ANDRÉA GOMES DE OLIVEIRA

***“ESTUDO DA TRANSMISSÃO E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
APLICADAS À RESINA ACRÍLICA CONVENCIONAL
E ACRESCIDA DE FIBRAS
ATRAVÉS DO MÉTODO FOTOELÁSTICO”***

**Ribeirão Preto
2007**

ANDRÉA GOMES DE OLIVEIRA

***“ESTUDO DA TRANSMISSÃO E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
APLICADAS À RESINA ACRÍLICA CONVENCIONAL
E ACRESCIDA DE FIBRAS
ATRAVÉS DO MÉTODO FOTOELÁSTICO”***

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo, como parte
dos requisitos para obtenção do título
de Doutora em Odontologia, área de
concentração - Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Heitor Panzeri

**Ribeirão Preto
2007**

FICHA CATALOGRÁFICA

Oliveira, Andréa Gomes

Estudo da transmissão e distribuição de tensões aplicadas à resina acrílica convencional e acrescida de fibras através do método fotoelástico. Ribeirão Preto, 2007.

201 p. : il. ; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Panzeri, Heitor.

1. Fotoelasticidade. 2. Resina Acrílica. 3. Aramida. 4. Vidro.

FOLHA DE APROVAÇÃO

ANDRÉA GOMES DE OLIVEIRA

“ESTUDO DA TRANSMISSÃO E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES

*APLICADAS À RESINA ACRÍLICA CONVENCIONAL E ACRESCIDA DE
FIBRAS ATRAVÉS DO MÉTODO FOTOELÁSTICO”*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutora em Odontologia, área de concentração - Reabilitação Oral.

Ribeirão Preto, ____ de _____ de 2007.

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A **Deus**, por dar-me saúde e força, permitindo-me viver este momento.

Ao **Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes** pelo incentivo de ingressar na carreira acadêmica, pelo espelho de bondade, paciência e dedicação extrema com que trabalha a vida universitária, toda a minha admiração. Por ter mostrado-me o caminho da pesquisa científica, guiando-me fortalecida em meus conhecimentos, ao término desta etapa.

Aos meus pais **Waldeck Luiz Gomes e Aura de Oliveira Gomes** pelo amor que sempre dedicaram à minha formação, fazendo sua existência em função da família. Obrigada pelos dignos exemplos e ensinamentos de vida que permitiram-me seguir meus próprios caminhos com firmeza e responsabilidade.

Ao **Marcelo** por compreender minhas ausências e preencher minha vida com amor e alegria. Por compartilhar os momentos difíceis sempre incentivando-me e fazendo suas as minhas realizações.

Aos meus irmãos **Odília, Ana e Virgilino** e meus sobrinhos **Waldeck Neto e Helena** pelo carinho, pelo estímulo permanente e por fazerem de nossa casa um lugar especial.

À minha tia **Armira** pelo amor incondicional que sempre dedicou a nossa família.

Aos meus **tios, sogros, primos e amigos**, obrigada por estarem sempre torcendo por mim.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. **Heitor Panzeri**, meus sinceros agradecimentos pelo carinho e pela confiança, fazendo-se presente nas horas certas para que esta etapa fosse concluída.

Ao Prof. Dr. **Henner Alberto Gomide** por guiar-me pelos caminhos da fotoelasticidade mostrando-se sempre solícito e contribuindo para o enriquecimento técnico-científico deste trabalho.

Ao Prof. Dr. **Cairo Lúcio Nascimento Jr** por colaborar grandemente na adequação matemática dos dados deste estudo

Ao professores, colegas de área, da Universidade Federal de Uberlândia: **Vanderlei Luiz Gomes, Simone Maria de Ávila Silva Reis, Luiz Carlos Gonçalves e João Edson do Carmo Oliveira**, que em muitos momentos executaram minhas atividades frente aos alunos, permitindo-me realizar o curso de Doutorado. Por contribuírem para o meu crescimento profissional e pessoal, sendo simultaneamente mestres e amigos.

Às empresas **Superdont, S. A., Pertech do Brasil Ltda., Saint Gobain Vidros S. A.**, pela colaboração neste projeto, doando as fibras utilizadas para a confecção dos corpos-de-prova.

À senhora **Maria Inês**, pela disponibilidade e presteza em realizar a análise estatística que muito enriqueceu este trabalho.

À cirurgiã-dentista **Ana Cristina** pelo auxílio na realização dos ensaios de fotoelasticidade deste estudo.

Aos funcionários **Alessandra, Alcione, Lindomar e Advaldo** por serem sempre prestativos e amigos.

Ao corpo docente dos Programas de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto e da Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, pelos momentos de enriquecimento técnico-científico que compartilhei.

Aos Profs. Drs. **Osvaldo Luiz Bezzon, Helena de Freitas Oliveira Paranhos e Cláudia Helena Lovato da Silva** e às secretárias **Regiane Cássia, Isabel e Regiane Cristina**, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, por sua prestatividade.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia por autorizar meu afastamento parcial das atividades como docente, para a conclusão do curso de Doutorado e por oferecer-me condições físicas para a elaboração e realização dos experimentos envolvidos neste estudo.

A todos aqueles que direta ou indiretamente auxiliaram para a concretização deste projeto.

RESUMO

OLIVEIRA, A. G. **Estudo da transmissão e distribuição de tensões aplicadas à resina acrílica convencional e acrescida de fibras através do método fotoelástico.** 2007. 201f Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

A resina acrílica encontra-se entre os materiais mais utilizados na odontologia. Apesar de suas qualidades, o polimetilmetacrilato ainda mostra-se um material com resistência comprometida. Para tanto, diversos reforços têm sido propostos na literatura e entre eles encontram-se as fibras de vidro e aramida. Apesar de acrescerem na resistência da matriz acrílica pouco se sabe sobre como os esforços aplicados sobre a resina reforçada por fibras são transmitidos e distribuídos às áreas de sustentação, o que motivou a realização deste estudo. Foram confeccionados dez corpos-de-prova em resina acrílica termopolimerizável divididos em cinco grupos segundo o reforço utilizado: fibras de vidro filamentosas tratadas por imersão no monômero acrílico (Grupo F), fibras de vidro em malha submetidas ao mesmo tratamento (Grupo M), fibras de vidro trançadas com aramida e tratadas por imersão na mistura monômero/polímero (Grupo H) e fibras de vidro trançadas com aramida e tratadas por silanização (Grupo HS). Como grupo controle (C) foram utilizadas amostras de resina acrílica termicamente ativada sem a associação de fibras de reforço. Após a adaptação dos corpos-de-prova à matriz fotoelástica os mesmos foram submetidos a ensaio de flexão através da Máquina Universal de Ensaio (EMIC-modelo DL 2000, S. J. dos Pinhais, PR, Brasil) acoplada ao Polariscópio Circular (Desenvolvido na Faculdade de Engenharia Mecânica - UFU, Uberlândia, MG, Brasil). Os resultados mostraram valores para a Energia de Distorção, em

Kgf/mm², de 223,124 para o grupo F; de 218,710 para o grupo H; 217,692 para o grupo M; 215,810 para o grupo HS e de 210,122 para o grupo C. Também foi observado que a energia de distorção apresentou distribuição homogeneamente crescente em todos os grupos estudados. Concluimos que a associação de fibras à resina acrílica gerou aumento da energia acumulada na área de sustentação protética sendo que os maiores valores foram observados para o grupo de fibras de vidro filamentosas. Observamos também que a silanização da fibra híbrida contribuiu para uma menor transmissão de tensão à matriz fotoelástica.

UNITERMOS: Fotoelasticidade, Resina Acrílica, Aramida, Vidro.

ABSTRACT

OLIVEIRA, A. G. **Study of tension transmission and distribution applied upon acrylic conventional resin and strengthened by fibers through photoelastic method.** 2007. 201f. Thesis (Doctoral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

Acrylic resin is found among the most used materials in dentistry. Despite its qualities, the polymethylmetacrylate yet shows itself as a material with questionable resistance. Therefore, lots of reinforcements have been proposed in literature and among them we find glass fibers and aramid. Although they add to the resistance of the acrylic matrix, little is known about how the efforts applied upon the resin strengthened by the fibers are transmitted and distributed over the sustaining areas, which motivated the course of this study. Ten specimens made of thermocured acrylic resin were created and divided into five groups according to the reinforcement used: roving glass fibers treated by immersion in the acrylic monomer (Group F), mesh glass fibers given the same treatment above (Group M), glass fibers braided with aramid and treated by immersion in the blending monomer/polymer (Group H) and glass fibers braided with aramid and treated by signalization (Group HS). As control group (C) were used samples of acrylic resin thermically activated without the addition of fibers. After adapting the specimens to the photoelastic matrix, the former were submitted to flexural tests through the Universal Machine of Rehearsal (EMIC-model DL 2000, S. J. Dos Pinhais, PR, Brazil) joint to the Circular Polariscopes (developed in the Mechanical Engineering College – UFU, Uberlândia, MG, Brazil). The results show values to the Distortion Energy, in Kgf /mm², of 223,124 for group F; 218,710 for group H; 217,692 for group M; 215,810 for group HS and 210,122 for group C. It

was also observed that the distortion energy presented homogeneous growing distribution in all the groups studied. We conclude that the association of fibers to the acrylic resin generated an increase of the energy accumulated in the area of prosthetic support, thus the highest values were observed in the group with roving glass fibers. We noticed that the silanization of the hybrid fiber contributed to a smaller tension transmission to the photoelastic matrix.

UNITERMS: Photoelasticity, Acrylic Resin, Aramid, Glass.

SUMÁRIO

	<u>Pág.</u>
Resumo	
Abstract	
1. Introdução.....	09
2. Revisão de Literatura.....	15
2.1 Resinas Acrílicas.....	15
2.2 Reforços para Resinas.....	21
2.3. Introdução à Fotoelasticidade e sua aplicação na Odontologia.....	40
3. Proposição.....	73
4. Material e Método.....	75
4.1 Obtenção dos corpos-de-prova.....	75
4.2. Obtenção dos modelos fotoelásticos.....	86
4.3. Ensaio de Fotoelasticidade.....	88
4.4. Quantificação da Energia Distribuída nos Modelos Fotoelásticos.....	89
5. Resultados.....	94
6. Discussão.....	103
7. Conclusão.....	112
8. Referências Bibliográficas.....	114
Apêndice A.....	129
Apêndice B.....	199

1. INTRODUÇÃO

Historicamente, no que concerne à confecção de próteses totais, a literatura se reporta aos idos de 1850, época em que um material vulcanizado, que formava uma borracha de consistência dura, era utilizado para bases de próteses em associação a dentes de porcelana. Este material apresentou desvantagens importantes como cor, sabor e odor desagradáveis.

Após algumas décadas, em 1924, surgiu uma resina a base de fenol formaldeído, que recebeu o nome de baquelite e foi amplamente utilizada na confecção de próteses totais. Porém, a falta de uniformidade e as frequentes alterações na cor e em sua resistência eram pontos desfavoráveis (PEYTON, 1975).

Entre 1937 e 1940 a resina à base de polimetilmetacrilato (PMMA), também conhecida como resina acrílica surge como uma excelente alternativa não somente para confecção de próteses odontológicas, mas também para uso em outras áreas. A sua versatilidade deve-se a características como: biocompatibilidade, ausência de sabor e odor, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade dimensional, boa capacidade de polimento, aparência agradável e simplicidade técnica (ANUSAVICE, 1996; CRAIG, 1997).

O mercado protético investiu, na década de 90, cerca de 18 milhões de dólares anualmente no reparo de próteses (DENTAL PRACTICE BOARD, 1997). Dessa forma, apesar de suas qualidades, as resinas acrílicas possuem propriedades mecânicas às vezes insuficientes para resistir a esforços aplicados durante determinado tempo (SMITH, 1961; HARALDSON et al., 1979; BEYLI et al., 1981; HUGGET et al., 1987).

Visto a diversidade das forças participantes do processo mastigatório, torna-se imperativa a utilização de materiais odontológicos resistentes, que respondam eficazmente às forças de tração, compressão, cisalhamento e torção geradas (PHILLIPS, 1984).

Segundo Lordelo (1997), além de poderem ser submetidas a uma força intensa, mas momentânea, as próteses também devem suportar um grande número de esforços pequenos e repetitivos durante a mastigação, por um longo período de tempo. Estudos têm demonstrado que a flexão das próteses em linha média pode exceder a 1,5 mm e que as próteses totais chegam a receber até 500.000 ciclos de flexão por ano (SKIRVIN et al., 1982).

Hargreaves (1969) relatou em seu estudo que a função mastigatória induz a resina da base protética ao estresse e em poucos anos propicia sua deterioração, levando-a a fratura.

Algumas alternativas ao uso de resinas acrílicas têm sido discutidas, como o uso das resinas epóxicas, policarbonatos, poliestirenos e materiais polivinílicos.

Também, alguns incrementos para reforçar o poli-metil metacrilato tem sido estudados, sendo eles: metais, nylon, agentes de ligação cruzada, polímeros borrachosos, corpúsculos de cerâmica e sílica, óxido de alumínio, fibras de vidro, de polietileno, de aramida, de safira e de carbono (WYLEGALA, 1973; SKIRVIN, 1982; PRICE, 1986; GUTTERIDGE, 1988; TANER et al., 1999; BROWN, 2000). Assim como vêm sendo questionados os diversos tratamentos superficiais dos elementos de reforço, que aprimorem a união reforço/resina e dessa forma otimizem sua eficácia (JAGGER, 1999).

Observa-se que a maioria dos materiais de reforço para próteses odontológicas gera aumento na resistência e na rigidez do conjunto fibra/matriz de

polimetilmetacrilato (PMMA) quando submetido a esforços, reduzindo a deflexão do material e dessa forma resguardando sua integridade estrutural (OLIVEIRA, 2003). Entretanto pouco se estudou sobre como este esforço é transmitido e distribuído aos tecidos de suporte das próteses odontológicas e suas possíveis conseqüências.

A busca por materiais que simulem mais proximamente as características dos tecidos naturais tem sido alvo de pesquisas nas mais diversas áreas do conhecimento, não sendo diferente na odontologia, onde este aprimoramento visa acrescer a qualidade dos tratamentos restauradores e dessa forma, a condição de saúde oral e psico-social dos indivíduos.

Após a perda dos dentes o rebordo residual inicia um processo acelerado de reabsorção óssea por cerca de dez semanas seguido de uma lenta mas progressiva alteração volumétrica. Tais modificações também são acompanhadas de alterações estéticas, da auto-imagem e implicações negativas no processo mastigatório do indivíduo (WYATT,1998).

A reabilitação oral do paciente através de próteses parciais, totais, fixas, removíveis ou implanto-suportadas pode influenciar no grau de preservação do tecido ósseo subjacente. Seu volume e contorno assim como da mucosa de revestimento representa uma chave para o sucesso dos tratamentos protéticos (WYATT,1998).

As características do rebordo residual influenciam na estética gengival, nas dimensões dos futuros pânticos de próteses fixas, provém suporte e estabilidade para as próteses totais e parciais assim como seu contorno e volume encontram-se como pré-requisitos para a instalação de implantes.

Segundo estudos clínicos uma prótese total bem adaptada pode preservar o rebordo residual (PENDLETON, 1940), apesar de estudos longitudinais

questionarem esta afirmação.

Pacientes portadores de próteses totais apresentam, em média, rebordos alveolares menores que aqueles não portadores de próteses totais. O aumento da reabsorção do rebordo residual observada em portadores de próteses totais foi atribuído à pressão provocada por estas próteses sobre os tecidos (CAMPBELL, 1960). Para Meirelles (2003), quanto maior a área de contato mais homogeneamente são transmitidas as tensões.

Para Burr et al. (1985), cargas cíclicas em nível fisiológico resultariam em microfraturas que estimulariam o processo de reposição óssea e segundo Haraldson (1980), o acúmulo de tensões poderia causar perda óssea.

Nos casos de próteses imediatas observa-se a preservação óssea quando estas são instaladas ou quando são confeccionadas próteses nas primeiras vinte semanas após a perda dos dentes. O tecido ósseo residual mantém-se mais horizontalmente que no sentido vertical especialmente na mandíbula sendo que a redução volumétrica vertical anterior da maxila, após as extrações, chega a alcançar valores entre 2 e 4 mm comparados a mandíbula onde estes valores alcançam 4 a 6mm. Este fato deve-se a diferença de tamanho da área de suporte da prótese mandibular (HEDEGARD, 1962; JOHNSON, 1963; ATWOOD, 1971; TALLGREN et al., 1980).

Winter et al. (1974) observou em seu estudo que a região anterior do rebordo apresenta menores índices de reabsorção tecidual quando comparada a região posterior o que foi justificado graças a diferenças na concentração das forças oclusais. Carlsson et al. (1967) observou também que a presença de todos os dentes antagonistas seria responsável por menores índices de reabsorção do osso quando comparados a pacientes cujo antagonista encontrava-se parcialmente

distribuído, o que sugere a necessidade da distribuição homogênea do esforço mastigatório. Smith et al. (1963) atribuiu, em seu estudo, a perda de tecido de suporte devido ao aumento das forças laterais quando a mandíbula era reabilitada por prótese total e dessa forma apresentava problemas de estabilidade.

Ainda em se tratando de esforços mastigatórios, Bergman et al. (1964) observou que forças oclusais parafuncionais podem acelerar o processo de perda óssea em rebordos desdentados além de associarem-se a injúrias aos tecidos de revestimento.

O estudo das forças oclusais funcionais, pela monitoração elétrica da atividade muscular e da força oclusal, em pacientes portadores de próteses parciais removíveis, demonstra que a força oclusal varia entre os pacientes; que a força de mastigação é pequena em relação à força de contração isométrica do sistema estomatognático; que as forças oclusais variam de uma sessão para outra e com a consistência do alimento, atingindo um valor médio de 7,110 MPa (DeBOEVER et al., 1978).

Para Bergamo (2002), durante a mastigação dos alimentos, os dentes estão sujeitos a tensões. Assim também estarão os materiais restauradores utilizados. Portanto, as propriedades mecânicas desses materiais devem ser de tal forma que possam suportar as cargas mastigatórias, sem a ocorrência de deformações ou fraturas.

O estudo das propriedades mecânicas da resina acrílica reforçada por fibras ocorre desde 1957 para as fibras de vidro e 1975 para as fibras de aramida, sendo que a combinação híbrida ocorreu em 1997 (SMITH, 1957; MIYARI, 1975; VALLITTU, 1992; VALLITTU; NARVA, 1997).

Apesar do reforço da resina acrílica por fibras de vidro e aramida otimizar suas propriedades mecânicas, como relatado na literatura, a distribuição das tensões ao tecido de sustentação quando da aplicação de carga sobre a base da prótese removível é ainda carente de estudos. Assim, este estudo propôs-se a verificar a capacidade de transmissão e a distribuição da tensão; aplicada a corpos-de-prova de resina acrílica termopolimerizável reforçada por diferentes grupos de fibras de vidro e aramida, submetidas a diferentes tratamentos superficiais; sobre a área de assentamento, através do método fotoelástico.

2. REVISAO DE LITERATURA

2.1. Resinas Acrílicas

Os plásticos são compostos orgânicos classificados como polímeros, produzidos sinteticamente e cuja química baseia-se no carbono, hidrogênio e em outros elementos não metálicos. Após serem moldados e endurecidos, podem apresentar características fibrosas, borrachóides, resinosas e rígidas, estas determinadas por sua morfologia molecular (CALLISTER JR, 2002).

Originalmente eram considerados detritos de laboratório, resultados de certas reações orgânicas. Nos últimos 80 anos é que atraíram a atenção dos químicos, e passaram a apresentar diversos usos comerciais (BATAGLION, 1987).

Em 1924 um plástico à base de fenol formaldeído com nome de baquelite é então aplicado em próteses odontológicas. Porém a falta de uniformidade e as frequentes alterações na cor e em sua resistência foram pontos desfavoráveis.

Entre 1937 e 1940 o progresso tecnológico incluiu os achados de Walter Wright, quanto à aplicação de resinas à base de polimetilmetacrilato, denominada resina acrílica, que apareceu como uma excelente alternativa não somente na confecção de trabalhos protéticos, mas também para uso em outras áreas (PEYTON, 1975).

A partir de 1949, Rebossio discorria sobre os materiais plásticos de uso odontológico, especialmente sobre os resinosos, enfatizando sua evolução, propriedades físicas e mecânicas e sobre o modo adequado de manuseá-los.

Ressaltou que vários materiais já foram utilizados na odontologia com finalidade protética e que entre eles, as resinas sem dúvida se sobressaíram.

Concomitantemente à sua grande utilização vieram as pesquisas que procuraram elucidar as mais frequentes dúvidas em torno de suas propriedades. Especificações sobre suas características foram estabelecidas pela Associação Dental Americana, que incluiu parâmetros para estabilidade dimensional, solubilidade, grau de dureza, resistência à flexão, dentre outros (PEYTON, 1975).

Com a evolução, os plásticos tornaram-se mais fáceis tecnicamente de se trabalhar, tiveram suas propriedades físicas e mecânicas melhoradas e ainda compatibilizaram-se biologicamente. Em 1993, Phillips descreveu os requisitos ideais para uma resina odontológica, entre eles:

1-O material deve exibir suficiente translucidez ou transparência e ser capaz de reproduzir esteticamente os tecidos orais que irá substituir. Deve-se poder colorí-la ou pigmentá-la para essa finalidade;

2-Não deve sofrer nenhuma alteração dimensional, ou seja, dilatar, contrair, ou empenar durante o processamento, nem depois de ser usada normalmente pelo paciente;

3-Deve ter suficiente dureza, resiliência e resistência ao desgaste, para suportar o uso normal;

4-Deve ser impermeável aos fluidos bucais, para não se tornar anti-higiênica e nem de odor ou sabor desagradável. Quando for utilizada, como material obturador ou cimento, deve ligar-se quimicamente ao dente;

5- A resina deve ser insípida, inodora, atóxica e inócua para os tecidos bucais;

6- Em caso de fratura, deve ser possível reparar a resina, fácil e eficazmente;

7- A transformação da resina em um aparelho protético deve ser facilmente efetuada e com equipamentos simples.

Na odontologia, as resinas são utilizadas para a substituição artificial de dentes ausentes, para reconstruções coronárias ou ainda para a confecção de próteses totais ou parciais (BERGAMO, 2002).

A resina acrílica mais utilizada na odontologia é o poli-metil-metacrilato (PMMA) e este ainda não é capaz de preencher todas as exigências mencionadas. Entretanto, considerando as condições desfavoráveis do meio bucal, somente os materiais quimicamente estáveis ou inertes poderiam suportá-las sem se deteriorar.

Em 1943, Simond e Ellis afirmaram em seus estudos que as resinas acrílicas apresentam as seguintes variações em suas propriedades mecânicas: resistência à tração de 27,5 a 82,7MPa ; alongamento de 5 a 15%; módulo de elasticidade de 4,14 GPa; resistência à flexão de 62,1 a 103,5MPa e contração com 30 dias de 0,025 a 0,152mm.

Para Phillips (1993), o polimetacrilato de metila apresenta:

Dureza knoop entre 18 e 20;

Resistência à tração de 59 MPa ;

Resistência ao impacto através do teste charpy de 0,098 a 1,27 J;

Módulo de elasticidade de 2.400 MPa;

Amolecimento a 125°C;

Aumento de aproximadamente 0,5% de seu peso após imersão em água por uma semana, sendo reversível quando seco;

Redução no módulo de deflexão após a saturação da resina com água ou com o aumento da temperatura.

Em 1941, Taylor relatou a maneira como se determina a formação da cadeia polimérica onde o etileno, cujo radical seria uma molécula de ácido acrílico, é incorporado a um grupamento metila e neste obtém-se o ácido metlacrílico que tem como éster o metacrilato. A polimerização é catalisada por agentes oxidantes como o peróxido de hidrogênio ou peróxido de benzoíla e inibida por desoxidantes como a hidroquinona e o pirogalol.

A deformação dos polímeros em resposta a tensões de tração ocorre pelo alongamento das moléculas da cadeia desde as suas conformações estáveis, na direção da tensão aplicada e pela dobra e o estiramento das fortes ligações covalentes presentes na cadeia. Também pode existir algum ligeiro deslocamento das moléculas adjacentes, o qual sofre a resistência de ligações secundárias ou de Van de Waals relativamente fracas (CALLISTER JR, 2002).

A reação de polimerização da resina acrílica poderá acontecer através apenas, de reações químicas ou por adição térmica e dessa forma classifica-a em: Resina Acrílica Ativada Quimicamente (RAAQ) ou Resina Acrílica Ativada Termicamente (RAAT). Neste caso, o agente de calor necessário para desencadear o processo de polimerização, advém de aquecimento do material em água, por calor seco e ainda, através de energia de microondas. (ANUSAVICE, 1996).

Os polímeros representam cerca de 95% dos plásticos utilizados em próteses, estes polímeros são compostos de alto peso molecular, obtidos pela conversão de compostos de baixo peso molecular denominados monômeros ou oligômeros. Por sua vez, o monômero é uma substância que possui alta pressão de vapor e conseqüente baixo ponto de ebulição, dessa forma, controlar a temperatura

durante a fase de polimerização é de fundamental importância para que se evite a vaporização deste monômero (CRAIG et al., 2002).

A RAAQ apresenta 80% da resistência transversal daquela ativada termicamente. Seu tempo de polimerização é de aproximadamente cinco minutos. Em sua composição, 3 a 5 % correspondem a monômeros livres em comparação a 0,2 a 0,5 % da RAAT (PHILLIPS, 1993).

Devido ao menor grau de polimerização das RAAQ e à sua maior concentração de monômero residual, a resistência máxima e a rigidez deste material são menores do que aquelas das RAAT. Já seu módulo de elasticidade não varia grandemente podendo inclusive superpor-se (PHILLIPS, 1993).

Hugget et al. (1987), preocupados com a baixa resistência à fratura do polimetilmetacrilato, investigaram a influência do ciclo de polimerização; da proporção polímero/monômero; da geometria, tamanho e distribuição das partículas; peso molecular; espessura da base da prótese e posição da mufla no interior da polimerizadora sobre as propriedades mecânicas da resina. Demonstram que os materiais de menor peso molecular obtiveram melhores propriedades mecânicas apresentando resistência à tração média de 64,21MPa e módulo de elasticidade de 3,223 GPa.

Como desvantagens das resinas acrílicas, Jennings (1960) cita sua baixa resistência transversal, baixa resistência a tensão (KILFOIL, 1983; PHILLIPS, 1984), pouca resistência à deflexão e ao impacto (PHILLIPS, 1973), baixa flexibilidade (BRADEN, 1988), possibilitando a ocorrência de fraturas.

Em 1949, Caul et al. investigaram as propriedades físicas e mecânicas de algumas marcas de resinas acrílicas PMMA auto-polimerizáveis, comercializadas na época como materiais indicados para bases de próteses totais e descreveram

algumas vantagens destas resinas sobre as termo-ativadas, tais como simplicidade e rapidez de técnica. Em geral os resultados para a resistência das resinas estudadas permaneceram abaixo do valor mínimo necessário. Os autores atribuíram o fato a presença de monômero residual, resultado de uma polimerização incompleta e sugeriram sua polimerização por um ciclo em água a 100°C por trinta minutos para que a resistência fosse otimizada.

