

Itamar Lopes Júnior

**Determinação das forças geradas por resinas
acrílicas ativadas quimicamente durante o
processo de transferência da posição de
implantes – Análise fotoelástica**

Dissertação de mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação da Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia, como requisito parcial para
obtenção do título de Mestre em Odontologia,
área de concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia

2008

Itamar Lopes Júnior

**Determinação das forças geradas por resinas acrílicas
ativadas quimicamente durante o processo de
transferência da posição de implantes – Análise
fotoelástica**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Reabilitação

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes

Co-orientador: Prof. Dr. Henner Alberto Gomide

Banca Examinadora:

Profº. Dr. Vanderlei Luiz Gomes

Profª. Drª. Andréa Gomes Oliveira

Profª. Livre Docente Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

Uberlândia

2008

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

L864d Lopes Júnior, Itamar, 1982-

Determinação das forças geradas por resinas acrílicas ativadas quimicamente durante o processo de transferência da posição de implantes – análise fotoelástica / Itamar Lopes Júnior. - 2008.

119 f. : il.

Orientador: Vanderlei Luiz Gomes.

Co-orientador: Henner Alberto Gomide.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Prótese dentária - Teses. 2. Implantes dentários - Teses. I. Gomes, Vanderlei Luiz. II. Gomide, Henner Alberto. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314 - 089.28

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNCIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado no Programa de Pós-Graduação em Odontologia, em sessão pública realizada em 22 de fevereiro de 2008, considerou a candidato Itamar Lopes Júnior aprovado.

1. Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes (Orientador)

2. Prof^a. Dr^a. Andréa Gomes Oliveira

3. Prof^a. Livre Docente Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos meus pais, meus exemplos de vida e incentivadores da busca incessante do conhecimento.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, por me dar forças nos momentos mais difíceis e me iluminar durante essa caminhada para que pudesse fazer as melhores escolhas.

Aos meus pais, sempre presentes em todos os momentos, sem o apoio de vocês esse caminho seria muito mais tortuoso.

Ao Prof. Vanderlei agradecimento especial, um exemplo a ser seguido, tanto como profissional como pessoa. Soube segurar minhas ansiedades na hora certa e com a mesma precisão incentivar meu progresso. Sempre será uma referência que terei enorme prazer em citar e se depender de mim sempre será lembrado. Tenho grande orgulho de ser orientado por uma pessoa extraordinária como o senhor.

Ao Prof. Henner Alberto Gomide, pela paciência e dedicação durante todo esse período, pois sei que não é fácil fazer um dentista pensar como engenheiro, mas sua capacidade de ensinar faz com essa dificuldade seja apenas um pequeno obstáculo a ser vencido. Um professor que, apesar de toda contribuição a universidade durante a carreira acadêmica, continua nos proporcionando a grata satisfação de compartilhar um pouco dos seus conhecimentos e nos faz entender melhor a essência da pesquisa. Sua ajuda foi fundamental.

Ao Prof. Luiz Antônio Amui Nogueira, que muito ajudou e ensinou desde a graduação e sempre acreditou no meu trabalho. Obrigado por depositar essa confiança e colaborar muito em minha evolução profissional.

Aos “mestres” que colaboraram de alguma forma para a conclusão de mais uma fase em minha vida: professores Vanderlei, Luiz Carlos, Andréa, Simone, que me acolheram no setor de Prótese Removível; Flávio Domingues, Célio, Márcio Magno, Luiz Antônio Amui, Hugo, Rodrigo, Paulo Vinícius, Carlos, Jesuânia, Roberto Bernadino entre vários outros.

Aos amigos que participaram juntos dessa conquista: Diogo, Edson (Piqui), José Geraldo (Zé), Paulo Afonso e Matheus, companheiros de república e de histórias inesquecíveis; vocês sempre serão lembrados. Marcelo Machado (Marcelinho), um grande parceiro com quem aprendi muito, tanto profissionalmente como pessoalmente; uma pessoa especial. Júlio Bisinotto, na graduação um parceiro de clínica difícil de se esquecer e até hoje um grande amigo. Roberta, uma grande amiga e sempre conselheira. Arisson, mesmo a distância sei que sempre torceu pelo meu sucesso.

