

EVERALDO JOSÉ DE OLIVEIRA

SISBI / UFU



1000212474

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

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA FO-UFU
2003**

EVERALDO JOSÉ DE OLIVEIRA

646.314-089.843
048m
MEM (TES)

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

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE em Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação oral

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes.

Co-orientador: Prof. Dr. Henner A. Gomide.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA FO-UFU
JULHO - 2003**

*“Sem esforço de nossa parte,
jamais atingiremos o alto da montanha”.*

*Não desanime no meio da estrada:
siga à frente, porque os horizontes se
tornarão amplos e maravilhosos à medida
que for subindo.*

*Mas não se iluda, pois só atingirá
o cimo da montanha se estiver decidido a
enfrentar o esforço da caminhada”.*
*(Minutos de Sabedoria – C. Torres
Parsotorino)*

José Francisco de Oliveira (in memoriam) e
América Lacerda de Oliveira, meus pais,
razão de tudo;
Andressa e Bruno, meus filhos, pelas
ausências compreendidas com amor e
estímulo.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

- A Deus, pela oportunidade da vida;
- Ao professor Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto, pela excelência e desmistificação com que transmite a ciência da Odontologia, pela amizade e estímulos sempre;
- Ao professor Dr. Vanderlei Luiz Gomes, cujos amor à odontologia e inquietude científica o fazem grande pesquisador e profissional dentro e fora das salas de aula. Foi uma honra realizar o curso de pós-graduação sob sua orientação,
- À amiga Giselle Araújo Elias, colaboradora ímpar e amiga incondicional;
- Ao professor Dr. Henner Alberto Gomide, pela magnificência de seus conhecimentos em fotoelasticidade e disposição à pesquisa científica;
- Ao professor Dr. João Carlos Gabrielli Biffi, pela seriedade, profissionalismo e apoio na coordenação do programa de pós-graduação;
- À Conexão Sistemas de Prótese, pelos materiais cedidos;
- À oficina de tornearia mecânica Cláudia e aos seus profissionais, pela habilidade na elaboração das peças que possibilitaram os testes;
- Ao meu irmão e incentivador Prof. Geraldo José de Oliveira. É este nosso caminho!

AGRADECIMENTOS

- À Faculdade de Odontologia da UFU, docentes e funcionários;
- Aos professores do programa e colegas do curso de pós-graduação da UFU;
- À coordenação de pós-graduação das Faculdades Integradas da AEE;
- Ao coordenador Prof. Dr. Adriano de Almeida de Lima e sua equipe de direção do curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Anápolis;
- Aos professores da Clínica Odontológica, Área de prótese e Anatomia dental da Faculdade de Odontologia de Anápolis;
- Ao professor Dr. Márcio Oliveira Santos, pela amizade e apoio inestimáveis;
- Ao colega Rodrigo Borges Fonseca e ao acadêmico de Engenharia Mecânica Hexaner Vasconcelos Moro, pela colaboração na aplicação dos testes no centro de pesquisa da UFU;
- Ao amigo Túlio Marcos Kalife Coelho, companheiro que muito contribuiu para a realização deste trabalho;
- Às amigas Carla Rezende e Maria Caldas;

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	15
2. REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1. Aplicação da técnica da fotoelasticidade	19
2.2. Materiais utilizados na técnica da fotoelasticidade	22
2.3. Técnicas para obtenção de modelos e análise fotoelástica aplicada	25
2.4. O que os autores objetivaram em seus estudos	29
3. PROPOSIÇÃO	33
4. MATERIAIS E MÉTODO	35
4.1. Considerações Preliminares	35
4.2. Materiais	37
4.2.1. Resina	37
4.2.1.1. Propriedades Físicas e Químicas dos Componentes	37
4.2.1.2. Manipulação e Armazenamento	38
4.2.1.3. Estabilidade e Reatividade	38
4.2.1.4. Medidas no caso de vazamento acidental	39
4.2.1.5. Composição do Kit 300g de Adesivo B Flexível	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- 1- °C – Graus Celsius;
- 2- cm – Centímetro;
- 3- DEM/UFU – Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia;
- 4- Fig – Figura;
- 5- FOUFU – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia;
- 6- Kgf – Kilograma-força;
- 7- LD – Lado direito;
- 8- LE – Lado esquerdo;
- 9- g – grama;
- 10- ml - Mililitro;
- 11- mm – Milímetro;
- 12- mmHg – Milímetros de mercúrio;
- 13- nm – Nanômetro;
- 14- Pa – Pascal;
- 15- Psi – Libras por polegada quadrada;
- 16- Pp – por parte;
- 17- UFU – Universidade Federal de Uberlândia.

LISTA DE FIGURAS

Fig 1 – Resina B Semi Flexível Polipox	35
Fig 2 – Adesivo Branco PS, Catalisador PSI – Redelease	36
Fig 3 – Adesivo B Rígido – Polipox	36
Fig 4 – Resina Epóxi Flexível – MacroRS0488 e Endurecedor ES5751 MVM Redelease	36
Fig 5 – Equipamentos	40
Fig 6 – Modelo de alumínio para confecção de moldes	41
Fig 7 – Abridor de rosca	42
Fig 8 – Cilindro confeccionado em alumínio e pino confeccionado em aço inox	42
Fig 9 – Moldeira em resina acrílica auto-polimerizável para vazar silicona	43
Fig 10 – Construção do molde em silicona	45
Fig 11 – Construção do modelo de resina	47
Fig 12 – Modelo posicionado no polariscópio circular sem receber carga	48
Fig 13 – Aplicação de 0,5 Kgf	51
Fig 14 – Demonstração da energia absorvida pelo material ao longo da reta traçada, no ápice do implante (LD e LE), durante aplicação de 0,5 Kgf	51
Fig 15 – Aplicação de 1,0 Kgf	52
Fig 16 – Demonstração da energia absorvida pelo material ao longo da reta traçada, no ápice do implante (LD e LE), durante aplicação de 1,0 Kgf	52
Fig 17 – Aplicação de 1,5 Kgf	53
Fig 18 – Demonstração da energia absorvida pelo material ao longo da reta traçada, no ápice do implante (LD e LE), durante aplicação de 1,5 Kgf	54

Fig 19 – Aplicação de 2,0 Kgf	54
Fig 20 – Demonstração da energia absorvida pelo material ao longo da reta traçada, no ápice do implante (LD e LE), durante aplicação de 2,0 Kgf	55
Fig 21 – Situação do implante, com deformação permanente do material resinoso. Rompimento do bloco com 6,5Kgf	56
Fig 22 – Corpo de prova para obtenção da constante óptica (K) da resina	57
Fig 23 – Valor da constante óptica obtida experimentalmente	57
Fig 24 – Determinação da fluência (creep) da resina	58
Fig 25 – Amplitude do vetor luz, em função da posição no longo do eixo de propagação	64
Fig 26 – Esquema de polarização da luz	65
Fig 27 – Decomposição do vetor luz, ao se propagar em material birrefringente	66
Fig 28 – Esquema da polarização da luz em um polariscópio circular	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Aplicação de carga com 0,5 Kgf	51
Tabela 2 – Aplicação de carga com 1,0Kgf	52
Tabela 3 – Aplicação de carga com 1,5Kgf	53
Tabela 4 – Aplicação de carga com 2,0Kgf	55
Tabela 5 – Aplicação de carga de 1,0 Kgf, para obtenção da constante óptica (K) da resina Adesivo B Flexível	57

RESUMO

A técnica da fotoelasticidade tem sido utilizada com propriedade no estudo da distribuição de esforços, nas mais diferentes áreas da engenharia. Em função da facilidade técnica de execução dos testes e compreensão dos resultados, associadas ao baixo custo e à relevância dos resultados por ela obtidos, seu emprego em odontologia tem sido cada vez maior. Sobretudo, nas últimas décadas, o uso dos sistemas de implantes osseointegrados estreitou elos com a bioengenharia, que vem explicar o funcionamento destes componentes. Assim, considerando as dificuldades em se levar ao termo a pesquisa científica no Brasil, limitada por recursos financeiros, torna-se necessária a busca de matéria prima nacional para elaboração de testes. O presente trabalho tem por finalidade desenvolver um material fotoelástico, utilizando resina epóxi (bisfenol A + epoliglicol), catalizada por um benzenometanol + isoforonadiamina, conhecidos comercialmente por Adesivo B Flexível A e B, respectivamente, produzidos pela Polipox Indústria e Comércio LTDA. Após a caracterização do melhor material, um modelo contendo um implante rosqueável, tipo Branemark com hexágono externo, foi vazado com a resina proposta e o conjunto submetido a esforços de 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0 Kgf. Para compreensão dos resultados, as franjas visualizadas num polariscópio foram fotografadas e analisadas qualitativamente, definindo-se o número de ordens e seu valor para cada nível de força, gradualmente aplicada. Verificou-se que a resina permite boa leitura, exibindo adequadas propriedades fotoelásticas, sem tensões residuais, possibilitando a aplicação de cargas e visualização de um grande número de franjas, constituindo-se em um material com potencial para aplicação na Odontologia.

ABSTRACT

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 for tests development. The aim of this research is the development of a photoelastic material, using an epoxy resin (bisphenol A + epoliglicol) accelerated by a benzenometanol + isoforonadiazina, commercially named Adesivo B Flexível A and B respectively, manufactured by Polipox Indústria e Comércio LTDA. A model containing a 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. For better comprehension of the 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.

Introdução

1- 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 de um corpo metálico de titânio, representadas pelos implantes osseointegrados.

As próteses, sob esta concepção, quer sejam unitárias ou múltiplas, podem ser fabricadas e fixadas sobre os implantes, por meio de diferentes sistemas de encaixe, destinados aos respectivos desenhos protéticos (Spiekermann, H., 2000).

O maior desafio para a manutenção das raízes é, sem dúvida, a conscientização do paciente em relação à condição máxima de remoção do biofilme (higienização), o que, em síntese, determina a doença periodontal, a qual, se não controlada, inevitavelmente conduz à perda dos dentes, osso e periodonto.

Já o revolucionário conceito de implantes osseointegrados, desenvolvido por Branemark & Adell, publicado a partir de 1969, determinou uma corrida às pesquisas e inúmeros estudos abordam o desempenho desses dispositivos na recuperação de espaços protéticos. Atualmente, a colocação destes implantes osseointegrados vem se tornando prática rotineira em odontologia. Contudo, os tecidos periimplantares, assim como os periodontais, podem ser acometidos por infecções que, se não tratadas, levam ao insucesso.

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.

Existem evidências de que a colocação de implantes é uma das melhores, se não a melhor conduta reabilitadora, que visa dar aos pacientes maior conforto no uso de suas próteses, o que, em última instância, demanda um impacto de melhoria na qualidade de vida dos edêntulos. **(Bonachela, W.C. & Rossetti, P.H.O., 2002).**

Pesquisadores, baseados no método de elementos finitos e análise fotoelástica, buscam esclarecer fatos relacionados ao desempenho biomecânico dos diferentes tipos de implantes e componentes protéticos, utilizados em reabilitação oral. **(Oliveira, S.A.G, 1988).**

Todavia, as aplicações do método de elementos finitos exigem conhecimentos de softwares e modelos matemáticos que podem dificultar a sua utilização. A análise fotoelástica, por sua vez, exige a obtenção de modelos que se assemelham mais às atividades desenvolvidas em Odontologia e as imagens (franjas) obtidas das cargas aplicadas sobre esses modelos evidenciam as tensões resultantes, de forma a esclarecer os fenômenos biomecânicos que ocorrem com a utilização das forças.

O que tem dificultado a aplicação da análise fotoelástica, em Odontologia, é a inexistência de 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.

Professores dos cursos de Engenharia Mecânica e Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia há muito buscam uma resina que preencha os requisitos citados.

Com esta finalidade, inúmeros tipos foram testados, a saber: acrílicas, vinílicas, poliéster, epóxi e outras, sem êxito em sua grande parte, por não demonstrarem, em suas características, serem livres de tensões residuais, bem como apresentarem um retorno lento ao estado original, quando removida a carga aplicada.