Woelfel (1977), afirmou que a resina acrílica, desde a sua introdução, tem sofrido melhoras que contribuem em demasia para o seu manuseio e difusão no meio odontológico, suportando melhor as condições adversas do meio bucal aos materiais restauradores, como pela adição de agentes de ligação cruzada e copolímeros, pela criação das resinas de alto impacto, fluidas e resilientes. Concluiu dessa forma que as resinas possuem propriedades únicas e constituem-se nos melhores materiais plásticos para a confecção de próteses totais.

Ainda assim, algumas propriedades poderiam ser melhoradas nas resinas acrílicas e para tanto os estudos têm se dirigido no sentido de desenvolver materiais alternativos ou técnicas para reforçar o PMMA.

Entre estes materiais encontram-se as poliamidas, a resina epóxica, o poliestireno, o acrílico vinílico, os copolímeros borrachóides, o policarbonato e o nylon.

Entretanto, para Karacaer (2001), a maioria das fraturas pode ser evitada pela utilização de princípios protéticos adequados, durante a confecção das mesmas.

2.2. Reforços para Resinas Acrílicas

Na odontologia são aplicadas diversas variedades de plásticos sintéticos. Desde a década de 1940, a resina acrílica tem sido o material mais utilizado para bases protéticas, graças à sua estabilidade de cor, facilidade de processamento, de reparos e pigmentação, além de sua biocompatibilidade (SCHREIBER, 1971).

Entretanto, o mercado protético investe cerca de US\$ 18 milhões anualmente no reparo de próteses (DENTAL PRACTICE BOARD, 1997). Dessa forma, apesar de suas qualidades, as resinas acrílicas possuem propriedades mecânicas às vezes insuficientes para resistir a esforços aplicados durante determinado tempo (SMITH, 1961; HARALDSON et al., 1979; BEYLI e VonFRAUNHOFER, 1981; HUGGET et al., 1987).

Neste contexto a grande desvantagem das resinas acrílicas tornou-se a alta possibilidade de fraturas. (SCHREIBER, 1971; SMITH, 1961; STAFFORD e SMITH, 1970; MANLEY, 1979). As fraturas em próteses dentárias ocorrerão principalmente por falhas nas resistências à fadiga flexural ou ao impacto (SMITH, 1961; STAFFORD; SMITH, 1970; SCHREIBER, 1971; MANLEY, 1979; BRADEN, 1988).

Estudos têm demonstrado que a flexão das próteses em linha média pode exceder a 1,5 mm e que as próteses totais chegam a receber até 500.000 ciclos de flexão por ano. Dessa forma, a resistência flexural à fadiga pode representar a mais significativa propriedade mecânica das resinas acrílicas para uso odontológico (SKIRVIN et al., 1982).

Hargreaves (1969) relatou em seu estudo que a função mastigatória induz a resina da base protética ao estresse e em poucos anos propicia sua deterioração, levando-a a fratura.

Segundo Lordelo (1997), além de poderem ser submetidas a uma força intensa, mas momentânea, as próteses também devem suportar um grande número de esforços pequenos e repetitivos durante a mastigação, por um longo período de tempo. Apesar de as forças serem demasiadamente pequenas para provocarem a fratura do material, com o decorrer do tempo a ruptura pode ocorrer por um processo de fadiga. Isto envolve a formação de micro-rupturas que possivelmente se propagam até fraturar, caracterizando dessa forma a fadiga do material. Para o autor, os valores de resistência à fadiga do poli-metilmetacrilato são considerados satisfatórios.

A fadiga da resina acrílica seria dessa forma, a deformação permanente do material, após ciclos constantes de força, com a formação uma trinca tempo-dependente tornando-se consequência do envelhecimento do material (ANDERSON, 1972).

Além do aparecimento das trincas, a degradação da resina acrílica pode ser observada por perda de cor ou brilho, perda de opacidade e perda de aderência.

A degradação dos plásticos de modo geral pode ser provocada por vários tipos de agentes tais como: agentes químicos de diversos tipos (simulados em câmara de névoa salina e calor) e o meio químico da boca, alterações térmicas, fatores biológicos e fatores decorrentes da mastigação.

Para Bergamo (2002), durante a mastigação dos alimentos, os dentes estão sujeitos a tensões. Assim também estarão os materiais restauradores utilizados. Portanto, as propriedades mecânicas desses materiais devem ser de tal forma que

possam suportar as cargas mastigatórias, sem a ocorrência de deformações ou fraturas.

A injúria do material restaurador ou da estrutura dental dependerá de sua capacidade de absorver a energia, sem se deformar permanentemente que por sua vez estará em proporção ao seu módulo de resiliência (PHILLIPS, 1993).

A utilização de reforços em resinas PMMA é descrita desde a década de 60, quando Grant e Greener comprovaram aumento da resistência destas resinas com a inclusão em seu interior de fibras de alumínio denominadas “sapphire whiskers”. Os autores evidenciaram em seus resultados um considerável aumento da resistência flexional e do módulo de elasticidade das resinas acrílicas que continham uma pequena concentração dessas fibras. A partir deste fato, inúmeros tipos de desenhos de reforços metálicos foram propostos. Há relatos de estruturas fundidas, fios de vários diâmetros, malhas trançadas e até bandas ortodônticas utilizadas com a finalidade de se reforçar a resina acrílica (HENRY et al., 1991).

Outros incrementos para reforçar o poli-metilmacrilato têm sido estudados, sendo eles o nylon, agentes de ligação cruzada, polímeros borrachosos, corpúsculos de cerâmica, sílica, óxido de alumínio, fibras de vidro, de polietileno, de aramida e de carbono (SKIRVIN, 1982; PRICE, 1986; GUTTERIDGE, 1988; TANER et al., 1999; BROWN, 2000; WYLEGALA, 1973). Para o reforço do poli-metil metacrilato Brown (2000) sugere que a adição de fibras traria efeitos significantes.

A incorporação de fibras, de uso odontológico, normalmente ocorre em matrizes poliméricas, formando o que denominamos compósitos. Um compósito consiste em um material multifásico feito artificialmente. As fases constituintes devem ser quimicamente diferentes e devem estar separadas por uma interface distinta. É projetado para mostrar uma combinação das melhores características de

cada um dos materiais que o compõe. Em se tratando das fibras a associação acontece em virtude de sua resistência e/ou rigidez somar-se à flexibilidade do polímero (CALLISTER JR, 2002).

A fase matriz do compósito reforçado por fibras é responsável por ligar as fibras entre si atuando como meio através do qual uma tensão aplicada externamente é transmitida e distribuída para as fibras sendo que apenas uma proporção muito pequena da carga aplicada é suportada pela matriz. Dessa forma o material da matriz deve ser dúctil e apresentar módulo de elasticidade menor que o da fibra. A matriz também protege a superfície das fibras e por envolvê-las funcionam como barreira contra a propagação de trincas (CALLISTER JR, 2002).

As fibras classificam-se quanto ao seu comprimento em dois grupos: fibras contínuas e fibras curtas. Certo comprimento crítico de fibra é necessário para que exista um efetivo aumento da resistência e um enrijecimento do compósito. Alguns fatores influenciarão na seleção deste comprimento como o diâmetro da fibra, sua resistência final bem como a força de ligação entre a fibra e a matriz. À medida que o comprimento da fibra aumenta, o reforço causado pela fibra se torna mais efetivo (CALLISTER JR, 2002).

Além do comprimento, a orientação das fibras em relação umas às outras, sua concentração e sua distribuição têm influência significativa sobre a resistência e sobre outras propriedades dos compósitos reforçados. Em relação à orientação das fibras, são possíveis dois extremos: um alinhamento paralelo do eixo longitudinal das fibras em uma única direção e um alinhamento aleatório. Normalmente as fibras contínuas estão alinhadas enquanto as fibras curtas encontram-se alinhadas, parcialmente ou aleatoriamente orientadas sendo que a melhor conformação é obtida quando a distribuição das fibras é uniforme (CALLISTER JR, 2002).

As propriedades de um compósito que apresente fibras alinhadas são altamente anisotrópicas, isto significa dizer que suas propriedades dependem da direção na qual as medições são tomadas.

Em um compósito cujas fibras estão dispostas perpendicularmente ao vetor força, a tensão segundo a qual o compósito e ambas as fases estão expostos é a mesma. Este fenômeno é conhecido como estado de isotensão. A deformação da totalidade do compósito representa a somatória das deformações da matriz e da fibra.

Os compósitos são projetados normalmente para serem carregados ao longo da direção longitudinal das fibras, sendo esta situação conhecida como sendo de alta resistência. Quando a carga é aplicada no sentido transversal das fibras do compósito alguns fatores têm influência sobre sua resistência entre eles as propriedades tanto da fibra quanto da matriz, a resistência da ligação fibra-matriz e a presença de vazios.

De forma geral os compósitos fibrosos alinhados são inerentemente anisotrópicos, no sentido de que a resistência e o reforço máximos são obtidos ao longo da direção do alinhamento ou longitudinal. Na direção transversal a fratura normalmente ocorre em níveis de tensões de tração relativamente baixos (CALLISTER JR, 2002).

O efeito de reforço da resina acrílica acontece graças à capacidade da matriz de transferir as cargas à fibra, via forças de cisalhamento. Nesse instante, as fibras são provavelmente os principais elementos a suportar a carga (GRANT; GREENER, 1967; BATAGLION, 1987).

As fibras agem sobre a resistência flexional de resinas como o PMMA aumentando a resistência à tração das regiões mais inferiores do espécime e

evitando a sua fratura através da interrupção da propagação de trincas. Dessa forma a localização das fibras no interior da massa de resina é de suma importância, sendo que a melhor localização para se inserir as fibras seria o mais inferiormente possível no interior do corpo-de-prova, onde se acumulam as tensões de tração (POWELL, 1994).

O grau ao qual uma estrutura se deforma ou se esforça depende da magnitude da tensão imposta. Esta relação é conhecida por lei de Hooke ($\sigma = E\epsilon$) em que a constante de proporcionalidade E é o módulo de elasticidade do material, ou módulo de Young. Esse módulo pode ser considerado como sendo uma rigidez ou uma resistência do material à deformação. Quanto maior for esse módulo, mais rígido será o material ou menor será a deformação elástica que resultará da aplicação de uma dada tensão. Clinicamente, o módulo de elasticidade significa a rigidez necessária do compósito, para fornecer conforto ao paciente durante a mastigação e que evita maiores deflexões na prótese que possam lesar a mucosa ou os dentes suporte (CALLISTER JR, 2002; BASTOS, 2003).

Em uma escala atômica, a deformação elástica macroscópica é manifestada como pequenas alterações no espaçamento interatômico e na extensão de ligações interatômicas. Como consequência, a magnitude do módulo de elasticidade representa uma medida da resistência à separação de átomos adjacentes. Os valores dos módulos de elasticidade para materiais cerâmicos são caracteristicamente maiores do que para os metais e para os polímeros. Essa diferença é consequência direta dos diferentes tipos de ligação atômica nestes materiais (CALLISTER JR, 2002).

Outra propriedade importante dos materiais na relação tensão-deformação é sua resiliência. A resiliência é a capacidade de um material absorver energia quando

ele é deformado elasticamente e depois, com o descarregamento, ter essa energia recuperada. O módulo de resiliência U_r representa a energia de deformação por unidade de volume exigida para tensionar um material desde um estado com ausência de carga até sua tensão limite. Os materiais mais resilientes são aqueles que possuem os menores valores dos módulos de elasticidade (CALLISTER JR, 2002).

À primeira vista, a combinação de fibras (material inorgânico) com resina (material polimerizável e orgânico) parece estranha, dada a natureza quimicamente incompatível dos dois materiais. Entretanto, apesar dessa incompatibilidade, um reforço realmente ocorre, pois a resina, pelo processo de polimerização, sofre uma contração, o que provoca a ancoragem da fibra na matriz do polímero, uma espécie de amarração (BATAGLION, 1987).

As fibras podem ser aplicadas diretamente pelo cirurgião-dentista, ou através de processamentos laboratoriais, estando indicadas para a recolocação imediata de um único dente, para o reforço de próteses parciais fixas provisórias, na confecção de próteses fixas metal-free, em reparos de próteses totais e parciais ou como alternativa a pacientes com alergia a metais (BOTTINO et al., 2001; ROSENSTIEL et al., 2002).

Entre as fibras utilizadas como reforço para a resina acrílica encontram-se as fibras de vidro e aramida.

A fibra de vidro é simplesmente um compósito que consiste em fibras contínuas ou descontínuas, contidas no interior de uma matriz polimérica.

O vidro é popularmente conhecido como um material de reforço graças a características como sua facilidade em ser estirado na forma de fibras de alta resistência a partir do seu estado fundido e por apresentar grande disponibilidade no

mercado. Quando fibra é relativamente forte e ao encontrar-se no interior de uma matriz de plástico produz um compósito que possui resistência específica alta (CALLISTER JR, 2002).

Muitas aplicações das fibras de vidro são familiares: carcaças de meios de transporte automotivos e marítimos, tubulações de plástico, recipientes para armazenamento, pisos industriais e no ramo automotivo para reduzir o peso dos veículos e aumentar a eficiência dos combustíveis.

As fibras de vidro se dividem em três categorias: E (eletrical) com boa condutividade elétrica, C (chemical) com alta resistência à corrosão e S (high tensile strenght) com resistência a altas temperaturas além de apresentarem o melhor desempenho como material de reforço, com valores de resistência à tração até 40% maior que do grupo E (HIGH..., 1988; HULL, 1995).

O uso de fibras de vidro para reforço de próteses foi inicialmente descrito por Smith em 1957. O autor já relatava o reforço, pela simples mistura de pequenas fibras ou por laminação de películas de vidro à resina acrílica.

As fibras vítreas apresentam características como boa elasticidade, alta resistência à tração; baixa condutividade elétrica, resistência à solubilidade e degradação bioquímica, translucidez, além da possibilidade de serem utilizadas a temperaturas de até 500°C, apresentarem boa dissipação de calor e serem incombustíveis (Mc CRUM, 1971).

A composição da fibra de vidro é basicamente uma mistura de sílica (SiO_2) e óxidos de magnésio, cálcio, boro, sódio e alumínio. Estas fibras são materiais amorfos e sua cristalização ocorre depois de prolongado tratamento com altas temperaturas (DENTAL ADVISOR, 1998).

Dentre as vantagens do uso de fibras de vidro em reforços de estruturas podem ser destacadas sua alta resistência ao impacto e à corrosão, seu baixo custo, além de ser um produto fabricado no Brasil (FIORELLI, 2002).

Comercialmente, as fibras de vidro se apresentam sob diversas formas: fios, mantas, tecidos e véus de superfície (McCRUM, 1971; MILES; BRISTON, 1975; AGNELLI, 1978; HAGE JR, 1979; FREGONESI, 1985) devendo ser aplicadas como reforço e não como matriz por não suportarem grandes tensões de cisalhamento e compressão.

A quantidade de fibras utilizadas pode variar segundo seu arranjo e processo de fabricação. Para um máximo reforço, Vallittu et al. (1994) sugeriram altas concentrações de fibra. Sua concentração limite chegaria a 20 % da massa final, para que não se tornasse deletéria às propriedades da resina. Segundo Brown (2000) a presença de cerca de 60% de cerâmica na massa da resina, seria responsável pela redução do volume de monômero, com conseqüente redução de trincas de polimerização, além do aumento na resistência do material.

Stipho em 1998 estudou o efeito da concentração de fibras de vidro nas propriedades mecânicas de corpos-de-prova de resina PMMA com concentrações de fibra em peso de 1%, 2%, 5%, 10% e 15%. Foi encontrado um aumento significativo na resistência flexional nos grupos reforçados com as concentrações em peso de 1% e 2% de fibras enquanto que maiores concentrações provocaram diminuição desta resistência. O autor concluiu que altas concentrações de fibras de vidro incorporadas à mistura de resina resultam na perda de homogeneidade e aumento da porosidade o que provocou diminuição de sua resistência.

Outro fator de importância para as propriedades mecânicas dos materiais reforçados por fibras seria a distribuição homogênea das mesmas sobre a superfície

resinosa. Sua arquitetura pode ser unidirecional, em malha ou trançada o que pode interferir tanto na facilidade de manuseio quanto na resistência flexural do produto. Também podem classificar-se em sistemas pré-impregnados por resina ou sistemas que requerem impregnação. Os sistemas pré-impregnados apresentam melhores propriedades mecânicas, maior facilidade de manuseio técnico, uma impregnação mais homogênea e com menor risco de contaminações (DENTAL ADVISOR, 1998).

Vallittu (1999) estudou o efeito de fibras de vidro pré-impregnadas com um polímero poroso, na sua forma trançada e unidirecional, nas propriedades mecânicas da resina acrílica PMMA. Observou que o uso dos dois tipos de reforços aumentou significativamente a resistência flexional e o módulo de elasticidade dos polímeros estudados sendo que a resistência encontrada com as fibras unidirecionais foi maior que a oferecida pelas fibras trançadas.

Em 2003, Bastos estudou o efeito de diversos reforços sobre a resistência flexional, o módulo de elasticidade e o tipo de fratura apresentados por espécimes confeccionados em uma resina polimetilmetacrilato(PMMA). Foram utilizados fio de aço, fio de amarrilho trançado, fibras de vidro trançada, entrelaçada e unidirecional, uma fibra de polietileno e uma fibra cerâmica flexível. Quanto ao aumento da resistência flexional os grupos reforçados com fio de aço, fibra de vidro trançada e fibra de polietileno apresentaram os maiores valores. Apenas a fibra de vidro unidirecional não propiciou aumento do módulo de elasticidade.

O comportamento tensão-deformação de compósitos é em geral avaliado através de ensaios de tração ou de flexão transversal. Neste, o ponto de carregamento situado na superfície superior do corpo-de-prova é colocado em um estado de compressão, enquanto a superfície inferior encontra-se em tração, superfície esta onde ocorrerão as fraturas do conjunto (CALLISTER JR, 2002).

Ladizesky et al. (1993) discutiram que a inserção das fibras próximas ao eixo neutro de deflexão, isto é, no meio do espécime, pode ter acarretado uma diminuição da influência desses reforços na resistência flexional e na rigidez dos mesmos em seu estudo.

Powell et al., em 1994, também observaram maior rigidez nos corpo-de-prova em que o reforço por fio de aço ou por Kevlar 49 foi posicionado o mais inferiormente possível em relação ao ponto de tensão. Os autores justificaram esse resultado baseando-se na “Lei de flexão das vigas”. Esta lei declara que quando uma viga está sob ação de uma carga compressiva no centro e equidistante entre dois pontos de suporte, a força aplicada induz tensão de compressão na região superior e tensão de tração na região inferior. Os reforços utilizados nas resinas e polímeros odontológicos são mais eficientes quando posicionados fora do eixo neutro no interior da prótese, o mais inferiormente possível em relação ao centro no sentido vertical.

Smith (1962), reforçando a resina acrílica com fibras de vidro, notou um aumento substancial na resistência à tensão; em contrapartida notou pronunciado aumento na dureza. Bowen (1963) reforçou polímeros restauradores dentais com pó de sílica, tratada com vinilsilano e encontrou relativo aumento na resistência à compressão e no módulo de elasticidade dos mesmos.

Fregonesi e Panzeri (1980) avaliaram os resultados da adição do reforço por fibras de vidro às resinas acrílicas dispondo-as em camadas sucessivas. Os valores de resistência flexural e deflexão foram inferiores ou iguais àqueles materiais ensaiados sem reforço, o que os autores atribuíram a delaminação das camadas da resina.

Em 1985, Fregonesi reforçou a resina acrílica com fibras de vidro encontrando um aumento na resistência à tração com as fibras picadas e diminuição dessa resistência com as fibras moídas. Com qualquer das fibras usadas encontrou aumento dessa resistência tratando as fibras de vidro com agente silano A-174.

As características mecânicas de um compósito reforçado com fibras não dependem somente das propriedades da fibra, mas também do grau segundo o qual uma carga aplicada é transmitida para as fibras pela matriz. A magnitude da ligação interfacial entre as fases fibra e matriz é importante para a transmissão dessa tensão de carga (CALLISTER JR, 2002).

Houwink e Salomon (1965) definem adesão como sendo a atração entre uma superfície sólida e uma segunda fase. Esta segunda fase pode consistir de partículas individuais, pó, películas líquidas ou sólidas. Pode-se dizer também que adesão é a força atrativa entre moléculas de substâncias diferentes.

Segundo Mantilla (1984) as forças de adesão têm sua origem nas ligações químicas interatômicas e nas ligações atrativas intermoleculares cujas forças produzidas não são suficientemente capazes de formarem uma nova individualidade química. Sabe-se que existem três mecanismos de adesão definidos; a adesão mecânica, a adesão específica e a adesão química.

Segundo Baratieri (2002) os silanos agem como modificadores das características da superfície cerâmica. Uma vez que o substrato cerâmico é altamente inorgânico o que o torna pouco receptivo às resinas, o silano confere à superfície uma característica orgânica.

Os silanos foram introduzidos na odontologia há cerca de 45 anos por Bowen e Rodriguez. Os mesmos desenvolveram resinas compostas adicionando silano a uma resina Bis-GMA. Os silanos podem aumentar a retenção entre resinas e

porcelanas em até 25% e potencializar a união das fibras de vidro ao PMMA (NEWBURG; PAMEIJER, 1978; LACY et al., 1988; BASTOS, 2003).

Os agentes de acoplagem mais efetivos para o vidro são o cromo e o silício. Diversos autores defendem que quanto melhor a união entre as fibras e a resina, maior a resistência flexional e o módulo de elasticidade dos espécimes (LADIZESKY et al., 1992; VALLITTU; LASSILA, 1992; VALLITTU, 1993; VALLITTU et al., 1994; 1998; UZUN et al, 1999; NAGAI et al., 2001). O mecanismo de acoplagem não é bem definido havendo teorias que sugerem ligações covalentes ou pontes de hidrogênio.

Se considerarmos que as fibras unem-se efetivamente à resina acrílica, podemos utilizar a “Lei das Misturas” da área da Engenharia dos Materiais. Isaac (1998) afirmou que essa lei é utilizada em materiais compostos e relaciona os valores do módulo de elasticidade de todos os materiais que o compõem juntamente com a fração em volume, de cada um. Com base nisso, como o módulo de elasticidade da fibra é consideravelmente maior que a da resina, é de se esperar que todo o conjunto tenha sua rigidez aumentada, em função da concentração desta fibra.

Cornell (1960), adicionando cargas de quarenta por cento e vinte por cento de fibra de vidro; vinte por cento de sílica e vinte por cento de óxido de alumínio ao poli-metilmetracrilato, encontrou diminuição na resistência ao impacto, devido possivelmente à pobre união do plástico à carga.

Bowen (1963) reforçou polímeros restauradores dentais com pó de sílica, tratada com vinilsilano e encontrou um relativo aumento na resistência à compressão e no módulo de elasticidade dos mesmos.

Grant e Greener (1967) relataram em seu estudo a importância do uso de silanos nas propriedades mecânicas dos compostos reforçados. Descreveram que a aplicação do silano sobre o reforço aumenta sua atividade superficial permitindo uma melhor transferência, da matriz de PMMA para as fibras, das tensões originadas durante o ensaio.

Henry et al. (1991) realizaram testes de resistência à tração e de resistência flexional em alguns materiais utilizados para confecção de próteses provisórias incluindo uma resina PMMA contendo em seu interior fibras de polietileno. Em ambos os ensaios foi testado o tratamento dessas fibras com silano. A inclusão de fibras de polietileno silanizadas do tipo longa e unidirecional resultou em espécimes mais resistentes à tração e à flexão. O uso de fibras não silanizadas, porém diminuiu essas propriedades. Os autores afirmaram que a silanização provoca uma adesão química entre as fibras e a matriz resinosa reduzindo o micro-deslizamento entre essas duas e, portanto, minimizando a propagação de micro-trincas que futuramente podem acarretar numa fatura de todo o conjunto.

Vallittu (1993) argumentou que a resistência à flexão das próteses em resina reforçadas com fibras é dependente da adesão entre a matriz da resina acrílica e a fibra utilizada e que essa adesão poderia ser melhorada por meio de tratamento dessas fibras com compostos de silano. Ao testar fibras de vidro e aramida observou que o composto A174 aumentou significativamente a adesão entre a resina e as fibras.

Em 1994, Vallittu et al. realizaram o pré-tratamento da fibra de duas formas: imersão no monômero ou numa mistura de polímero/monômero. Concluíram que diminuindo a contração de polimerização da resina que está em contato com as fibras aumenta-se a resistência à flexão do corpo-de-prova. Essa contração pode ser

amenizada pela imersão das fibras numa mistura de polímero/monômero, com proporção em peso variando de 3:8 a 10:8, antes da polimerização do espécime. Por fim, observaram que essa imersão fornece uma camada mais espessa de resina acrílica na superfície da fibra de vidro, comparada àquela fornecida pela imersão somente do monômero.

Vallittu et al. (1998) estudaram as propriedades flexionais de dois polímeros à base de PMMA, um auto e outro termo-polimerizável, quando reforçados com fibras de vidro contínuas ou com fibras de sílica, em função do tempo de armazenamento em água destilada por 2, 4, 12, 24 e 48 semanas. Em seus resultados observaram que o armazenamento em água diminuiu significativamente a resistência flexional e o módulo de elasticidade nos espécimes se reforço, evidenciando o efeito plastificante resultado da interação das moléculas de água com a estrutura do polímero. Os autores ainda citaram que a adesão entre as fibras e a matriz da resina diminuiu com a imersão, porém esta redução foi menor nos espécimes reforçados com as fibras de vidro. Explicaram também que a baixa impregnação das fibras causou porosidades que aumentaram a absorção de água com conseqüente diminuição da resistência flexional.

Lassila e Vallittu (2001) investigaram a resistência flexural de uma resina para bases de próteses totais modificada por acrilato multifuncional e por uretanolígômeros em comparação com um grupo em que incorporou-se nesta resina, fibra de vidro como reforço. Houveram diferenças estatisticamente significantes em relação ao grupo com reforço que apresentou valores superiores para esta propriedade. Estes valores aumentaram proporcionalmente ao aumento da quantidade de fibras na massa.

Em 2002, Ahlstrand e Finger relataram técnicas para confecção direta de próteses fixas reforçadas por fibras de vidro pré-impregnadas por resina, que segundo os autores facilitam seu processamento. Ressaltaram as vantagens do uso de sistemas reforçados por fibras como a conservação dos dentes pilares, o baixo custo e o curto tempo clínico do procedimento.

Em 2003 Yilmaz et al. observaram aumento da quantidade de monômero residual na resina reforçada por fibras de vidro comparativamente ao grupo sem reforço. O fato foi explicado pela necessidade de impregnação prévia das fibras com monômero, para uma melhor adequação do contato desta com a matriz do polímero. Segundo os autores este recurso possibilita maior ganho na resistência final da resina, entretanto permite a ocorrência de maior quantidade de monômero residual.