A Liliana, pessoa fantástica que me apoiou e incentivou em todos os momentos e me proporcionou e proporciona momentos inesquecíveis. Obrigado pelo carinho.

Aos companheiros de graduação: Júlio, Rodrigo (Garça), Thiago (Fei), André (Leréia), Ricardo (Pacheco), João Miguel (Gamin), entre outros.

Aos colegas de mestrado.

A Ana Cristina, por quem tenho carinho especial e que muito ajudou nesses anos de trabalho.

Aos colegas Bárbara, Poliane, Alcione, Paulo Simamoto, Bianca Bonatti, Bianca Caroline, Lidiane.

Ao Lindomar, figura ímpar, que sempre ajudou em tudo que foi possível, pelo qual tenho grande consideração.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, principalmente na pessoa do Prof. Dr. Cleudmar, que disponibilizou equipamentos e materiais do laboratório e exerceu importante papel nesse trabalho.

Ao Laboratório Integrado de Pesquisa em Odontologia (LIPO) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, onde parte do trabalho foi realizada.

Aos técnicos que colaboram para o desenvolvimento da metodologia desse trabalho.

A CAPES pela concessão da bolsa de estudos durante o período de dois anos.

A empresa Sistema de Implantes Nacionais (SIN) pela cessão de componentes protéticos, implantes e instrumentos.

As empresas Reliance Dental e G.C. América pela doação de resinas acrílicas ativadas quimicamente Duralay e GC, respectivamente.

"É melhor tentar e falhar,
que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.

Eu prefiro na chuva caminhar,
que em dias tristes em casa me
esconder.

Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver ..."

Martin Luther King

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABSTRACT

RESUMO

1. INTRODUÇÃO	14
2. REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1. Passividade.....	22
2.2. Resina Acrílica Ativada Quimicamente.....	23
2.3. Fotoelasticidade.....	24
2.4. Técnicas de Transferência.....	28
3. PROPOSIÇÃO.....	31
4. MATERIAL E MÉTODO	33
4.1. Confeção dos modelos mestres	34
4.2. Confeção dos moldes de silicone	34
4.3. Confeção dos modelos fotoelásticos para realização dos testes	37
4.4. Técnicas de transferência	38
4.5. Análise fotoelástica	42
4.6. Cálculo da força exercida pela resina.....	46
5. RESULTADOS.....	49
6. DISCUSSÃO	58
7. CONCLUSÃO.....	64
REFERÊNCIAS.....	66
APÊNDICE	71
Apêndice A	71
Apêndice B	117

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

RAAQ – Resina Acrílica Ativada Quimicamente;

LIPO – Laboratório Integrado de Pesquisa em Odontologia;

LPM – Laboratório de Projetos Mecânicos Profº. Dr. Henner Alberto Gomide;

T.1 – Técnica de transferência com haste metálica;

T.2. – Técnica de transferência com barra pré-fabricada;

T.3. – Técnica de transferência com fio dental;

DI – Resina Acrílica Ativada Quimicamente Duralay I;

DII – Resina Acrílica Ativada Quimicamente Duralay II;

DE – Resina Acrílica Ativada Quimicamente Dencrilay;

GC – Resina Acrílica Ativada Quimicamente GC Pattern;

E – Energia de distorção (kgf/mm^2);

F_a – Força do anel de borracha, no modelo (N);

F_r – Força da resina, no modelo (N);

E_a – Energia de distorção provocada pelo anel de borracha, no modelo (Kgf/mm^2);

E_r – Energia de distorção provocada pela resina, no modelo (Kgf/mm^2);