A proposta deste trabalho é o desenvolvimento de um material e de uma técnica para obtenção de modelos fotoelásticos, que permitam análise da distribuição de esforços em volta dos corpos submetidos a cargas, simulando a força exercida pelo esforço mastigatório e 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 da Literatura

2- REVISÃO DA LITERATURA

2.1- APLICAÇÃO DA TÉCNICA DA FOTOELASTICIDADE

Desde 1965, a reabilitação de pacientes totalmente edêntulos passou a utilizar de implantes osseointegrados de diferentes tipos. Em função disto, inúmeros estudos propuseram-se a verificar se a forma destes implantes teria relação com a reabsorção óssea. Os métodos mais comumente utilizados para a análise biomecânica dos implantes têm sido a avaliação computadorizada bi ou tridimensional de elementos finitos e a fotoelasticidade, empregada nas análises dos diferentes problemas relacionados à distribuição de esforços, nas várias áreas do conhecimento.

A fotoelasticidade baseia-se no fato de que um material transparente é opticamente ativo sob situações de carga, quando iluminado por luz monocromática. Desta forma, linhas escuras e claras se intercalam formando o que denominamos isocromáticas e isoclínicas. Este efeito óptico, denominado franja fotoelástica, traduz a tensão ou deformação sofrida pelo corpo, podendo ser mensurado qualitativa e quantitativamente (**Haraldson, T., 1980**).

Mahler & Peyton, 1955, e Dally & Rilley, 1978 mostraram que as forças aplicadas sobre o material fotoelástico produzem mudanças em suas propriedades ópticas, proporcionais às tensões desenvolvidas. O material torna-se birrefringente e um padrão colorido é observado quando um feixe de luz polarizada passa através do material sob tensão. 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.

O conceito da fotoelasticidade surgiu na França, nos anos 30, alcançando desenvolvimento significativo na década de 50, com Zandman el al. (Oliveira S.A.G. & Gomide H.A., 1988). Consta-se que Zak, B., 1935 utilizou, pela primeira vez, em Odontologia, estes princípios, procurando definir os diversos tipos de movimentos ortodônticos, montando dentes humanos em material fotoelástico. Várias empresas no exterior fabricam materiais e equipamentos voltados à técnica, porém os pesquisadores nacionais, a partir da década de setenta, realizaram várias pesquisas no intuito de desenvolver materiais para serem utilizados na técnica fotoelástica plana, por reflexão e por congelamento ou fotoelasticidade tridimensional.

As técnicas experimentais, em especial as análises de tensões e deformações, constituem ferramentas indispensáveis à área de projetos mecânicos e têm sido utilizadas com o objetivo de determinar e otimizar a resistência mecânica de máquinas e estruturas, ou mesmo compreender o funcionamento de certos sistemas mecânicos. Existem três métodos clássicos para a determinação da distribuição das tensões máximas, sem considerar os aspectos intuitivos empíricos e pouco precisos, a saber: **Primeiro:** A abordagem matemática do problema, fundamentada pela Teoria da Elasticidade. **Segundo:** O tratamento numérico do problema; e o **Terceiro:** A Análise experimental de tensões e deformações, que contém os meios pelos quais as conclusões obtidas por intuição, pelos métodos matemáticos e numéricos, podem ser

verificadas e relacionadas com o sistema estudado. (**Gomide, H.A., & Marques, P.R., 1993**).

A análise fotoelástica foi empregada por **Glikman, I., et al, 1970** para avaliação da distribuição de esforços no periodonto, ao redor de dentes molares inferiores, sob situações de carga oclusal, quando os mesmos eram considerados isoladamente ou como pilares de prótese fixa.

Gomide, H.A., 1975 teve, em seu trabalho, o objetivo de desenvolver um material nacional para aplicação de carga e verificação de esforços, em análise tridimensional.

A investigação de modelos fotoelásticos, com módulo de elasticidade variável, tem larga aplicação na simulação do comportamento mecânico de elementos estruturais e de máquinas. **Almeida, C.A. & Gomide H.A., 1977** visaram o desenvolvimento de modelos fotoelásticos com módulo de elasticidade variável para análise e congelamento de tensões, portanto, com aplicação de fotoelasticidade tridimensional.

Oliveira, S.A.G & Gomide, H.A., 1988 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.

Gomide, H.A. & Marques, P.R., 1993 também introduziram a técnica da fotoelasticidade no ensino da engenharia, para análise de tensões e deformações bi ou tridimensionais, de forma simples e acessível, através da observação de um modelo em material fotoelástico e mensuração dos efeitos ópticos, a fim de obter qualitativa e quantitativamente as tensões/deformações. O uso da fotoelasticidade é particularmente útil em peças com formas geométricas complicadas e/ou distribuição complexa de carga. Tem grandes aplicações em problemas ou em necessidades de informações das tensões, em grande área da estrutura, uma vez que é uma técnica de campo contínuo que fornece uma imagem geral da distribuição das tensões. Com o objetivo de simplificar a técnica da fotoelasticidade no que se refere à sua demonstração, visando informações qualitativas e didáticas, este trabalho apresenta um novo material fotoelástico e a metodologia para sua obtenção.

Gomes, V.L., 1996, utilizando fotoelasticidade plana, demonstrou as alterações dimensionais que sofrem as resinas acrílicas termopolimerizáveis, quando processadas em diferentes tempos para sua polimerização. Este estudo foi um dos precursores do emprego da técnica fotoelástica nas pesquisas da Faculdade de Odontologia da UFU.

2.2- MATERIAIS UTILIZADOS NA OBTENÇÃO DE MODELOS PARA APLICAÇÃO DA FOTOELASTICIDADE

Glickman, I., et al, 1970 empregaram um bloco de sílica opticamente clara bifringente (Sylgard 182, Dow Corning), com as seguintes

propriedades físicas: Dureza Shore 40; Coeficiente de expansão térmica linear: 300 x 10⁻⁶; Índice de refração: 1,430 e valor do estresse fotoelástico das franjas mensurado experimentalmente 176psi/in./franja.

Gomide, H.A., 1975 desenvolveu uma análise experimental que se propunha a estabelecer um material ideal à base de resina epóxi para aplicação em fotoelasticidade tridimensional, utilizando o método de congelamento das tensões. Utilizou, portanto, matéria prima nacional, uma vez que o importado acarretava elevados custos à pesquisa, além de ser pouco utilizado na solução de problemas em engenharia. Conhecida comercialmente como Araldite, o trabalho utilizou as CY175 e F-CY205. Dos endurecedores, dois (anidrido ftálico e metilendometilene) são distribuídos pela Ciba S/A e o terceiro, anidrido maleico, distribuído pela Ucebel Produtos Químicos S/A. A boa transparência e ausência de manchas serviram para a seleção inicial das melhores combinações. O módulo de elasticidade é importante na seleção do material, pois controla as distorções do modelo causadas pela aplicação de esforços.

Almeida, C.A., & Gomide H.A., 1977 utilizaram resina epóxi como material básico. A condição para escolha dos materiais e formação visa minimizar as tensões provocadas pelos diferentes comportamentos destes e sua expansão térmica durante o processo de fixação das tensões.

Haraldson, T., 1980 utilizou-se de resina epóxi e endurecedores produzidos pela CIBA-GEIGY Química S.A. do Brasil.

Os materiais fotoelásticos utilizados na técnica da reflexão 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. A seleção do material deve ser feita de acordo com a aplicação, levando-se em consideração os fatores ou propriedades, tendo em vista as prioridades do problema. Deste modo, **Oliveira, S.A.G., & Gomide, H.A., 1988** utilizaram resina com marca registrada Araldite, sendo: CY205, MY750, CY248 e XGY1109, respectivamente e os endurecedores HY943, HY951, HY956 e HY960 à base de aminas.

Um dos principais fatores para o sucesso da análise de tensão é a escolha do material para confecção dos modelos. Vários materiais são hoje usados, 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, todos importados. No Brasil, vários trabalhos têm sido feitos, buscando desenvolver materiais com um custo menor, que possibilitem colocar a fotoelasticidade ao alcance de todos. Várias resinas de poliuretano foram testadas, tendo sido escolhida a resina Vibrathane L100, com o catalizador Vibracure M, fornecidos pela Uniroyal Química S/A. Diferentes partes em peso do vibracure foram adicionadas à resina, permitindo definir a mistura ideal para o material procurado. O

material foi obtido combinando resina/endurecedor na relação de 100pp de vibrathane para 1100pp do vibracure. (Gomide, H.A., & Marques, P.R., 1993).

2.3- TÉCNICAS PARA OBTENÇÃO DE MODELOS E ANÁLISE FOTOELÁSTICA APLICADA

Para que seja aplicada, a técnica da fotoelasticidade plana 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.

Num estudo de fotoelasticidade plana, modelos similares são construídos e as cargas que melhor simulam as reais são aplicadas sobre estes. 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, cobrindo a faixa do espectro visível. Utilizando luz monocromática (mesmo comprimento de onda), 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 das franjas estão relacionados com o estado das tensões no modelo, através da relação conhecida como Lei Óptica das Tensões. (Gomide, H.A., & Marques, P.R., 1993).

Glickman, I., et al, 1970 empregaram um dinamômetro na aplicação de esforços. Para controlar as direções das forças, pequenos guias acrílicos foram construídos de modo a se adaptar na fossa central, cúspides e cristas marginais dos dentes.

O método do congelamento foi desenvolvido na Alemanha, utilizando o Trolon como material, possibilitando fixar a anisotropia óptica, mesmo se a carga for removida. Desta forma, as tensões podem ser congeladas no modelo, que cortado, permite análise das partes. Foi necessária a determinação da temperatura crítica ou de congelamento das tensões (temperatura acima da qual o modelo deve ser carregado para a fixação das deformações após ser resfriado à temperatura ambiente). É importante que esta temperatura crítica seja superior a 100°C, para evitar tensões residuais devidas a usinagem e inferiores a 200°C para tornar mais fácil o processo de congelamento (**Gomide, H.A., 1975**).

Pela sobreposição dos monogramas de temperatura crítica e coeficiente de dilatação térmica, **Almeida, C.A., & Gomide, H.A., 1977** construíram um modelo fotoelástico e analisaram seu comportamento durante o aquecimento até a temperatura crítica. A variação na quantidade em peso dos endurecedores anidro ftálico e anidrido maleico, junto à resina epóxi (Araldite CY205), modificaram as propriedades físicas do material fotoelástico, possibilitando a construção de um modelo composto a partir da colagem de dois ou mais materiais com módulos de elasticidade diferentes. Para tanto foi necessária a obtenção das constantes físicas, de temperatura crítica, coeficiente de dilatação térmicos e módulos de elasticidade, ambos à temperatura crítica, para cada material. Para o congelamento de tensões, o modelo foi aquecido até

uma temperatura crítica, carregado e resfriado lentamente até a temperatura ambiente, quando foram fixadas as deformações. Em modelos compostos, além das tensões causadas pelos esforços externos, surgiriam tensões térmicas devidas aos diferentes comportamentos dos materiais em relação à dilatação térmica. A fim de minimizar estas diferenças e obter o congelamento das tensões devido somente às solicitações externas, os materiais que compõem o modelo devem possuir a mesma temperatura crítica e o mesmo coeficiente de dilatação térmica à temperatura crítica.

Haraldson, T., 1980 empregou uma base de Araldite (Ciba-Geigy HY956) com 12,00 mm de espessura, como material fotoelástico, onde foram transfixados parafusos de 3,00 mm sob torque controlado. Quando os dois componentes da araldite foram misturados, isto é, a base e o catalisador, o molde foi submetido à pressão de 3,3mmHg subatmosféricas, durante quatro horas, a fim de evitar a formação de bolhas. A polimerização ocorreu em temperatura ambiente, num período de 24 horas. Todavia, quando um pedaço de metal é soldado a Araldite ou outro material plástico, surge tensões internas, em virtude da contração do material, durante a polimerização. Este estresse pode ser reduzido quando a polimerização é lenta, porém não pode ser completamente eliminado, o que dificulta a análise quantitativa do material. O estudo empregou carga nos planos vertical e horizontal com máximos 50Kp(490N) em três situações de ancoragem distintas: A -completa ancoragem óssea; B -perda óssea vertical e C -perda óssea horizontal.

