ao mesmo protocolo de cura, indicado para calibração do modelo.



Figura 2 - Modelo finalizado, pronto para ser levado ao polariscópio.

Quando o corpo de prova e o modelo foram posicionados no polariscópio circular (construído pelo DEM/UFU), antes da aplicação de cargas pela Máquina de ensaios universal (EMIC/DL-2000) (Figura 3) nenhuma tensão residual, devido à sua obtenção, existia, como pôde ser observado pelas fotografias digitais obtidas do polariscópio (máquina digital Mavica FD97, Sony), confirmando a isenção de tensões (Figura 4).

RESULTADOS e DISCUSSÃO

Ao serem marcados os contornos das franjas, visualizadas em cada nível de força aplicada, foram nomeados os pontos A e A', localizados na extremidade direita e esquerda do ápice do implante e os pontos O e O', localizados no centro das franjas Zero do lado direito e esquerdo, respectivamente, como referência para avaliação posterior dos resultados (Figura 5; Tabela 2) (Figura 6; Tabela 3) (Figura 7; Tabela 4) (Figura 8; Tabela 5).



Figura 3 - Máquina de Ensaio Universal com polariscópio circular inserido

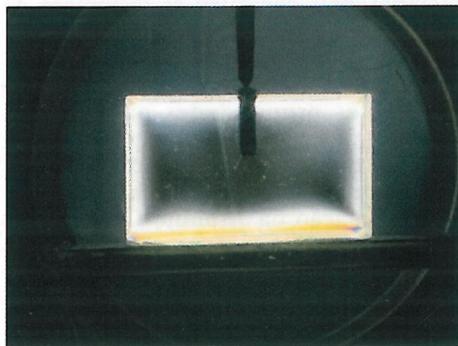


Figura 4 - Modelo posicionado no polariscópio circular, sem carga

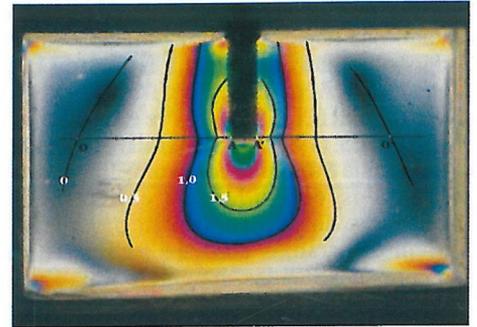


Figura 5 - Aplicação de 0,5 Kgf. Delimitação das ordens de franjas e da linha reta milimetrada traçada no ápice do implante

Tabela 2 – Demonstração da aplicação de 0,5 Kgf no LD e LE do implante

Ordem da Franja	LD = A-O	LE = A'-O'
0	89mm	74mm
0,5	44mm	31mm
1,0	19mm	14mm
1,5	06mm	04mm

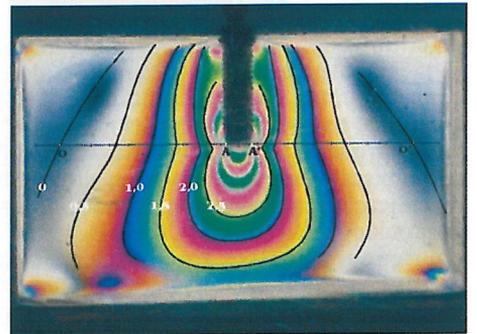


Figura 6 – Aplicação de 1,0 Kgf. Delimitação das ordens de franjas e da linha reta milimetrada traçada no ápice do implante

Tabela 3 – Demonstração da aplicação de 1,0 Kgf no LD e LE do implante

Ordem da Franja	LD = A-O	LE = A'-O'
0	95mm	88mm
0,5	60mm	53mm
1,0	40mm	36mm
1,5	26mm	23mm
2,0	16mm	14mm
2,5	09mm	08mm
3,0	03mm	03mm

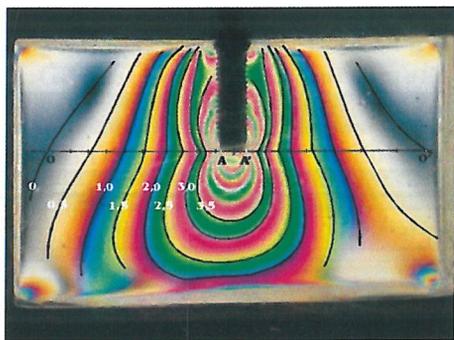


Figura 7 - Aplicação de 1,5 Kgf. Delimitação das ordens de franjas e da linha reta milimetrada traçada no ápice do implante