RESUMO

As próteses sobre implantes apresentam várias fases durante seu processo de confecção, e todas sujeitas a erros que podem contribuir para a ausência de passividade do dispositivo protético final. Esse desajuste entre prótese e implante pode gerar desde simples desapertos de parafusos a perda da osseointegração. Uma fase importante a ser observada é a moldagem para transferência da posição dos implantes. Entre os vários materiais envolvidos nessa etapa, a resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ) é frequentemente empregada, o que pode gerar alterações dimensionais. Duas técnicas são divulgadas: a direta e a indireta, sendo realizadas com moldeira aberta e fechada, respectivamente. Esse estudo visa avaliar a estabilidade dimensional de três técnicas diretas de transferência da posição de implantes e quatro RAAQ (Duralay I, Duralay II, GC Pattern e Dencrilay), em quatro períodos diferentes, por meio da técnica da fotoelástica. Foram confeccionados três modelos fotoelásticos contendo dois implantes com 13mm de comprimento e plataforma de 4,1mm. Sobre esses foram aparafusados dois transferentes quadrados, que foram esplintados com RAAQ de três formas diferentes: com hastes metálicas, barras acrílicas pré-fabricadas e com fio dental. A análise fotoelástica foi realizada, com auxílio de polariscópio circular, em quatro tempos diferentes (20 minutos, 3, 24 e 36 horas) e permitiu calcular a energia de distorção (E) na região apical dos implantes e a força gerada sobre os transferentes em cada experimento. Foi realizada análise estatística dos resultados ($p < 0,05$) e, quando comparadas as quatro resinas verificou-se diferença estatisticamente significativa quando a técnica com barra pré-fabricada ($p = 0,000$) e fio dental ($p = 0,001$) foram empregadas. No entanto, quando a técnica com a haste metálica foi utilizada não se encontrou diferença significativa ($p = 0,116$). A resina Dencrilay apresentou maiores alterações dimensionais, tanto na técnica com barra como com fio dental. Duralay II e GC apresentaram os menores valores quando aplicadas à barra pré-fabricada e Duralay I e GC apresentaram os menores valores para o fio dental. Quando comparadas as técnicas, a com hastes metálicas apresentou os menores

valores para as resinas Duralay I, GC e Dencrilay. Para a técnica com barra pré-fabricada, a resina Duralay II foi a que gerou menores valores. Para todas as resinas, a técnica com fio dental apresentou os piores resultados. A técnica de transferência com hastes metálicas foi a mais apropriada e as resinas que apresentaram as menores alterações dimensionais foram a Duralay I, Duralay II e GC Pattern.

ABSTRACT

The great number of laboratorial phases during implant-supported prostheses may contribute to deficient passivity fit. This misalignment could lead to screws relieves and also, the loss of osseointegration. Impression technique is an important step to be observed. Many materials and techniques are involved in this stage and acrylic resin is the most frequently material employed. There are two impression techniques, direct and indirect, used with open and closed trays, respectively. The aim of this study was to evaluate the dimensional stability of three direct impression techniques and four commercial acrylic resins by photoelastic method. Three photoelastic casts with two implants each had two squared transfers screwed over the implants. Acrylic resin (Duralay I, Duralay II, GC Pattern and Dencrilay) was used to splint the transfers by three different forms: with metallic bars, prefabricated acrylic resin bars and dental floss. A circular polariscope was used for the photoelastic analysis in four different times (20min, 3, 24 and 36h). The distortion energy (E) and the tension generated in the implant apical region in each experiment were calculated. Data was statistically analyzed ($p < 0,05$). Significant difference was verified for all acrylic resins when the prefabricated acrylic resin bars ($p=0,000$) and dental floss technique ($p=0,001$) were used. However the metallic bars technique did not show statistical difference ($p=0,116$). The Dencrilay acrylic resin presented the greatest dimensional alterations, except for the metallic bar technique. Duralay II and GC presented the lower values when prefabricated acrylic resin bars were used and Duralay I and GC showed the same results for the dental floss technique. When comparing the techniques, metallic bars presented the lowest values for the resins Duralay I, GC and Dencrilay. For the prefabricated acrylic resin bars, Duralay II resin presented the lowest values. For all resins, dental floss technique showed the worst results. The most appropriate impression technique seems to be the use of metallic bars with the resins Duralay I, Duralay II and GC Pattern.

1. INTRODUÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

A perda de elementos dentários e a busca de meios para prevenir exodontias e de alternativas para reposição desses, ocorrem desde os tempos mais remotos. Em 500 a.C. era realizado esplintagem, com fios de ouro, no caso de incisivos inferiores periodontalmente comprometidos. Esse procedimento é ainda mais antigo, visto que foram encontrados molares, do período de 3000-2500 a.C., também unidos com fios de ouro. Mas há controvérsias em se concluir se essa união foi realizada antes ou após a morte do paciente. Objetivando a reposição dentária, os fenícios, aproximadamente em 400 a.C., confeccionavam próteses com pânticos, semelhantes à prótese fixa atual, pois se tratava de quatro dentes naturais que sustentavam entre eles dois dentes artificiais confeccionados a partir de blocos de marfim (Ring, 1998). Apesar de todas as limitações inerentes a época, a preocupação em solucionar os problemas odontológicos sempre existiu.

A odontologia, no decorrer dos anos, desfrutou de grandes evoluções, propiciando melhor resolução aos problemas decorrentes das enfermidades orais. Um dos grandes avanços, com certeza, foi a utilização de implantes na reabilitação oral. Apesar da ampla divulgação e utilização, principalmente nos últimos quarenta anos, a implantodontia teve seu início há muito mais tempo.

Os maias foram reconhecidos como os primeiros a utilizarem implantes aloplásticos, em pessoas vivas, com o objetivo de substituir dentes perdidos. Isso se deve a um fragmento de mandíbula de 600 d.C. encontrado em Honduras, que continha três fragmentos de concha, em forma de dentes, substituindo três incisivos que haviam sido perdidos (Ring, 1998). A implantodontia, portanto, tem uma longa história, e ao decorrer dos anos sofreu modificações na forma dos implantes, nos materiais de fabricação e vários protocolos cirúrgico-protéticos foram indicados.

Em 1807, Maggiolo idealizou uma raiz metálica de ouro. Após 1890 ocorre a introdução de pequenos cilindros confeccionados com uma rede de platina. Em 1932, as raízes de porcelana e, após sete anos, parafusos de cromo-cobalto. O parafuso helicoidal de Formiggini gerou grande evolução na

implantodontia no ano de 1947. Após esse período surgiram os implantes justa-ósseos, que constituíam em armações metálicas maciças e extensas com projeções superiores para a adaptação de próteses. Inicialmente essas armações metálicas eram confeccionadas sobre modelo de gesso, no qual a espessura da mucosa era desgastada, como se tivesse obtido a moldagem da estrutura óssea. No entanto, a imprecisão nesse desgaste gerava adaptação muito deficiente da armação sobre o rebordo ósseo. Com o objetivo de aprimorar a técnica, passou a se realizar a moldagem diretamente da estrutura óssea. Em 1961 surgiram os implantes agulhados, fabricados em tântalo. Semelhantes a esses foram utilizados os implantes transradiculares, que eram estabilizados no osso além do ápice dentário. Os implantes laminados surgiram em 1967, sendo que estes se estendiam horizontal, longitudinal e verticalmente na estrutura óssea e devido às limitações dessa técnica, vários tipos diferentes de lâminas surgiram no mercado (Serson, 1989).

Essa variedade de implantes ilustrou, principalmente, a necessidade da busca de materiais e formas que atendessem mais adequadamente a reabilitação de pacientes com ausências dentárias. No entanto, as pesquisas a respeito de implantes dentários se preocupavam principalmente com a mecânica do sistema e pouco ou nenhuma atenção era dada a dinâmica biológica das reações teciduais (Adell et al., 1970). Foi então que, em 1969, Brånemark et al, começaram a revolucionar a implantodontia mundial propondo um implante na forma de parafuso cilíndrico, confeccionado em titânio.

Desde então a implantodontia vem sendo utilizada de forma mais segura e seguindo as evidências científicas e clínicas alcançadas à custa de um grande número de estudos nessa área. Apesar do sucesso comprovado a longo prazo das reabilitações sobre implantes (Adell et al., 1981), problemas ainda persistem sem solução. Entre esses problemas, a falta de passividade dos dispositivos protéticos, tem merecido grande atenção dos pesquisadores.