Oliveira, S.A.G., & Gomide, H.A., 1988 obtiveram seus modelos através da combinação proporcional das resinas com cada tipo de endurecedor, usando métodos empíricos. Para os componentes selecionados, 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, os autores utilizaram 100pp de resina e Xpp de endurecedores com X variando entre 10 e 50pp.

Gomide, H.A., & Marques, P.R., 1993 prepararam a vibrathane L100 (resina líquida), mantendo-a em recipiente separado do catalisador no forno aerador, durante 90 min à temperatura de 90°C e pressão de 27,5mmHg. Em seguida, aqueceram a vibracure M (sólida à temperatura ambiente) à temperatura de 80°C, tornando-a líquida. Os componentes foram misturados durante três minutos, vertidos em moldes pré-aquecidos a 80°C, que permaneceram num forno durante 16 horas. Os moldes foram retirados do forno e deixados esfriar à temperatura ambiente, sendo desmoldados em seguida.

Para obtenção dos modelos fotoelásticos, foram construídos moldes especiais em borracha de silicone, reforçados com gesso, usando várias formas geométricas. Os moldes permitiram a fundição de mais de um modelo, isentos de bolhas e prontos para serem utilizados.

Para análise dos resultados, o polariscópio de transmissão desenvolvido por Lescano e Silva (1980) utiliza a fonte de luz de um retroprojeter portátil e de fácil operação. Os modelos podem ser analisados no polariscópio, sem a necessidade de sistemas de carga, uma vez que estas são aplicadas manualmente pelo operador, permitindo informações rápidas e precisas, do ponto de vista qualitativo. Em cada modelo fotoelástico é possível identificar o ponto de maior número de franjas, que é proporcional ao estado de tensão, como ponto de maior concentração de tensões ou ponto crítico (**Gomide, H.A., & Marques, P.R., 1993**).

2.4- O QUE OS AUTORES OBTIVERAM EM SEUS ESTUDOS

O objetivo de **Glickman, I., et al**, no trabalho realizado em 1970, era determinar a direção e distribuição dos esforços, mais que a quantificação de sua intensidade, uma vez que para isto seria necessário determinar o valor da franja, bem como a sua ordem, o que não foi realizado. 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.

Na fotoelasticidade plana, o valor da franja é o 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, S.A.G., & Gomide, H.A., 1988**).

Gomide, H.A., 1975 concluiu que a araldite CY205, curada com anidrido ftálico, apresenta excelentes propriedades como material fotoelástico para análise 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 como material fotoelástico. Os materiais obtidos com a araldite CY205, curada com a combinação dos anidridos ftálico e maleico, são os melhores, pois gozam 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.

Almeida, C.A., & Gomide, H.A., 1977 concluíram que a resina epóxi, utilizada neste trabalho, apresenta 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, durante a preparação do material. O método empregado também não eliminou o efeito das tensões térmicas, já que o congelamento das tensões se processou em uma faixa de temperaturas.

Os resultados de **Haraldson, T., 1980** mostraram que pouco estresse foi gerado, na amostra, para a confecção do orifício ou instalação do implante e que nos testes de esforços, num plano vertical, estes se concentraram na porção apical do implante.

Comparando-se implantes lisos aos rosqueáveis, pôde-se verificar que as espiras dos implantes rosqueáveis permitem a transmissão mais favorável dos esforços ao longo de sua superfície. Quando a carga foi horizontal, a diferença na distribuição de esforços ocorreu na medida em que se verificavam situações de ancoragem distintas e, em todos os casos, a magnitude foi superior 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 franjas apresentaram desenho circular, indicando uma maior variabilidade no padrão de tensões.

Modelos, quando em espessuras inferiores a 3mm, têm uma geração interna de calor que não compromete as características ópticas finais. Assim, **Oliveira, S.A.G., & Gomide, H.A., 1988** obtiveram seus modelos à temperatura ambiente, porém suas propriedades melhoraram quando submetidos ao tratamento térmico a 70°C/24hs, inclusive elevando-se a sensibilidade e demais características, tornando-os compatíveis aos similares importados, sendo obtidos a custos entre quatro a sete vezes inferior.

Em particular, a fotoelasticidade plana é comprovadamente uma técnica mais barata e rápida - comparada aos métodos numéricos - quando usada na obtenção das tensões em contornos livres, como é o caso da grande maioria dos problemas. Os modelos obtidos têm baixo módulo de elasticidade, o que proporciona a aplicação de carga com um polariscópio portátil adaptável à fonte de luz do retroprojeter, tornando possível levar a técnica da fotoelasticidade às salas de aula. **(Gomide, H.A., & Marques, P.R., 1993).**

Proposição

3- PROPOSIÇÃO

O interesse multidisciplinar no conhecimento da distribuição dos esforços, proporcionados pelos diferentes sistemas e aparelhos odontológicos, vem motivando vários segmentos de pesquisa, na busca de técnicas que forneçam respostas com uma aplicabilidade, considerando a realidade de pesquisa.

Este trabalho se propõe a:

AVALIAR RESINA FOTOELÁSTICA, COM FINALIDADE DE APRIMORAR E DESENVOLVER TÉCNICAS PARA OBTENÇÃO DE MODELOS, QUE POSSIBILITE A ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES, MEDIANTE APLICAÇÃO DE CARGAS SOBRE IMPLANTES.

Materiais e Método

4- MATERIAIS E MÉTODO

4.1- CONSIDERAÇÕES PRELIMINARES

A necessidade de se obter um material que preenchesse a contento o que se realiza em fotoelasticidade, tornou-se uma preocupação constante entre os professores do curso de Engenharia Mecânica e Odontologia, sobretudo na área de Prótese Removível da UFU, para a obtenção da distribuição das tensões provocadas pelos diversos tipos de aparelhos protéticos, dando suporte às linhas de pesquisas estabelecidas por esses grupos de estudos.

Com este propósito, várias resinas do tipo epóxi testadas, mostraram-se deficientes por não satisfazerem aos requisitos fotoelásticos, como: dificuldade na confecção de modelos, retorno lento à condição inicial quando cessada a aplicação de força e, principalmente, por apresentarem tensões residuais antes e após suspensão da força aplicada.

Apresentam-se materiais nas fig.1A, 1B, 1C; 2A, 2B, 2C, 2D; 3 e 4.

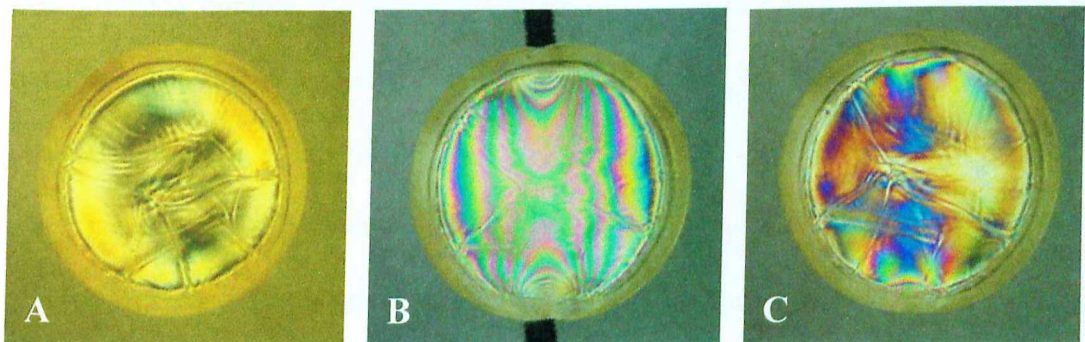


Fig 1 – Resina B Semi Flexível – Fabricante Polipox – A) Modelo após polimerização. Mesmo sem carga, apresenta tensões residuais internas; B) Modelo recebendo carga; C) Modelo após remoção da carga, com tensões residuais.

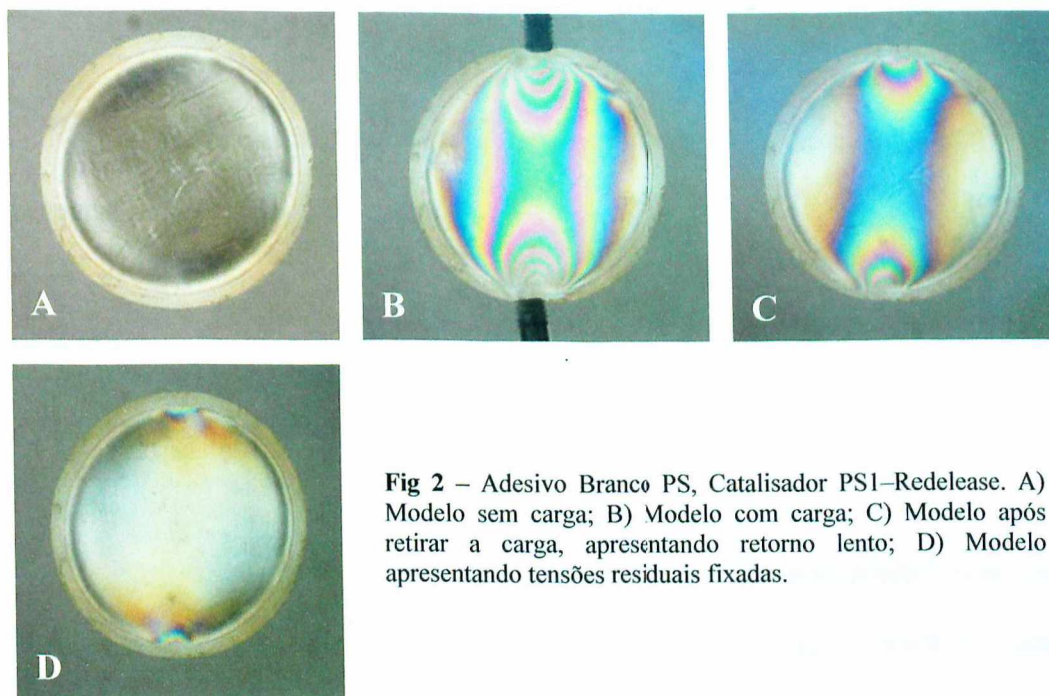


Fig 2 – Adesivo Branco PS, Catalisador PS1–Redelease. A) Modelo sem carga; B) Modelo com carga; C) Modelo após retirar a carga, apresentando retorno lento; D) Modelo apresentando tensões residuais fixadas.

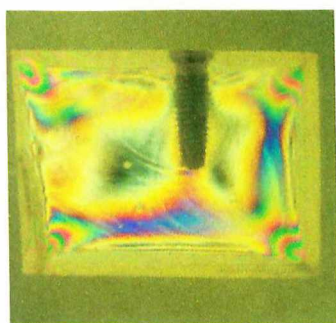


Fig 3 - Adesivo B Rígido – Polipox. Apresenta tensões residuais.

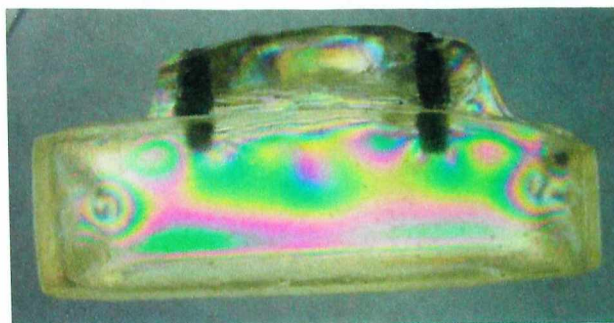


Fig 4 - Resina Epoxi Flexível – Macro RS 0488 e Endurecedor ES 5751 – BMB – Redelease. Apresenta tensões residuais.

Como pode ser observado, a Resina B Semi Flexível apresenta manchas residuais (Fig1) provocadas, provavelmente, pela reação exotérmica desencadeada durante a cura. A Resina Adesivo Branco PS (Fig2) não apresenta manchas, mas tem características viscoplásticas acentuadas. Outros materiais estudados, o Adesivo B Rígido (Fig3) e a resina Epóxi Flexível – Macro RS (Fig4), não apresentam os problemas anteriormente mencionados, mas, não podem ser obtidos sem tensões residuais devido ao processo de fundição.