Tabela 4 - Demonstração da aplicação de 1,5 Kgf no LD e LE do implante

Ordem da Franja	LD = A-O	LE= A'-O'
0	99mm	97mm
0,5	71mm	66mm
1,0	55mm	50mm
1,5	41,5mm	36mm
2,0	30,5mm	25mm
2,5	21mm	17mm
3,0	13mm	10mm
3,5	7,5mm	06mm
4,0	3,5mm	02mm

Os valores representados nos gráficos 1 e 2, correspondem à energia absorvida pelo material ao longo dos segmentos de reta para AO e A'O'', e foram obtidos pelo cálculo da área sob a curva estabelecida. O eixo Y representou a ordem de franja, e o eixo X, a posição da franja em milímetros. Nestes, pôde-se verificar a ordem de franja, que é proporcional às tensões e estas, aos níveis de energia, ou seja, quanto maior a carga aplicada, maior o número de franjas concentradas principalmente próximo ao ápice do implante, até um limite de 6,5Kgf,

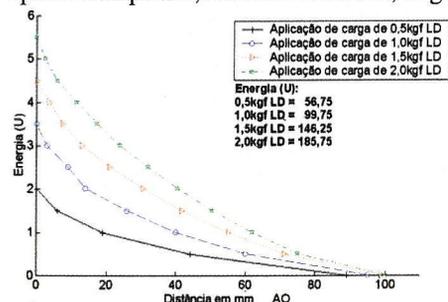


Gráfico 1 - Leitura da energia absorvida quando da aplicação de 0,5-2,0Kgf no LD

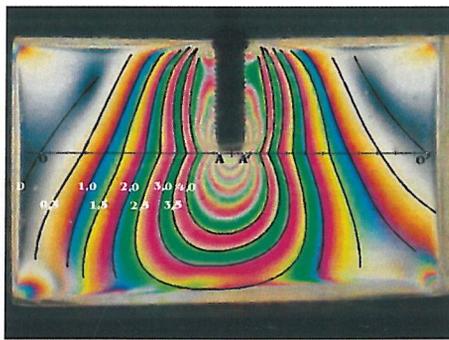


Figura 8 - Aplicação de 2,0 Kgf. Delimitação das ordens de franjas e da linha reta milimetrada traçada no ápice do implante

Tabela 5 - Demonstração da aplicação de 2,0Kgf do LD e LE do implante

Ordem da Franja	LD = A-O	LE= A'-O'
0	100mm	100mm
0,5	75mm	73mm
1,0	62mm	58mm
1,5	50,5mm	45mm
2,0	40,5mm	35mm
2,5	32mm	26,5mm
3,0	24mm	19mm
3,5	17,5mm	13,5mm
4,0	11,5mm	8,5mm
4,5	06mm	05mm
5,0	2,5mm	02mm

quando então a resina não mais suportou a pressão, criando uma deformação permanente em sua estrutura.

A constante óptica do material (K) foi calculada utilizando-se a técnica de calibração definida por Dally & Riley (1965), medindo a ordem das franjas (N) no centro de um modelo circular com diâmetro (D) expresso em mm, comprimido por uma carga (P) expressa em kgf (Figura 9, tabela 6).

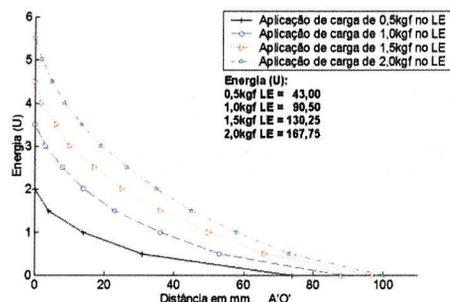


Gráfico 2 - Leitura da energia absorvida quando da aplicação de 0,5-2,0Kgf no LE

$$K = \frac{8P}{\pi DN}$$

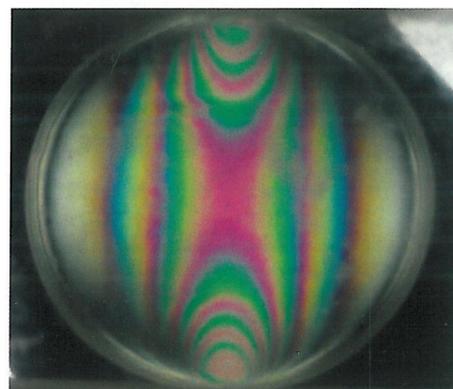


Figura 9 - Corpo-de-prova para obtenção da constante óptica (K) da resina em estudo

Tabela 6 - Obtenção da ordem das franjas e determinação da constante óptica (K)

Ordem da Franja	Força (Kgf)
1,0	0,30 Kgf
2,0	0,58 Kgf
3,0	0,90 Kgf
4,0	1,20 Kgf
5,0	1,49 Kgf

A verificação do comportamento do material com relação à fluência foi realizada com a aplicação de uma carga constante de 1,0kgf, durante seis horas num modelo isento de tensões. Quinze segundos após a retirada da carga, não foi observada nenhuma franja residual, caracterizando a ausência de fluência.