A precisão de adaptação, entre infraestrutura protética e implante ou dente, é um dos grandes desafios dos reabilitadores orais. Visto que todas as etapas de confecção de próteses podem contribuir para a ausência de passividade, uma importante fase a ser observada é a moldagem, sendo que

um modelo de trabalho preciso é fundamental para a confecção de próteses com passividade de assentamento. Segundo Burawi et al., em 1997, essa precisão durante as moldagens e confecção dos modelos de trabalhos é essencial tanto em próteses sobre dentes como naquelas sobre implantes, sendo, no entanto, mais crítica nesta devido a ausência de mobilidade nos implantes, enquanto que, em dentes, o ligamento periodontal permite certa mobilidade. Essa ausência de mobilidade dos implantes ocorre devido ao íntimo contato do titânio e da estrutura óssea, que, sob qualquer carga subsequente, essa interface movimenta-se como unidade, sem movimentação relativa do osso e do titânio. Cria-se a possibilidade de transferência de tensões para todas as partes da interface (Skalak, 1983).

A moldagem, quando executada sobre dentes, é um conjunto de operações clínicas com o objetivo de se conseguir a reprodução negativa dos preparos dentais e regiões adjacentes, usando materiais e técnicas adequadas (Pegoraro et al., 2004). Já em próteses implanto-retidas, ocorrem modificações, pois a preocupação em conseguir a moldagem do término cervical e do sulco gengival já não existe, pois essa transferência é realizada por dispositivos pré-fabricados (transferentes) que se ajustam ao implante ou ao pilar protético, com exceção dos pilares preparáveis ou personalizáveis, aonde a moldagem é feita de forma idêntica a prótese apoiada sobre dentes. O processo de transferência pode ser realizado tanto com transferentes cônicos, como com quadrados, sendo utilizados com moldeiras fechadas e abertas, respectivamente. (Cardoso et al., 2005).

Na técnica da moldeira fechada, os transferentes cônicos são aparafusados sobre os implantes ou pilares protéticos na cavidade oral, o material de moldagem colocado ao redor dos transferentes e no interior da moldeira, sendo esta levada em posição com pressão moderada. Após tempo de presa do material, a moldeira é removida, sendo que os transferentes permanecem fixados na boca do paciente. Esses devem ser removidos e aparafusados em análogos de implantes ou pilares protéticos e reposicionados nas respectivas posições no molde obtido. Feito isso, é vazado o gesso para

obtenção do modelo. Se necessário, antes do vazamento do gesso, pode ser confeccionada gengiva artificial (Cardoso et al., 2005).

Na técnica da moldeira aberta, com transferentes quadrados, podem ser utilizadas moldeiras individuais, confeccionadas em resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ) ou de estoque, contanto que possibilitem a confecção de perfurações que possibilitem acesso aos parafusos de fixação dos transferentes. Feita a instalação destes transferentes na cavidade oral, deve-se uni-los com o auxílio de RAAQ, carregar a moldeira com material de moldagem, inserir material ao redor dos transferentes e levar a moldeira em posição com pressão moderada, até que as extremidades superiores dos parafusos de fixação tornem-se expostas, possibilitando posterior desaparafusamento entre transferentes e implantes. Finalizada a presa do material, seguindo tempo recomendado pelo fabricante, os parafusos são removidos e a moldeira é retirada da boca. Os transferentes permanecerão no interior do molde, diferentemente da moldagem com moldeira aberta, aonde esses devem ser reposicionados no molde. Os análogos são fixados nos transferentes e o modelo de gesso é confeccionado de forma idêntica a técnica anterior (Cardoso et al., 2005).