4.2. MATERIAIS

Os materiais e equipamentos necessários para a realização desta pesquisa serão relacionados a seguir:

4.2.1. RESINA

Em função do que foi encontrado nos testes preliminares com várias resinas, a que apresentou as melhores características tem as propriedades abaixo definidas e será, neste estudo, considerada como o material ideal a ser desenvolvido.

- Comercialmente, é identificada com o nome de Adesivo B Flexível Componente A, base, e Adesivo B Flexível Componente B, catalizador, fabricado pela Polipox Indústria e Comércio Ltda. - São Paulo SP;

- A composição básica do componente A é a Resina epóxi do Bisfenol A, com percentual de 55% e Polímero de epiclórídria epolíglicol em 45%. O componente B é composto por benzenometanol, Isoforonadiamina, com proporção de 40% para cada. Os componentes referentes aos outros 20% não foram fornecidos pelo fabricante.

4.2.1.1 - PROPRIEDADES FÍSICAS E QUÍMICAS DOS COMPONENTES:

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/cm ³	1 g/cm ³
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	-----

4.2.1.2- MANIPULAÇÃO E ARMAZENAMENTO

- **Manipulação:** Assegurar boa ventilação e exaustão do local e não comer, beber ou fumar no local de trabalho. Manipular e abrir o recipiente com cuidado;
- **Armazenamento:** Manter longe de alimentos e bebidas. Armazenar no recipiente original, seguramente fechado à temperatura ambiente.

4.2.1.3- ESTABILIDADE E REATIVIDADE:

Componente A

- **Condições que devem ser evitadas:** Temperaturas acima de 60 °C, por longos períodos de tempo, podem degradar a resina;
- **Materiais que devem ser evitados:** Ácidos, bases e agentes oxidantes fortes;
- **Produtos de decomposição:** A queima produz óxidos de carbono e outros gases e vapores tóxicos;

Componente B

- **Condições que devem ser evitadas:** Descargas estáticas;
- **Materiais que devem ser evitados:** Ácidos fortes, bases fortes e agentes oxidantes fortes;
- **Produtos de decomposição:** A decomposição térmica ou química pode liberar óxidos de carbono, óxidos de nitrogênio e outros gases ou vapores tóxicos.

4.2.1.4- MEDIDAS NO CASO DE VAZAMENTO

ACIDENTAL

- **Precauções pessoais:** Não inalar vapores. Não fumar. Evitar fontes de ignição, o contato com a pele, olhos e roupas;
- **Precauções ambientais:** Evitar a contaminação da terra, canalização e águas superficiais;

- **Métodos para realizar a limpeza:** Recolher com material absorvente e inerte, colocar em recipiente adequado, que possa ser fechado e enviado para destruição.

4.2.1.5- COMPOSIÇÃO DO KIT COM 300g DE ADESIVO

B FLEXÍVEL:

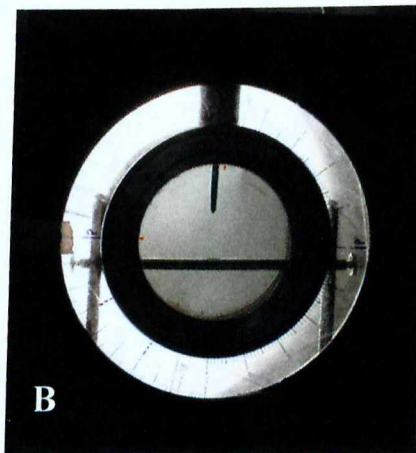
- 215g de Adesivo B. Flexível, cód. CRM 201 (componente-A);
- 85g de endurecedor (componente-B), cód. CME 252, fabricante: POLIPOX – Polipox Indústria e Comércio LTDA., End. Rua Epaminondas Nery Silveira, 137 Interlagos - São Paulo-SP. PABX/FAX (0xx11) 5667-6868 – Cep 04777-060. www.polipox.com.br e-mail:polipox@uol.com.br

4.2.2. EQUIPAMENTOS:

- Polariscópio Circular construído pelo DEM/UFU (fig. 5B).



Fig 5 – Equipamentos. A) Máquina de Ensaio Universal com polariscópio circular inserido; B) Polariscópio circular.



- Máquina de ensaios universal – EMIC/DL-2000 (fig. 5A);
- Máquina fotográfica digital Mavica FD97 da Sony;
- Uma fixação com hexágono externo de 3,75mm de diâmetro e 13,0mm de comprimento (Master Screw – Conexão Sistemas de Prótese);
- Um parafuso de cobertura do implante (Cover-Screw – 330-CNB - Conexão Sistemas de Prótese);
- Um transferente cônico (57 CNB Hexágono Externo – Conexão Sistemas de Prótese);
- Um macho de tarraxa de 4,0 mm de diâmetro.

4.2.3. PEÇAS CONFECCIONADAS

- Um modelo mestre para confecção do modelo fotoelástico em alumínio, com dimensões de 50,0 mm de comprimento, 30,0 mm de altura e 16,0 mm de espessura, foi construído e polido (fig 6A). Na face de 16x50 mm, no centro, fez-se uma perfuração com 20,0 mm de profundidade e 3,80 mm de diâmetro e em seguida, passaram-se às pontas formadoras de rosca, preparando a superfície rosqueante com mesma espira do implante Máster Screw da Conexão Sistemas de Prótese, bem como sua plataforma de assentamento (Fig 6B)

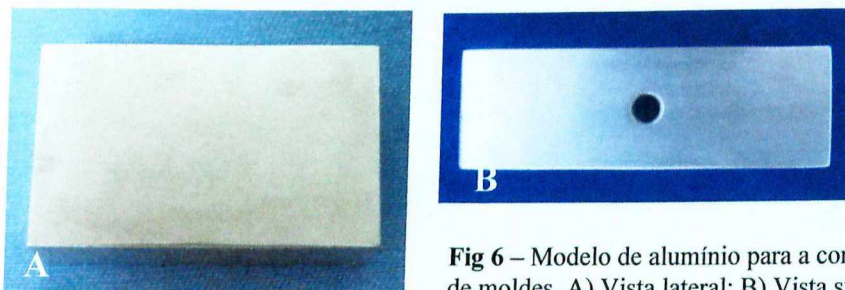


Fig 6 – Modelo de alumínio para a confecção de moldes. A) Vista lateral; B) Vista superior.

- Abridor de rosca de 4,0 mm de diâmetro e 20,0 mm de comprimento em aço inox com mesma espira do implante (Fig 7);



Fig 7 - Abridor de rosca

- Um cilindro em alumínio, extensor do aplicador de esforços, com dimensões: 50,0 mm de comprimento, 25,0 mm de diâmetro e em uma das extremidades um orifício com 3,0 mm de diâmetro e 20,0 mm de profundidade (fig8A);

- Um pino, aplicador de esforços, com ponta aguçada com 58,0 mm de comprimento e 20,0 mm da base com 3,0 mm de diâmetro, confeccionado em aço inox (fig. 8B) que foi acoplado ao orifício do extensor (Fig 8C).

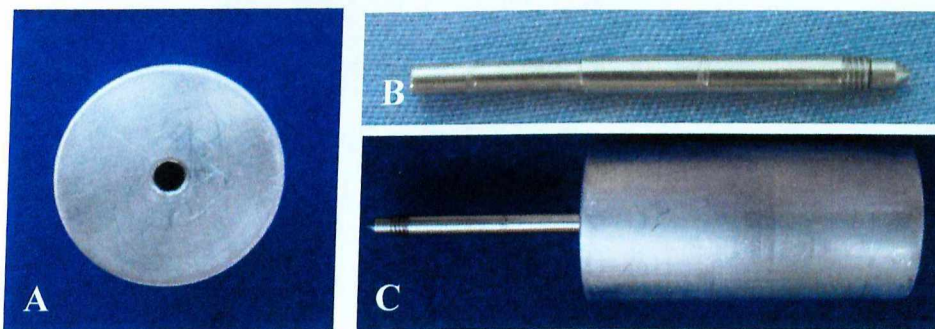


Fig 8 – Cilindro confeccionado em alumínio e pino confeccionado em aço inox. A) Cilindro extensor do aplicador de carga; B) Pino aplicador de carga; C) Pino acoplado ao cilindro extensor.

4.2.4. MATERIAL DE MOLDAGEM, MOLDEIRA E

ISOLANTE:

- 1kg de borracha de silicona azul, cód. 12408;
- 0,050kg catalisador para borracha AZ/BR, fabricante – Polipox Indústria e comércio Ltda. End. Rua Epaminondas Nery Silveira, 137 – Interlagos-Mun. São Paulo-SP. PABX/FAX (0xx11) 5667-6868 – Cep 04777-060. www.polipox.com.br - e-mail:polipox@uol.com.br;

- Um vidro com 100 ml de vaselina líquida;
- Moldeira em resina acrílica, com dimensões internas (fig 9):

Altura – 45,0 mm.

Base – 72,0 mm x 44,0 mm.

Boca – 77,0mm x 49,0 mm.

Paredes com espessura de 3,0 mm.

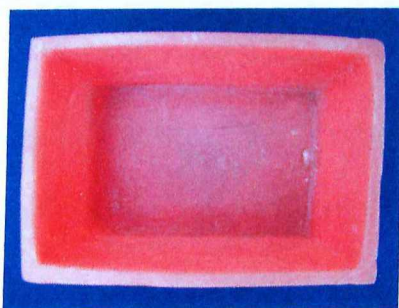


Fig 9 - Moldeira em resina acrílica para vazar silicona.

4.3. MÉTODO

4.3.1. CONSTRUÇÃO DO MODELO FOTOELÁSTICO:

É inegável a contribuição da aplicação dos conhecimentos teóricos e práticos da fotoelasticidade na pesquisa Odontológica. Forças aplicadas sobre um

corpo distribuem-se conforme as direções de suas aplicações, independente da morfologia do protótipo em estudo. Torna-se muito eficiente para análise das tensões sobre dentes e aparelhos protéticos que apresentam variabilidade de formas e tamanhos, (Mahler & Peyton, 1955).

A obtenção de um modelo de ensaio que apresente resultados confiáveis, assim como do material, é fundamental na aplicação da técnica fotoelástica. As fases para obtenção destes modelos, utilizando a resina proposta, são mostradas a seguir.

4.3.1.1. Construção do molde para obtenção do modelo:

O implante com hexágono externo de 13,0 mm de comprimento por 3,75 mm de diâmetro, Máster Screw, Conexão Sistemas de Prótese, foi adaptado a um transferente cônico (57 CNB – Conexão Sistemas de Prótese) e rosqueado ao protótipo. A base oposta deste foi fixada com adesivo (cianoacrilato), centralmente, no fundo da moldeira.

Com o modelo mestre preso dentro da moldeira, isolado com vaselina líquida, dosificou-se a silicona azul, base e catalisador, observando as instruções do fabricante. Para esta duplicação foi pesado 200,0 gramas de silicona azul e 10,0 gramas de catalisador. Manipulou-se até adquirir consistência homogênea, evitando incorporar bolhas de ar e fez-se o seu vazamento na caixa molde. Fig 10A, 10B, 10C, 10D, 10E, 10F).

4.3.1.2. Confeção do modelo fotoelástico:

Após a presa da silicona (24 horas), removeu-se o molde da moldeira. Inseriu-se o conjunto transferente cônico e implante, em posição, no orifício correspondente, no interior do molde e lubrificaram-se todas as suas superfícies internas com vaselina líquida para isolamento.