A aramida consiste em outro elemento de reforço para a resina acrílica, sendo este o termo genérico para um grupo de fibras aromáticas. Estas fibras são resistentes aos agentes químicos, são estáveis termicamente e apresentam alta estabilidade mecânica. As fibras de poliamida têm sido usadas na indústria marinha e aeroespacial para produzir laminados de alta resistência, fácil fabricação e baixo peso (MULLARKY, 1985).

Trata-se de um composto orgânico sintético chamado polipara-fenileno tereftalamida que é vendido mais comumente como Kevlar (Du Pont de Nemours and Co, Wilmington, DE, USA). O Kevlar apresenta várias classes, com diferentes comportamentos mecânicos: Kevlar 29, 49 e 149.

Mecanicamente as aramidas apresentam módulos de tração e limites de resistência à tração longitudinal maiores que dos outros materiais fibrosos poliméricos. A propriedade de deformação no limite de resistência à tração

longitudinal encontra-se em valores de 2,3 para as fibras de vidro e de 1,8 para as fibras de aramida (CALLISTER JR, 2002).

O Kevlar possui um módulo de elasticidade que chega a ser duas vezes maior que das fibras de vidro (131 GPa(10^6 psi) para 72,5 GPa (10^6 psi)), o que o destacou como um material para reforço de polímeros, além de não necessitar de agentes de adesão (JAGGER et al., 1999). O módulo de elasticidade aumenta proporcionalmente ao acréscimo percentual das fibras na matriz (CALLISTER JR, 2002).

As fibras de aramida são materiais de alta resistência e com alto módulo que foram introduzidos no início da década de 1960. Nos anos 80 utilizou-se a fibra de aramida na Odontologia, em próteses fixas, adesivas e retentores ortodônticos, reforço para próteses sobre implante e para a esplintagem periodontal.

A partir de 1990, algumas aplicações para as fibras de aramida são citadas como na confecção de próteses provisórias pós-implante (BINON; SULLIVAN, 1990), na confecção de próteses ortopédicas e aparelhos ortodônticos (LATOURE; BLACK, 1992), na produção de tecidos conectivos artificiais (AMBROSIO et al., 1998) e para aumentar a resistência de cimentos de fosfato de cálcio (XU et al., 2000 apud BROWN, 2000).

A fibra de aramida é compatível com diversas resinas, como o polivinil, o poliestireno e os ésteres ácidos poliacrílicos. Apresenta cor bege/amarelo claro e dessa forma, sua propriedade estética tornou-se discutível. (MULLARKY, 1985; JAGGER et al., 1999; BROWN, 2000).

Outras características controversas nos estudos com fibras de aramida seriam a influência da umidade na união fibra/resina (SCHREIBER, 1971; LATOURE; BLACK, 1992; RUYTER et al., 1986) e sua biocompatibilidade.

Brun , em 1992, estudou o emprego do Kevlar em cirurgias ortopédicas pélvicas e contra-indicou o uso do mesmo devido à sua baixa biocompatibilidade. Dunnigan et al. (1984) acompanhou a inalação pulmonar do Kevlar em ratos e sugeriu que o material não apresentou inércia biológica.

Em contrapartida, Lee (1983) e Wening et al. (1995) estudaram o efeito citotóxico do Kevlar e o consideraram biologicamente compatível. Mullarky (1985) em trabalhos clínicos com fibras de aramida não evidenciou respostas adversas da mucosa e Jagger (1999) também não observou toxicidade da aramida para aplicações odontológicas.

Miyairi et al. (1975), relataram que a laminação da porção palatina de próteses totais, com reforço de fibras Kevlar 49, melhora a resistência flexural e à fadiga das resinas acrílicas para bases de próteses em 160% e 130% respectivamente e o módulo de elasticidade em 80%.

Mullarky (1985) aplicou 3,3% a 17,4% de fibras de aramida, unidirecionadas à matriz de resina PMMA. O autor conclui que este reforço seletivo pode aumentar a resistência à fadiga da resina em até 200% , assim como o módulo de Young e a resistência à tração.

Por outro lado, Grave et al., em 1985, obtiveram valores menores de resistência transversal nos grupos de resina reforçados por fibras de aramida e carbono, comparativamente ao grupo controle e atribuíram o fato às falhas de adesão resina-reforço e à redução da espessura da matriz pela presença das fibras.

Berrong et al. (1990) elaboraram um estudo para avaliar o efeito de diversas concentrações, em peso, de fibras à base de aramida na resistência ao impacto de espécimes confeccionados em resina acrílica PMMA termo-polimerizável. Nos espécimes com fibras nas concentrações de 1% e 2% as fraturas foram em galho

verde mantendo os dois fragmentos unidos. Todas as amostras reforçadas foram significativamente mais resistentes que o grupo controle não reforçado, sendo que, quanto maior a concentração da fibra, maior foi a resistência ao impacto.

Em 1992, Vallittu e Lassila relataram um acréscimo na resistência nos grupos reforçados por metal, comparativamente à aramida e ao vidro, sendo que entre as fibras, o vidro apresentou maiores valores para a carga aplicada para fratura. Entretanto, em 1994, Douglas et al. comparando o reforço por fibras de Kevlar e filamentos metálicos, observaram que não houve diferença significativa entre as cargas aplicadas para fratura nos dois grupos.

Goldberg et al. (1994) utilizando resinas como o polietileno tereftalato glicol, o policarbonato, o nylon e o poliuretano, combinados com reforço por Kevlar e fibras de vidro, observaram as propriedades flexurais, a liberação de stress e a estabilidade hidrolítica dos compósitos e perceberam que não houve diferença estatística nos valores estudados, nos diferentes grupos.

Ao comparar o reforço por fibras de vidro, carbono, polietileno e Kevlar, Uzun et al. (1999) não observaram diferenças significantes nos valores de resistência transversal entre os grupos estudados. Os mesmos resultados foram comprovados por Chen et al. (2001), que trabalharam com fibras de vidro, polietileno e Kevlar.

John et al. (2001), comparando o reforço da resina acrílica termopolimerizável, por fibras de nylon, vidro e aramida com o grupo controle, sem reforço, perceberam acréscimo significativo na resistência flexural nos grupos reforçados por aramida e vidro.

Vallittu, em 1994, observou em microscopia, a superfície fraturada de corpos-de-prova reforçados por Kevlar, fibras de vidro e carbono, silanizadas e em

diferentes porcentagens e relacionou as áreas negras entre as fibras e a matriz como possíveis responsáveis por alterações nas propriedades do material e sugeriu serem provocadas pela prensagem e contração de polimerização da resina.

Muitos pesquisadores investigaram o reforço do PMMA com um só tipo de fibra, entretanto, Vallittu e Narva (1997) procuraram reforçá-lo com uma fibra híbrida, isto é, um compósito que consistia de uma fibra de vidro e fibras Kevlar embebidas em uma matriz resinosa. A adição das fibras de vidro à resina acrílica auto-polimerizável em concentrações de 12,4% aumentou sua resistência ao impacto.

O compósito reforçado por dois ou mais tipos de fibras diferentes no interior de uma única matriz é então denominado híbrido. Estes possuem uma melhor combinação global de propriedades o que pode refletir na redução dos custos do compósito final. Existem várias maneiras de combinarem-se fibras seja a partir de misturas alinhadas, laminares superpostas ou em malha (CALLISTER JR, 2002).

Oliveira, em 2003, estudando fibras híbridas de vidro e aramida como alternativas para o reforço da resina acrílica quimicamente ativada percebeu o aumento na resistência à flexão e redução da resistência à fadiga dos corpos-de-prova enriquecidos com o material.

2.3. Introdução à Fotoelasticidade e sua aplicação na Odontologia

Muitos materiais monocristalinos transparentes, opticamente isotrópicos ou que apresentam as mesmas propriedades físicas em todas as direções quando estão livres de tensões, tornam-se opticamente anisotrópicos e exibem

características similares a cristais quando estão sob tensão. Esta característica persiste enquanto a carga é mantida, mas desaparece quando a carga é removida. Esses materiais apresentam, portanto, diferentes índices de refração, comportamento este conhecido como “dupla refração temporária” que pode ser medido quantitativa e qualitativamente (HARALDSON, 1980).

Hendry (1966) mostrou a dupla refração da luz ao atravessar um corpo transparente e o retardamento relativo dos raios. Este retardamento corresponde ao efeito ótico representativo das franjas fotoelásticas que são proporcionais ao nível de deformação do corpo.

Existem três métodos clássicos para a determinação da distribuição das máximas tensões, sem considerar os aspectos intuitivos empíricos e pouco precisos. Entre eles a abordagem matemática do problema, fundamentada pela Teoria da Elasticidade, o tratamento numérico do problema, e 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; MARQUES, 1993).

A Fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões e deformações. Por ser uma técnica de campo contínuo que fornece uma imagem geral da distribuição das tensões torna-se particularmente útil para peças e estruturas que apresentem geometrias complicadas e/ou distribuição complexa de carga e que justifiquem a aplicação de uma análise experimental já que os métodos analíticos, estritamente matemáticos, tornar-se-iam muito trabalhosos ou mesmos inviáveis (MAHLER; PEYTON, 1955; GOMIDE; MARQUES, 1993).

Para Campos Jr. (1983), uma das grandes vantagens do método fotoelástico seria a possibilidade de visualização, mensuração e tomada fotográfica das tensões

internas no corpo enquanto que nos métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos.

Um dos princípios que regem os estudos sobre fotoelasticidade encontra-se na Lei de Hooke, que postula a existência de uma proporcionalidade entre tensão e deformação. O principal objetivo no estudo do método da fotoelasticidade é medir a dupla refração induzida no material em estudo decorrente de sua deformação, ou seja, medir os efeitos óticos decorrentes de esforços externos (LEE, 1950).

O nome fotoelasticidade reflete a natureza deste método experimental: foto implica no uso da luz e de técnicas óticas, enquanto elasticidade engloba o estudo de tensões e deformações nos corpos elásticos (DALLY; RILEY, 1978; GERTHESEN E KNESER apud LAGANÁ, 1992).

David Brewster (1912), apud Mahler e Peyton (1955), observou pela primeira vez os efeitos fotoelásticos ao realizar pesquisas sobre as propriedades ativas de alguns materiais sólidos e transparentes. Observou que os objetos sólidos, com características isotrópicas quando submetidos a esforços transformavam-se em anisotrópicos e que o grau de anisotropia era proporcional à magnitude da deformação do material.

Os fenômenos fotoelásticos também são explicados pela teoria eletromagnética de propagação da luz. Esta teoria supõe a luz como sendo uma perturbação eletromagnética, que pode ser expressa por um vetor luz, o qual é normal à direção de propagação. Ao atravessar materiais que apresentem dupla refração temporária, o vetor elétrico é decomposto em duas componentes mutuamente perpendiculares segundo as direções principais e estas componentes são transmitidas com uma diferença de fase. Devido a isto, o vetor elétrico

caminhando numa das direções principais terá velocidade de propagação diferente daquele caminhando na outra direção principal (MEIRELLES, 2003).

Observando a figura 01 a luz se propaga, por exemplo, em z e em diversos planos como campo elétrico e campo magnético podendo apresentar vários comprimentos de onda. Na figura 01 (E) representa o vetor de campo elétrico e (B) o vetor de campo magnético. Esta perturbação pode ser considerada como uma onda em movimento, o que possibilita expressar a amplitude do vetor de luz em termos da solução da equação de ondas unidimensionais (DALLY; RILEY, 1978).

Figura 01: Luz – vetor normal à direção de propagação (BERNARDES, 2004)

Os efeitos óticos de interesse na fotoelasticidade podem ser descritos por uma simples onda senoidal, propagando-se na direção positiva do eixo z , como mostrado na figura 02. Então, a propagação da luz na direção z afastada da sua origem pode ser representada pela equação :

$$E = f(z - ct) = A \cos \frac{2\pi}{\lambda} (z - ct)$$

Figura 02. Amplitude do vetor luz em função da posição ao longo do eixo de propagação (BERNARDES, 2004).

Onde A é a amplitude da luz.

O período (T) é definido como sendo o tempo requerido para a passagem de dois picos sucessivos. A frequência (f) é definida pelo número de oscilações de amplitude por período:

$$f = 1/T = c/\lambda \quad (3)$$

$\lambda \rightarrow$ comprimento de onda

O estado de tensões em qualquer ponto de um modelo fotoelástico pode ser relacionado com a retardação através da lei de Brewster:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \delta/\lambda \times 1/t \times f_\sigma = N/t \times f_\sigma$$

onde:

σ_1 e σ_2 são as tensões principais;

t é a espessura do material;

δ é a retardação linear provocada pelo estado de tensões;

λ é o comprimento de onda da luz utilizada;

f_σ é a calibração ótica do material para a luz utilizada;

N é o número de comprimentos de onda, δ/λ , que o vetor E_{II} foi atrasado em relação a E_I . Muitas vezes, é preferível converter a retardação linear δ , em angular Δ como se segue:

$$\Delta = 2\pi\delta / \lambda$$

A ordem de franja, N , em função da retardação angular é:

$$N = \Delta / 2\pi$$

A fotoelasticidade aplica-se a diversas áreas do conhecimento como na engenharia e na indústria (THAYER; CAPUTO, 1980). Esta técnica experimental constitui-se em uma ferramenta indispensável à área de projetos mecânicos e tem sido utilizada com o objetivo de determinar e otimizar a resistência mecânica de

máquinas e estruturas, ou mesmo compreender o funcionamento de certos sistemas mecânicos. Almeida (1977) buscaram o desenvolvimento de modelos fotoelásticos com módulo de elasticidade variável para análise e congelamento de tensões através da aplicação da fotoelasticidade tri-dimensional.

Em um estudo de fotoelasticidade plana, modelos similares são construídos e as cargas que melhor simulam a realidade são aplicadas sobre estes. Os efeitos óticos resultantes da aplicação das cargas são observados em um campo de luz branca polarizada que provoca a manifestação dos efeitos óticos, cobrindo a faixa do espectro visual (GOMIDE; MARQUES, 1993).

O modelo fotoelástico é uma massa plástica homogênea diferente do osso humano que é constituído de osso cortical e osso esponjoso. Sendo assim, a magnitude do stress do osso real pode ser diferente do modelo fotoelástico, contudo a localização e o padrão geral de stress são semelhantes. Esta técnica propicia uma visão bidimensional, dando informação relativa da magnitude e concentração de stress (INAN; KESIN, 1999).

Apesar de sua grande utilização, a técnica apresenta limitações especialmente no que se refere ao modelo utilizado como corpo-de-prova. O modelo deve apresentar a forma mais fiel possível em relação ao tecido original principalmente para a determinação quantitativa das tensões. Também deve ser cuidadosamente observado o valor da carga impressa ao modelo a fim de se evitar o limite de resistência do material o que poderia provocar alteração nos resultados ou propiciar seu rompimento (OLIVEIRA; GOMES; GOMIDE, 2004).

Um dos principais fatores para o sucesso da análise de tensão é a escolha do material para confecção dos modelos.

Os materiais fotoelásticos utilizados na técnica da reflexão são normalmente resinas epóxicas, 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 a deformação linear, alto limite de proporcionalidade relativo à deformação e flexibilidade, fácil obtenção, facilidade de usinagem, isotropia, transparência, homogeneidade, ausência de manchas ópticas e de tensões residuais, baixo custo e características que possibilitem sua utilização em superfícies irregulares. Entre tais propriedades podemos citar a principal delas como sendo a capacidade do material de exibir uma dupla refração temporária quando submetido a um estado de tensão/deformação.

O índice de refração absoluto de um material pode ser definido como sendo a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz em um material qualquer. A relação entre as velocidades de propagação da luz entre dois diferentes materiais é chamada de índice de refração relativo do meio (2) em relação ao meio (1).

Em um corpo homogêneo e isotrópico este índice é constante e independente da direção de propagação. Certos materiais, principalmente plásticos, comportam-se homogeneamente quando isentos de tensões, mas tornam-se heterogêneos quando são submetidos a uma tensão. A mudança no índice de refração ocorre em função da tensão aplicada. 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 das tensões principais no ponto sob consideração, o vetor de luz se divide em dois feixes polarizados,

propagando-se nos planos x e y com velocidades diferentes, que dependem das tensões principais, como demonstrado na figura 03.

Figura 03 – Decomposição do vetor luz (BERNARDES, 2004).

Diversas empresas no exterior fabricam materiais e equipamentos voltados à técnica fotoelástica, destacando-se o PSM-1; PSM-4; PSM-5 e CR-39 (Photoelastic Inc., 1980), além de outros como o poliéster Homalate-100, alguns policarbonatos, siliconas (Sylgard 182, Dow Corning), resinas epóxicas (ERL-2774, Araldite CY205 e CY175) associadas a endurecedores do tipo anidrido ftálico, maleico e metilendometilene e resinas líquidas (GLICKMAN et al., 1970; GOMIDE, 1975; ALMEIDA, 1977; HARALDSON, 1980; GOMIDE; MARQUES, 1993).

No Brasil, a partir da década de setenta, vários trabalhos têm sido feitos buscando desenvolver materiais com um custo menor, que possibilitem colocar a técnica fotoelástica plana, por reflexão e por congelamento ou fotoelasticidade tridimensional ao alcance de todos.

Várias resinas de poliuretano foram testadas, entre elas a resina Vibrathane L100 com o catalizador Vibracure M, fornecidos pela Uniroyal Química S/A. Diferentes partes em peso do vibracure foram adicionados na 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; MARQUES, 1993).

Oliveira, Gomes e Gomide em 2004 estudaram o emprego da resina epóxica (Bisfenol A e Epiliglicol) catalizada por um benzometanol e isoforobadiamina (Polipox Ind. e Com. Ltda) em modelos fotoelásticos. Os autores verificaram que a resina permitiu 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 aplicação na Odontologia.

Em 1965, Dally e Riley descreveram em seu livro as técnicas fotoelásticas em todos seus aspectos, considerando-a como uma técnica experimental de grande potencialidade além de denominarem de polariscópio o instrumento utilizado na técnica citada.

Já em 1978 os mesmos autores descreveram um fotoanalisador ou polariscópio mais simples. O mesmo consistia em uma fonte luminosa, um polarizador, um suporte para intercalar a estrutura em ensaio no trajeto luminoso e um analisador para identificação das franjas que puderam ser fotografadas para posterior análise.

O polariscópio é o instrumento ótico capaz de gerar luz polarizada. Um dos elementos óticos usados num polariscópio é o polarizador, que decompõe a luz em duas componentes mutuamente perpendiculares, e transmite apenas aquela paralela à um determinado eixo, o qual é chamado eixo de polarização.

Outro elemento ótico é o retardador de onda. Este decompõe a luz em duas componentes mutuamente perpendiculares, transmitindo-as com um atraso relativo de fase. Comercialmente são encontrados filtros com atraso de 140 nm e 580 nm,

entre outros. Em geral, utiliza-se luz branca, de comprimento de onda padronizado como 580 nm. Por isso os filtros retardadores de 140 nm são comumente chamados de “filtros retardadores de $\frac{1}{4}$ de onda” ou simplesmente “filtros de $\frac{1}{4}$ ”, enquanto os filtros retardadores de 580 são conhecidos como “filtro retardadores de onda inteira” ou ainda “filtros de onda inteira”.

Dependendo do arranjo dos componentes acima, o polariscópio pode ser plano ou circular.

Segundo Gomide e Marques (1993), o polariscópio de transmissão é utilizado para a análise fotoelástica plana e tridimensional. O Polariscópio Plano é constituído de uma fonte de luz plana, duas placas retardadoras de um quarto de onda fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização das placas polarizadoras e uma segunda placa polarizadora de luz chamada placa analisadora. Nele a posição padrão é aquela em que os eixos de polarização do polarizador e do analisador estão cruzados. Nesta situação, se não houver um modelo sob tensão, entre o polarizador e o analisador, a intensidade de luz emergindo do polariscópio será zero ou “campo escuro”. Ao contrário, se os eixos do polarizador e do analisador estiverem paralelos e não houver modelo tensionado entre eles, toda a luz emergirá do polariscópio, ou seja, tem-se “campo claro”. O desenho esquemático do polariscópio plano e do modelo pode ser observado na figura 04.

Figura 04 – Esquema de um polariscópio plano (BERNARDES, 2004).

O polariscópio circular contém dois polarizadores e dois filtros de $\frac{1}{4}$ de onda. O primeiro elemento após a fonte de luz é chamado polarizador. Ele converte a luz comum em plano polarizada. O segundo elemento é a placa de $\frac{1}{4}$ de onda e ângulo $\beta = \pi/4$ com relação ao plano de polarização. Esta primeira placa de onda transforma a luz plano polarizada em luz circularmente polarizada. A segunda placa de onda é colocada de forma que seu eixo rápido fique paralelo ao eixo lento da primeira placa de onda. Essa segunda placa de onda converte a luz circularmente polarizada em luz plano polarizada que por sua vez estará vibrando novamente no plano vertical. Este arranjo permite a geração de luz polarizada circular, no espaço destinado à colocação do modelo. O último elemento é o analisador, com o seu eixo de polarização no plano horizontal. Um arranjo deste tipo produz um campo escuro como visto na figura abaixo (Figura 05) (MEIRELLES, 2003).

Figura 05 – Modelo esquemático de um polariscópio circular com um modelo fotoelástico (BERNARDES, 2004).

A intensidade de luz emergindo do analisador de um polariscópio circular é $I \propto \sin^2 \Delta/2$. pode-se observar que neste arranjo a direção das tensões principais, representada pelo ângulo α não tem influência na intensidade da luz emitida.

A luz branca, cujas ondas vibram em todas as direções, ao passar por filtros ou polarizadores é polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Por exemplo, o comprimento de onda (λ) de 400 à 450 nm corresponde a luz violeta e o comprimento de onda (λ) de 630 à 700 nm corresponde a luz vermelha. Quando se polariza a luz, pode-se obter superposição de ondas nas seguintes situações:

a) Duas ondas oscilando no mesmo plano com mesma frequência, porém em fases diferentes, como mostra a figura 06;

Figura 06 – Polarização plana linear com ondas de fases diferentes (BERNARDES, 2004).

b) Ondas oscilando em planos ortogonais gerando polarização elíptica ou circular, se os dois planos forem ortogonais, conforme a figura 07

Figura 07 – Polarização plana linear com ondas de fases diferentes (BERNARDES, 2004).

Para a análise dos resultados, o polariscópio de transmissão desenvolvido por Lescano e Silva (1980) utiliza a fonte de luz de um retroprojeto 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 com maior número de franjas, que é proporcional ao estado de tensão, como ponto de maior concentração de tensões ou ponto crítico (GOMIDE; MARQUES, 1993).

Outros instrumentos de medida e métodos foram utilizados na fotoelasticidade como o dinamômetro empregado por Glickman, em 1970, para o controle da aplicação dos esforços; o método do congelamento utilizado na Alemanha em que é possível fixar a anisotropia óptica. Neste método, mesmo se a carga for removida o modelo pode ser cortado e analisado por partes.

A fotoelasticidade portanto se baseia 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 ótico denominado como franjas fotoelásticas traduz a tensão ou deformação sofrida pelo corpo. As franjas isocromáticas (N), apresentam coloração uniforme e exprimem o lugar geométrico dos pontos de mesmo nível de tensão no modelo, através da relação conhecida como Lei Óptica das Tensões (GOMIDE; MARQUES, 1993).

As isoclínicas são os lugares geométricos dos pontos do modelo que possuem a mesma direção das tensões principais, e estas coincidem com as direções de polarização do polariscópio. São curvas pretas (onde ocorre a 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. Elas são necessárias para a localização da direção das tensões principais.

As isocromáticas são os lugares geométricos dos pontos que apresentam o mesmo valor para a diferença entre as tensões principais. Este parâmetro é

facilmente identificado no polariscópio circular, que tem a propriedade de eliminar o parâmetro da isoclínicas quando o polariscópio é ajustado para luz polarizada circular. Quando a fonte de luz é branca, as isocromáticas são formadas por faixas luminosas de diferentes colorações dependendo da ordem de franja (N) (BERNARDES, 2004).

Mahler e Peyton (1955); Dally e Rilley (1978), mostraram que as forças aplicadas sobre um material fotoelástico produzem alterações 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 com 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 a falta de tensão. A tensão pode ser quantificada, contando-se o número de franjas presentes.

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; GOMIDE, 1988).

A utilização da luz branca gera um modelo de franjas claras, cinzas e escuras quando a diferença das tensões ($\sigma_I - \sigma_{II}$) for zero. Nenhuma outra região de intensidade zero é possível, uma vez que o valor de ($\sigma_I - \sigma_{II}$) requerido para produzir uma dada ordem de extinção é diferente para cada comprimento de onda. Utilizando-se a luz branca só ocorre extinção de um comprimento de onda por vez.

Por exemplo, quando $(\sigma_I - \sigma_{II})$ produz a extinção do verde, a cor complementar, o magenta, aparece na franja isocromática. Dessa forma a cor vista em um modelo fotoelástico aparece devido a anulação de comprimentos de onda específicos (MEIRELLES, 2003).

O quadro a seguir mostra as ordens de franja normalmente utilizadas, considerando-se por convenção que a ordem de franja $N = 1$ ocorre para um atraso, δ , igual a 1 e comprimento de onda $\lambda = 580$ nm.

Cor	Retardação	Ordem (N)
Preto	0	0
Púrpura/Azul	580	1
Púrpura	1150	2
Verde amarelado	1440	2.5
Vermelho/verde	1730	3

A ordem de franja em um ponto do modelo pode ser determinada através do método fotográfico no qual são traçadas no papel as ordens de franjas inteiras que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda de luz utilizada. No caso da luz branca o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franja:

A partir do ponto onde ocorre a transição vermelho/verde com $N=3$, todas as franjas de ordens inteiras (N) são determinadas pela transição vermelho/verde. Interpolando ou extrapolando as isocromáticas para se determinar a ordem de franja de um ponto fora das franjas de ordem inteira (franjais fracionárias).

Para conseguir as medidas de ordens de franjas fracionárias pode-se utilizar o método de compensação de Tardy, por ser simples e não exigir o uso de equipamentos complementares. Neste método, usando um polariscópio plano, gira-se o conjunto Polarizador-Analisador até que uma isoclínica passe sobre o ponto em questão. Fixa-se o conjunto nesta posição. Os eixos de polarização ficam assim alinhados com a direção das tensões principais. Colocam-se as duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização, transformando o polariscópio plano em circular. Observa-se o espectro, assinalando as ordens de franja de ordem inteira. Identificam-se assim as ordens de franjas próximas a ponto de interesse. Gira-se o analisador, observando cuidadosamente o movimento das franjas, até que uma franja passe pelo ponto. No transferidor do polariscópio lê-se o ângulo de rotação (α). Se a franja que se moveu em direção ao ponto for a de ordem menor (n_1) tem-se que a ordem de franja fracionária no ponto é dada por: Se a franja que se moveu for a de ordem mais alta (n_2), tem-se:

$$N_p = n_1 + \frac{\alpha}{180} \qquad N_p = n_2 - \frac{\alpha}{180}$$

Consta-se que Zak (1935) utilizou estes princípios pela primeira vez em Odontologia, procurando definir diversos tipos de movimentos ortodônticos. Somente no final da década de 40 é que o método foi novamente aplicado, dessa vez por Noonan (1949) que publicou trabalho sobre a análise da distribuição de forças em vários tipos de preparos cavitários.