No entanto, o caminho a ser seguido para a obtenção de um modelo de trabalho, que reproduza precisamente a posição de implantes, ainda é problema. Além da variabilidade de materiais envolvidos, várias técnicas podem ser aplicadas. Assunção et al., 2002 e 2004; Naconecy et al., 2004, encontraram resultados semelhantes quando compararam três técnicas de transferência, aonde a técnica utilizando componente quadrado esplintado com resina acrílica autopolimerizável apresentou melhores resultados do que a com componentes cônicos que eram reposicionados no molde e a com componentes quadrados sem esplintagem. Esses trabalhos utilizaram formas de esplintagem diferentes, sendo que Assunção et al, utilizaram a técnica com fio dental e Naconecy et al., com hastes metálicas. Já Phillips et al.(1994), encontraram menor distorção quando utilizaram apenas transferentes quadrados sem esplintagem, apesar de não haver diferença estatisticamente significativa com a técnica utilizando esplintagem dos transferentes. Vigolo et al.

(2003) concluíram que a esplintagem ou jateamento e cobertura com adesivo dos transferentes quadrados geraram modelos de trabalho semelhantes e com maior precisão do que a moldagem com transferentes quadrados não esplintados e sem tratamento de superfície. No entanto, em 2004, Vigolo et al., já apresentaram resultados controversos, sendo que a moldagem com transferentes quadrados com superfície tratada gerou modelos menos precisos que quando a esplintagem era realizada. Os dois trabalhos avaliaram conexões diferentes de implantes, hexágono externo e interno, respectivamente, mas com o mesmo material de moldagem (Impregum Penta; 3M ESPE). Os autores propuseram a hipótese de que um alto grau de tensões é criado entre o material de moldagem e os transferentes quando o molde com transferentes é removido dos implantes com hexágonos internos. Desta forma, apenas a realização da esplintagem com RAAQ seria capaz de prevenir a movimentação dos transferentes do interior do molde. Humphries et al. (1990), concluíram que a moldagem com componentes cônicos apresentou melhores resultados que a utilização de componentes quadrados esplintados e não esplintados. No entanto, Spector et al. (1990), Herbst et al. (2000) e Pinto et al. (2001), não encontraram diferença estatisticamente significativa entre essas três técnicas.

Cabral & Guedes, em 2007, com a utilização de um projetor de perfil, avaliaram quatro técnicas diferentes: indireta com transferentes cônicos, direta com transferentes quadrados sem esplintagem, direta com transferentes quadrados esplintados com RAAQ e direta com transferentes quadrados esplintados com RAAQ, seccionada após 17 minutos de polimerização e reconectada com a mesma resina. Concluíram que a técnica indireta, utilizando componentes cônicos, apresentou resultados mais divergentes, com o maior desvio padrão, e que a técnica direta com a esplintagem dos transferentes quadrados com fio dental e RAAQ produziram os piores resultados, gerando as maiores alterações dimensionais na posição dos implantes no modelo de trabalho. Por outro lado, a execução desta mesma técnica efetuando a secção da resina após a polimerização e a realização de nova esplintagem, proporcionou os resultados mais precisos.

Devido à divergência de resultados e as dúvidas ainda persistentes a respeito de técnicas de transferência da posição de implantes, estudos ainda devem ser realizados para proporcionar melhor entendimento desse passo fundamental da confecção de próteses sobre implantes e gerar subsídios para a escolha da técnica que pode proporcionar maior precisão em um modelo de trabalho.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura foi realizada buscando esclarecer possíveis causas e demonstrar alguns métodos de avaliação da ausência de passividade dos dispositivos protéticos sobre implantes. Para facilitar a leitura e compreensão, essa foi dividida em tópicos: passividade; resina acrílica ativada quimicamente; fotoelasticidade e técnicas de transferência.

2.1. Passividade

Hsu et al., em 1993, relataram que falhas parecem ser virtualmente inevitáveis durante a confecção de próteses sobre implantes devido ao número de passos envolvidos. Portanto, cada fase é crítica e tem importância única na seqüência de todo o processo de confecção de uma prótese livre de tensões. Skalak, em 1983, já enfatizava que qualquer desalinhamento da prótese fixa sobre os implantes osseointegrados resulta em tensões internas na prótese, nos implantes e no osso. E que tais tensões não podem ser detectadas por inspeção visual e podem levar a falhas, sem a necessidade de carregamento externo. Inturregui et al. (1993), relatou que essas tensões impróprias podem provocar desde simples fraturas dos parafusos a microfraturas ósseas que podem levar a perda da osseointegração. Mas a quantificação dessas adaptações, ou falta de passividade, que pode gerar complicações, ainda permanece não esclarecida (Wee, 2000).