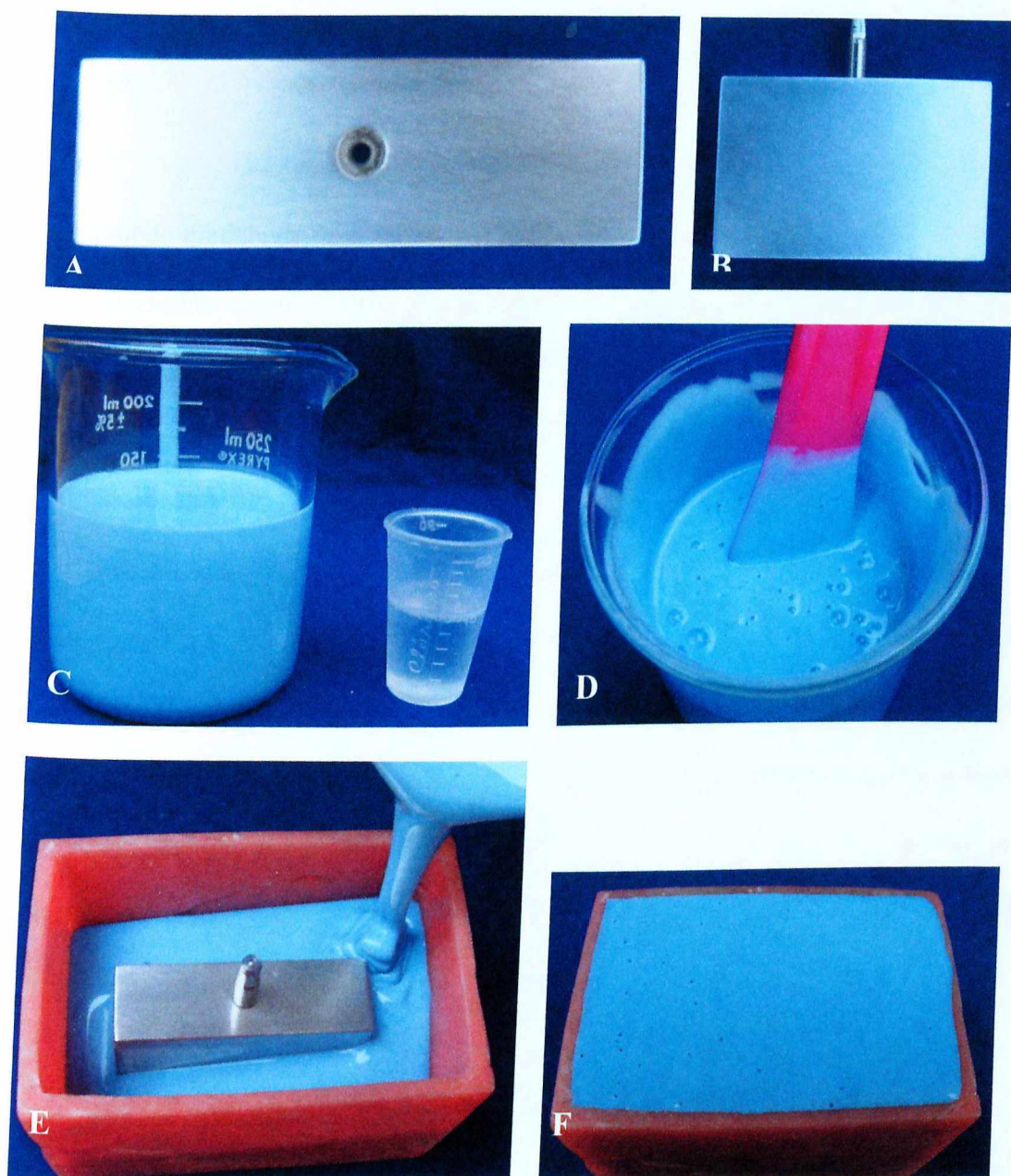


Fig 10 – Construção do molde em silicona. A) Modelo mestre com implante posicionado, B) Modelo mestre com transferente posicionado; C) Silicona dosificada; D) homogeneização dos componentes; E) Vazamento da silicona; F) Obtenção do molde.

Dosificou-se o Adesivo B. Flexível, componente A (base) – 18,0 ml e componente B (catalizador) – 9,0 ml, utilizando um recipiente de vidro escalonado em mililitros, adicionaram-se os dois componentes em um Becker de vidro, manipulando-os por 15,0 minutos, cuidadosamente, evitando incorporação de bolhas de ar. A mistura homogênea foi imediatamente e cuidadosamente vertida no interior do molde e levada à estufa a uma temperatura constante de 25° C, por 24 horas, para o endurecimento.

Decorrido o tempo de endurecimento, lubrificou-se a superfície exposta do modelo de resina com silicona líquida e confinou-o em estufa, a 25° C, até que se completassem sete dias nas mesmas condições, enquanto a cura final da resina foi aguardada. (Fig 11A, 11B, 11C, 11D, 11E, 11F).

Após a cura, um parafuso de cobertura foi parafusado ao implante para posicionar a ponta do pino durante a aplicação da carga. Um corpo-de-prova para calibração do modelo de 10,0 mm de espessura e 30,0 mm de diâmetro, em forma de disco, foi obtido da mesma resina preparada para confecção do modelo (Fig 11H), seguindo o mesmo protocolo de cura. (Preparado o modelo, recomenda-se que deve ser levado ao polariscópio circular, a partir do oitavo dia, para receber cargas, permitindo análise fotoelástica das tensões). O mesmo foi fotografado, utilizando-se máquina digital Mavica 97 da Sony, para confirmar a isenção de tensões.

Quando o modelo foi posicionado no polariscópio circular e antes da aplicação de cargas, nenhuma tensão residual, devido à sua obtenção, deveria existir (fig12).

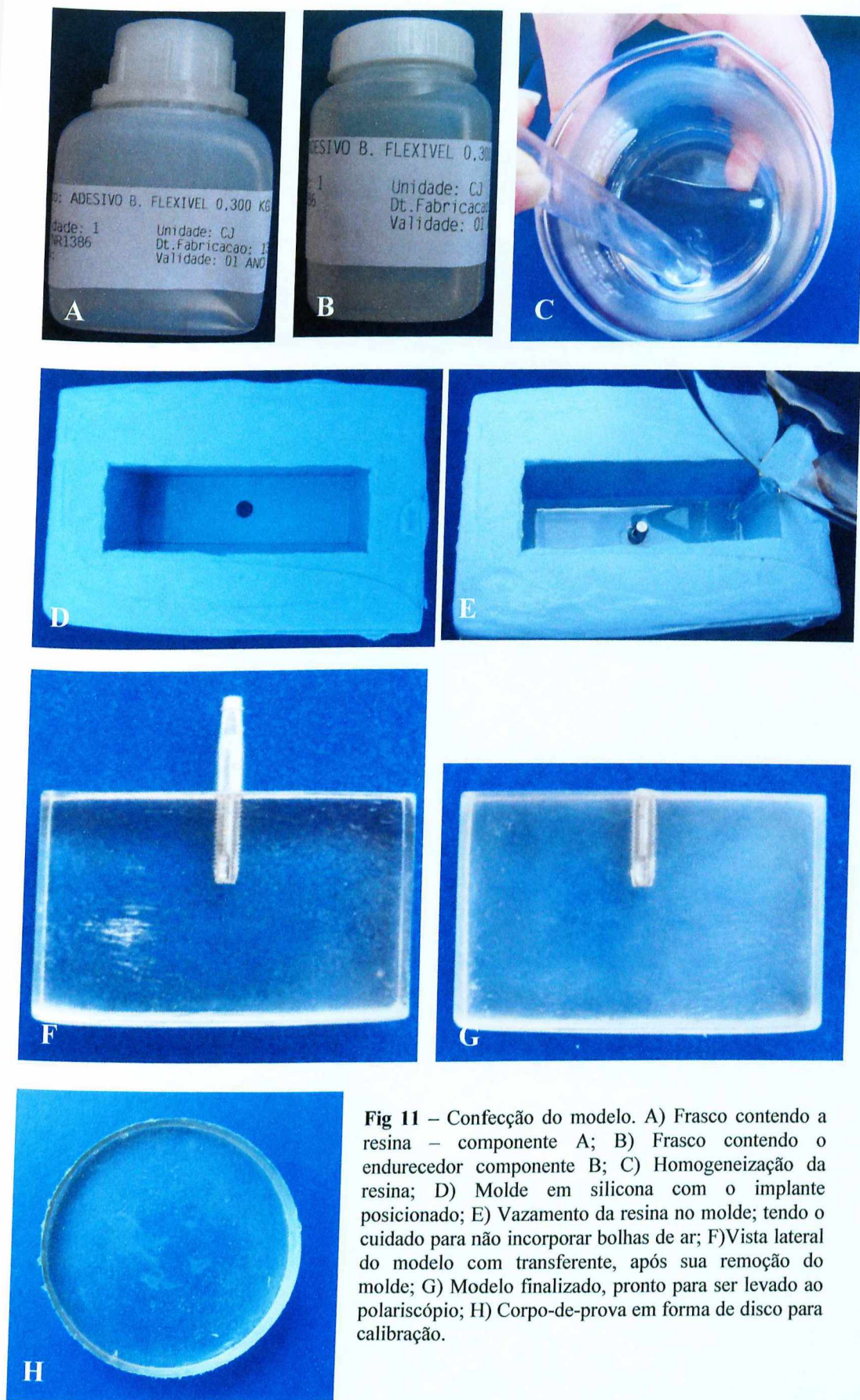


Fig 11 – Confeção do modelo. A) Frasco contendo a resina – componente A; B) Frasco contendo o endurecedor componente B; C) Homogeneização da resina; D) Molde em silicone com o implante posicionado; E) Vazamento da resina no molde; tendo o cuidado para não incorporar bolhas de ar; F) Vista lateral do modelo com transferente, após sua remoção do molde; G) Modelo finalizado, pronto para ser levado ao polariscópio; H) Corpo-de-prova em forma de disco para calibração.

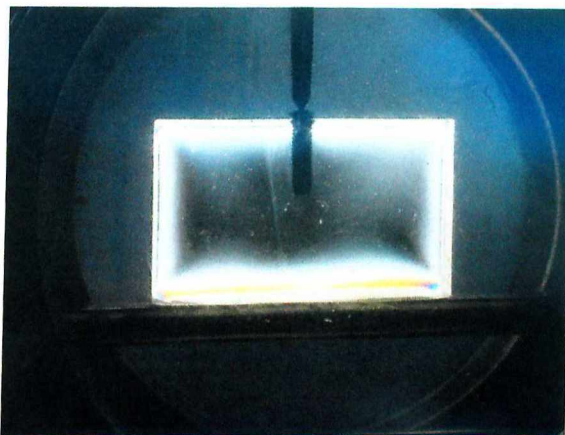


Fig 12 - Modelo posicionado no polariscópio circular, sem carga.

Resultados e Discussão

5- 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.

Aplicando-se 0,5 Kgf, pôde-se verificar a nítida formação das ordens de franjas (Fig 13A e 13B), cujos valores distinguiram-se para o LD (A-O) e LE (A'-O') do implante (Tabela 1), bem como puderam ser apresentados sob forma de gráfico, onde o eixo Y representou a ordem de franja, e o eixo X, a posição da franja em milímetros.

Nestes gráficos (Figuras 14A e 14B), pode-se verificar a ordem de franja, que é proporcional às tensões e estas, aos níveis de energia. As medidas das franjas a partir da franja zero, foram extrapoladas para a obtenção da franja máxima (franja de ordem 2) no ponto crítico, no ápice do implante. A área sob a curva, estabelecida nos gráficos, corresponde à energia absorvida pelo material ao longo dos segmentos de reta AO com $U=56,75$ Kgf/mm e A'O' com $U=43,00$ Kgf/mm. Esta energia acumulada pode ser usada para estudos variados, envolvendo diferentes tipos e posições de implantes.