Também verificando as tensões conforme as variáveis nos preparos cavitários, Haskins, Haak e Ireland (1954) aplicaram o método usando modelos feitos com material fotoelástico, homogêneo e isotrópico.

Em 1955, Mahler e Peyton analisaram com o método fotoelástico, as tensões em estruturas dentais híbridas, restauradas com amálgama de prata e com restaurações metálicas fundidas em ouro. Pesquisaram também a força de tração necessária para o deslocamento de um grampo de Prótese Removível Parcial e concluíram através de seus estudos que a utilização do método fotoelástico é bastante viável no contexto odontológico.

A análise fotoelástica foi empregada por Glickman et al. (1962), para avaliação da distribuição de esforços no periodonto ao redor de dentes molares inferiores sob situações de carga oclusal quando os mesmos são considerados isoladamente ou como pilares de prótese fixa.

Uma resina fotoelástica foi utilizada por Medd e Hampson (1963) para simular um material de moldagem. Foram realizados testes de remoção em várias situações de moldagem, procurando analisar a distribuição das tensões advindas desse procedimento e explicar as causas de distorção dos moldes. Segundo os autores, todas as retenções devem ser eliminadas antes dos procedimentos de moldagem.

Glickman et al. (1970) traçaram parâmetros para estudos da distribuição de esforços em dentes naturais utilizando modelos fotoelásticos e concluíram que a análise fotoelástica utilizando um modelo experimental, seria um dos métodos para o acompanhamento da distribuição e dissipação da força oclusal dentro dos tecidos periodontais de suporte.

No ano seguinte, Farah e Graig (1971) verificaram a distribuição de tensões em uma prótese fixa com quatro elementos por meio da análise fotoelástica. Verificaram que o suporte oferecido pelas raízes dos dentes-suportes influenciou no comportamento da prótese, fornecendo maior ou menor estabilidade à mesma.

Standlee et al. (1972) estudaram a distribuição de tensões em dentes que receberam pinos endodônticos pré-fabricados. A análise fotoelástica revelou que pinos cônicos produziram efeito de cunha e provocaram acúmulo de tensões na área do ombro do preparo. Por outro lado, encontraram maior concentração de tensões na região apical dos pinos paralelos.

Rodrigues e Arrechea (1973) estudaram a distribuição das forças oclusais no periodonto por meio da fotoelasticidade. Concluíram que pode haver relação entre o trauma oclusal e a alteração pulpar, e que a centralização das forças axiais previne danos ao suprimento vâsculo-nervoso apical dos dentes, pois as tensões internas se distribuem ao longo da raiz, deixando a região apical livre de tensões.

A fotoelasticidade tridimensional foi utilizada por Craig et al., em 1974, ao analisarem as tensões em Próteses Removíveis Totais Maxilares. Através da confecção de várias próteses totais de resina fotoelástica, analisaram a ocorrência de tensões em relação cêntrica, máxima intercuspidação habitual e protrusão. Concluíram que as tensões transmitidas à base das próteses são compressivas, apresentando valores menores de tensão na região palatina e maior esforço na região dos dentes. Na protrusão houve maior intensidade nos dentes anteriores, diferente da relação central e da máxima intercuspidação habitual, que apresentaram maior carga na região de pré-molares e molares.

Em 1974 Kratochvil e Caputo estudaram as direções das forças exercidas pelas próteses parciais removíveis de extremidade livre sobre os dentes e osso de suporte, usando a análise fotoelástica tridimensional. Em 1977 juntamente com Thompson, os autores utilizaram novamente a análise fotoelástica para comparar sete desenhos diferentes de próteses parciais removíveis de extremidade livre.

Partindo do princípio de que quando uma força é aplicada ao dente, criam-se áreas de tração e compressão nos ligamentos dentais. Brodsky, Caputo e Furstman (1975) correlacionaram os dados fotoelásticos à histopatologia. Esses autores instalaram aparelhos ortodônticos semelhantes em gatos e em padrões fotoelásticos. Após a aplicação de forças, compararam as áreas correspondentes no material fotoelástico e nos espécimes histológicos obtidos dos animais e concluíram que existe uma correlação positiva entre as duas situações.

Hayashi, Chaconas e Caputo (1975) simularam a aplicação de cargas em um modelo fotoelástico, com o objetivo de visualizar a distribuição das tensões dentro das estruturas ósseas de suporte, durante vários movimentos dentais. Os autores verificaram que a distribuição de tensão foi relacionada à direção da força aplicada no dente e à configuração da estrutura radicular dos dentes.

Mehta et al. (1976) estudaram a tensão criada por prematuridades oclusais em um modelo fotoelástico que simulou o ligamento periodontal entre o padrão radicular e o protótipo fotoelástico do osso alveolar. O novo modelo fotoelástico era constituído por dois tipos de silicone.

Asckar (1977) observou a distribuição fotoelástica de forças no periodonto de dentes utilizados como retentores de próteses parciais fixas de extremidade livre. De acordo com o autor, raízes longas transmitem menor tensão interna nos padrões fotoelásticos do que raízes curtas; afirmando a importância da área superficial da raiz e da proporção coroa/raiz na distribuição dos esforços.

Thayer e Caputo (1977) fizeram um estudo fotoelástico com overdentures sobre raízes, para verificar dois tipos de retentores para as próteses, âncoras Zest e barra Dolder reta. Concluíram que a barra tipo Dolder dividia a carga oclusal através do arco entre o pilar e a estrutura de suporte, produzindo forças direcionadas mais

apicalmente, indicando assim uma melhor tolerância em dentes com raízes mais curtas.

McDowell (1978) observou, por meio da fotoelasticidade tridimensional, que a presença de um retentor indireto em prótese parcial removível de extremidade livre reduziu a tensão no ápice dos dentes pilares diretos de ambos os lados do arco.

Farah, MacGregor e Miller (1979) empregaram o método da fotoelasticidade tridimensional para avaliar três tipos de próteses: 1- dento-suportada; 2-mucoso-suportada e 3- dento mucoso-suportada. O mesmo tipo de aplicação de carga foi utilizado para as três próteses: a) aplicação de carga bilateral na sela de extensão distal, na região de primeiros molares; b) aplicação de carga unilateral na região do segundo pré-molar; c) aplicação de carga bilateral desigual, ou seja, dividida entre o primeiro molar, segundo pré-molar e primeiro pré-molar do lado direito, e apenas na região do primeiro molar do lado esquerdo. Os autores concluíram que: 1- não houve diferença significativa no nível de tensão entre a prótese mucoso-suportada e a dento-mucoso-suportada; 2-usando a carga bilateral na região dos primeiros molares, a tensão foi de 18,2% menor na prótese dento-suportada; 3- com a carga unilateral na região do primeiro molar e segundo pré-molar, a tensão de compressão para a prótese dento-suportada foi de 26,3% e 17,9% maior do que na prótese mucoso-suportada e na dento-mucoso-suportada, respectivamente.

O efeito da esplintagem de dentes com periodonto debilitado foi avaliado por Montoya (1979) utilizando a fotoelasticidade. O autor verificou que antes da esplintagem, é necessária menor força, nos padrões de periodonto reabsorvido, para produzir a mesma deformação obtida nos padrões com periodonto normal. Após a esplintagem, a força para produzir a mesma deformação nos dois grupos de padrões

foi praticamente igual, mostrando a importância da área superficial no suporte periodontal.

Diversos estudos empregando a técnica da fotoelasticidade são aplicados na Odontologia e em especial na área da implantodontia. Haraldson, em 1980, utilizou modelos fotoelásticos para análise da prática de instalação e experimento de cargas, onde avaliou implantes únicos com e sem rosca. Os testes mostraram pequena diferença entre os três casos de ancoragem nos experimentos de carga vertical. Os implantes rosqueados tiveram melhor distribuição de carga, mas quando esta foi aplicada no sentido horizontal houve uma grande concentração de tensão margeando o corpo-de-prova no lado de compressão e com maior concentração de tensão nos modelos que simulavam perda óssea.

Torgny (1980) usou modelos fotoelásticos para fazer comparações entre implantes totalmente instalados, com perda óssea horizontal e com perda óssea vertical. Observou que na presença de cargas horizontais, surgiram altas concentrações de força nas margens das peças e o implante totalmente instalado apresentou a melhor distribuição das forças.

Kratochvil et al. (1981) avaliaram através do método da fotoelasticidade, três tipos de attachment. Stergold tipo 7; Dalbo MK e Thompson. Para simplificação do experimento, observaram apenas o lado direito dos modelos e após a leitura, notaram que na presença de suportes únicos, existia uma tensão óssea horizontal que era prejudicial, já com os suportes unidos ocorria uma melhor distribuição das tensões. Os retentores Thompson e Stergold tipo 7 apresentaram padrões de força similares para suportes únicos e ambos produziram força de suporte distal enquanto o Dalbo MK produziu a maior força na região edêntula e em contrapartida uma menor incidência nos dentes suporte.

Campos Jr. (1983) verificou a influência da base apical de sustentação na distribuição de forças axiais aplicadas a padrões fotoelásticos radiculares com formas cilíndricas e cônicas de cervical para apical e de apical para cervical. O autor concluiu que a secção apical das raízes exerce a principal influência na determinação da força necessária à produção das franjas fotoelásticas e o aumento da base de sustentação das raízes divergentes permite que essas suportem melhor a força aplicada, do que as raízes convergentes.

Cardoso (1983) realizou um trabalho que teve por objetivo analisar os efeitos produzidos pela força mastigatória ao periodonto e estruturas de suporte de próteses parciais removíveis de extremidade livre, por meio da fotoelasticidade. O autor variou o tipo de carga, a extensão da sela e o número de dentes artificiais.

O método da fotoelasticidade também foi utilizado por Reitz, Sanders e Caputo (1984) com o objetivo de comparar o nível de tensão transmitido ao dente pilar por uma armação com fenda palatina e outra convencional sem fenda palatina. Os resultados desse estudo demonstraram que quando a carga foi aplicada na armação metálica com fenda palatina houve uma redução da tensão na região dos dentes pilares e uma maior concentração dessa nas regiões do modelo sob a base da prótese.

Ainda Campos Jr. et al. (1986) revisaram a literatura sobre o método da fotoelasticidade e suas aplicações nos diferentes campos do conhecimento odontológico.

Caputo e Stardlee (1987) definiram o efeito fotoelástico como sendo a imagem criada pela diferença da velocidade da luz, ao atravessar um objeto sólido sujeito a tensões. Relataram que poderiam usar esse tipo de efeito para observar a tensão das forças mastigatórias exercidas sobre uma restauração. Também

estabeleceram a proporcionalidade entre o número de franjas e a intensidade das tensões e entre a concentração de tensões e a proximidade entre as franjas.

Kinni et al. (1987) analisaram através do método da fotoelasticidade, as características de distribuição de carga em implantes Branemark e Corevent. Com a osseointegração conseguida nos dois objetos de estudo, puderam observar que quanto menor o número de fios de roscas do implante, maiores e mais severas eram suas tensões (com as maiores tensões ocorridas apicalmente em proximidade às roscas), do que quando o implante não estava mais totalmente no leito, ou seja, com as roscas expostas, elas não eram mais capazes de transmitir os esforços e com isso não contribuíam para o aumento das tensões, e que próteses inadequadas e configurações erradas de implantes podiam comprometer a osseointegração. Concluíram que os implantes Core-vent apresentaram piores distribuição de esforços e aceitação biológica.

Próteses parciais fixas com conectores não rígidos foram confeccionados e uma análise da alteração da tensão sobre o modelo fotoelástico foi realizada por Moulding, Holland e Sulik (1988). Os autores confeccionaram seis próteses fixas, com conectores não rígidos posicionados em diferentes locais e submetidos a seis diferentes condições de carga. Verificaram que a distribuição da tensão depende da localização da conexão não rígida. A conexão não rígida colocada na mesial do dente suporte foi a menos favorável.

McGlumphy et al. (1989) estudaram a utilização de componentes resilientes indicados para melhorar a distribuição de tensões em um implante cilíndrico. Para tanto o implante foi mergulhado em um bloco de 2 x 5 x 7 cm de resina fotoelástica PL-2 (Measurements Group, N.C., USA). Após o período de polimerização, o bloco foi levado ao polariscópio circular para verificar a existência de franjas residuais que

poderiam interferir na avaliação final. A análise qualitativa das franjas obtidas, a partir das imagens fotografadas dos modelos e projetadas em uma folha quadriculada de papel comum, não apresentou diferença significativa entre o pilar resiliente de polioximetileno proposto e o pilar de titânio convencional pelo teste-t de Student.

Clelland et al. (1993) analisaram componentes angulados de 0, 15 e 20 graus através de análise fotoelástica com a finalidade de perceber as deformações produzidas. O pilar de zero grau mostrou simetria na distribuição das franjas, o de quinze graus demonstrou uma ordem crescente do lado oposto à carga e o de vinte graus apresentou uma terceira linha junto ao implante no lado oposto à carga. Concluíram que a força de compressão quase dobrou do lado oposto à carga quando modificada a angulação de zero para vinte graus mas as forças continuaram no limite da fisiologia óssea.

Deines et al. (1993) observaram através da fotoelasticidade a localização e a magnitude das forças peri-radulares (criadas pela aplicação de carga) sobre dois dentes naturais com diferenças anatômicas e três desenhos de implante. Com a incidência de carga lateral, as forças se localizaram mais na área próxima ao implante com uma variação conforme a localização do carregamento. Tanto para cargas verticais como para horizontais, uma melhor distribuição com menor intensidade foram encontradas nos dentes e principalmente naqueles com maior número de raízes. Entre os implantes não houve diferença na distribuição com exceção dos modelos com simulação do ligamento periodontal em que observaram menor concentração de tensões.

Waskewicz, Ostrowski e Parks (1994) utilizaram a fotoelasticidade para verificar a distribuição de esforços em implantes osseointegrados, gerados por

próteses com adaptação passiva e não passiva. As próteses que não se ajustaram bem aos implantes desenvolviam grandes tensões nos mesmos. Ao serem seccionadas e removidas novamente para solda, passaram a não gerar tensões em volta dos implantes.

Federick e Caputo (1996) estudaram fotoelasticamente os efeitos dos desenhos de attachments para a retenção de overdentures com duas orientações dos implantes, verticais e inclinados.

Gomes (1996) utilizando fotoelasticidade plana demonstrou as alterações dimensionais que sofrem as resinas acrílicas termopolimerizáveis quando processadas em diferentes tempos para sua polimerização.

Itoh et al. (1998) investigaram a tensão induzida nas estruturas remanescentes usadas como suporte das próteses parciais removíveis de extremidade livre bilateral. Para isso simularam modelos usando material fotoelástico, nos quais o dente pilar direto apresentava vários graus de envolvimento periodontal. Os autores concluíram que sob as mesmas condições de carga, tensões elevadas se desenvolveram no modelo com grande defeito ósseo.

Kenney e Richards (1998) compararam através de modelos fotoelásticos qual dos sistemas de retenção, barra-clipe ou sistema O'ring, distribuiria melhor as cargas verticais e oblíquas nelas aplicadas e qual transferiria a menor tensão aos implantes. Concluíram que nas cargas verticais o sistema O'ring teria melhor eficiência e nas oblíquas uma semelhança na distribuição, porém, com uma discreta desvantagem para o sistema barra-clipe. Quando comparou os implantes osseointegrados e os dentes naturais, a distribuição do estresse ocorreu diretamente no osso periimplantar, devido a ausência do ligamento periodontal e forte união do osso com o implante transferindo assim maior estresse ao tecido ósseo adjacente.

Observaram ainda que a aplicação de força vertical em molares direito e esquerdo de uma overdenture gerava um m'nimo de estresse que era transferido ao implante mais próximo da carga quando conectados ao encaixe tipo O'ring. O estresse tomava a direção perpendicular ao rebordo posterior edêntulo sem transferência para o lado contralateral.

Kinomoto e Torii (1998) empregaram a análise fotoelástica para verificar a distribuição e a mgitude de tensão interna, resultante da contração de polimerização nas restaurações de resina composta. De acordo com os autores a distribuição interna das tensões pode comprometer a integridade da união da resina com as paredes da cavidade.

Devido às controvérsias existentes em relação à união de dentes naturais a implantes, Nishimura et al. (1999) estudaram o comportamento biológico dos implantes quando unidos aos dentes por conexões rígidas e não rígidas. Os autores verificaram que a união rígida causou uma discreta elevação da tensão nas estruturas de suporte das próteses, quando comparada com o conector não rígido. Como a distribuição de tensão foi adequada, tanto com conectores rígidos quanto com não rígidos, os autores recomendaram que a seleção dos conectores deve ser baseada em evidências clínicas, onde a saúde periodontal dos dentes e o suporte fornecido pelos implantes indicará o tipo de conexão a ser utilizado.

Em 2000, Misch relatou em seu estudo a nova era do diagnóstico a partir do momento em que se aplicou conceitos de engenharia biomédica aos sistemas orgânicos, entre eles os conceitos de força. As forças foram descritas como fatores de magnitude, duração, direção, tipo e amplitude. Quando atuavam sobre os implantes estas forças foram chamadas de quantidades vetoriais, ou seja, possuíam magnitude e direção. Raramente eram puramente longitudinais, na verdade

possuíam três eixos: o mesiodistal, o vestibulolingual e o oclusoapical. A oclusão é quem seria o principal determinante na direção da carga. Ao visualizar um contato, deveria desembrá-lo nos seus três eixos clínicos de carga, de maneira a criar uma oclusão protetora nos implantes.

Sadowsky e Caputo (2000) compararam a distribuição de tensões produzidas pelo encaixe tipo bola com o encaixe tipo barra em um polariscópio circular. Um modelo de mandíbula desdentada moderadamente reabsorvida foi confeccionado em resina PL-2 (Measurements Group Inc., Raleigh, N.C.), onde foram instalados quatro implantes cilíndricos rosqueados de 3,75 x 10 mm. O encaixe tipo barra foi avaliado com mais de três variáveis: com tratamento eletrolítico, com espaçador na região posterior da prótese e com extensão da barra distal ao último implante. A análise fotoelástica mostrou, independente das situações avaliadas, concentração de tensões no implante mais distal (mais próximo à aplicação da carga) e com concentrações maiores na superfície distal e próximo ao ápice do implante. Na análise do encaixe tipo bola, em relação ao encaixe tipo barra a distribuição de tensão foi mais simétrica entre a mesial e a distal, com exceção da concentração verificada na região da crista distal do implante.

Gross et al.(2001) avaliaram a influência da reprodução das cavidades anatômicas da maxila na resposta biomecânica de modelos fotoelásticos bidimensionais. Um bloco de 3 mm de espessura de resina PS-2A (Vishay Measurements Group, N.C., USA) foi usinado reproduzindo um corte tomográfico de um crânio na região do primeiro molar. O controle utilizado com maior frequência. No lado esquerdo do modelo foram instalados análogos de implantes cilíndricos na maxila e mandíbula, enquanto no lado direito foram inseridos em metal os primeiros molares superiores e inferiores, recobertos por silicone de adição na região radicular

com espessura de 1,0 mm, simulando o ligamento periodontal. A análise das franjas fotoelásticas mostraram diferentes padrões de distribuição de tensões entre o modelo anatômico e o bloco não anatômico. No modelo anatômico o autor observou maiores concentrações de tensões nas paredes externa palatina e bucal, irradiando em direção ao implante e não foi observada concentração na região apical, embaixo do seio maxilar. No modelo não anatômico ocorreu concentração de tensões no ápice dos implantes.

Em um segundo trabalho, Gross et al. (2001), compararam a distribuição de tensões em um modelo fotoelástico bi-dimensional, idêntico ao modelo anatômico do primeiro trabalho, e uma maxila humana seca, recoberta com material fotoelástico na superfície bucal na região do implante, o que permitiu visualizar as franjas fotoelásticas sobre um material não bi-refringente. Os implantes cilíndricos foram colocados bilateralmente no modelo de resina fotoelástica e na maxila seca com 0 e 25 de inclinação em relação ao longo eixo do carregamento, no lado direito e esquerdo, respectivamente. No modelo fotoelástico foram observadas concentrações de tensões na região bucal do implante deslocando-se para a região do processo zigomático. Não foi observada a concentração de tensões na região apical dos implantes maxilares, entretanto foi observada concentração de tensões na região apical dos implantes mandibulares. Só foram observadas tensões na superfície palatina no implante maxilar com 25 de inclinação. Na maxila seca, o carregamento axial produziu maiores tensões na superfície bucal externa adjacente ao ápice do implante.

Costa (2002) analisou, em padrões fotoelásticos, os efeitos produzidos pelas forças transmitidas às estruturas de suporte das próteses parciais removíveis de extremidade livre, com o objetivo de comparar três desenhos de retentores

diretos. Os resultados obtidos permitiram as seguintes conclusões: 1- a distribuição das tensões foi influenciada pelo tipo de retentor, pela extensão da sela e pelo tipo de aplicação da carga; 2- a distribuição mais equitativa dos esforços entre as estruturas de suporte ocorreu com o retentor API, seguido pelo retentor T e pelo retentor circunferencial; 3- as selas longas promoveram uma distribuição mais equilibrada dos esforços, enquanto as curtas concentraram as tensões no rebordo residual; 4- a carga uniformemente distribuída possibilitou uma divisão mais equânime dos esforços entre dente pilar e rebordo, enquanto a carga localizada no último dente artificial promoveu uma maior concentração das tensões no rebordo; 5- o máximo de recursos existentes devem ser empregados para maior efetividade na distribuição das tensões.

Lopes (2003) estudou categorias distintas de resinas compostas quanto a contração de polimerização e as tensões promovidas, no sentido de comparar diferentes sistemas de fotopolimerização. Para medir a contração de polimerização foi utilizado um extensômetro elétrico (strain gauge), localizado abaixo da resina e que registrou a deformação do material em função da contração de polimerização. Nessa mesma proposição, as tensões decorrentes da contração de polimerização foram medidas pelo método de fotoelasticidade. Foi observado que o sistema químico de ativação (Bisfil 2B) produziu os menores valores de contração de polimerização e de tensões; a fonte de luz à base de LEDs produziu menores valores de contração de polimerização do que a fonte halógena, quando aplicados convencionalmente.

Meirelles (2003) avaliou implantes dentários cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno. Os implantes foram inseridos em blocos fotoelásticos e foi aplicado carregamento sobre os pilares. Os valores das ordens de franjas

observadas mostraram um padrão de concentração de tensão mais homogêneo e menor na região do pescoço do implante com hexágono interno. As tensões verificadas no implante cilíndrico rosqueado com hexágono externo demonstraram os maiores valores de ordem de franja na região do pescoço e da primeira rosca do implante, áreas que normalmente ocorreriam perdas ósseas. A distribuição das tensões avaliadas nas demais regiões estudadas dos dois tipos de implantes foi similar. Realizou-se avaliação dos resultados apresentados e estes foram relacionados a geometria das conexões e dos implantes.

Neste mesmo ano, Coelho, utilizando o material fotoelástico preconizado por Oliveira, Gomes e Gomide (2004), estudou as alterações na distribuição de tensões em dois tipos de retenção para prótese removível mucossuportada-implantoretida (barra e o'rings), e concluiu que há uma sobrecarga no implante mais próximo do ponto de incidência da força e uma distribuição homogênea quando a força é aplicada no ponto médio da distância entre os implantes. O sistema de retenção tipo barra Dolder apresentou uma menor concentração de tensões e permitiu melhor distribuição de esforços sobre os implantes.

Bernardes (2004) analisou, qualitativamente e quantitativamente, as tensões geradas em modelos fotoelásticos e decorrentes de cargas aplicadas em peças simulando implantes com a mesma forma externa, diferindo apenas no tipo das junções: hexagonal externa (HE), hexagonal interna (HI), cônica interna (CI) e um implante sem junção (peça única, PU). Essas peças foram inseridas em blocos fotoelásticos e submetidas a dois tipos de cargas compressivas, uma axial (carga I) e outra 6,5mm fora do longo eixo (carga II). Foram analisados diversos pontos de tensão ao longo de quatro corpos de cada espécie (46 para carga I e 61 para carga II), nos quais se determinou a tensão cisalhante máxima.

Bernardes, Araújo e Neves (2004) utilizaram a fotoelasticidade como análise da qualidade e quantidade de tensão ao redor de implantes com três conexões diferentes. Neste trabalho foram apresentados detalhes teóricos sobre a fotoelasticidade como a metodologia para a análise de tensões. Os autores sugerem existir pequenas diferenças na quantidade dos índices de tensão sobre os implantes com diferentes junções.

Cehreli et al. (2004) compararam pressão e tensão de implantes com conexão hexagonal externa e cônica interna inseridos em material para simulação de osso utilizando a técnica da fotoelasticidade e medidores de tensão. Esses pesquisadores reconheceram a problemática da perda de tecido duro ao redor das fixações devido ao acúmulo de tensões e a importância da macro e micro estrutura dos sistemas implantes em determinar o comportamento mecânico dos implantes. Os modelos foram submetidos a dois valores de carga estática vertical e oblíqua. Sob forças verticais todos os implantes apresentaram desenhos simétricos de padrões de franjas isoclínicas e maiores concentrações de tensão no ápice das fixações. Em ambas situações de carregamento não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os diferentes implantes. A análise dos resultados dos medidores de tensão também não apresentou diferença significativa entre os modelos sobre os diferentes carregamentos. Esta avaliação fotoelástica não revelou nenhuma alteração no padrão de ordens de franja, independente da geometria das junções, do desenho ou do tratamento de superfície avaliados.

Guimarães (2004) comparou, através de análise fotoelástica na região do ápice de implantes, dois sistemas de retenção utilizados em próteses mucossuportadas- implantoretidas que se encontravam apoiados nas extremidades de três barras, variando a altura do seu posicionamento e os pontos de aplicação da

carga. Os resultados da distribuição das tensões visualizados a partir de matrizes fotoelásticas, possibilitaram verificar que não há diferença significativa entre as barras. Entretanto, entre os pontos de aplicação das cargas houve uma diferença significativa, sendo que a energia aumentava à medida que o ponto de aplicação das cargas se distanciava do centro da barra.

Markarian (2005) estudou a influência do material restaurador na transmissão de esforços para os implantes. Foram comparadas as restaurações metálicas, em resina composta e em EVA. O autor observou através da análise fotoelástica que as tensões concentraram-se na região apical e cervical dos implantes, com intensidade e localização similares entre os três tipos de prótese, concluindo que não é possível amortecer as forças mastigatórias por meio dos materiais oclusais.

Torres (2005) verificou pelo método fotoelástico as tensões impostas aos implantes quando a eles são fixadas as estruturas metálicas e pesquisou as possíveis correlações entre os níveis de adaptação marginal e as tensões geradas na interface implante-material fotoelástico. Pode-se concluir que estruturas para próteses fixas sobre múltiplos implantes fundidas em monobloco podem produzir níveis biologicamente aceitáveis de desajuste, sendo os melhores resultados obtidos com o Ti cp, seguido das ligas de Ni-Cr-Ti e Co-Cr, respectivamente. Dentre os metais avaliados, a liga de Co-Cr transmitiu maiores níveis de tensões aos implantes. De um modo geral, não foram verificadas correlações entre valores de adaptação marginal e tensões impostas aos implantes

A fotoelasticidade plana é comprovadamente uma técnica rápida e de baixo custo, 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 retroprojetor, tornando possível levar a técnica da fotoelasticidade às salas de aula (GOMIDE; MARQUES, 1993).