Por isso o estudo da passividade de dispositivos protéticos tem sido alvo de vários pesquisadores. No entanto, a confecção de próteses com total passividade ainda parece ser um objetivo que dificilmente será atingido, devido às limitações associadas às propriedades físicas e químicas dos materiais e procedimentos clínicos e laboratoriais envolvidos nesse processo (Inturregui et al., 1993; Pinto et al., 2001; Vigolo et al., 2003 e 2004; Assunção et al., 2004; Godoy, 2004; Badaró-Filho, 2004; Araújo-Filho, 2007; Cabral & Guedes, 2007; Markarian et al., 2007; Choi et al. 2007).

Zarb et al., em 1990, avaliaram problemas e complicações encontradas em 49 próteses, apoiadas sobre um total de 274 implantes. A

fratura do parafuso de ouro que fixa a prótese foi o problema, relacionado a fase protética, mais frequentemente encontrado. O motivo pode ser devido à aplicação de cargas muito adversas ou a falta de passividade no assentamento da prótese.

2.2. Resina Acrílica Ativada Quimicamente

A resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ) é empregada largamente na confecção de próteses sobre implantes. No entanto, a ocorrência de alterações dimensionais durante o processo de polimerização é uma característica inerente das mesmas, e proporciona dúvidas a respeito da capacidade de gerar transtornos no assentamento passivo desses dispositivos. Mojon et al. (1990) determinou que a contração de polimerização total da resina acrílica Duralay (Reliance Dental Mfg. Co., Worth, III) era de 7,9% em 24 horas e que a maioria dessa contração (80%) ocorreu dentro dos primeiros 17 minutos, 95% antes de 3 horas e nenhuma alteração dimensional ocorreu após 30 horas.

Spector et al. (1990) argumentaram que as tensões residuais em uma matriz de Duralay poderiam ser liberadas na remoção do molde e afetar a precisão dos pilares no modelo de trabalho e que a distorção aumenta proporcionalmente com a massa de resina utilizada. Entretanto, Hsu et al. (1993) e Herbst et al. (2000) chegaram a conclusão de que o volume utilizado de resina acrílica Duralay no procedimento de transferência foi um fator que não afetou a exatidão do modelo de trabalho.

Durante o processo de soldagem, a RAAQ, também pode gerar alterações ao dispositivo final. McDonnell et al. (2004), por meio de inspeção visual, avaliaram o efeito do tempo na precisão de RAAQ usadas para indexação de infraestruturas metálicas sobre implantes e concluíram que 15 minutos após a indexação todas amostras apresentavam assentamento passivo. No entanto, 2 e 24 horas após, apenas 5% e nenhuma das amostras apresentaram passividade sobre o modelo de trabalho, respectivamente. A provável causa desses resultados é a contínua contração de polimerização desses materiais. Cho & Chee, em 1995, utilizando microscópio estereoscópio,

também avaliaram materiais indexadores para soldagem, resina acrílica Duralay (Reliance Dental Mfg., Worth, III) e GC Pattern (G.C. América Inc., Chicago, III), e verificaram que os dois materiais testados geraram alterações dimensionais após um período de apenas dez minutos.

Takahashi et al., em 1999, propuseram o desenvolvimento de uma resina que apresentasse baixa contração de polimerização, adicionando substâncias químicas ao monômero e avaliaram qual método de inserção resultaria em menor contração linear. A resina base utilizada no estudo foi a resina GC Pattern e concluíram que: (1) o acréscimo de determinadas substâncias ao monômero possibilitou reduzir 2/3 da contração de polimerização; (2) a contração é crescente quando ocorre aumento da proporção pó-líquido e (3) que a técnica de inserção com pincel é uma das técnicas que resulta em menor contração de polimerização.