Outras propriedades físicas do Adesivo B flexível deverão ser testadas. Desta forma, serão bem recebidas sugestões de metodologias para análises do material associado a implantes osseointegrados.

CONCLUSÕES

A partir dos testes realizados, da leitura exposta e dos resultados apresentados, foi possível verificar que:

- A resina epóxi Adesivo B flexível apresenta adequadas propriedades para ser utilizada em estudos onde a teoria da fotoelasticidade pode ser empregada. É um material transparente, apresenta boa resposta óptica, característica linear, é homogêneo e isotrópico, apresenta reduzido efeito de bordo, pode ser facilmente obtido, é livre de tensões residuais mesmo quando um corpo sólido é contido no seu interior e é de baixo custo;
- Nas condições empregadas, a constante óptica apresentou $K = 0,210 \text{ Kgf/mm.f}$ (Gráfico 3);

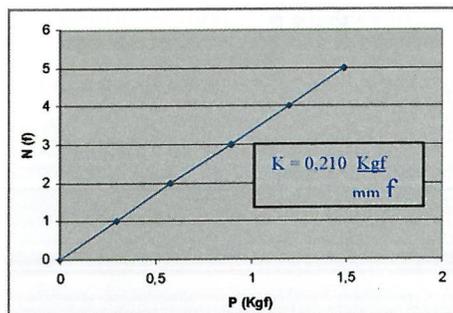


Gráfico 3 - Valor da constante óptica obtida experimentalmente

- Após seis horas sob tensão constante de 1,0 Kgf, não se observou nenhuma franja residual, caracterizando-a como material totalmente isento de fluência;
- Até um limite de três a cinco franjas, aproximadamente 2,0 Kgf no modelo usado, o material propicia boas condições de leitura e separação destas;
- Ao atingir um número de franjas superior a 20, o material começou a apresentar alterações estruturais que culminaram com seu rompimento aos 6,5 Kgf, referente ao modelo usado;
- É necessária a obtenção de mais dados técnicos do produto relativos às suas propriedades físicas (Tabela 1), que devem ser testadas adequadamente, para contribuir ao aprimoramento do mesmo, posto que atualmente sua indicação de uso restringe-se à fabricação de souvenirs;
- A inter-relação engenharia/odontologia, através de interesses multidisciplinares no desenvolvimento de técnicas e tecnologias, em muito tem contribuído para o crescimento das profissões e melhoria dos seus produtos.

SUMMARY

The photoelasticity technique has been properly used by the engineering sharing strength studies. However, its increasingly usage in dentistry, especially in the last decade with the osseointegrated implants, can be explained because of its easiness in tests and understanding results, moreover its low price and importance of the results that explains the function of those components. Considering the brazilian difficulties in accomplish scientific researches, limited by financial resources, it is necessary the quest of a national raw material

Tabela 1 - Propriedades do material

Propriedades	Componente A	Componente B
Estado físico	Líquido	Líquido
Cor	Amarelo claro	Amarelo claro
Odor	Fraco etérico	Amina
Ponto de ebulição	>200°C	>200°C
Temperatura de ignição	Não possui	-----
Decomposição térmica	-----	>200°C
Ponto de inflamabilidade	-----	180°C
Pressão de vapor	1,4mmHg	-----
Pressão de vapor a 20°C	-----	~6Pa
Densidade a 25°C	1,03 - 1,13 g/cm3	1 g/cm3
Solubilidade em água a 20°C	Insolúvel	Parcialmente solúvel
PH	Não determinado	-----
PH em água a 20°C	-----	~ 11 (mistura 1:1)
Viscosidade a 25°C	270-330Cps	50-8-Cps
Ponto de fulgor	154°C	-----

for tests development. This research aims the analysis of an epoxy resin (bisfenol A + epoliglicol) accelerated by a benzenometanol + isoforonadiamina. A model containing one Branemark external hex implant was embedded with that mentioned resin and the ensemble loaded with 0,5; 1,0; 1,5 and 2,0 Kgf. As results, the fringes observed through a polariscope were pictured and qualitatively analysed, describing precisely the order number and its value for each level of stress gradually applied. It was accessed that the resin permit great view because of its photoelastic proprieties, doesn't has residual tension and therefore can be stressed for the visualization of a big amount of fringes. That's because it constitutes a potential raw material for dental usage in scientific researches.

UNITERMS

Photoelastic analysis, Photoelastic materials, Dental implants, Epoxi resin.