O método fotoelástico, empregado no mapeamento das áreas de concentração das tensões mastigatórias, na superfície de próteses totais reforçadas por fibras, viabilizará a seleção das possíveis áreas de fratura nas mesmas ou de possíveis danos aos tecidos de suporte.

Apesar das fibras híbridas de vidro e aramida exercerem efeito positivo nas propriedades mecânicas da resina acrílica, não se conhece seu efeito na distribuição dos esforços mastigatórios sobre o rebordo residual, além de apresentarem como desvantagem o alto custo e sua característica antiestética.

3. PROPOSIÇÃO

3.1. Este estudo propõem-se a verificar comparativamente:

3.1.1 a transmissão das tensões na matriz de resina fotoelástica quando corpos-de-prova de resina acrílica ativada termicamente são enriquecidos com fibras de vidro filamentosas e submetidos a cargas centralizadas;

3.1.2 a transmissão das tensões na matriz de resina fotoelástica quando corpos-de-prova de resina acrílica ativada termicamente são enriquecidos com fibras de vidro em malha e submetidos a cargas centralizadas;

3.1.3 a transmissão das tensões na matriz de resina fotoelástica quando corpos-de-prova de resina acrílica ativada termicamente são enriquecidos com fibras híbridas de vidro e aramida e submetidos a cargas centralizadas;

3.1.4 a transmissão das tensões na matriz de resina fotoelástica quando os corpos-de-prova de resina acrílica ativada termicamente são enriquecidos com fibras híbridas silanizadas e submetidos a cargas centralizadas;

3.1.5 a transmissão das tensões na matriz de resina fotoelástica quando corpos-de-prova de resina acrílica ativada termicamente convencional são submetidos a cargas centralizadas;

3.2 - Verificar a influência das fibras de reforço na distribuição do esforço sobre a matriz fotoelástica nos diferentes grupos estudados.

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1 Obtenção dos corpos-de-prova

Os corpos-de-prova constituíram-se em réplicas de uma secção da região de molares de uma prótese removível total superior, abrangendo ambas as cristas do rebordo no sentido vestibulo-palatino (Figura 08).

Figura 08 – Corpo-de-prova em Resina Acrílica

Foram confeccionados dez corpos-de-prova sendo estes divididos em cinco grupos:

1. Grupo H: Dois corpos-de-prova, denominados H1 e H2, em resina acrílica ativada termicamente (RAAT) (Palaton, Dencril Com. e Ind. de Plásticos Ltda, Caieiras, SP, Brasil) reforçada com fibra híbrida de aramida e vidro (Fita 17, Superfiber, SUPERDONT Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil);
2. Grupo HS: Dois corpos-de-prova, denominados HS1 e HS2, em resina acrílica ativada termicamente (Palaton, Dencril Com. e Ind. de Plásticos Ltda, Caieiras, SP, Brasil) reforçada com fibra híbrida de aramida e vidro (Fita 17, Superfiber, SUPERDONT Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) tratada com silano (Angelus Ind. de Prod. Odontológicos Ltda, Londrina, PR, Brasil);

3. Grupo M: Dois corpos-de-prova, denominados M1 e M2, em resina acrílica ativada termicamente (Palaton, Dencril Com. e Ind. de Plásticos Ltda, Caieiras, SP, Brasil), reforçada com fibra de vidro em malha bidirecional resinada (Pertech do Brasil Ltda, São Bernardo do Campo, SP, Brasil);

4. Grupo F: Dois corpos-de-prova, denominados F1 e F2, em resina acrílica ativada termicamente (Palaton, Dencril Com. e Ind. de Plásticos Ltda, Caieiras, SP, Brasil), reforçada com fibra de vidro filamentar (Saint Gobain Vidros S.A., Capivari, SP, Brasil);

5. Grupo C: Dois corpos-de-prova, denominados C1 e C2, em resina acrílica ativada termicamente convencional (RAAT) (Palaton, Dencril Com. e Ind. de Plásticos Ltda, Caieiras, SP) como grupo controle.

Para sua obtenção foi selecionado aleatoriamente, no banco de modelos anatômicos da disciplina de Prótese Removível Total da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, um modelo de estudo maxilar desdentado do qual obteve-se uma secção posterior de 1 cm, na região de primeiros molares, como visto nas figuras 09 e 10.

Figura 09 – Modelo Edentado Maxilar

Figura 10 – Secção da região de 1º. molar do Modelo Edentado Maxilar

A partir desta secção de modelo obteve-se em acrílico industrial, uma matriz plástica polida com paredes expulsivas e lisas que facilitassem o livre assentamento

dos corpos-de-prova processados e cuja lisura favorecesse o grau de acabamento dos futuros modelos fotoelásticos, além de apresentar altura aumentada em relação ao modelo de gesso, para otimizar a visualização do fenômeno fotoelástico evitando a possível interferência da tensão advinda da base da matriz no momento do experimento (Figura 11).

Figura 11 – Matriz em Acrílico Industrial

Figura 12 – Modelo-mestre adaptado à Matriz Acrílica

Todos os procedimentos laboratoriais, para obtenção dos corpos-de-prova, descritos a seguir, respeitam as orientações dos respectivos fabricantes.

Sobre a matriz confeccionou-se um modelo-mestre em resina acrílica autopolimerizável (RAAQ) (Vipi Cril, Vipi Ind. Com. de Prod. Odontológicos Ltda, Pirassununga, SP, Brasil) que simulasse as dimensões de uma base de prótese removível total, respeitando-se a espessura homogênea de 2,5 a 3mm (Figura 12).

O modelo-mestre foi então incluído em silicona laboratorial (Zetalabor/Zhermack S. p. A – B. Polesine (RO), Itália) e procedeu-se a obtenção de dez réplicas também em resina acrílica autopolimerizável (RAAQ) (Vipi Cril, Vipi Ind. Com. de Prod. Odontológicos Ltda, Pirassununga, SP, Brasil) (Figura 13).

Figura 13 – Duplicação do modelo mestre em silicona

Os dez modelos-mestre confeccionados foram mantidos em água a temperatura ambiente por setenta e duas horas, tempo este suficiente para garantir maior estabilidade dimensional da RAAQ, o que permitiria o início do procedimento de inclusão dos mesmos em mufla.

Sobre a matriz em acrílico industrial foram prensadas a vácuo em plastificadora (Plastivac – P7, Bioart Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil) oito películas de acetato (Placas Cristal, Bioart Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, SP, Brasil) de 1 mm de espessura, que se transformariam nos espaçadores, para o posicionamento das fibras de reforço na região mais próxima à matriz. Dessa forma as fibras ficarão localizadas dentro da zona de tração dos corpos-de-prova (Figura 14).

Figura 14 – Espaçadores em Acetato.

Os modelos-mestre foram acomodados em trios nas bases das muflas metálicas (OGP- Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil), com gesso pedra especial (Herostone, Vigodent S/A Ind. e Com., Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e

gesso comum (Empresa Industrial Gesso Mossoró S. A., Rio de Janeiro, RJ, Brasil) respeitando-se distâncias uniformes entre os mesmos e entre estes e as bordas das bases das muflas (Figura 15).

Figura 15 – Inclusão dos modelos-mestre em mufla.

Figura 16 – Adaptação da camada de silicona de inclusão.

Após o devido isolamento das superfícies de gesso com vaselina sólida (Ind. Farmacêutica Rioquímica Ltda, S. J. Rio Preto, SP, Brasil) três pontos dos modelos-mestre foram cobertos por fina camada de silicona laboratorial (Zetalabor/ Zhermack S. p. A – B. Polesine (RO), Itália) (Figura 16).

As regiões representativas das cristas de rebordo, assim como a silicona laboratorial foram cobertas por uma camada de 5 mm de gesso pedra especial (Herostone, Vigodent S/A Ind. e Com., Rio de Janeiro, RJ, Brasil) para garantir maior estabilidade dimensional ao conjunto no momento da prensagem da resina.

Procedeu-se ao preenchimento das muflas com gesso comum (Empresa Industrial Gesso Mossoró S. A., Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e o conjunto permaneceu em prensa de bancada durante o tempo de presa dos materiais.

As muflas foram deixadas em água fervente por cinco minutos para que a resina acrílica autopolimerizável dos modelos-mestre fosse ligeiramente plastificada

o que permitiria a abertura das mufas e a remoção da resina sem danos à superfície do gesso de inclusão.

Após a eliminação dos modelos-mestre foi aplicada uma fina camada de isolante (Cel-lac, S. S. White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) às superfícies de gesso e silicona contidas na base da mufla e na contra-mufla (Figura 17 e 18).

Figura 17 - Isolamento da superfície de gesso na base da mufla

Figura 18 - Isolamento das superfícies de gesso e silicona na contra-mufla

Para a primeira seqüência de prensagem as películas de acetato de 1,0 mm foram posicionadas no modelo contido na base da mufla formando um espaçador (Figura 19).

Figura 19 – Adaptação das películas de acetato ao molde de gesso na base da mufla

A Resina Acrílica Ativada Termicamente (RAAT) incolor (Palaton, Dencril Com. e Ind. de Plásticos Ltda, Caieiras, SP, Brasil), foi proporcionada e manipulada seguindo as prescrições do fabricante, sendo na razão de três partes do polímero para uma parte de monômero. Ao alcançar a fase plástica de sua polimerização (PHILLIPS, 1993; FARAJ; ELLIS, 1979; GOMEZ et al., 1998) efetuou-se a deposição da resina nos moldes contidos na contra-mufla.

Para a prensagem da resina acrílica foi interposta uma película de papel celofane na união da base da mufla com a contra-mufla, evitando a adesão destas partes (PHILLIPS, 1978) (Figura 20). A prensagem da resina foi realizada de forma lenta e gradual em prensa de bancada, até que houvesse o contato das bordas metálicas da mufla (Figura 21). Ao término deste período, abriu-se a mufla removendo o papel celofane e o excesso da resina acrílica depositada.

Figura 20 – Interposição de papel celofane

Figura 21 – Prensagem da Resina Acrílica

Foram processados exemplares dos quatro diferentes grupos de corpos-de-prova por mufla, sendo sua posição alternada aleatoriamente em cada mufla.

Para o primeiro grupo de corpos-de-prova, utilizou-se a fibra híbrida Superfiber do tipo FITA 17 (Superfiber, SUPERDONT Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) (Figura 22). Tais fibras são compostas por uma associação de dois polímeros, sendo um polímero cerâmico e a aramida (poly-para-phenylene

terephthalamine). Realizou-se o condicionamento das fibras híbridas imergindo-as em resina acrílica termicamente ativada (Palaton, Dencril Com. e Ind. de Plásticos Ltda, Caieiras, SP, Brasil), na fase arenosa (Figura 23).

Figura 22 – Fibra Híbrida

Figura 23 – Imersão da Fibra Híbrida em Resina Acrílica Fluida

Em seguida, a superfície da resina acrílica foi umedecida com seu monômero e então foram dispostos dois filamentos da fibra híbrida de reforço simetricamente distribuídos no sentido do maior comprimento do corpo-de-prova (VALLITTU, 1994) já que a orientação desordenada das fibras de reforço propicia menor reforço do que quando dispostas perpendiculares à aplicação da força (MULLARKY, 1985; RUYTER, 1986).

Observou-se dificuldade ao prensar as fibras de aramida devido a desvios da fibra durante a prensagem, também relatada por Yazdanie e Mahood (1985). Para tanto, as fibras foram fixas com resina acrílica ativada quimicamente (Vipi Cril, Vipi Ind. Com. de Prod. Odontológicos Ltda, Pirassununga, SP, Brasil) pela técnica de nylon, em quatro pontos, para que não houvesse seu deslocamento (Figura 24).

Figura 24 – Fixação das Fibras de reforço com RAAQ

Para o segundo grupo de corpos-de-prova realizou-se o condicionamento das fibras híbridas por silanização. Para tanto as fibras foram limpas com álcool 70% (Rialcool 70, Ind. Farmacêutica Rioquímica Ltda, S. J.Rio Preto, SP, Brasil) e secas com jatos de ar. Aplicou-se o silano Angelus (Angelus Ind. de Prod. Odontológicos Ltda, Londrina, PR, Brasil) com pincel e após um minuto secou-se com jatos de ar (Figura 25).

Figura 25 – Aplicação de Silano à Fibra de Reforço

Seguindo as orientações do fabricante, aplicou-se o agente de união para resina (Single Bond 2, 3M ESPE, St Paul, USA) sobre a fibra de reforço e o mesmo foi polimerizado por 40 segundos (Fotopolimerizador Gold Line VH, Midas Dental Products, Araraquara, SP, Brasil). Aplicamos em seguida uma camada de selante para fósulas e fissuras (Fluroshield, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) sem que o mesmo fosse polimerizado (Figura 26) .

Figura 26 – Preparo da Fibra de Reforço para fotopolimerização do Agente de União

Procedeu-se o condicionamento da superfície da Resina Acrílica Ativada Termicamente com ácido fosfórico a 37% (Magic Acid, Vigodent S/A Ind. Com., Bonsucesso, RJ, Brasil) por 40 segundos, lavou-se a superfície com água e o agente de união para resina (Single Bond 2, 3M ESPE, St Paul, USA) foi aplicado sobre a superfície da resina contida na base da mufla polimerizando-o por 40 segundos.

Adaptamos dois filamentos da fibra híbrida condicionados e simetricamente dispostos sobre a superfície da resina acrílica no sentido do maior comprimento do corpo-de-prova procedendo-se à polimerização do conjunto também por 40 segundos.

Para o terceiro e quarto grupos de corpos-de-prova foram recortadas as fibras de vidro em malha bidirecional resinada (Pertech do Brasil Ltda, São Bernardo do Campo, SP, Brasil) e em filamento (Saint Gobain Vidros S.A., Capivari, SP, Brasil) na mesma dimensão do espaçador de acetato (Figura 27 a, b). Após serem limpas com álcool 70% (Rialcool 70, Ind. Farmacêutica Rioquímica Ltda, S. J. Rio Preto, SP, Brasil) as fibras foram imersas no monômero acrílico (Palaton, Dencril Com. e Ind. de Plásticos Ltda, Caieiras, SP, Brasil) até que a película de resina que reveste a fibra bidirecional se tornasse maleável (Figura 28). As fibras de vidro foram então posicionadas sobre a resina acrílica contida na contra-mufla e também fixas por quatro pontos de resina acrílica auto-polimerizável (Vipi Cril, Vipi Ind. Com. de Prod. Odontológicos Ltda, Pirassununga, SP, Brasil) como visto na figura 29.

Figura 27 a, b – Fibras de Vidro em Malha Resinada e Fibras de Vidro Filamentares

Figura 28 – Imersão da Fibra em Malha Resinada em Monômero Acrílico

Figura 29 – Posicionamento das Fibras de Reforço.

Para concluir a composição dos corpos-de-prova, a resina acrílica ativada termicamente (RAAT) incolor (Palaton, Dencril Com. e Ind. de Plásticos Ltda, Caieiras, SP) foi manipulada segundo as prescrições do fabricante, sendo três medidas do polímero para uma medida do monômero. Ao alcançar a fase plástica de sua polimerização (PHILLIPS, 1978; FARAJ; ELLIS, 1979; GOMEZ et al., 1998) eliminou-se os espaçadores de acetato e efetuou-se a deposição desta resina sobre os modelos contidos na base da mufla.

Para a segunda etapa de prensagem a mufla fora levada à prensa hidráulica (Delta, Vipi Ind. Com. de Prod. Odontológicos Ltda, Pirassununga, SP, Brasil) com controle de pressão estabilizada em 1250Kg/cm^2 . Concordando com Phillips (1993), para se conseguir melhor estabilidade dimensional, a mufla foi mantida sob pressão por 3 horas (Figura 30).

As muflas foram então dispostas no centro da polimerizadora (TYP 5518, Kavo EWL, Leutkirch, Aligäu, Germany) preenchida com água a temperatura ambiente, sendo selecionado o ciclo preconizado por Gomez et al. (1998), sendo mantidas a 65° por três horas, a 70° por nove horas e resfriadas naturalmente (Figura 31).

Figura 30 – Prensagem da Resina Acrílica

Figura 31 - Polimerizadora

Após a conclusão desta etapa, procedeu-se a abertura das muflas e remoção dos corpos-de-prova. Os mesmos foram submetidos a acabamento com broca de carboneto de tungstênio (Ponta 1510, Edenta AG, Au/ SG - Suíça) sendo preservadas espessuras uniformes.

4.2. Obtenção dos modelos fotoelásticos

Os corpos-de-prova foram posicionados individualmente sobre o modelo de acrílico industrial e fixos com cera rosa 07 (Epoxiglass Ind. Com. de Produtos Químicos Ltda, Diadema, SP, Brasil). Os conjuntos foram incluídos em silicone (Borracha IQ 428, Aerojet Brás. de Fiberglass Ltda, São Paulo, SP, Brasil) proporcionada e manipulada segundo as prescrições do fabricante. Após 24 horas, o conjunto corpo-de-prova/matriz acrílica foi removido do molde de silicone e

desmembrado, sendo o corpo-de-prova recolocado dentro do molde para a obtenção dos modelos em resina epóxica (OLIVEIRA; GOMES; GOMIDE, 2004) (Figura 32).

A resina Epóxica CMR-201 (Polipox, Ind. e Com. Ltda, São Paulo, SP) foi associada ao endurecedor CME-252 (Polipox, Ind. e Com. Ltda, São Paulo, SP) na proporção de 1/0,37 Kg respectivamente (Figura 33), aferidos em balança digital (OLIVEIRA; GOMES; GOMIDE, 2004).

Figura 32 – Obtenção do Molde de Silicona a partir da matriz acrílica

Figura 33 – Resina Epóxica CMR – 201 e endurecedor CME – 252 (Polipox, Ind. e Com. Ltda, São Paulo, SP)

Foram utilizados frascos e espátula plásticos para a manipulação da resina. O endurecedor foi agregado à resina lentamente e ambos foram misturados com movimentos leves por quinze minutos antes da resina ser vertida nos moldes de silicone previamente confeccionados, evitando-se dessa forma a inclusão de bolhas.

Os conjuntos resina epóxica/molde de silicone foram levados à estufa (Olidef CZ, Ind. e Com. de Apar. Hospit. Ltda, Ribeirão Preto, SP, Brasil) (Figura 34) à temperatura ambiente; sendo a mesma calibrada para um ciclo de 4 horas com temperatura de 45°; e resfriados naturalmente.

Figura 34 – Estufa para polimerização da Resina Epóxica

Figura 35 – Corpo-de-prova adaptado à matriz fotoelástica

4.3. Ensaio de Fotoelasticidade

Após a polimerização da resina epóxica, os corpos-de-prova de RAAT mantiveram-se unidos às bases fotoelásticas (Figura 35). O centro do corpo-de-prova foi mapeado e sinalizado (Figura 36). O conjunto foi posicionado na Máquina Universal de Ensaios (EMIC - modelo DL 2000, S. J. dos Pinhais, PR, Brasil) acoplada ao Polariscópio Circular (Desenvolvido na Faculdade de Engenharia Mecânica - UFU, Uberlândia, MG, Brasil) (Figura 37).

Figura 36 – Mapeamento do centro do corpo-de-prova

Figura 37 – Polariscópio Circular acoplado a Máquina Universal de Ensaios

Para a realização do ensaio de flexão foi conectada à célula de carga da Máquina Universal de Ensaio uma ponta em bisel, produzida pelos autores, com 1 cm de largura como visto na figura 38. Foram selecionados para o ensaio o deslocamento de 5mm por minuto e força máxima de 5Kgf para melhor visualização das franjas fotoelásticas sem que houvesse danos às resinas acrílica e epóxica.

A direção de aplicação das cargas, no sentido vertical e em um ponto previamente determinado, se baseou nos trabalhos de Mericske-Stern (1992, 1998) e Wismeijer (1997).

Figura 38 – Ponta em bisel para aplicação da carga

O registro fotográfico padronizado foi realizado com câmera digital, fixa por tripé e com ajuste automático de foco (EOS Digital REBEL/ EOS 300D DIGITAL, CANON INC, Tokyo, Japan) no momento em que a força máxima fosse atingida.

4.4. Quantificação da Energia Distribuída nos Modelos Fotoelásticos

Após o registro fotográfico do momento de força máxima gerada nos corpos-de-prova, todas as fotos obtidas foram transferidas, como figuras, para o programa Power Point (Windows XP Professional, Office, Microsoft®) e simultaneamente

configuradas para as dimensões de impressão do papel tamanho A4. Sobre as figuras foram traçadas homogeneamente sete linhas horizontais, com espaçamento de 1 cm e cinco linhas verticais localizadas sob as cristas dos modelos, no centro e sob as margens laterais dos corpos-de-prova acrílicos (Figura 39).

As fotos foram então impressas e nelas foram localizadas, classificadas e sinalizadas as franjas fotoelásticas no ponto de cruzamento destas com as sete linhas horizontais. Para a determinação destas franjas utiliza-se um padrão de seleção por cores, sendo classificadas como franja zero aquela com cor negra, franja um a transição do violeta para o azul e as franjas dois, três, quatro etc... a transição do vermelho para o verde no sentido da linha que representa o ponto de aplicação da carga (OLIVEIRA; GOMES; GOMIDE, 2004; BERNARDES, 2004) (Figura 39).

Figura 39 – Mapeamento das franjas fotoelásticas e linhas para análise

A partir do mapeamento das franjas fotoelásticas (N), mediu-se, com régua milimetrada, a distância (d) entre cada uma das franjas e a linha de origem da carga. Foi então feita a proporção, por regra de três, das medidas de cada foto para as dimensões dos modelos originais em centímetros, já que as fotos foram ampliadas.

A relação entre o número (ordem) das franjas (N) e suas distâncias (cm) até o ponto de origem da carga foi tabelada como exemplificado na tabela 01. Posteriormente, as tabelas foram importadas para o programa em ambiente *Matlab*® (1994-2007, The Mathworks, Inc, Natick, MA, USA) (APÊNDICE B), para que estes dados fossem transformados em gráficos cartesianos, sendo a distância da posição das franjas representada no eixo X e a ordem das franjas no eixo Y (Figura 40) (APÊNDICE A).

Figura 40 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H1 sublinhas b'.

Quando calculada a área abaixo de cada curva dos gráficos representativos da relação ordem de franja (N) e distância do ponto de origem da carga, obteve-se a energia de distorção (E) distribuída na região correspondente a cada uma das sete linhas horizontais (Coelho, 2003), denominadas linhas a, b, c, d, e, f, g (Figura 39) (APÊNDICE A). A energia de distorção por unidade de volume representa a unidade dimensional de tensão, denominada de U em N/m^2 ou Kgf/mm^2 (OLIVEIRA et al., 1991).

Tabela 01 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H1 linha a.

Corpo-de-prova H1 linha a	
Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	28,41
2	20,1
3	15,95
4	13,13
5	9,78
5	6,83
5	2,14
5,2	0
5	10,59
4	13,4
3	15,95
2	19,3
1	26,53
0	35

Como para cada grupo estudado foram confeccionados dois corpos-de-prova, seus valores de energia linear foram somados e transformados em valores médios por linhas. Posteriormente foi obtida a média entre os valores da Energia Linear que representará a Energia Final do grupo. A energia segmentada por linhas fornecerá os dados referentes à distribuição do esforço sobre a área de

assentamento da base acrílica assim como a Energia Final fornecerá subsídios para comparações entre os grupos estudados.

5. RESULTADOS

O registro fotográfico do momento de carga máxima atribuída aos corpos-de-prova encontra-se abaixo (Figuras 41 a 50) seguidamente encontram-se as tabelas contendo os valores médios da energia linear mensurada por grupo estudado (Tabelas 02 a 06).

Figura 41 - Corpo-de-prova M1

Figura 42 - Corpo-de-prova M2

Figura 43 - Corpo-de-prova HS1

Figura 44 - Corpo-de-prova HS2

Figura 45 - Corpo-de-prova C1

Figura 46 - Corpo-de-prova C2

Figura 47 - Corpo-de-prova H1

Figura 48 - Corpo-de-prova H2

Figura 49 - Corpo-de-prova F1

Figura 50 - Corpo-de-prova F2

TABELA 02 - VALORES MÉDIOS DA ENERGIA LINEAR E FINAL OBTIDAS QUANDO DA APLICAÇÃO DA CARGA SOBRE CORPOS-DE-PROVA EM RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZÁVEL ENRIQUECIDA COM FIBRAS HÍBRIDAS DE VIDRO E ARAMIDA (H).

CORPO-DE-PROVA EM RESINA ACRÍLICA E FIBRAS HÍBRIDAS DE VIDRO E ARAMIDA (H)	
Linhas	Energia (U)
a	191.927
b	213.772
c	224.914
d	228.533
e	229.601
f	225.212
g	217.011
Final	218.710

Valores em Kgf/mm²

TABELA 03 - VALORES MÉDIOS DA ENERGIA LINEAR E FINAL OBTIDAS QUANDO DA APLICAÇÃO DA CARGA SOBRE CORPOS-DE-PROVA EM RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZÁVEL ENRIQUECIDA COM FIBRAS HÍBRIDAS DE VIDRO E ARAMIDA SILANIZADAS (HS).

CORPO-DE-PROVA EM RESINA ACRÍLICA E FIBRAS HÍBRIDAS DE VIDRO E ARAMIDA SILANIZADAS (HS)	
Linhas	Energia (U)
a	189.620
b	210.176
c	220.442
d	224.664
e	226.835
f	224.884
g	214.050
Final	215.810

Valores em Kgf/mm²

TABELA 04 - VALORES MÉDIOS DA ENERGIA LINEAR E FINAL OBTIDAS QUANDO DA APLICAÇÃO DA CARGA SOBRE CORPOS-DE-PROVA EM RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZÁVEL ENRIQUECIDA COM FIBRAS DE VIDRO EM MALHA RESINADA (M).

CORPO-DE-PROVA EM RESINA ACRÍLICA E FIBRAS DE VIDRO EM MALHA RESINADA (M)	
Linhas	Energia (U)
a	187.808
b	208.709
c	220.680
d	227.663
e	231.129
f	226.547
g	221.307
Final	217.692

Valores em Kgf/mm²

TABELA 05 - VALORES MÉDIOS DA ENERGIA LINEAR E FINAL OBTIDAS QUANDO DA APLICAÇÃO DA CARGA SOBRE CORPOS-DE-PROVA EM RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZÁVEL ENRIQUECIDA COM FIBRAS DE VIDRO FILAMENTARES (F).

CORPO-DE-PROVA EM RESINA ACRÍLICA E FIBRAS DE VIDRO FILAMENTARES (F)	
Linhas	Energia (U)
a	193.506
b	221.077
c	228.413
d	234.816
e	234.564
f	223.694
g	225.802
Final	223.124

Valores em Kg_f/mm²

TABELA 06 - VALORES MÉDIOS DA ENERGIA LINEAR E FINAL OBTIDAS QUANDO DA APLICAÇÃO DA CARGA SOBRE CORPOS-DE-PROVA EM RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZÁVEL CONVENCIONAL (C).