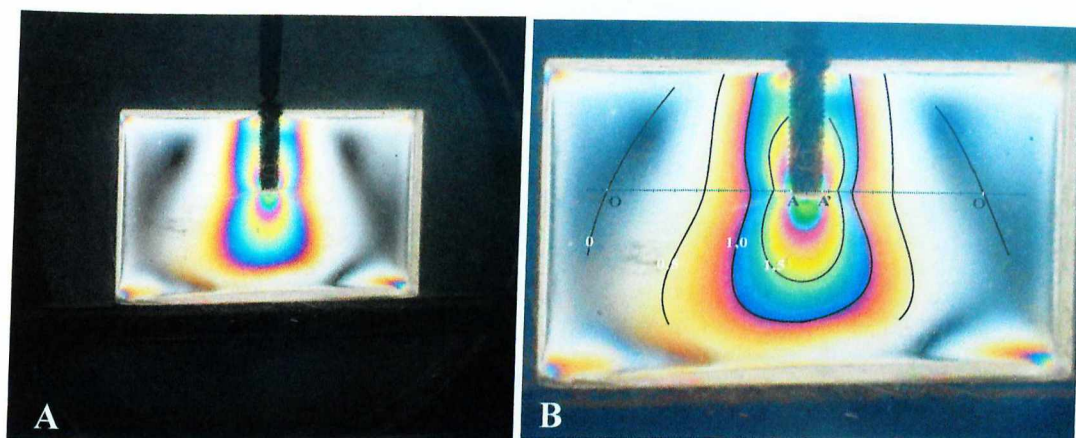


Fig 13 – Aplicação de 0,5 Kgf. A) Imagens das ordens de franjas; B) Delimitação das ordens de franjas e da linha reta milimetrada traçada no ápice do implante.

Tabela 1 – 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

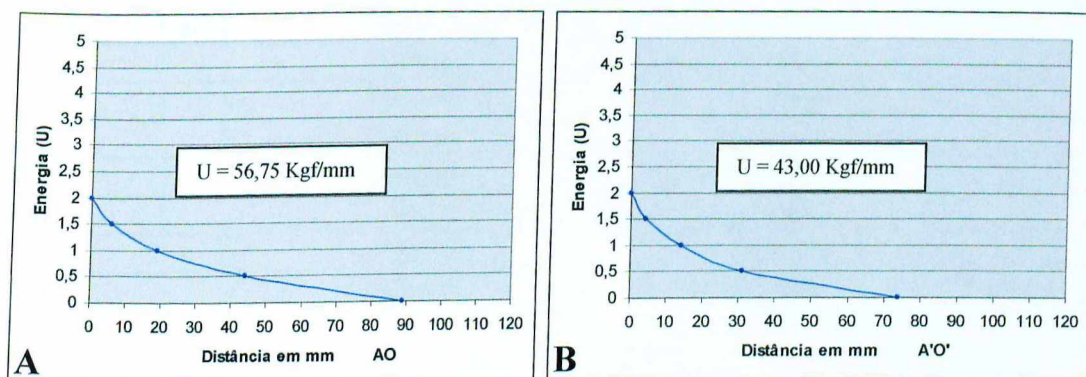


Fig 14 – Demonstração da energia absorvida pelo material ao longo da reta traçada no ápice do implante (LD e LE), durante aplicação de 0,5 Kgf. A) Concentração da energia entre os pontos A-O; B) Concentração de energia entre os pontos A'-O'.

Aplicando-se 1,0Kgf, foi possível verificar aumento do número de franjas (Fig 15A e 15B), cujas ordens abaixo seguem-se, juntamente com seus respectivos valores (Tabela 2) e representação gráfica (Fig 16A e 16B). As medidas das franjas a partir da franja zero foram extrapoladas para a obtenção da franja máxima (franja de ordem 3,5) no ponto crítico, no ápice do implante. Notou-se uma maior

concentração destas, próximas ao implante, com valores da energia absorvida ao longo da reta entre os pontos AO de $U=99,75 \text{ Kgf/mm}$ e $A'O'$ de $U=90,50 \text{ Kgf/mm}$.

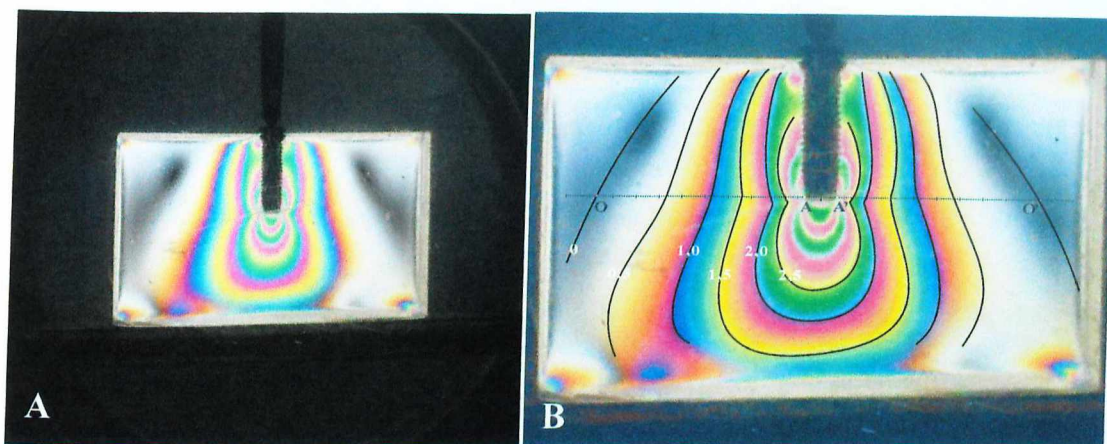


Fig 15 – Aplicação de 1,0 Kgf. A) Imagens das ordens de franjas; B) Delimitação das ordens de franjas e da linha reta milimetrada traçada no ápice do implante.

Tabela 2 – 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

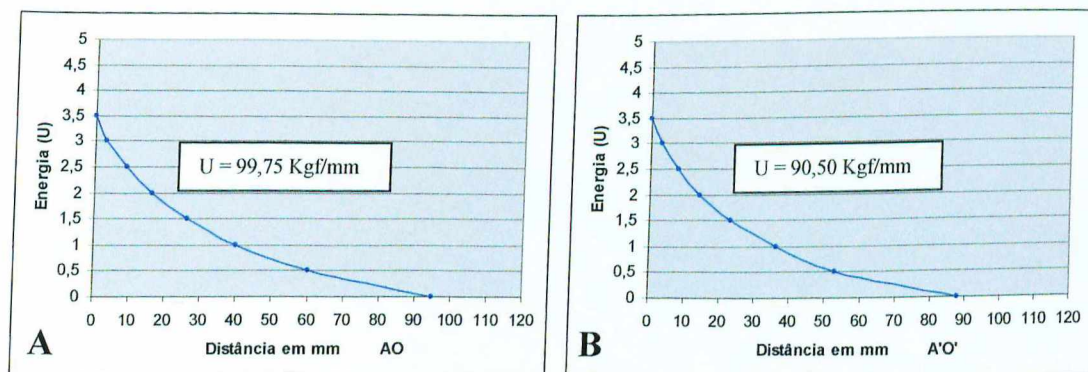


Fig 16 – Demonstração da energia absorvida pelo material ao longo da reta traçada, no ápice do implante (LD e LE), durante aplicação de 1,0 Kgf. A) Concentração de energia entre os pontos A-O; B) Concentração de energia entre os pontos A'-O'.

Com aplicação de 1,5 Kgf, verificou-se um aumento progressivo do número de franjas (Fig 17A e 17B) próximas ao ápice do implante, cujos valores (Tabela 3) e representação gráfica apresentam-se (Fig 18A e 18B) com energia absorvida entre os pontos AO igual a $U=146,25$ Kgf/mm e A'O' igual a $U=130,25$ Kgf/mm. As medidas das franjas a partir da franja zero, foram extrapoladas para a obtenção da franja máxima (franja de ordem 4) no ponto crítico, no ápice do implante.

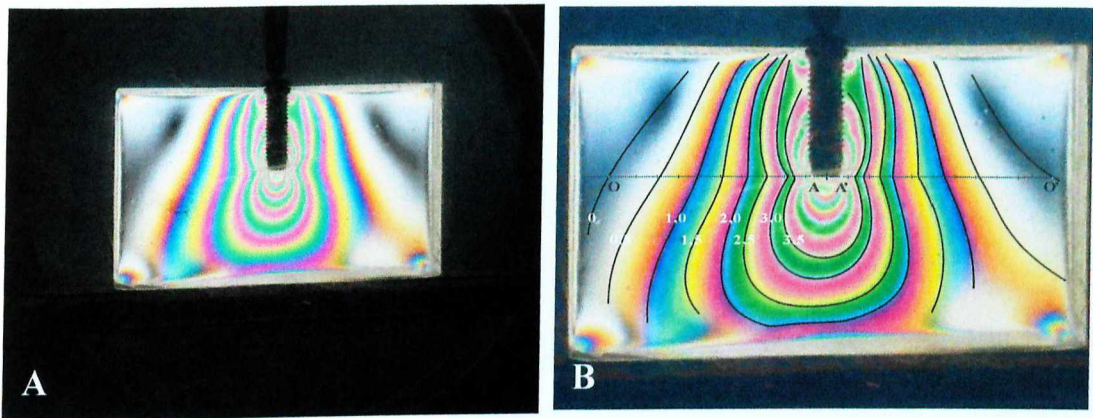


Fig.17 – Aplicação de 1,5 Kgf. A) Imagens das ordens de Franjas; B) Delimitação das ordens de franjas e da linha reta milimetrada traçada no ápice do implante.

Tabela 3 - 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

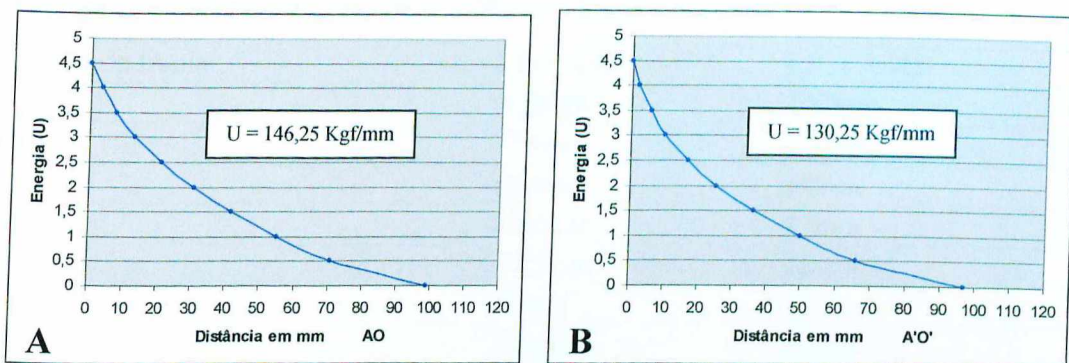


Fig 18 – Demonstração da energia absorvida pelo material ao longo da reta traçada, no ápice do implante (LD e LE), durante aplicação de 1,5 Kgf. A) Concentração de energia entre os pontos A-O; B) Concentração de energia entre os pontos A'-O'.

Os testes realizados nos estudos iniciais, pré-testes, sinalizavam que a carga de 2,0 Kgf poderia apresentar número e qualidade das ordens de franjas ideais para leitura da energia absorvida pelo material. Os resultados conseguidos com os experimentos finais comprovaram os achados anteriores e são apresentados nas figuras 19A e 19B que propiciaram as leituras apresentadas na tabela 4 e os gráficos (Fig 20A e 20B) e energia absorvida: $U=185,75 \text{ Kgf/mm}$ e $U=167,75 \text{ Kgf/mm}$ respectivamente aos segmentos AO e A'O'. As medidas das franjas a partir da franja zero foram extrapoladas para a obtenção da franja máxima (franja de ordem 5,5) no ponto crítico, no ápice do implante.

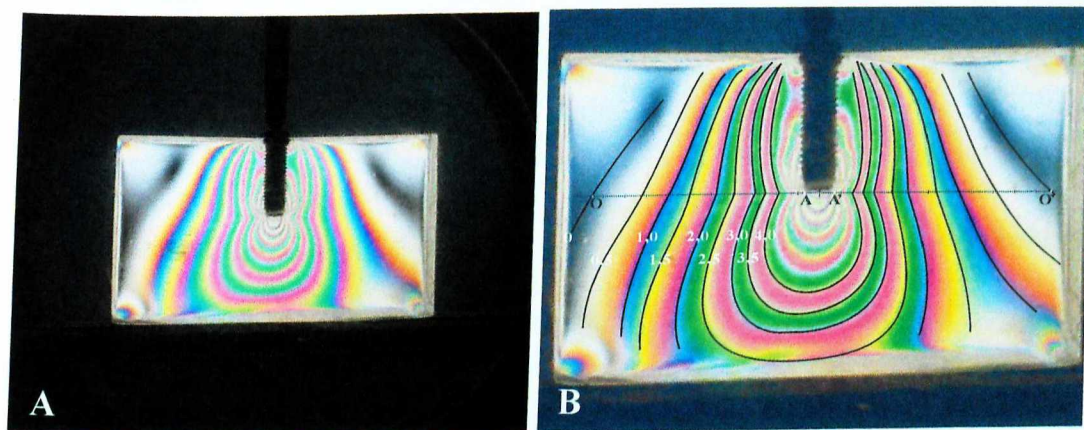


Fig.19 – Aplicação de 2,0 Kgf, A) Imagem das ordens de franjas; B) Delimitação das ordens de franjas e da linha reta milimetrada traçada no ápice do implante.