AGRADECIMENTOS

Programa de Pós Graduação da Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia de Anápolis e Conexão Sistemas de Próteses.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Albrektsson, T., & Sennerby, L., Direct bone anchorage of oral implants: Clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. *Int J Prosthodont*;3:30-41,1990;
2. Almeida, C.A. & GOMIDE h.A., Desenvolvimento de um material fotoelástico com multi-módulos de elasticidade. *Anais do IV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica*, p.369-376, 1977;
3. Bonachela, W.C., & Rossetti, P.H.O., *Overdentures: das raízes aos Implantes Osseointegrados-Planejamentos, Tendências e Inovações*, Ed. Santos; 2002;
4. Branemark, P.I., Adell, R., Intra osseous anchorage of dental prostheses: Experimental studies. *Scandinavian J. of Plastic and Reconstructive Surgery* 3:81-100,1969;
5. Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 16:1-132,1977;
6. Dally, J.W., Riley, W.F., *Experimental stress analysis*, Mc Graw Hill, 1978;
7. Glickman, I., Roeber, F.W., Brion, M., Pameijer, J.H.N., *Photoelastic Analysis of Internal*

Stresses in by Occlusal Forces. **J. Periodont.** P. 30-35, 1970.

8. Gomes, V.L., **Comportamento mecânico de resinas acrílicas ativadas termicamente.** Tese de Doutorado, Faculdade Odontologia de Ribeirão Preto (USP), 68 paginas, 1996;

9. Gomide, H.A., & Marques, P.R., Modelos fotoelásticos para o ensino na engenharia **Ver XXI Congresso Brasileiro de Ensino de Engenharia COBENGE: Vol2,** p.614-623, 1993;

10. Gomide, H.A., Desenvolvimento de um material para fotoelasticidade tridimensional **Ver Anais do III Congresso**

Brasileiro de Engenharia Mecânica, p.27-42, 1975;

11. Haraldson, T., A Photoelastic Study of Some Biomechanical Factors Affecting the Anchorage of Osseointegrated Implants in the Jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg** 14: 209-214, 1980.

12. Mahler, D.B., Peyton, F.A., Photoelasticity as a research technique for analysis stresses in dental structures. **J. Dent. Res.**, 34:831-8, 1955;

13. Oliveira, S.A.G., **Introdução a fotoelasticidade plana.** Roteiro de Aula - Univ. Federal de Uberlândia Depto Engenharia Mecânica, Laboratório de

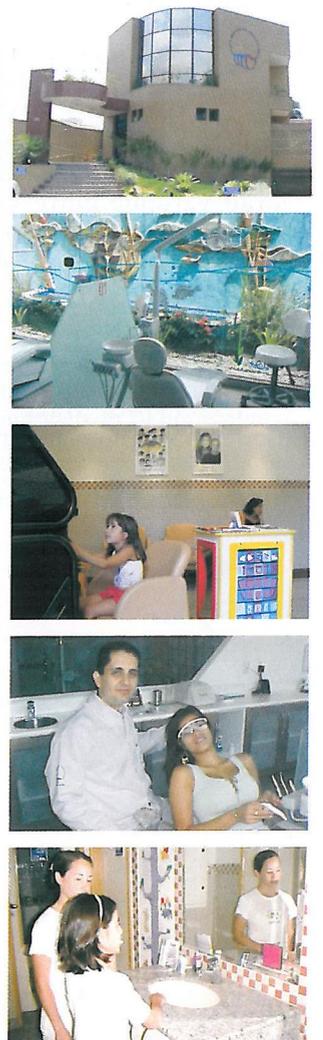
projetos mecânicos p.1-12, 1988;

14. Oliveira, S.A.G., Gomide, H.A., Desenvolvimento de Materiais para Fotoelasticidade de Reflexão **Ver Anais do 8º CBECIMAT, Unicamp** p.374-377, 1988;

15. Spiekermann, H., Donath, K., Hassell, T., Jovanovic, S., Richter, J., Sistemas de implantes. **Implantologia.** Porto Alegre: **Artes Médicas,** p.28-58, 2000;

16. Zak, B., Photoelastic Analysis in Orthodontischen Mechanic. **Ost. Z. Stomat.,** 33:22-37, 1935.

Aparelho qualquer um coloca...



Dr. Fábio Santana

Ortodontia e Ortopedia Facial - CRO-GO 4051

www.fabiosantana.com.br



Tel. (62) 245-2000

Al. Dom Emanuel Gomes, nº145
St. Marista, Goiânia - GO
www.grupomaster.odo.br

Membro:

**ASSOCIAÇÃO
GOIANA DE
ORTODONTIA**
www.ortodontiagoi.com.br