CORPO-DE-PROVA EM RESINA ACRÍLICA CONVENCIONAL (C)	
Linhas	Energia (U)
a	181.646
b	201.154
c	214.373
d	219.228
e	222.552
f	216.955
g	214.948
Final	210.122

Valores em Kg_f/mm²

Com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças estatisticamente significantes entre as médias das medidas obtidas com os cinco grupos, foi aplicado o teste de Friedman (SIEGEL, 1975), uma vez que todas as distribuições são não-normais.

Apesar do experimento ter sido feito com cinco grupos diferentes, uma vez que as médias das medidas se referem a sete espaços semelhantes (linhas), foi aplicado um teste para amostras emparelhadas e não para amostras independentes.

O nível de significância foi estabelecido em 0,05, em uma prova bilateral.

O valor da probabilidade encontrada foi $p = 0,001^*$, indicando que houve diferenças estatisticamente significantes entre as médias das medidas obtidas com os cinco grupos.

Como o teste de Friedman não indica a direção destas diferenças, foi aplicado o teste de Wilcoxon (SIEGEL, 1975) às séries de médias das medidas, comparadas duas a duas.

O nível de significância foi estabelecido em 0,05, em uma prova bilateral.

Os resultados estão demonstrados na tabela 07.

TABELA 07 – PROBABILIDADES ENCONTRADAS, QUANDO DA APLICAÇÃO DO TESTE DE WILCOXON À COMPARAÇÃO ENTRE AS MÉDIAS DAS MEDIDAS OBTIDAS COM OS CINCO GRUPOS, COMPARADAS DUAS A DUAS.

VARIÁVEIS ANALISADAS	PROBABILIDADES
Grupo F x Grupo C	0,018*
Grupo F x Grupo H	0,028*
Grupo F x Grupo HS	0,028*
Grupo F x Grupo M	0,028*
Grupo C x Grupo H	0,018*
Grupo C x Grupo HS	0,028*
Grupo C x Grupo M	0,018*
Grupo H x Grupo HS	0,018*
Grupo H x Grupo M	0,612
Grupo HS x Grupo M	0,176

(*) $p < 0,05$

De acordo com os resultados demonstrados na tabela 07, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as médias das medidas das variáveis:

O valor da Energia Total foi mais elevado no grupo de corpos-de-prova enriquecidos com fibras de vidro filamentosas (F1 e F2). O valor da Energia Total foi mais baixo no grupo de corpos-de-prova em resina acrílica convencional (C1 e C2).

Quando comparados os grupos de corpos-de-prova enriquecidos com fibras híbridas (H1; H2 e HS1; HS2), o valor mais baixo da energia total foi obtido pelo grupo HS em que as fibras foram tratadas com silano.

Não houveram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos de corpos-de-prova em resina acrílica enriquecida com fibras híbridas (H) e com fibras em malha (M) e entre os grupos HS e M.

Para melhor visualização dos valores médios da Energia de Distorção presente nos corpos-de-prova, os valores foram transpostos para o gráfico 01.

Valores em Kgf/mm²

Com interesse em verificar a existência ou não de diferenças estatisticamente significantes entre as médias das medidas obtidas entre as sete linhas, comparadas duas a duas, foi aplicado o teste de Wilcoxon (SIEGEL, 1975), aos valores relativos aos cinco grupos.

O nível de significância foi estabelecido em 0,05, em uma prova bilateral.

Os resultados estão demonstrados na tabela 08.

TABELA 08 – PROBABILIDADES ENCONTRADAS, QUANDO DA APLICAÇÃO DO TESTE DE WILCOXON ÀS MÉDIAS DAS MEDIDAS OBTIDAS EM CADA UMA DAS SETE LINHAS, COMPARADAS DUAS A DUAS.

VARIÁVEIS ANALISADAS	PROBABILIDADES
Linha a x linha b	0,043*
Linha a x linha c	0,043*
Linha a x linha d	0,043*
Linha a x linha e	0,043*
Linha a x linha f	0,043*
Linha a x linha g	0,043*
Linha b x linha c	0,043*
Linha b x linha d	0,043*
Linha b x linha e	0,043*
Linha b x linha f	0,043*
Linha b x linha g	0,043*
Linha c x linha d	0,043*
Linha c x linha e	0,043*
Linha c x linha f	0,345
Linha c x linha g	0,225
Linha d x linha e	0,080
Linha d x linha f	0,080
Linha d x linha g	0,043*
Linha e x linha f	0,043*
Linha e x linha g	0,043*
Linha f x linha g	0,138

(*) $p < 0,05$

De acordo com os resultados demonstrados na tabela 08, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as médias das medidas das variáveis.

A Energia Linear mostrou valores crescentes na sequência a,b,c,d, com decrescência dos valores a partir da linha e,f,g em todos os grupos estudados.-

Os valores obtidos nas linhas d apresentaram-se sempre mais elevados quando comparados às linhas g.

Para melhor visualização do comportamento linear de distribuição da tensão os valores foram transpostos para o gráfico 02.

Valores em Kgf/mm²

6. DISCUSSÃO

Apesar de suas qualidades, as resinas acrílicas possuem propriedades mecânicas às vezes insuficientes para resistir a forças diferentes e aplicadas durante determinado tempo, como ocorre no processo mastigatório (SMITH, 1961; HARALDSON et al., 1979; BEYLI et al., 1981; HUGGET et al., 1987).

Alguns materiais alternativos assim como a incorporação de fibras têm sido estudados na tentativa de superar a fragilidade da resina acrílica (WYLEGALA, 1973; FREGONESI; PANZERI, 1980; SKIRVIN, 1982; FREGONESI, 1985; PRICE 1986; BATAGLION, 1987; GUTTERIDGE, 1988; TANER et al., 1999; BROWN, 2000; OLIVEIRA, 2003).

O aumento da resistência da resina acrílica quando da adição de fibras ocorre já que a fase matriz do compósito reforçado por fibras é responsável por ligar as fibras entre si atuando como meio através do qual uma tensão aplicada externamente é transmitida e distribuída para as fibras sendo que apenas uma proporção muito pequena da carga aplicada é suportada pela matriz plástica (CALLISTER JR, 2002). As fibras agem sobre a resistência flexional de resinas como o PMMA aumentando a resistência à tração das regiões mais inferiores do espécime evitando a sua fratura através da interrupção da propagação de trincas (POWELL, 1994).

Um compósito é projetado para mostrar uma combinação das melhores características de cada um dos materiais que o compõe. Em se tratando das fibras a associação acontece em virtude de sua resistência e/ou rigidez somar-se à flexibilidade do polímero (CALLISTER JR, 2002).

O estudo de materiais odontológicos implica na observação de suas características físico-químicas e do quanto estas influenciam o produto final assim como as estruturas adjacentes.

A injúria do material restaurador dependerá de sua capacidade de absorver a energia, sem se deformar permanentemente que por sua vez estará em proporção ao seu módulo de resiliência (McCABE et al., 1990; PHILLIPS, 1993).

O módulo de resiliência é inversamente proporcional ao módulo de elasticidade dos materiais (PHILLIPS, 1993). As fibras apresentam módulo de elasticidade maior que a resina acrílica e dessa forma, através da “Lei das Misturas”, observa-se que o compósito terá seu módulo de elasticidade aumentado com a presença de fibras (ISAAC, 1998).

Como o módulo de elasticidade representa o grau de rigidez dos materiais, o compósito, portanto apresentará maior rigidez. Quanto maior o módulo de elasticidade, menor será a capacidade de um material de absorver a energia aplicada sobre o mesmo, assim como menor será sua deflexão sob ação da mesma carga. Dessa forma maior será a transmissão da carga aplicada à região adjacente.

Este fenômeno foi observado neste estudo já que o grupo controle, em que os corpos-de-prova não foram enriquecidos por fibras, apresentou menores valores de energia de distorção na matriz fotoelástica.

Clinicamente, o módulo de elasticidade significa a rigidez necessária do compósito, para fornecer conforto ao paciente durante a mastigação evitando maiores deflexões na prótese que possam lesar a mucosa ou os dentes suporte (CALLISTER JR, 2002; BASTOS, 2003).

Em 2003, Oliveira observou o aumento da rigidez dos corpos-de-prova de resina acrílica termopolimerizável enriquecida por fibras híbridas de vidro e aramida,

comparativamente à resina não reforçada, quando foi necessário aumentar a carga mínima para uma mesma deflexão das amostras.

O alto módulo de elasticidade das fibras relaciona-se diretamente à resistência flexural dos compósitos, que recebem o estresse com reduzida deformação (JOHN, 2001).

O aumento da resistência flexional e do módulo de elasticidade quando da adição de fibras de reforço foi observado em diversos estudos com valores de resistência flexional entre 18% e 315% e no módulo de elasticidade entre 47% e 322% maiores em relação a espécimes em resina PMMA não reforçados (VALLITTU; LASSILA, 1992; VALLITTU, 1993, 1998, 1999; VALLITTU et al., 1994, 1995; STIPHO, 1998; NOHRSTROM et al., 2000).

Os valores para a resistência flexural da resina acrílica foram apresentados por Simond e Ellis (1943) entre 62,1 e 103,5 Mpa e por Dubois (1944) entre 89,7 e 103,5 Mpa.

Quando enriquecida por fibras de vidro diversos autores relataram em seus estudos o aumento da resistência flexural das amostras (VALLITTU, 1994; JOHN et al., 2001). Por outro lado, Fregonesi e Panzeri (1980) observaram valores inferiores para a resistência à flexão em amostras de resina acrílica associada à fibras de vidro, atribuindo o fato à delaminação das camadas da fibra dispostas para reforço.

O aumento da resistência à flexão em resinas associadas a fibras de aramida também foi observado por Grant e Greener (1967), Miyairi (1975) com valores de 80,36 Mpa para 208,74 Mpa, Ruyter et al. (1986), Vallittu (1994) com acréscimo de cerca de 30% no grupo reforçado por fibras, Ramos et al. (1996) com acréscimo de cerca de 20% e por John et al. (2001) com valores de 69,6 Mpa para 84,9 Mpa, ou seja, cerca de 22%.

Em contradição, Grave et al. (1985) observaram a redução nos valores de resistência flexural de amostras onde foram aplicadas fibras de aramida, os autores atribuíram o fato à falhas de adesão fibra/matriz e à redução na espessura das amostras pela presença das fibras.

Comparando-se o reforço por vidro ao reforço por aramida, Vallittu e Lassila (1992) mostraram valores maiores de resistência à flexão para o vidro, concordando com Vallittu (1993), Goldberg (1994) e John et al. (2001). Em contrapartida, Vallittu (1994) mostrou valores superiores para o reforço por aramida.

Outros autores como Uzun et al. (1999) e Chen, Liang e Yen (2001) mostraram não haver diferenças significantes, para os valores de resistência à flexão, entre os grupos de resina acrílica associada a fibras de vidro e aramida e o grupo controle.

Utilizando fibras híbridas de vidro e aramida, Vallittu e Narva (1997) observaram aumento da resistência ao impacto das amostras estudadas e Oliveira (2003) observou aumento da resistência flexural dos corpos-de-prova reforçados.

Diferenças nos valores para a resistência flexural entre estudos, podem ser explicadas pela forma de armazenamento das amostras antes dos testes (EKSTRAND et al., 1987). Entretanto para Ruyter et al. (1986), não houve diferença significativa entre o módulo flexural dos corpos-de-prova secos ou úmidos. Concordando com o último e com Schreiber (1971), o acondicionamento das amostras deste estudo foi realizado em 100% de umidade antes de sua adaptação à resina fotoelástica.

Outros fatores concernentes ao processamento dos corpos-de-prova como a prensagem e a contração de polimerização da resina podem ser responsáveis por alterações nas propriedades do material (VALLITTU, 1994).

Neste estudo as fibras híbridas de vidro e aramida apresentaram valores de energia de distorção menores do que no grupo de corpos-de-prova enriquecidos por fibras de vidro filamentosas. Apesar das fibras de aramida apresentarem módulo de elasticidade cerca de duas vezes maior que as fibras de vidro (JAGGER, 1999; CALLISTER JR, 2002), outros fatores também contribuem para o efeito das fibras sobre as propriedades mecânicas da resina acrílica, como seu comprimento, sua concentração, a distribuição nas amostras, sua arquitetura e o tratamento superficial a que são submetidas.

À medida que o comprimento da fibra aumenta, o reforço causado pela fibra se torna mais efetivo (CALLISTER JR, 2002). Neste estudo foram utilizados comprimentos semelhantes das fibras em todos os grupos já que o comprimento do corpo-de-prova foi totalmente preenchido pelos reforços.

Além do comprimento, a quantidade de fibras tem relação direta com as propriedades mecânicas, como a rigidez e a resistência, dos materiais reforçados (ISAAC, 1998; STIPHO, 1998; VALLITTU et al., 1994).

Outros fatores como a orientação das fibras em relação umas às outras e sua distribuição têm influência significativa sobre a resistência e sobre outras propriedades dos compósitos reforçados. Em relação à orientação das fibras, a melhor conformação é obtida quando a distribuição das fibras é longitudinal e uniforme (CALLISTER JR, 2002).

A arquitetura das fibras pode ser unidirecional, em malha ou trançada o que pode interferir tanto na facilidade de manuseio quanto na resistência flexural do produto. Para Vallittu em 1999, a resistência encontrada com as fibras unidirecionais foi maior que a oferecida pelas fibras trançadas. Entretanto, Bastos em 2003,

observou aumento da resistência flexional no grupo reforçados por fibra de vidro trançada comparativamente à fibra de vidro unidirecional.

As fibras vítreas utilizadas no estudo apresentam-se na forma de tranças, filamentos hibridizados por aramida, filamentos simples e malhas associadas à resina.

Neste estudo percebeu-se que as fibras de vidro filamentosas, cuja orientação é longitudinal, unidirecional, uniforme e com maior concentração de fibras por peso nos corpos-de-prova, apresentou maiores valores de energia de distorção.

Quando comparados os grupos de fibras híbridas trançadas e o grupo de fibras de vidro em malha não foram observadas diferenças significantes quanto a energia de distorção acumulada. A arquitetura trançada e em malha apresentou características semelhantes o que explicaria a similaridade dos valores nestes grupos.

Analisando um sistema fletor de vigas compostas, representativo deste estudo, quando do carregamento, as vigas desenvolvem esforços internos de forças cisalhantes e momentos fletores que, em geral, variam de seção para seção ao longo de seus eixos. Isto justifica a aplicação localizada das fibras na resina acrílica, sendo que a melhor localização para se inserir as fibras seria o mais inferiormente possível no interior do corpo-de-prova, onde se acumulam as tensões de tração (POWELL, 1994). Neste estudo através do uso de espaçadores as fibras foram localizadas na região mais inferior dos corpos-de-prova.

A fixação da fibra de aramida à resina acrílica pode ocorrer com desvios após a prensagem, sugerindo a necessidade de uma pré-fixação, como realizado neste estudo, e também observado por Yazdanie e Mahood (1985).

Para a primeira seqüência de prensagem as películas de acetato de 1,0 mm foram posicionadas no modelo contido na base da mufla formando um espaçador, que segundo Karacaer et al. (2001), garante a extensão planejada para as fibras e espessura ideais, sendo que esta técnica denominada “sanduíche” evita o aparecimento das fibras na superfície da resina.

A magnitude da ligação interfacial entre as fases fibra e matriz é importante para a tensão dessa transmissão de carga (CALLISTER JR, 2002).

O processo de união resina/fibra ocorre inicialmente pelo processo de polimerização, com a contração da resina, o que provoca a ancoragem da fibra na matriz do polímero, uma espécie de amarração (BATAGLION, 1987).

O uso de silanos aumenta o grau de adesão das fibras de vidro (material inorgânico) à resina (material orgânico) e dessa forma potencializa o efeito das mesmas sobre as propriedades mecânicas do compósito (NEWBURG; PAMEIJER, 1978; FREGONESI, 1985; LACY et al., 1988; BASTOS, 2003). Quanto melhor a união entre as fibras e a resina, maior a resistência flexional e o módulo de elasticidade dos espécimes (GRANT; GREENER, 1967; LADIZESKY; CHOW, 1992; VALLITTU; LASSILA, 1992; VALLITTU, 1993; VALLITTU et al., 1994; VALLITTU et al., 1998; UZUN et al., 1999; NAGAI et al., 2001).

O tratamento da fibra poderá ocorrer também de outras duas formas: por imersão no monômero ou numa mistura de polímero/monômero. Vallittu et al. (1994), concluíram que diminuindo a contração de polimerização da resina que está em contato com as fibras aumenta-se a resistência à flexão do corpo-de-prova. Essa contração pode ser amenizada pela imersão das fibras na mistura de polímero/monômero. A imersão das fibras no monômero esteve associada à

formação de bolhas de ar na interface fibra-resina a despeito de provocarem um melhor molhamento das fibras (VALLITTU, 1994, 1998).

Neste estudo quando comparados os grupos de corpos-de-prova enriquecidos por fibras híbridas de vidro e aramida, nos quais variamos o tratamento superficial por silanização ou embebição no monômero fluido, observou-se menor transmissão da tensão aplicada sobre a resina para o grupo cujas fibras foram silanizadas.

As fibras de aramida apresentam estética desfavorável, devendo ser aplicadas em áreas protéticas sem envolvimento estético, como observado por Jagger (1999) e Brown (2000) e confirmado em observações realizadas neste estudo. Em contrapartida, Mullarky (1985) sugeriu o uso de fibras de aramida como uma alternativa estética para o reforço da resina acrílica.

Em última análise, outro fator que poderá refletir na transmissão de esforços quando a resina recebe o reforço por fibras será o grau de impregnação das fibras. Existem os sistemas pré-impregnados por resina ou sistemas que requerem impregnação. Os sistemas pré-impregnados apresentam melhores propriedades mecânicas.

Entretanto, muitos detalhes da composição destas fibras, como por exemplo, a concentração de sílica, composição da matriz resinosa que envolve a sílica, tipo de silano utilizado na superfície das fibras, antes de sua impregnação, e a composição da resina composta que impregna as fibras, não são disponibilizados pelos fabricantes e, provavelmente, são segredos industriais (BASTOS, 2003). Este fato contribuiu com a dificuldade de se discutir os resultados e compará-los com outros autores.

Quanto à análise da distribuição do esforço aplicado à resina acrílica e transmitido à matriz fotoelástica, foi observada uma uniformidade de distribuição em todos os grupos estudados sendo que a energia de distorção apresentou valores crescentes a partir do topo da resina fotoelástica até sua região mediana iniciando a decrescência dos valores a partir daí.

Podemos correlacionar a fotoelasticidade com um sistema de molas, descrito por Hooke. Neste sistema a força presente classifica-se como uma força conservativa unidimensional. Uma força é conservativa se não realiza nenhum trabalho resultante sobre um objeto em um percurso de ida e volta. Em um sistema conservativo a energia mecânica é conservada (KELLER, 1997).

Este comportamento crescente/decrescente explica-se pelo fenômeno ótico característico do método fotoelástico, onde observa-se uma simples onda senoidal, propagando-se na direção positiva do eixo z , a partir de sua origem (Figura 50), sendo que neste estudo apresentou-se homogêneo em todos os grupos já que a variação para os valores de energia de distorção, apesar de mostrarem-se estatisticamente diferentes, não foram marcadamente divergentes com valores entre 210,122 e 223,124 Kgf/mm².

Figura 51. Amplitude do vetor luz em função da posição ao longo do eixo de propagação (BERNARDES, 2004).

7. CONCLUSÃO

A partir dos resultados apresentados conclui-se que:

7.1 o valor da Energia de Distorção observada nas matrizes fotoelásticas foi estatisticamente maior para o grupo de corpos-de-prova de resina acrílica termopolimerizável enriquecidos com fibras de vidro filamentosas (Grupo F) e que receberam tratamento superficial por imersão no monômero acrílico;

7.2 não houveram diferenças estatisticamente significantes para a Energia de Distorção quando comparados o grupo de corpos-de-prova de resina acrílica termopolimerizável enriquecidos com fibras de vidro em malha e os grupos de corpos-de-prova de resina acrílica termopolimerizável enriquecidos com fibras híbridas silanizadas ou não silanizadas;

7.3 entre os grupos de corpos-de-prova de resina acrílica termopolimerizável enriquecidos por fibras híbridas de vidro e aramida a distribuição das tensões na matriz apresentou valor estatisticamente menor de Energia de Distorção para o grupo no qual o tratamento superficial da fibra ocorreu por silanização;

7.4 o valor da Energia de Distorção observada nas matrizes fotoelásticas foi estatisticamente menor para o grupo de corpos-de-prova de resina acrílica termopolimerizável convencional (Grupo C), sem a adição de fibras de reforço;

7.5 a distribuição das tensões na matriz de resina fotoelástica gerou valores de Energia Linear crescentes na seqüência de linhas a, b, c, d com decrescência dos valores a partir da linha e, f, g homogeneamente em todos os grupos estudados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGNELLI, J. A. M. **Efeito do emprego de fibras de vidro curtas como reforços de resinas termofixas**. 1978. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1978.
- AHLSTRAND, W. M.; FINGER, W. J. Direct and indirect fiber-reinforce fixed partial dentures: case reports. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 33, n. 5, p. 359-365. 2002.
- ALMEIDA, C. A. Desenvolvimento de um material fotoelástico com multimódulos de elasticidade. In: IV Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, 1977, Florianópolis, SC. **Anais**, p. 369-376.
- AMBROSIO, L.; De SANTIS, R.; JANNACE, S.; NETTI, P. A.; NICOLAIS, L. Viscoelastic behaviour of composite ligament prostheses. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 42, p. 6-12. 1998.
- ANDERSON, J.M. **Applied dental materials**, 4 ed., Oxford: Blackwell, 1972. p. 199-299.
- ANUSAVICE, K. J. **Phillips science of dental materials**. 10 ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1996. p. 237-271.
- ASCKAR, E. M. **Distribuição periodontal das tensões internas produzidas por forças oclusais exercidas em próteses parciais fixas de extremo livre**. 1977. 92f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1977.
- ATWOOD, D. A. Reduction of residual ridges; a major oral disease entity. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 26, n. 3, p. 266-279, sep. 1971.
- BARATIERI, L. N. **Odontologia Restauradora – Fundamentos e Possibilidades**, São Paulo: Livraria Santos Editora, 2002. p. 116.
- BASTOS, L. G. C. **Avaliação da Resistência Flexional, do módulo de elasticidade e do tipo de fratura de uma resina acrílica para restaurações provisórias – efeito de diversos reforços**. 2003, 131f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.
- BATAGLION, C. **Verificação da resistência à compressão e dureza superficial da resina acrílica ativada termicamente, acrescida do reforço de fibras de vidro tipo moída**. 1988. 91f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1988.
- BERGAMO, P. M. S. **O uso da energia de microondas na polimerização de resinas acrílicas para base de dentaduras. Teste de fadiga e adaptação de bases**. 2002. 108f. Dissertação (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2002.

BERGMAN, B.; CARLSSON, G. E.; HEDEGARD, B. A longitudinal two-year study of a number of full denture cases. **Acta Odontologica Scand.**, v. 22, p. 3-26, feb. 1964.

BERNARDES, S. R.; ARAÚJO, C. A.; NEVES, F. D. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica fotoelástica. In: III Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2004, Belém, PA. **Anais** em CD-ROM.

BERNARDES, S. R. **Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade**. 2004. 193 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

BERRONG, J. M.; WEED, R. M.; YOUNG, J. M. Fracture resistance of Kevlar – reinforced poly (methyl methacrylate) resin: a preliminary study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 3, n. 4, p. 391-395. 1990.

BEYLI, M. S.; VonFRAUNHOFER, J. A. An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 46, n. 3, p. 238-240, Sept. 1981.

BINON, P. P.; SULLIVAN, D. Y. Provisional fixed restorations technique for osseointegrated implants. **CDA Journal**, Sacramento, v. 18, n. 1, p. 23-30, Jan. 1990.

BOTTINO, M. A; QUINTAS , A .F.; MIYASHITA, E.; GRANNINI, V. **Estética em Reabilitação Oral - Metal Free**, 1 ed., São Paulo: Artes médicas, 2001.

BOWEN, R. L. Properties of a silica reinforced polymer for dental restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 66, p. 72-78, jan. 1963.

BRADEN, M. ; DAVY,K.W.M.; PARKER,S.; LADIZESKY, N.H.; WARD,I.M.- Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. **Br Dent J.**, London, v. 164, p.109-113. 1988.

BRODSKY, J. E.; CAPUTO, A. A.; FURSTMAN, L. L. Root typping: a photoelastic-histopatologic correlation. **Am. J. Orthod.** Saint Louis, v. 67, n. 1, p. 1-10, jan. 1975.

BROWN, D. Fiber-reinforced materials. **Dental Update**, Guildford, p. 442-448, Nov. 2000.

BRUN J.L.; BORDENAVE ,L.; LEFEBVRE, F.;BAREILLE, R.; BARBIÉ, C.; ROUAIS, F.; BAQUEY, C.H. Physical and biological characteristics of the main biomaterials used in pelvic surgery. **Biomed mater eng**; Amsterdan, v. 2, n. 4, p. 203-225. 1992.

BURR, D. B. et al. Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage, **J. Biomech.**, Londres, v.18,n. 3, p.189-200. 1985.

CALLISTER JR., W. D. **Ciência e Engenharia de Materiais** – Uma introdução, 5ª. Ed., Rio de Janeiro: LTC Editora, 2002.

CAMPBELL, R. L. A comparative study of the resorption of the alveolar ridges in denture wearers and non- denture wearers. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 60, p. 143-153.1960.

CAMPOS JR., A. **Distribuição fotoelástica de forças axiais: influência de base apical de sustentação e das características morfológicas das raízes**. 1983. 149f. Dissertação (Mestrado em Periodontia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1983.

CAMPOS JR., A.; PASSANEZI, E.; NAÁS, D.; JANSON, W. A. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I. Campos de aplicação. **Estomat. Cult.**, Bauru, v. 16, n. 1, p. 20-25, jan/mar. 1986.

CAPUTO, A. A.; STANDLEE, J. P. **Biomechanics in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, 1987.p. 13-28.

CARDOSO, A. C. **Estudo da transmissão de forças às estruturas de suporte em prótese parcial removível (PPR) de extremidade livre**. 1983. 88f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1983.

CARLSSON, G. E.; OTTERLAND, M. D.; WENNSTROM, A.; ODONT, D. Patient factors in appreciation of complete dentures. **J Prosthet Dent**, St Louis, v. 17, n. 4, p. 322-328, Apr. 1967.

CAUL, H. J.; STANFORD, J. W.; SERIO, A. F. Properties of self-curing denture base resins. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 44, n.33, p. 295-298, Feb. 1949.

CEHRELI, M. et al. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain gauge analysis. **Clin. Oral Impl. Res.**, Berne, v.15, n. 2, p.249-257, abr., 2004.

CHEN, S. Y.; LIANG, W. M.; YEN, P. S. Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 58, p. 203-208, Feb. 2001.