Tabela 4 – 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

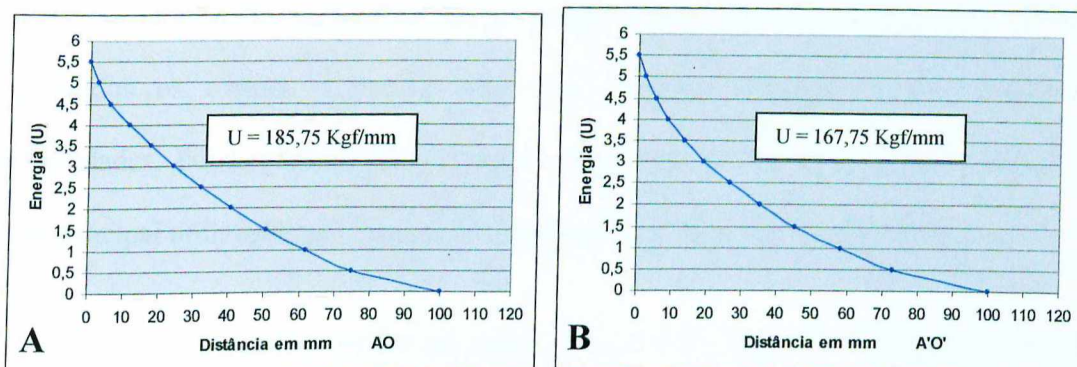


Fig 20 – Demonstração da energia absorvida pelo material ao longo da reta traçada no ápice do implante (LD e LE), durante aplicação de 2,0 Kgf. A) Concentração de energia entre os pontos A-O; B) Concentração de energia entre os pontos A'-O'.

Pelo exposto, foi possível verificar que quanto maior a carga aplicada, maior o número de franjas presentes em volta do implante, crescendo de forma linear. Notou-se sua dispersão na medida em que a ordem de franja diminuiu, quando também se reduziu a força aplicada no corpo de prova.

Quando a força aplicada atingiu 6,5Kgf, a resina não mais suportou a pressão, criando uma deformação permanente em sua estrutura, como pode ser visto na fig 21.

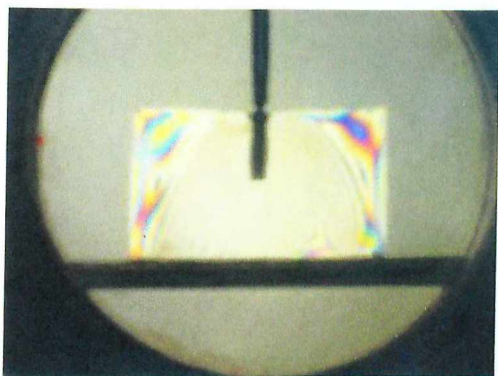


Fig 21 - Intrusão do implante e deformação permanente do material resinoso. Rompimento do bloco aos 6,5 Kgf, impossibilitando a leitura das ordens de franjas.

Em relação aos demais materiais apresentados, a resina epóxi Adesivo B Flexível, ora testada, apresentou baixo custo e facilidade de manipulação, quando observados os tempos e temperaturas necessárias à obtenção de suas melhores propriedades. Poucas informações foram fornecidas pelo fabricante sobre o material, cuja principal utilização, até o momento, é a fabricação de brindes e souvenirs.

A constante óptica do material, conforme mostrado na equação (1), no anexo, foi medida utilizando-se a técnica de calibração definida por Riley & Dally (1965), onde a constante K pode ser calculada medindo-se a ordem das franjas no centro de um modelo circular, comprimindo diametralmente, sendo:

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

P – Carga aplicada em (Kgf);

D – Diâmetro do modelo circular (mm);

N – Ordem de franja no centro do modelo.

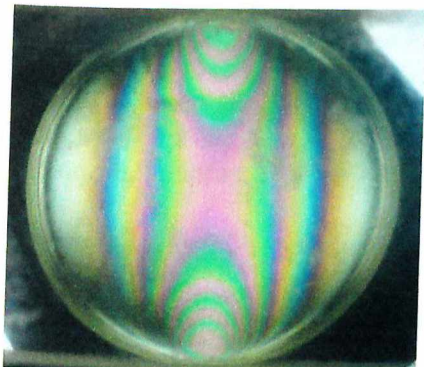


Fig 22 – Corpo-de-prova para obtenção da constante óptica (K) da resina em estudo, com diâmetro $D = 30,0$ mm.

Tabela 5 – Aplicação de força em Kgf para obtenção da ordem das franjas e posterior determinação da constante óptica (K) da Resina Adesivo B Flexível.

Ordem de 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

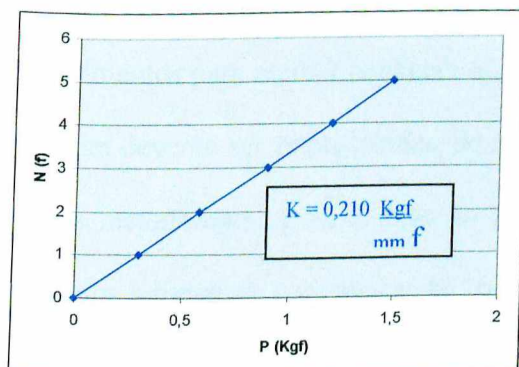


Fig 23 – Valor da constante óptica obtida experimentalmente.

A verificação do comportamento do material desenvolvido, com relação à fluência, foi realizada com a aplicação de uma carga constante, durante um determinado período de tempo. O modelo foi fotografado (Fig 24A), após ter sido

obtido conforme as recomendações estabelecidas na metodologia (Fig 11A a 11G). Assim, uma carga de 1,0 Kgf foi aplicada, mostrada na Fig 24B, tendo permanecido durante 6,00 horas. Decorrido esse tempo, a carga foi retirada e novamente o modelo foi fotografado, quinze segundos após a retirada da carga (Fig 24C), não tendo sido observada nenhuma franja residual, caracterizando um material totalmente isento de fluência.

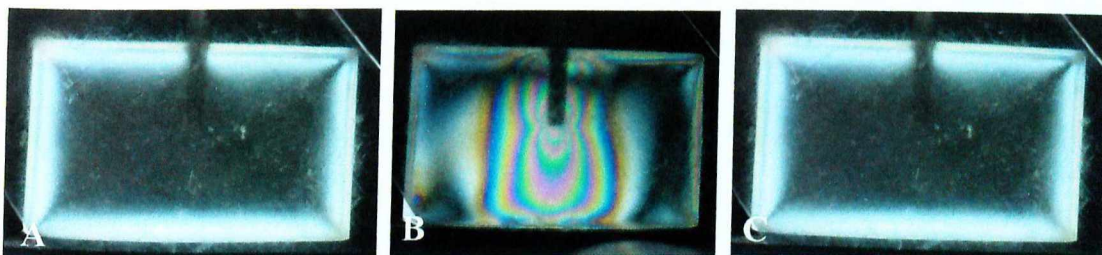


Fig 24 – Determinação da fluência (creep) da resina em estudo. A) Imagem fotográfica do modelo antes de receber carga; B) Imagem fotográfica do modelo, ao final de seis horas, sob tensão constante de 1,0Kgf; C) Imagem fotográfica do modelo, 15 segundos após remoção da carga..

Tanto a constante óptica, quanto a fluência, foram estabelecidas nestes experimentos para melhor conhecer o material. Outras propriedades, em estudos futuros também deverão ser estabelecidas, desta forma, serão bem recebidas sugestões quanto a outras metodologias para análise do material associado a implantes osseointegrados, visto que a literatura é escassa neste sentido, bem como os testes de propriedades físicas que possam agregar valores a esta linha de pesquisa.

Conclusão

6- CONCLUSÃO

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 é empregada. É um material transparente, apresenta boa resposta óptica, característica linear, é homogêneo e isotrópico, não apresenta fluência, 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, podendo ser usado no entendimento e solução de inúmeros problemas da Odontologia.
- Nas condições empregadas, sua constante ótica apresentou $K = 0,210$ Kgf/mm.f;
- Após 6,00 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 das franjas;
- Ao atingir um número de franjas superior a 20, o material começou a apresentar alterações estruturais que culminaram com seu rompimento aos 6,5Kgf, referente ao modelo usado.
- É necessária a obtenção de mais dados técnicos do produto relativos às suas propriedades físicas, que devem ser testadas adequadamente, para contribuir no aprimoramento do mesmo;

- 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.

Anexo

7- ANEXO

7.1 – FOTOELASTICIDADE

A pesquisa com modelos fotoelásticos, com módulo de elasticidade variável, tem larga aplicação na simulação do comportamento mecânico de elementos estruturais e máquinas, estabelecendo condições de projeto, melhorando a confiabilidade e qualidade dos produtos e otimizando componentes estruturais (Almeida, C.A. & Gomide, H.A., 1977).

Atualmente, no Brasil, várias técnicas experimentais são utilizadas na determinação da distribuição de tensões/deformações na superfície dos corpos. Dentre elas pode-se destacar a fotoelasticidade, técnica que permite uma rápida análise qualitativa do estado de tensão, através da observação dos efeitos ópticos em modelos.

Também, em vista do avanço da fotoelasticidade, fez-se necessário o estudo de um material fotoelástico, com matéria prima nacional, uma vez que a matéria prima importada acarreta elevados custos (Gomide, H.A., 1975).

Existem duas técnicas fotoelásticas, a saber: fotoelasticidade de transmissão, utilizada para solução de problemas do estado plano ou tridimensional (necessita de confecção de modelos) e fotoelasticidade de reflexão, que determina a distribuição de tensões em superfícies (dispensa a confecção de modelos) (Oliveira, S.A.G. & Gomide, H.A., 1988).

Na fotoelasticidade de transmissão, um material plástico transparente com dupla refração ou anisotropia óptica é submetido a um estado de tensão/deformação. A luz polarizada que o atravessa é examinada por um aparelho – polariscópio – permitindo a obtenção das tensões através da interpretação dos parâmetros ópticos observados. Quando se utiliza luz comum, os efeitos ópticos manifestam-se como franjas coloridas. Com luz monocromática há uma série alternada de franjas brancas e pretas.

Devido à dificuldade de compreensão dos fenômenos fotoelásticos, considerou-se de melhor alvitre uma introdução ao tema, lançando tópicos na tentativa de facilitar a elucidação da metodologia aplicada. (Oliveira, S.A.G., 1988).

A maioria dos efeitos ópticos de interesse na análise experimental de tensões, mais especificamente a fotoelasticidade, pode ser descrita como uma onda sinusoidal de movimento harmônico.(Fig 25).

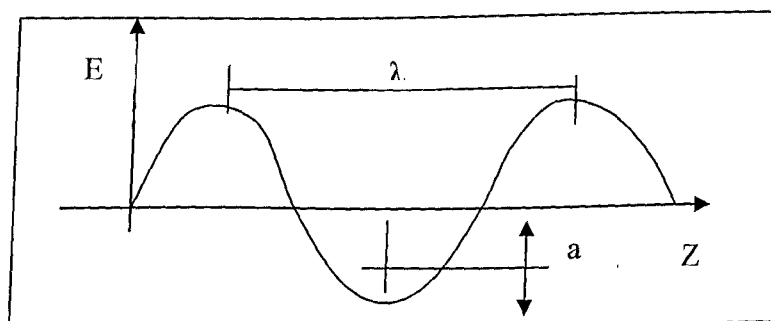


Fig 25- Amplitude do vetor luz em função da posição ao longo do eixo de propagação.