CLELLAND, N. L.; GILAT, A.; McGLUMPHY, E. A.; BRANTLEY, W. A. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 8, n. 5, p. 541-548. 1993.

COELHO, T.M.K. **Estudo de sistemas de retenção odontológicos, barra tipo dolder e O'ring, usando análise das tensões por fotoelasticidade**. 2003. 108 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2003.

CORNELL, J.A.; TUCKER, J.L.; POWERS. Physical properties of denture base materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.10, n.3, p. 516-524, mai- jun. 1960.

COSTA, M. M. **Estudo fotoelástico da distribuição das tensões nas estruturas de suporte das próteses parciais removíveis de extremidade livre**. 2002. 96f.

Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2002.

CRAIG, R. .; FARAH, J. W.; EL-TAHAWI, H. M. Three dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete denture. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 31, p. 122-9. 1974.

CRAIG, R. G. **Restorative dental materials**. 10 ed., Saint Louis: Mosby, 1997. 584p.

CRAIG R. G.; POWERS, J. M. WATAHA, J. C. **Materiais dentários** - propriedades e manipulação, 7ed., São Paulo: Santos, 2002. p. 257-272.

DALLY, J.W., RILEY, W.F., **Experimental stress analysis**, 2 ed., Tokyo: Mc Graw Hill Kogakusha, 1978.

DeBOEVER, J.A.; McCALL, W.C.; HOLDEN, S.; ASH JR., M.M. Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.40, n.3, p. 326-337, set. 1978.

DEINES, D. N.; EICK, J. D.; COBB, C. M.; BOWLES, C. Q.; JOHNSON, C. M. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 13, n. 6, p. 540-549, dez. 1993.

DENTAL ADVISOR: Fiber reinforced composites, v. 15, n.2, p. 2-5, Mar. 1998.

DENTAL PRACTICE BOARD. **Dental practice Board Annual Report**. Eastbourne, Reino Unido, 1997.

DOUGLAS, B.P.; NICHOLLS, J.I.; YUODELIS, R.A. A comparison of wire and Kevlar reinforced provisional restorations. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 7, n. 1, 1994

DUBOIS, J. H. **Plastics**. 2. ed. Chicago: [s.n.], 1994. v. 1, p. 96-97.

DUNNIGAN, J.; NADEAU, D.; PARADIS, D. Cytotoxic effects of aramid fibres on rat pulmonary macrophages: comparison with chrysotile asbestos. **Toxicol lett**, Amsterdam, v. 20, p. 277. 1984.

EKSTRAND, K.; RUYTER, E.; WELLENDORF, H. Carbon/graphite fiber reinforced poly(methylmethacrylate): Properties under dry and wet conditions. **J. Biomed. Mat. Res.**, New York, v. 21, p. 1065-1080, 1987.

FARAH, J. W.; CRAIG, R. G. Reflection of photoelastic stress analysis of a dental bridge. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 50, n. 5, p. 1253-1259, sept/oct. 1971.

FARAH, J. W.; MacGREGOR, A. R.; MILLER, T.P.G. Stress analysis of disjunct removable partial denture. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 42, n. 3, p. 271-275, sept. 1979.

FARAJ, S. A. A.; ELLIS, B. The effect of processing temperatures on the exotherm, porosity and properties of acrylic denture base. **Brit. D. J.**, London, v. 147, n. 8, p. 209-212, Oct. 1979.

FEDERICK, D. R.; CAPUTO, A. A. Effects of Overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 76. p. 624-632. 1996.

FIGLIOLI, J. **Utilização de fibras de Carbono e de fibras de vidro para reforço de vigas de madeira.** 2002, 168f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Escola de Engenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

FREGONESI, L. A.; PANZERI, H. Estudo da resistência transversal e da deflexão de resinas acrílicas para base de dentaduras reforçadas com fibras de vidro em camadas. **Rev. Fac. Farm. Odont. Ribeirão Preto**, Ribeirão Preto, v. 17, n. 2, p. 113-128, jul./dez.1980.

FREGONESI, L. A. **Medidas de resistência e deformação de resinas acrílicas reforçadas com fibras de vidros picadas e moídas.** 1985. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1985.

GLICKMAN, I.; ROEBER, F. W.; BRION, M.; PAMEIJER, J. H. N. Photoelastic analysis of internal stresses by occlusal forces. **J. Periodontol.**, Indianapolis, p. 30-35. 1970.

GOLDBERG, A. J.; BURSTONE, C. J.; HADJINIKOLAOU, I.; JANCAR, J. Screening of matrices and fibers for reinforced thermoplastics intended for dental applications. **J. of biomed. mater. res.**, Hoboken, v. 28, p. 167-173, 1994.

GOMES, V.L. **Comportamento mecânico de resinas acrílicas ativadas termicamente.** 1996, 68f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1996.

GOMEZ, T.; MORI, M.; CORRÊA, G. A.; MATSON, E. Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em prótese total. **Rev. Odont. Univ. São Paulo**, São Paulo, v. 12, n. 2, p. 181-187, abr/ jun. 1998.

GOMIDE, H.A. Desenvolvimento de um material para fotoelasticidade tridimensional. In: III Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, 1975, Belém. **Anais**, p. 27-42.

GOMIDE, H.A., & MARQUES, P.R. Modelos fotoelásticos para o ensino na engenharia. In: XXI Congresso Brasileiro de Ensino de Engenharia, 1993, Rio de Janeiro. **Anais**, v. 2, p.614-623.

GRANT, A. A.; GREENER, E. H. Whisker reinforcement of polymethylmethacrylate denture base resin. **Aust. Dent. J.**, Sidney, p. 29-33, feb. 1967.

GRAVE, A. M. H.; CHANDLER, H. D.; WOLFAARDT, J. F. Denture base acrylic reinforced with high modulus fiber. **Dent. Mater.**, Washington, v. 1, p. 185-187. 1985.

GROSS, M. D., NISSAN, J., SANMUEL, R. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part I. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 5, p. 442-449. 2001.

GUIMARÃES, J. B. G. **Avaliação de barras indicadas como sistema de retenção em próteses mucosuportadas-implantorretidas utilizando técnica fotoelástica.** 2004, 132f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, 2004.

GUTTERIDGE, D. L. The effect of including ultra-modulus polyethylene fibre on the impact strenght of acrylic resin. **Brit. D. J.**, London, v. 164, p. 177-180, mar. 1988.

INAN, O.; KESIN, B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. **Implant Dent**, Baltimore, v. 8, n. 3, p. 311-316. 1999.

HAGE JR., E. **Características do poliéster reforçado com fibras de vidro para aplicações como coletores solares térmicos.** 1979. Dissertação. (Mestrado em Engenharia Mecânica) Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1979.

HARALDSON, T.; KARLSSON, U.; CARLSSON, G. E. Bite force and oral function in complete denture wearers. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 6, p. 41-48, jan. 1979.

HARALDSON, T. A Photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg.**, Estocolmo, v. 14, p. 209-214. 1980.

HARGREAVES, A. S. The prevalence of fractured dentures: a survey. **Brit. D. J.**, London., v.126, p.451-455. 1969.

HASKINS, R. C.; HAAK, D. C.; IRELAND, R. L. A study of stress patern variations in class II cavity restorations as a result differents cavity designs. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 33, n. 6, p. 757-760, dec. 1954.

HAYASHI, R. C.; CHACONAS, S. J.; CAPUTO, A. A. Effects of force directions on supporting bone during movement. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 90, n. 5, p. 1012-1017, may. 1975.

HEDEGARD, B. Some observations on tissue changes with immediate dentures. **Dent Pract Dent Rec**, Bristol, v. 13, p. 70-78. 1962.

HENDRY, A. W. **Photoelastic analysis.** Edinburgh: Pergamon Press, 1966. p. 1-51.

HENRY, P. J.; BISHOP, B. M.; PURT, R. M. Fiber-reinforced plastics for interim restorations. **Quintessence dent. Technol.** - Yearbook., Chicago, 1990/1991. p. 110-123.

HIGH **Performance Materials**. Paris: Ed. Innovation, 1988. p. 200-207.

HOUWINK, R.; SALOMON, G. **Adhesion and adhesives**, 2ed., New York: Elsevier Publishing Company, 1965.

HUGGET, R.; BATES, J. F.; De PCKHAM. The effect of the curing cycle upon the molecular weight and properties of denture base materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 3, n. 3, p. 107-112. 1987.

HULL, D. **An introduction to composite materials**. Cambridge University, Reino Unido, 1995. 246p.

ISAAC. D. H. Engineering aspects of fiber reinforced composite. In: Vallittu, P. K. The first symposium on fiber reinforced plastics in dentistry. Symposium book of the European Prosthodontic Association (EPA). 22nd Annual Conference. 1998, Turku, Finland. **Anais I**, p. 1-22.

ITOH, H.; CAPUTO, A. A.; WYLIE, R.; BERG, T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 79, n. 4, p. 465-471, apr. 1998.

JAGGER, D. C., HARRISON, A.; JANDT, K. D. The reinforcement of dentures. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 26, p. 185-194. 1999.

JENNINGS, R. E.; WUEBBNHORST, A. M. The effect of metal –reinforcements on the transverse strength of acrylic resin. **J. Dent. Child.**, Chicago, v.27, p.162-168, 1960.

JOHN, J.; GANGADHAR, S. A.; SHAH, I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 4, p. 424-427, Oct. 2001.

JOHNSON, K. A study of the dimensional changes occurring in the maxilla after tooth extraction. Part I. Normal healing. **Aust Dent J**, Sidney, v. 8, p. 428-433. 1963.

KARACAER, O; DOGAN, O. M.; TINÇER, T.; DOGAN, A. Reinforcement of maxillary dentures with silane-treated ultra high modulus polyethylene fibers. **J. oral science**, Tokyo, v.43, n.2, p.103-107. 2001.

KELLER, F. J.; GETTYS, W. E.; SKOVE, M. J. **Física**, vol. I. São Paulo: Makron Books, 1997.

KENNEY, R.; RICHARDS, M. W. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 80, n. 5, p. 559-564, nov. 1998

KILFOIL, B.M. The tensile strenght of a composite resine reinforced with carbon fibers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 50, p.40-43. 1983.

KINNI, M. E.; HOKAMA, S. N.; CAPUTO, A. A. Force transfer by osseointegration implant devices. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 2, n. 1, p. 11-14. 1987.

KINOMOTO, Y.; TORII, M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. **J. Dent.**, Oxford, v. 26, n. 2, p. 165-171, mar. 1998.

KRATOCHVIL, F. J.; CAPUTO, A. A.. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 32, n. 1, p. 52-61, jul. 1974.

KRATOCHVIL, F. J.; THOMPSON, W. D.; CAPUTO, A. A. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. **J Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 46, n. 1, p. 21-28, July, 1981.

LACY, A. M.; LALUZ, J.; WATANABE, L. G.; DELLINGES, M. Effect of porcelain surface treatment on the bond of composite. **J Prosthet Dent** 60: 288-291, 1988.

LADIZESKY, N. H.; CHOW, T. W. The effect of interface adhesion, water immersion and anatomical notches on the mechanical properties of denture base resins reinforced with continuous high performance polyethylene fibres. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v. 37, n. 4, p. 277-289, apr. 1992.

LADIZESKY, N. H.; HO, C. F.; CHOW, T. W. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene bases. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, p. 934-939. 1992.

LADIZESKY, N. H.; PANG, M. K. M.; CHOW, T. W.; WARD, I. M. Acrylic resin reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibers. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction. **Aust Dent J.**, Sidney, v.38, n.1, p.28-38. 1993.

LAGANÁ, D. C. **Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte.** 1992. 221f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1992.

LASSILA, L. V. J.; VALLITTU, P. K. Denture base polymer Alldent Sinomer: mechanical properties, water sorption and release of residual compounds. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v. 28, p. 607-613. 2001.

LATOUR, R. A.; BLACK, J. Development of FRP composite structural biomaterials: ultimate strength of the fiber/matrix interfacial bond in vivo simulated environments. **J Biomed Mater Res.**, New York, v. 26, n. 5, p. 593-606, may. 1992.

LEE, G. H. **An introduction to experimental stress analysis.** New York: John Wiley, 1950. p. 148-224.

LEE, K. P.; KELLY, D.P.; KENNEDY JR., G.L. Pulmonary Response to Inhaled Kevlar Aramid Synthetic Fibers in Rats. **Toxicology and Pharmacology**, v.71, p.242-253. 1983.

LOPES, L. G. **Avaliação da contração de polimerização e das tensões promovidas em função de diferentes sistemas de polimerização e de materiais restauradores estéticos**. 2003. Dissertação (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.

MAHLER, D.B., PEYTON, F.A., Photoelasticity as a research technique for analysis stresses in dental structures. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 34, p. 831-838. 1955.

MANLEY, T, R.; BROWMAN, A. J.; COOK, M. Denture Bases Reinforced with carbon fibers. **Brit. D. J.**, London, v. 146, n. 1, p. 25, jan. 1979.

MANTILLA CARRASCO, E. V. **Ligações estruturais de madeira por adesivos**. 1984. 2v. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 1984.

MARKARIAN, R. A. **Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos: análise fotoelástica e dinâmica**. 2005. 107f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

MCCABE, J. F.; CARRICK, T. E.; CHADWICK, R.G.; WALLS, A. W. Alternative approaches to evaluating the fatigue characteristics of materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 6, n.1, p. 24-28, jan. 1990.

McCRUM, N. C. **A review of science of fibre reinforced plastics**, 2ed. Londres: H.M. Stationery, 1971. p.1-137.

McDOWELL, G. C. Force transmission by indirect retainers during unilateral warding. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 39, n. 6, p. 616-621, dec. 1978.

McGLUMPHY, E. A., CAMPAGNI, W. V., PETERSON, L. J. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 62, n. 5, p. 586-593. 1989.

MEDD, R. A.; HAMPSON, E. L. Photoelastic stress analysis of forces opposing withdrawal of impressions. **J. Dent. Res.**, v. 42, n. 5, p. 632-642, oct. 1963.

MEHTA, N. R.; ROEBER, F. W.; HADDAD, A. W.; GLICKMAN, I.; GOODMAN, J. B. Stresses created by occlusal prematurities in a new photoelastic model system. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 93, n. 2, p. 334- 341, aug. 1976.

MEIRELLES, L. A. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno**. 2003. 73f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.

MERICSKE-STERN, R.; GEERING, A. H.; BURGIN, W. B.; GRAF, H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. **Int. J. Oral. Maxillofac Implants.**, Lombard, v. 7, p. 185-194. 1992.

MERICSKE-STERN, R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures conneted to implants by ball-shaped etentive anchors. A clinical study. **Int. J. Oral. Maxillofac Implants.**, Lombard, v. 13, p. 36-43. 1998.

MILES, D. C.; BRISTON, J. H. **Tecnologia dos polímeros**. São Paulo, 1975. p. 431-432.

MISCH, C. E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. 2ª ed., São Paulo: Editora Santos, 2000.

MIYAIRI, H. Studies on mechanical properties of denture base material laminated with organic fiber reinforced plastics. **Bull Tokyo Med. Dent. Univ.**, Tokyo, v. 22, p. 273-80. 1975.

MOULDING, HOLLAND; SULIK Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified by nonrigid connectors. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.59, n. 3, p. 263-274, mar. 1988.

MONTOYA, J. I. B. **Distribuição de forças em dentes sob trauma oclusal secundário antes e após a esplintagem**. 1979. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1979.

MULLARKY, R. H. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 19, p. 655-658, sept. 1985.

NAGAI, E.; OTANI, K.; SATOH, Y.; SUZUKI, S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 85, n. 5, p. 496-500, nov. 2001.

NEWBURG, R; PAMEIJER, C. H. Composite resin bonded to porcelain with a silane solution. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 96, p. 288-291. 1978.

NISHIMURA, R. D. et al. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 6, p. 696-703, jun. 1999.

NOHRSTROM, T. J.; VALLITTU, P. K.; YLI-URPO, A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance on interim fixed partial dentures. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard., v. 13, n. 1, p. 72-78, jan. 2000.

NOONAN, M. A. The use of photoelasticity in a study of a cavity preparation. **J. Dent. Child.**, Chicago, v. 16, n. 4, p. 24-28. 1949.

OLIVEIRA, A. G. **Resistência à Flexão e à Fadiga da Resina Acrílica Ativada Quimicamente Acrescida de Fibras Híbridas**. 2003. XXf Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral)- Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2003.

OLIVEIRA, E. J.; GOMES, V. L.; GOMIDE, H. A. Material e Técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos. **Rev. Fac. Odont. Anápolis**, Anápolis, v. 6, n.1, p. 8-13. 2004.

OLIVEIRA, L. C.; GOMIDE, H. A.; OLIVEIRA, S. A. G. Study of the ball test for agriculture disks: Anisotropy of metal plates, mechanics of solids and structures. In: Proc. International Conference on Singapore, 1991, Singapura. **Anais**, p. 452-461.

OLIVEIRA, S. A. G., GOMIDE, H. A. Desenvolvimento de Materiais para Fotoelasticidade de Reflexão In: 8ªCBECIMAT, 1988, Campinas. **Anais**, p.374-377.

PENDLETON, E. C. The reaction of human jaws to prosthetic dentures. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 27, p. 667- 683. 1940.

PEYTON, F. A. History of resins in dentistry. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 19, n. 2, p. 211-222. 1975.

PHILLIPS, R. W. **Skinner's science of dental materials**, 7 ed., Philadelphia: Saunders, 1973. p. 157-209.

PHILLIPS, R. W. **Materiais dentários de Skinner**, 7.ed., Rio de Janeiro: Editora Interamericana, 1984. p. 112-154.

PHILLIPS, R. W. **Skinner Materiais dentários**, 9 ed., Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1993. p. 91-123.

POWELL, D. B.; NICHOLLS, J. I.; YUODELIS, R. A.; STRYGLER, H. A comparison of wire- and Kevlar-reinforced provisional restorations. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.7, n.1, p. 81-89, jan. 1994.

PRICE, C. A .The effect of cross-linking agents on the impact resistance of a linear poly (methyl methacrylate) denture-base polymer. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 65, n. 7, p. 987-992, july. 1986.

RAMOS, V.; RUNYAN, D. A.; CHRISTENSEN, L. C. The effect of plasma treated polyethylene fiber on the fracture strength of poly-methylmethacrylate. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 76, p. 94-96. 1996.

REBOSSIO, A. D. **Los Plasticos en Odontologia**. Buenos Aires, 1949. p. 11-28.

REITZ, P. V.; SANDERS, J. L.; CAPUTO, A. A. A photoelastic study of a splint palatal major connector. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 51, n. 1, p. 19-23, jan. 1984.

RODRIGUES, C. A.; ARRECHEA, G. Periodontal distribution of occlusal forces - photoelastic study. **J. Periodont.**, v. 44, n. 8, p. 485-488, aug. 1973.

ROSENSTIEL, S.F.; LAND, M.F.; FUJIMOTO, J. **Prótese fixa contemporânea**. 3ª ed, São Paulo; Ed.Santos, 2002. p. 697-706.

RUYTER, I. E.; EKSTRAND, K.; BJORK, N. Development of carbon/graphite fiber reinforced poly (methyl methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges. **Dent. Mater.**, Washington, v. 2, p. 6-9. 1986.

SADOWSKY, S. J.; CAPUTO, A. A. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 84, n.3, p. 327-334. 2000.

SCHREIBER, C. K. Polymethyl methacrylate reinforced with carbon fibres. **Brit. D. J.**, London, v. 130, p. 29-30, jan. 1971.

SIEGEL, S. **Estatística não - paramétrica, para as ciências do comportamento**. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, 1975. 350 p.

SIMOND, H. R.; ELLIS, C. **Handbook of plastics**. New York: {s.n.}, 1943, v. 1.

SKIRVIN, D. R.; VERMILYEA, S. G.; BRADY, R. E. Polymethylmethacrylate reinforcement: Effect on fatigue failure. **Military Med.**, Bethesda, v. 147, p.1037-1040, dec. 1982.

SMITH, D. C. The non-metalic denture base – recent developments. **Dent Pract Dent Rec**, Bristol, v. 8, p. 73-80. 1957.

SMITH, D. C. The acrylic denture: mechanical evaluation; midline fracture. **Brit. D. J.**, London, v. 110, n. 8, p. 257-267, apr. 1961.

SMITH, D.C. Recent developments and prospects in dental polymers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.12, p.1066-1078. 1962.

SMITH, D. E.; KYDD, W. L.; WYKHUIS, W. A.; PHILLIPS, L. A. The mobility of artificial dentures during comminution. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 13, p. 839-856. 1963.

STAFFORD, G. D.; SMITH, D. C. Flexural fatigue test of some denture base polymers. **Brit. D. J.**, London, v. 128, n. 9, p. 442-445, may. 1970.

STANDLEE, J. P.; CAPUTO, A. A.; COLLARD, E. W.; POLLACK, M. H. Analysis of stress distribution by endodontic posts. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.**, Saint Louis, v. 33, n. 6, p. 952-960, jun. 1972.

STIPHO, H. D. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, n.5, p. 546-550, nov. 1998.

TALLGREN, A.; LANG, B. R.; WALKER, G. F.; ASH, M. M. JR. Roentgen cephalometric analysis of ridge resorption and changes in jaw and occlusal relationships in immediate complete denture wearers. **J Oral Rehabil.**, Oxford, v. 7, n. 1, p. 77-94, jan. 1980.

TANER, B; DOGAN, A.; TINÇER, T.; AKINAY, A. E. A study on impact and tensile strength of acrylic resin filled with short ultra-high molecular weight polyethylene fibers. **J. Oral Sci.**, Bauru, v. 41, n. 1, p. 15-18. 1999.

TAYLOR P. B. Acrylic resins: their manipulation. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 28, p. 373-387. 1941.

THAYER, H. H.; CAPUTO, A. A. Effects of overdentures upon remaining oral structures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 4, p. 374-381, apr. 1977.

THAYER H. H., CAPUTO A. A. Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis , v. 43, n. 6, p. 611-617, jun. 1980.

TORRES, E. M. **Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco - análise fotoelástica**. 2005. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. Sistema Integrado de Bibliotecas. Grupo DiTeses. **Diretrizes para apresentação de dissertações e teses da USP**: documento eletrônico e impresso. São Paulo: SIBi-USP, 2004. 110p.

UZUN, G.; HERSEK, N.; TINÇER, T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact na transverse strenght of a denture base resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 5, p. 616-620, may. 1999.

VALLITTU, P. K; LASSILA, V. P. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 19, n. 3, p. 225-230, may. 1992.

VALLITTU, P. K. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 20, n. 5, p. 533-539, sept. 1993.

VALLITTU, P. K. Acrylic resin-fiber composite – part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 613-617, jun. 1994.

VALLITTU, P. K.; LASSILA, V. P.; LAPPALAINEN, R. Acrylic resin-fiber composite – part I : The effect of fiber concentration on fracture resistance. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n.6, p. 607-612, jun. 1994.

VALLITTU, P.K.; VOJTKOVA, H.;LASSILA, V.P. Impact strenght of denture polymethyl methacrylate reinforce with continuous glass fibers or metal wire. **Acta Odontol Scand**, v.53, p.392-396, 1995.

VALLITTU, P. K.; NARVA, K. Impact strenght of a modified continuous glass fiber-poly(methylmethacrylate). **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 10, n. 2, p. 142-148, mar-apr. 1997.

VALLITTU, P. K. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis., v. 79, n. 2, p. 125-30, feb. 1998

VALLITTU, P. K.; RUYTER, I. E.; EKSTRAND, K. Effect of water storage on the flexural properties of e-glass and silica fiber acrylic resin composite. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 4, apr. 1998.

VALLITTU, P. K. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 3, p. 38-26, mar. 1999.

WASKEWICZ, G. A.; OSTROWSKI, J. S.; PARKS, V. I. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 405-411. 1994.

WENING, JV, MARQUARDT, H, KATZER, A, JUNGBLUTH, KH, MARQUARDT, H. Cytotoxicity and mutagenicity of Kevlar: an in vitro evaluation. **Biomaterials**. v.16, n. 4, p. 337-340, mar. 1995.

WINTER CM; WOELFEL, JB, IGARASHI, T. Five-year changes in the edentulous mandible as determined on oblique cephalometric radiographs. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 53, n. 6, p. 1455-1467, nov-dec. 1974.

WISMEIJER, D.; VAN WASS, M. A. J.; VERMEEREN, J. I. J. F.; MULDER, J.; KALK, W. Patient satisfaction with implant-suported mandibular overdentures. A comparison on three treatment strategies with ITI dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 26, p. 263-367, feb. 1997.

WOELFEL, J. B. Processing complete dentures. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 21, n. 2, p. 329-338, apr. 1977.

WYATT, C. C. L. The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: a review of the literature. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 3, p. 362-366, sept. 1998.

WYLEGALA, R. T. Reinforcing denture base material with carbon fibers. **Dent. Tech.**, London, v. 26, p. 97-100, nov. 1973.

YAZDANIE, N; MAHOOD, M. Carbon fiber acrylic resin composite: An investigation of transverse strength. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 54, p. 543-547. 1985.

YILMAZ, H.; AYDIN, C.; ÇAGLAR, A.; YASAR, A. The effect of glass fiber reinforcement on the residual monomer content of two denture base resins. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 34, n. 2, p. 148-153. 2003.

ZAK, B. Photoelastic analysis in der orthodontischen mechanik. **Z. stomatol.**, Wien, v. 33, n. 1, p. 22-37. 1935.

APÊNDICE A – Quantificação, qualificação das franjas fotoelásticas e obtenção da Energia de Distorção nos corpos-de-prova estudados.

Corpo-de-prova H1

Tabela 09 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H1 linha a.

Corpo-de-prova H1 linha a

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	28,41
2	20,1
3	15,95
4	13,13
5	9,78
5	6,83
5	2,14
5,2	0
5	10,59
4	13,4
3	15,95
2	19,3
1	26,53
0	35

Figuras 52 e 53 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H1 sublinhas a'e a'' (linha $a = a' + a''$).

Tabela 10 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H1 linha b.

Corpo-de-prova H1 linha b

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	27,74
2	21,17
3	17,15
4	14,2
5	11,26
6	4,96
6	0
6	0
5	10,32
4	13,94
3	17,29
2	22,11
1	29,35
0	35

Figuras 54 e 55 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H1 sublinhas b' e b'' (linha $b = b' + b''$).

Tabela 11 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H1 linha c.

Corpo-de-prova H1 linha c

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	28,68
2	22,91
3	18,36
4	14,87
5	11,26
6	6,16
6,1	0
6,1	0
6	1,74
5	9,65
4	14,2
3	18,49
2	24,12
1	30,28
0	35

Figuras 56 e 57 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H1 sublinhas c' e c'' (linha $c = c' + c''$).

Tabela 12 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H1 linha d.

Corpo-de-prova H1 linha d

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	29,75
2	24,52
3	19,3
4	15,41
5	11,26
6	4,69
6	0
6	0
5	8,44
4	14,2
3	19,83
2	25,86
1	31,62

Figuras 58 e 59 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H1 sublinhas d' e d'' (linha d = d' + d'').