λ = Comprimento de onda a =amplitude da onda

- **PERÍODO DE ONDA (T):** Tempo que a onda leva para completar uma curva sinusoidal $T=\lambda/V$;

- **FREQUÊNCIA (f):** Quantas vezes por segundo se completa o comprimento de uma onda $f=1/T$;

▪ Cada feixe de luz é caracterizado por seu comprimento ou frequência. As cores do espectro visível vão do vermelho, com λ entre 630-700nm, ao violeta, com λ entre 400-450nm. A luz que apresenta diferentes comprimentos de onda é conhecida pelo olho humano como luz branca;

▪ **LUZ POLARIZADA:** A vibração associada à luz é perpendicular à direção de propagação. Portanto, 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 destas vibrações será transmitida (aquela paralela ao eixo de polarização do filtro). Este feixe orientado é chamado LUZ POLARIZADA. (Fig 26);

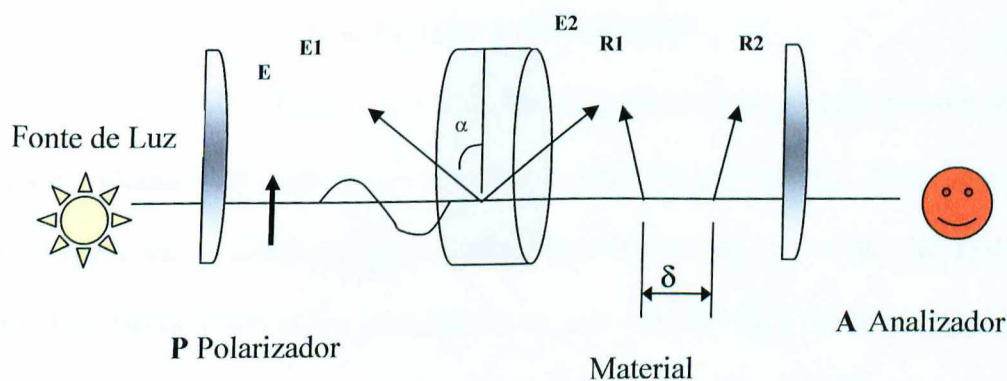


Fig 26 - Esquema de polarização da luz em um polariscópio plano.

▪ Certos materiais, principalmente plásticos, comportam-se como isotrópicos, quando isentos de tensões, mas tornam-se opticamente anisotrópicos, quando submetidos a uma tensão. A mudança no índice de refração é em função da tensão aplicada.

- **MATERIAIS FOTOELÁSTICOS:**

- Transparentes;
- Boa resposta óptica;
- Características lineares;
- Homogêneos e isotrópicos;
- Não devem exibir fluência;
- Módulo de elasticidade grande;
- Não devem exibir efeito de borda;
- Constante óptica não deve alterar com temperatura;
- Fáceis de serem obtidos;
- Livres de tensões residuais;
- Baixo custo;
- Permitir o congelamento de tensões, ou seja, fixar a anisotropia óptica, mediante tratamento térmico adequado (Fotoelasticidade tridimensional).

▪ Quando um feixe de luz polarizada se propaga através de um modelo plástico transparente de espessura b , com um determinado nível de tensão, onde X e Y são as direções principais no ponto sob consideração, o vetor luz se divide em dois feixes polarizados, propagando-se nas direções X e Y com velocidades diferentes, que dependem das tensões principais no ponto. (Fig 22 e 27).

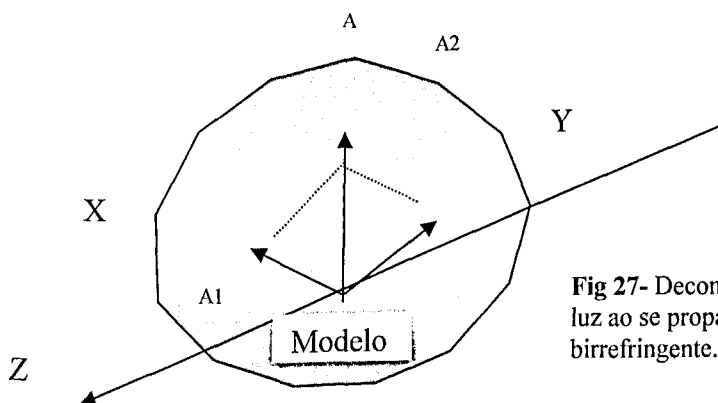


Fig 27- Decomposição do vetor luz ao se propagar em material birrefringente.

- Segundo a Lei de Brewster, a mudança relativa no índice de refração é proporcional à diferença entre as deformações principais;

- **O POLARISCÓPIO:** Equipamento utilizado na análise fotoelástica plana e tridimensional, respectivamente produzindo luz plana ou circular:

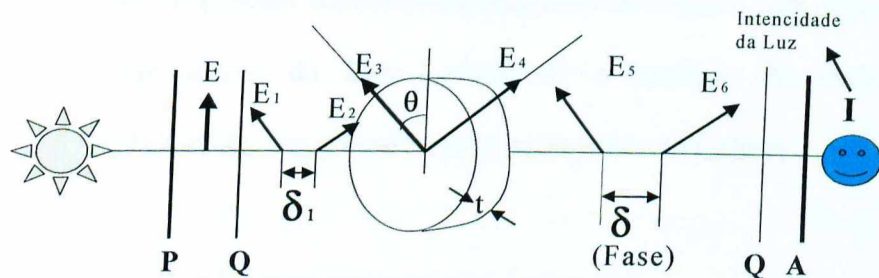


Fig 28 – Esquema da polarização da luz em um polariscópio circular.

- **Polariscópio plano:** Constituído de uma fonte de luz, duas placas polarizadoras, sendo uma polarizadora (P) e outra analisadora (A). A esta última, é acoplado um sistema para a medida dos parâmetros fotoelásticos;
- **Polariscópio circular:** Utiliza duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda, fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização das placas polarizadoras de um polariscópio plano. Assim, o polariscópio circular é composto de uma fonte de luz, uma primeira placa polarizadora (P), duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ e uma placa analisadora (A).

- A diferença fundamental entre o polariscópio plano e o circular é que no primeiro, a intensidade da luz resultante depende de dois parâmetros, especialmente o posicionamento do eixo de tensão máxima do material fotoelástico, carregado em relação ao eixo de polarização do filtro polarizador. No Segundo, a intensidade da luz depende de um parâmetro relacionado à força aplicada, podendo ser desprezado o fator posicionamento do modelo, em relação ao eixo óptico do filtro, permitindo a medição do parâmetro relacionado com a tensão em todas as partes do padrão;

- **PARÂMETROS FOTOELÁSTICOS:**

- **Isoclínicas:** Lugar geométrico dos pontos do modelo, que possuem a mesma direção das tensões principais e estas coincidem com as direções de polarização do polariscópio. São curvas pretas (onde ocorre completa extinção da luz), 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 isoclínicas podem ser determinadas individualmente, nos pontos de interesse ou no campo completo do modelo;

- **Isocromáticas:** Lugar geométrico dos pontos, que apresentam o mesmo valor para a diferença entre as tensões principais. Se a fonte de luz for monocromática, as isocromáticas apresentam-se como faixas escuras (sem luz). Quando a fonte de luz é branca, as isocromáticas são formadas por faixas luminosas de diferentes colorações dependendo da ordem de franja(N);

- **FRANJAS FOTOELÁSTICAS:** É a expressão óptica visível das cargas aplicadas nos padrões ou modelos fotoelásticos, provocando, nestes, deformações que levam seus pontos internos a exhibir tensões. As franjas ocorrem ao longo das áreas tensionadas e podem ser visíveis de duas formas: Quando se usa luz branca, elas aparecem compostas de faixas de cores diversas, ditas isocromáticas e quando se usa luz monocromática, elas aparecem como zonas escuras intercaladas com zonas claras. Porém, tanto num aspecto como em outro, possuem a mesma distribuição e características de conformação: repetem-se e nunca se interceptam (Fig 22).

Para uma fonte de luz branca, forma-se um espectro de cores que se repete ciclicamente. Do nível de mais baixa para o nível de mais alta tensão, formam-se as seguintes cores: preto, amarelo, violeta, azul, amarelo, vermelho, verde amarelo, vermelho, verde... As franjas podem ser observadas visualmente, como sendo a reunião das faixas isocromáticas amarelo, violeta, azul (1ª franja); amarelo, violeta, verde (2ª franja); amarelo, vermelho verde (3ª franja). A observação da cor verde, a partir da 2ª franja pode não ocorrer, permanecendo o azul.

Para a contagem do número de franjas, utiliza-se, como rotina, a diferenciação entre o violeta e o azul ou o violeta e o verde, porque é uma transição nítida (“tint of passage”).

A demarcação entre as inúmeras franjas é bem mais fácil quando a fonte de luz é monocromática, pois as cores do espectro de uma franja (amarelo, violeta ou vermelho e azul ou verde) se concentram todas em uma faixa escura.

o A ordem de franja, em um ponto do modelo, pode 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 cores típicas para cada ordem de franja:

Franja ordem $N=0$ Preta

Franja ordem $N=1$ Violeta+azul

Franja ordem $N \geq 2$ Vermelho+verde

A padronização da 1ª franja é necessária, porque há grande risco da carga aplicada ser superior ao limite de resistência elástica dos materiais e provocar seu rompimento (**Oliveira, S.A.G.**).

Tendo em vista estes princípios fundamentais da teoria da fotoelasticidade, pode-se ter o equacionamento destes efeitos ópticos, através da Lei Óptica das Tensões (Dally & Rilley – 1965) como sendo:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{K \cdot N}{t} \quad (1)$$

- $\sigma_1 - \sigma_2$ - Tensões principais no modelo tencionado
- K - Constante ótica do material
- T - Espessura do modelo
- N - Ordem da franja ou valor da franja

Referências Bibliográficas

9- 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. Bonachela, W.C., & Rossetti, P.H.O., **Overdentures: das raízes aos Implantes Osseointegrados-Planejamentos, Tendências e Inovações,** Ed. Santos; 1ª ed. 2002;
3. Branemark, P.I., Adell, R., **Intra osseous anchorage of dental prostheses: Experimental studies.**Scandinavian J of Plastic and Reconstructive Surgery 3:81-100,1969;
4. 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;
5. Branemark, P.I., Introduction to osseointegration, in Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson I (eds): **Tissue-integrated Prostheses,** Chicago. Quintessence Publ Co, p.11-76,1985;
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. 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.**
9. Linkow, L.I., & Cherchève, R., **Theories and techniques of Oral Implantology. V.1, p.74-76 Lt Louis:CV Mosby company, 1970;**
10. Mahler, D.B., Peyton, F.A., **Photoelasticity as a research technique for analysis stresses in dental structures. J. Dent. Res., 34:831-8, 1955;**
11. Pinheiro, C., & Santana, W.E., **Solução para quem perdeu todos os dentes. Ver APCD, v.55, n.2, mar/abr,2001;**
12. 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;**
13. Spiekermann, H., Donath,K., Hassell, T., Jovanovic, S. Richter, J., **Sistemas de implantes. Implantologia. Porto Alegre: Artes Médicas, p.28-58, 2000;**

14. Gomes, V.L., **Comportamento mecânico de resinas acrílicas ativadas termicamente**. Tese de Doutorado, Faculdade Odontologia de Ribeirão Preto (USP), 68 paginas, 1996;
15. 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;
16. Gomide, H.A., **Desenvolvimento de um material para fotoelasticidade tridimensional** Ver Anais do III Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, p.27-42,1975;
17. Oliveira, S.A.G., Gomide, H.A., **Desenvolvimento de Materiais para Fotoelasticidade de Reflexão** Ver Anais do 8ºCBECIMAT, Unicamp p.374-377, 1988;
18. Almeida, C.A., **Desenvolvimento de um material fotoelástico com multi-módulos de elasticidade**. Anais do IV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, p.369-376, 1977;
19. Zak, B., **Photoelastische Analysis in der Orthodontischen Mechanic**. Ost. Z. Stomat., 33:22-37,1935.