Tabela 13 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H1 linha e.

Corpo-de-prova H1 linha e

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	30,69
2	25,59
3	20,37
4	15,68
5	10,99
5,8	0
5,8	0
5	6,57
4	13,53
3	21,04
2	27,6
1	32,83

Figuras 60 e 61 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H1 sublinhas e' e e'' (linha e = e' + e'').

Tabela 14 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H1 linha f.

Corpo-de-prova H1 linha f

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	31,49
2	26,67
3	21,04
4	15,54
5	10,18
5,5	0
5,5	0
5	4,29
4	11,39
3	22,11
2	29,08
1	34,04

Figuras 62 e 63 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H1 sublinhas f' e f'' (linha $f = f' + f''$).

Tabela 15 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H1 linha g.

Corpo-de-prova H1 linha g

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	32,56
2	27,74
3	21,44
4	15,01
5	8,84
5,2	0
5,2	0
5	2,28
4	8,58
3	23,32
2	30,82

Figuras 64 e 65 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H1 sublinhas g' e g'' (linha g = g' + g'').

Corpo-de-prova H2

Tabela 16 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H2 linha a.

Corpo-de-prova H2 linha a

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	3,55
1	2,9
2	1,843
3	1,463
4	1,192
5	0,854
5	0,731
4,5	0
4	1,192
3	1,49
2	1,856
1	3,035
0	3,32

Figuras 66 e 67 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H2 sublinhas a' e a'' (linha a = a' + a'').

Tabela 17 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H2 linha b.

Corpo-de-prova H2 linha b

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,5
1	29,27
2	20,6
3	15,72
4	12,6
5	9,35
5,3	0
5,3	0
5	8,13
4	12,6
3	16,12
2	21,14
1	30,62
0	35,5

Figuras 68 e 69 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H2 sublinhas b' e b'' (linha $b = b' + b''$).

Tabela 18 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H2 linha c.

Corpo-de-prova H2 linha c

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	3,55
1	2,994
2	2,263
3	1,667
4	1,287
5	0,881
5,8	0
5,8	0
5	0,826
4	1,301
3	1,721
2	2,344
1	3,103
0	35,5

Figuras 70 e 71 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H2 sublinhas c' e c'' (linha $c = c' + c''$).

Tabela 19 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H2 linha d.

Corpo-de-prova H2 linha d

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,5
1	30,62
2	23,98
3	17,75
4	13,01
5	8,13
5,8	0
5,8	0
5	7,86
4	13,14
3	17,89
2	24,93
1	31,84

Figuras 72 e 73 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H2 sublinhas d' e d'' (linha d = d' + d'').

Tabela 20 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H2 linha e.

Corpo-de-prova H2 linha e

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	31,7
2	25,07
3	18,16
4	13,01
5	7,59
5,5	0
5,5	0
5	7,32
4	13,14
3	18,43
2	26,02
1	33,06

Figuras 74 e 75 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H2 sublinhas e' e e'' (linha e = e' + e'').

Tabela 21 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H2 linha f.

Corpo-de-prova H2 linha f

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	32,93
2	25,88
3	18,16
4	12,74
5	6,91
5,3	0
5,3	0
5	6,23
4	12,74
3	18,16
2	27,23

Figuras 76 e 77 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H2 sublinhas f' e f'' (linha f = f' + f'').

Tabela 22 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova H2 linha g.

Corpo-de-prova H2 linha g

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
2	26,96
3	17,34
4	12,06
5	4,88
5,1	0
5,1	0
5	4,2
4	12,19
3	17,21
2	29,67

Figuras 78 e 79 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova H2 sublinhas g' e g'' (linha $g = g' + g''$).

Corpo-de-prova HS1

Tabela 23 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS1 linha a.

Corpo-de-prova HS1 linha a

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,5
1	30,24
2	18,49
3	15,12
4	12,42
4,7	0
5	0
5	4,45
4,7	10,66
4	13,77
3	16,74
2	20,79
1	31,32
0	35,5

Figuras 80 e 81 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS1 sublinhas a' e a'' (linha a = a' + a'').

Tabela 24 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS1 linha b.

Corpo-de-prova HS1 linha b

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,5
1	29,7
2	20,25
3	16,02
4	12,82
5	8,91
5,5	0
5,5	0
5	10,93
4	14,58
3	18,09
2	22,95
1	31,72
0	35,5

Figuras 82 e 83 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS1 sublinhas b'e b'' (linha b = b'+b'').

Tabela 25 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS1 linha c.

Corpo-de-prova HS1 linha c

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,5
1	30,51
2	22,41
3	17,01
4	12,96
5	8,26
5,8	0
5,8	0
5	10,8
4	15,12
3	19,44
2	25,65
1	32,13
0	35,5

Figuras 84 e 85 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS1 sublinhas c' e c'' (linha $c = c' + c''$).

Tabela 26 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS1 linha d.

Corpo-de-prova HS1 linha d

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,5
1	31,59
2	24,43
3	17,82
4	12,82
5	7,02
5,5	0
5,5	0
5	9,85
4	15,52
3	19,3
2	27,4
1	33,07

Figuras 86 e 87 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS1 sublinhas d' e d'' (linha d = d' + d'').

Tabela 27 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS1 linha e.

Corpo-de-prova HS1 linha e

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	32,67
2	24,7
3	18,36
4	12,42
5	4,99
5,2	0
5,2	0
5	8,5
4	15,52
3	21,87
2	28,89
1	34,15

Figuras 88 e 89 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS1 sublinhas e' e e'' (linha e = e' + e'').

Tabela 28 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS1 linha f.

Corpo-de-prova HS1 linha f

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	33,88
2	27,54
3	18,36
4	11,61
5	0,27
5	0
5	0
5	8,37
4	15,12
3	22,54
2	30,24

Figuras 90 e 91 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS1 sublinhas f' e f'' (linha f = f' + f'').

Tabela 29 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS1 linha g.

Corpo-de-prova HS1 linha g

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
2	29,02
3	17,68
4	10,26
4,6	0
4,6	0
4	13,9
3	22,81
2	30,24

Figuras 92 e 93 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS1 sublinhas g' e g'' (linha $g = g' + g''$).

Corpo-de-prova HS2

Tabela 30 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS2 linha a.

Corpo-de-prova HS2 linha a

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	27,98
2	17,56
3	14,52
4	12,41
5	9,24
4,5	0
4,5	0
4	11,88
3	14,65
2	18,35
1	30,36
0	35

Figuras 94 e 95 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS2 sublinhas a' e a'' (linha a = a' + a'').

Tabela 31 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS2 linha b.

Corpo-de-prova HS2 linha b

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	27,46
2	19,54
3	15,71
4	12,8
5	10,03
5,5	0
5,5	0
5	8,45
4	12,41
3	15,71
2	20,59
1	30,76
0	35

Figuras 96 e 97 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS2 sublinhas b' e b'' (linha b = b' + b'').

Tabela 32 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS2 linha c.

Corpo-de-prova HS2 linha c

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	27,46
2	21,25
3	16,9
4	13,6
5	10,03
5,7	0
5,7	0
5	8,05
4	12,41
3	16,63
2	23,23
1	31,15
0	35

Figuras 98 e 99 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS2 sublinhas c' e c'' (linha $c = c' + c''$).

Tabela 33 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS2 linha d.

Corpo-de-prova HS2 linha d

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	27,98
2	22,57
3	18,08
4	14,26
5	10,03
5,8	0
5,8	0
5	7,26
4	12,28
3	17,29
2	25,34
1	32,08
0	35

Figuras 100 e 101 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS2 sublinhas d' e d'' (linha d = d' + d'').

Tabela 34 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS2 linha e.

Corpo-de-prova HS2 linha e

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	28,25
2	23,5
3	19,01
4	14,78
5	10,03
5,7	0
5,7	0
5	6,07
4	11,62
3	17,42
2	27,19
1	33,13
0	35

Figuras 102 e 103 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS2 sublinhas e' e e'' (linha e = e' + e'').

Tabela 35 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS2 linha f.

Corpo-de-prova HS2 linha f

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	28,64
2	24,16
3	19,67
4	15,18
5	9,64
5,5	0
5,5	0
5	4,75
4	10,43
3	17,42
2	28,78
1	34,19

Figuras 104 e 105 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS2 sublinhas f' e f'' (linha f = f' + f'').

Tabela 36 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova HS2 linha g.

Corpo-de-prova HS2 linha g

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	28,91
2	24,82
3	20,33
4	15,31
5	8,32
5,2	0
5,2	0
5	2,9
4	8,98
3	14,92
2	30,76
1	34,58

Figuras 106 e 107 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova HS2 sublinhas g' e g'' (linha g = g' + g'').

Corpo-de-prova M1

Tabela 37 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M1 linha a.

Corpo-de-prova M1 linha a

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,2
1	31,7
2	19,78
3	15,85
4	13,14
5	9,76
4,5	0
4,5	0
4	11,11
3	14,09
2	17,89
1	31,44
0	35,2

Figuras 108 e 109 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M1 sublinhas a'e a'' (linha a = a'+a'').

Tabela 38 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M1 linha b.

Corpo-de-prova M1 linha b

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,2
1	31,98
2	21,95
3	17,34
4	14,09
5	10,7
5,2	0
5,2	0
5	5,42
4	11,38
3	15,04
2	19,92
1	31,98
0	34,15

Figuras 110 e 111 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M1 sublinhas b' e b'' (linha $b = b' + b''$).

Tabela 39 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M1 linha c.

Corpo-de-prova M1 linha c

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,2
1	32,52
2	24,93
3	18,97
4	14,77
5	10,3
5,5	0
5,5	0
5	5,83
4	11,52
3	15,99
2	22,76
1	32,52
0	35,2

Figuras 112 e 113 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M1 sublinhas c' e c'' (linha $c = c' + c''$).

Tabela 40 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M1 linha d.

Corpo-de-prova M1 linha d

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	33,33
2	26,83
3	20,32
4	15,04
5	9,48
5,4	0
5,4	0
5	5,42
4	11,52
3	16,8
2	26,02
1	33,74

Figuras 114 e 115 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M1 sublinhas d' e d'' (linha d = d' + d'').

Tabela 41 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M1 linha e.

Corpo-de-prova M1 linha e

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	34,42
2	28,45
3	21,81
4	13,96
5	8,13
5,2	0
5,2	0
5	3,93
4	11,11
3	17,07
2	27,91
1	35,23

Figuras 116 e 117 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M1 sublinhas e' e e'' (linha e = e' + e'').

Tabela 42 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M1 linha f.

Corpo-de-prova M1 linha f

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	35,23
2	29,81
3	22,9
4	15,18
5	5,15
5,05	0
5,05	0
5	1,22
4	10,57
3	16,67
2	29,94

Figuras 118 e 119 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M1 sublinhas f' e f'' (linha f = f' + f'').

Tabela 43 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M1 linha g.

Corpo-de-prova M1 linha g

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
2	31,17
3	23,71
4	14,36
4,5	0
4,5	0
4	10,03
3	15,99
2	33,47

Figuras 120 e 121 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M1 sublinhas g' e g'' (linha g = g' + g'').

Corpo-de-prova M2

Tabela 44 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M2 linha a.

Corpo-de-prova M2 linha a

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	30,28
2	16,62
3	14,61
4	11,52
4,4	0
4,4	0
5	7,9
4	12,6
3	15,54
2	20,37
1	31,09
0	35

Figuras 122 e 123 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M2 sublinhas a' e a'' (linha a = a' + a'').

Tabela 45 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M2 linha b.

Corpo-de-prova M2 linha b

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	30,42
2	19,3
3	15,81
4	12,46
5	7,1
5,1	0
5,1	0
5	9,11
4	13,4
3	17,15
2	24,79
1	31,62
0	35

Figuras 124 e 125 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M2 sublinhas b'e b'' (linha $b = b' + b''$).

Tabela 46 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M2 linha c.

Corpo-de-prova M2 linha c

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	30,82
2	22,11
3	17,29
4	12,86
5	7,5
5,3	0
5,3	0
5	8,84
4	14,07
3	18,89
2	26,26
1	32,16
0	35

Figuras 126 e 127 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M2 sublinhas c' e c'' (linha $c = c' + c''$).

Tabela 47 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M2 linha d.

Corpo-de-prova M2 linha d

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	31,36
2	25,06
3	18,63
4	13,4
5	6,57
5,3	0
5,3	0
5	8,17
4	14,61
3	20,5
2	27,47
1	33,1

Figuras 128 e 129 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M2 sublinhas d' e d'' (linha d = d' + d'').

Tabela 48 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M2 linha e.

Corpo-de-prova M2 linha e

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	32,43
2	26,53
3	19,7
4	13,67
5	4,29
5,1	0
5,1	0
5	5,36
4	15,01
3	21,44
2	28,68
1	34,17

Figuras 130 e 131 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M2 sublinhas e' e e'' (linha e = e' + e'').

Tabela 49 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M2 linha f.

Corpo-de-prova M2 linha f

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	33,37
2	27,34
3	20,37
4	13,53
4,8	0
4,8	0
4	14,74
3	21,84
2	30,02
1	34,57

Figuras 132 e 133 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M2 sublinhas f' e f'' (linha f = f' + f'').

Tabela 50 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova M2 linha g.

Corpo-de-prova M2 linha g

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	34,71
2	28,54
3	20,64
4	13,4
4,5	0
4,5	0
4	14,34
3	21,57
2	31,76

Figuras 134 e 135 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M2 sublinhas g' e g'' (linha g = g' + g'').

Corpo-de-prova F1

Tabela 51 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F1 linha a.

Corpo-de-prova F1 linha a

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	29,81
2	19,65
3	15,85
4	13,14
5	3,25
5,2	0
5,2	0
5	5,96
5	9,48
4	13,14
3	16,26
2	19,65
1	29,27
0	35

Figuras 136 e 137 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F1 sublinhas a' e a'' (linha a = a' + a'').

Tabela 52 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F1 linha b.

Corpo-de-prova F1 linha b

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	30,49
2	22,22
3	17,21
4	13,82
5	10,03
6	0
6	0
5	10,43
4	14,04
3	17,89
2	23,17
1	30,22
0	35

Figuras 138 e 139 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F1 sublinhas b' e b'' (linha $b = b' + b''$).

Tabela 53 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F1 linha c.

Corpo-de-prova F1 linha c

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	31,57
2	24,39
3	18,43
4	14,09
5	9,48
6	0
6	0
5	10,3
4	14,9
3	19,24
2	25,2
1	28,73
0	35

Figuras 140 e 141 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F1 sublinhas c' e c'' (linha $c = c' + c''$).

Tabela 54 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F1 linha d.

Corpo-de-prova F1 linha d

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	32,79
2	26,42
3	19,24
4	13,96
5	8,26
5,8	0
5,8	0
5	9,48
4	15,04
3	20,32
2	26,83
1	32,65

Figuras 142 e 143 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F1 sublinhas d' e d'' (linha d = d' + d'').

Tabela 55 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F1 linha e.

Corpo-de-prova F1 linha e

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	34,15
2	28,32
3	19,78
4	13,28
5	6,5
5,4	0
5,4	0
5	7,86
4	15,04
3	21,41
2	28,32
1	34,01

Figuras 144 e 145 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F1 sublinhas e' e e'' (linha e = e' + e'').

Tabela 56 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F1 linha f.

Corpo-de-prova F1 linha f

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
2	30,49
3	19,65
4	12,19
5	3,25
5,2	0
5,2	0
5	4,34
4	14,5
3	22,09
2	30,35

Figuras 146 e 147 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F1 sublinhas f' e f'' (linha $f = f' + f''$).

Tabela 57 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F1 linha g.

Corpo-de-prova F1 linha g

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
2	33,2
3	18,16
4	10,43
4,8	0
4,8	0
4	13,28
3	22,09
2	32,52

Figuras 148 e 149 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova M1 sublinhas g' e g'' (linha $g = g' + g''$).

Corpo-de-prova F2

Tabela 58 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F2 linha a.

Corpo-de-prova F2 linha a

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,2
1	31,18
2	20,79
3	15,93
4	12,69
4,3	0
4,3	0
4	12,15
3	15,66
2	21,33
1	31,72
0	35,2

Figuras 150 e 151 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F2 sublinhas a' e a'' (linha a = a' + a'').

Tabela 59 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F2 linha b.

Corpo-de-prova F2 linha b

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,2
1	31,59
2	24,84
3	17,55
4	13,63
5	9,18
5,1	0
5,1	0
5	2,7
4	12,69
3	17,28
2	25,92
1	32,4
0	35,2

Figuras 152 e 153 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F2 sublinhas b' e b'' (linha $b = b' + b''$).

Tabela 60 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F2 linha c.

Corpo-de-prova F2 linha c

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	32,4
2	26,46
3	19,17
4	14,31
5	9,04
5,2	0
5,2	0
5	4,32
4	12,69
3	18,49
2	27,54
1	33,48

Figuras 154 e 155 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F2 sublinhas c' e c'' (linha $c = c' + c''$).

Tabela 61 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F2 linha d.

Corpo-de-prova F2 linha d

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	33,61
2	27,67
3	20,65
4	14,85
5	8,5
5,2	0
5,2	0
5	2,56
4	12,01
3	19,71
2	29,02
1	34,42

Figuras 156 e 157 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F2 sublinhas d' e d'' (linha d = d' + d'').

Tabela 62 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F2 linha e.

Corpo-de-prova F2 linha e

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	35,1
2	28,89
3	21,87
4	14,98
5	6,88
5	0
5	0
4	10,66
3	20,92
2	30,91

Figuras 158 e 159 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F2 sublinhas e' e e'' (linha e = e' + e'').

Tabela 63 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F2 linha f.

Corpo-de-prova F2 linha f

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
2	30,1
3	22,68
4	14,58
4,7	0
4,7	0
4	8,5
3	21,73
2	33,21

Figuras 160 e 161 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F2 sublinhas f' e f'' (linha $f = f' + f''$).

Tabela 64 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova F2 linha g.

Corpo-de-prova F2 linha g

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
2	31,86
3	23,49
4	13,5
4,5	0
4,5	0
4	5,94
3	20,92
2	34,83

Figuras 162 e 163 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova F2 sublinhas g' e g'' (linha $g = g' + g''$).

Corpo-de-prova C1

Tabela 65 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C1 linha a.

Corpo-de-prova C1 linha a

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,2
1	31,03
2	27,91
2	26,15
2	17,34
3	13,68
4	10,43
4,2	0
4,5	0
4,5	7,2
4,2	10
4	12,06
3	14,9
2	19,24
1	30,35
0	35,2

Figuras 164 e 165 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C1 sublinhas a' e a'' (linha a = a' + a'').

Tabela 66 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C1 linha b.

Corpo-de-prova C1 linha b

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,2
1	31,84
2	19,65
3	16,12
4	11,11
5	1,76
5,1	0
5,1	0
5	5,83
4	13,14
3	16,67
2	24,12
1	31,03
0	35,2

Figuras 166 e 167 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C1 sublinhas b' e b'' (linha b = b' + b'').

Tabela 67 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C1 linha c.

Corpo-de-prova C1 linha c	
Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35,2
1	32,38
2	24,25
3	15,58
4	11,11
5	4,34
5,2	0
5,2	0
5	7,72
4	13,55
3	18,56
2	26,02
1	31,71
0	35,2

Figuras 168 e 169 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C1 sublinhas c'e c'' (linha c = c'+c'').

Tabela 68 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C1 linha d.

Corpo-de-prova C1 linha d

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	33,06
2	26,83
3	16,39
4	10,84
5	3,52
5,2	0
5,2	0
5	6,64
4	14,23
3	20,6
2	27,37
1	32,52
0	35,2

Figuras 170 e 171 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C1 sublinhas d' e d'' (linha d = d' + d'').

Tabela 69 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C1 linha e.

Corpo-de-prova C1 linha e

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	34,42
2	27,91
3	16,8
4	10,3
5	1,63
5,1	0
5,1	0
5	4,47
4	14,36
3	22,22
2	28,45
1	33,49

Figuras 172 e 173 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C1 sublinhas e' e e'' (linha e = e' + e'').

Tabela 70 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C1 linha f.

Corpo-de-prova C1 linha f

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
2	29,4
3	17,89
4	9,35
4,8	0
4,8	0
4	13,68
3	22,09
2	29,54
1	34,42

Figuras 174 e 175 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C1 sublinhas f' e f'' (linha f = f' + f'').

Tabela 71 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C1 linha g.

Corpo-de-prova C1 linha g

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
2	31,3
3	14,9
4	8,13
4,5	0
4,5	0
4	10,57
3	24,8
2	30,62
1	34,96

Figuras 176 e 177 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C1 sublinhas g' e g'' (linha $g = g' + g''$).

Corpo-de-prova C2

Tabela 72 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C2 linha a.

Corpo-de-prova C2 linha a

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	29,79
2	16,89
3	13,7
4	11,04
5	7,98
4,5	0
4,5	0
4	11,84
3	14,63
2	18,09
1	29,53
0	35

Figuras 178 e 179 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C2 sublinhas a' e a'' (linha a = a' + a'').

Tabela 73 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C2 linha b.

Corpo-de-prova C2 linha b

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	29,92
2	19,15
3	14,9
4	11,7
5	6,78
5,3	0
5,3	0
5	7,98
4	12,63
3	15,96
2	20,61
1	29,79
0	35

Figuras 180 e 181 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C2 sublinhas b'e b'' (linha b = b'+b'').

Tabela 74 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C2 linha c.

Corpo-de-prova C2 linha c

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	30,19
2	21,94
3	16,09
4	11,97
5	7,05
5,8	0
5,8	0
5	8,25
4	13,17
3	17,42
2	23,41
1	30,19
0	35

Figuras 182 e 183 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C2 sublinhas c' e c'' (linha $c = c' + c''$).

Tabela 75 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C2 linha d.

Corpo-de-prova C2 linha d

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	30,72
2	23,81
3	17,02
4	11,97
5	5,98
5,4	0
5,4	0
5	7,85
4	13,57
3	18,62
2	25,14
1	30,86
0	35

Figuras 184 e 185 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C2 sublinhas d' e d'' (linha d = d' + d'').

Tabela 76 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C2 linha e.

Corpo-de-prova C2 linha e

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	31,52
2	25,27
3	17,95
4	11,84
5	4,12
5,2	0
5,2	0
5	6,92
4	13,7
3	19,82
2	26,47
1	31,65
0	35

Figuras 186 e 187 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C2 sublinhas e' e e'' (linha e = e' + e'').

Tabela 77 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C2 linha f.

Corpo-de-prova C2 linha f

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
0	35
1	32,58
2	26,47
3	18,22
4	10,91
5	0,8
5,1	0
5,1	0
5	4,65
4	13,3
3	20,48
2	27,4
1	32,45

Figuras 188 e 189 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C2 sublinhas f' e f'' (linha f = f' + f'').

Tabela 78 – Classificação das franjas fotoelásticas (N) e suas distâncias até o ponto de origem da carga do corpo-de-prova C2 linha g.

Corpo-de-prova C2 linha g

Ordem das Franjas (N)	Distância (mm)
1	33,78
2	27,53
3	18,49
4	9,31
4,8	0
4,8	0
4	11,97
3	21,01
2	28,33
1	33,12

Figuras 190 e 191 – Configuração Gráfica das Franjas Fotoelásticas e obtenção dos valores de Área para o corpo-de-prova C2 sublinhas g' e g'' (linha $g = g' + g''$).

APÊNDICE B – FORMATAÇÃO DO PROGRAMA MATLAB®.

```
% calc_integral.m

% 7/Outubro/2006

clear all; close all;

% Leitura do arquivo de dados

Filename="";

while strcmp(Filename,"") == 1;

    Filename=input('Digite o nome do arquivo de dados .xls: --> ','s');

end;

Filename=[Filename '.xls'];

if exist(Filename,'file') == 0; % verifica se o arquivo existe

    error(['Arquivo ' Filename ' não existe!!']);

end;

data=xlsread(Filename);

nl=size(data,1);

disp(['Nome do arquivo de dados: ' Filename]);

disp(['Arquivo de dados com ' num2str(nl) ' pontos.']);

if nl <= 0;

    error('Arquivo recusado. Verifique o nome do arquivo.');
```



```
end;

% Calculo da Integral Definida Exata

xs=sortrows(data,1);

ys=xs(:,2); xs=xs(:,1);

IntExata=0;

for i=1:nl-1;

    deltaInt=(xs(i+1)-xs(i))*(ys(i)+ys(i+1))/2;

    IntExata=IntExata+deltaInt;
```

```
end;
```

```
% x = coluna 1 dos dados
```

```
% y = coluna 2 dos dados
```

```
x=data(:,1);
```

```
y=data(:,2);
```

```
% Loop do grau de polinomio
```

```
for i=1:nl-1;
```

```
    [p{i},s{i}]=polyfit(x,y,i);
```

```
    x1=[x(1):(x(nl)-x(1))/(4*nl):x(nl)];
```

```
    f=polyval(p{i},x);
```

```
    f1=polyval(p{i},x1);
```

```
    figure(i);
```

```
    plot(x,y,'k-',x1,f1,'r-');
```

```
    strpol=['Polinômio Grau ' num2str(i)];
```

```
    legend('Dados Reais',strpol);
```

```
    hold on;
```

```
    plot(x,y,'bo',x,f,'b+');
```

```
    hold off;
```

```
    xlabel('Distância (cm)');
```

```
    ylabel('Ordem de Franjas');
```

```
    grid;
```

```
% Calculo da Integral para este polinomio
```

```
fun="";
```

```
ncoef=size(p{i},2);
```

```
for j=1:ncoef;
```

```
    fun0=""; if p{i}(j) > 0; fun0='+'; end;
```

```
    if j==1; fun0=""; end;
```

```
    fun1=sprintf('%g*x.^%g ',p{i}(j),ncoef-j);
```

```

        if j==ncoef; fun1=sprintf('%g',p{i}(j)); end;

        fun=[fun fun0 fun1];

    end;

    fprintf('\n Grau do polinômio: %g \n Função do polinômio:\n  %s',i,fun);

    IntQuad(i)=quadl(fun,min(x),max(x));

    fprintf('\n  Valor da integral = %g\n',IntQuad(i));

    % Geracao dos labels do grafico

    % disp('Pause on');

    title(['Grau Pol.= ' num2str(i) ', Int. Aprox. = ' num2str(IntQuad(i)) ', Int. Exata = ' num2str(IntExata)]);

    pause on; pause; pause off;

    % disp('Pause off');

end;

% Imprime tabela do Grau do Polinomio por Integral

fprintf('\n Cálculo da Integral Exata = %g', IntExata);

fprintf('\n Grau do Polinômio x Norma de Resíduos x Integral');

for i=1:nl-1; fprintf('\n  %g, %g, %g',i,s{i}.normr,IntQuad(i)); end;

fprintf('\n\n');

% Mostrar o grafico escolhido

n=1;

while n ~= 0;

    n=input(['Digite o grau do polinômio (de 1 a ' num2str(size(p,2)) ', 0 para terminar): --> ']);

    n=floor(n);

    % Mostrar o grafico com este grau de polinomio

    if (n > 0) & (n <= size(p,2)); figure(n); end;

    if n == 0; break; end;

end;

fprintf('\n');

% EOF

```