Ness et al., em 1992, avaliaram a alteração dimensional linear, em três eixos ortogonais (X, Y e Z), de resinas acrílicas autopolimerizáveis – Duralay (Reliance, Worth, III), GC Pattern (GC Int Corp, Cleveland, Ohio) e Relate (Parkell, Farmingdale, NY) - durante a confecção de infraestruturas para próteses sobre implantes. Para alterações nos eixos X e Y a Duralay apresentou os maiores valores, sendo que clinicamente essa alteração pode representar desalinhamento horizontal entre pilar e anel de ouro. Já com relação ao eixo Z, que representa a deflexão do material, todas as resinas apresentaram distorções. Esse tipo de alteração pode representar um “gap” ou contato prematuro entre pilar e anel de ouro. Principalmente as distorções no eixo Z tendem a induzir uma pré-carga no sistema implante infraestrutura. Essas discrepâncias foram encontradas no padrão de resina, sendo que este ainda deve sofrer fundição. Para o caso de ocorrer em monobloco, essas alterações tendem a aumentar consideravelmente. Esse pensamento foi compartilhado por Badaró-Filho (2004), sendo que este verificou que a fundição em monobloco de barras tipo Dolder gerou tensões nos implantes, independentemente da liga utilizada, áurea e não áurea.

2.3. Fotoelasticidade

Muitos materiais transparentes não cristalinos, opticamente isotrópicos quando livres de tensões, tornam-se opticamente anisotrópicos e desenvolvem características similares aos cristais quando estão tencionados. Essa característica persiste, enquanto o carregamento é mantido no material, mas desaparece quando essa carga é removida. Esse comportamento é conhecido como dupla refração temporária e caracteriza o material como material fotoelástico. O método da fotoelasticidade é baseado nesse comportamento físico dos materiais transparentes não cristalinos (Dally & Riley, 1991). Um corpo é isotrópico quando as propriedades elásticas são as mesmas em todas as direções e anisotrópico quando estas propriedades tornam-se diferentes em direções diferentes (Timoshenko & Goodier, 1980). No caso de materiais fotoelásticos, a isotropia óptica fica caracterizada quando as propriedades ópticas são as mesmas em todas as direções. Já a anisotropia óptica ocorre quando estas propriedades tornam-se diferentes em diversas direções (Dally & Riley, 1991).

O desenvolvimento dessa técnica é creditado a Sir David Brewster, que em 1816 observou faixas coloridas em um vidro tencionado. Entretanto somente a partir de 1935 a fotoelasticidade foi utilizada como método de pesquisa na área odontológica, quando Zak estudou movimentos ortodônticos de dentes incluídos em material fotoelástico (Campos Júnior et al, 1986).

Para o melhor entendimento da técnica fotoelástica, Godoy (2004) e Oliveira (2007), realizaram ampla revisão sobre o assunto. Vários conceitos e definições foram relatados, o que gerou subsídios para um bom entendimento dessa técnica e sua aplicabilidade, principalmente na Odontologia.

Para a realização de testes fotoelásticos há a necessidade da confecção de modelos experimentais. Segundo Murphy, em 1950, há três classes gerais de modelos: (1) geometricamente similar – que representa e reprodução em mesma escala do protótipo; (2) distorcido – que é a reprodução do protótipo, mas duas ou mais escalas são usadas; e (3) dissimilar – não há semelhança direta entre o modelo e o protótipo.

Um dos fatores mais importantes na análise fotoelástica é a seleção apropriada do material para confecção do modelos. As propriedades que se

espera desse material consistem em: ser transparente; sensível tanto a tensão como deformação; apresentar características lineares; isotropia óptica; homogeneidade mecânica; não apresentar comportamento viscoelástico; ter um alto módulo de elasticidade; ser livre efeito de bordo com o tempo; ser confeccionado por meios convencionais; ser livre de tensões residuais e custo razoável (Dally & Riley, 1991). No Brasil, vários trabalhos têm sido feitos com essa metodologia. Gomide & Rosa, em 1991, buscaram diferentes tipos de aplicações, principalmente aquelas voltadas para biomecânica. Em 1998, Gomide avaliou a distribuição de tensões em ossos humanos, fêmur e mandíbula. Mais recentemente, Oliveira et al., em 2004, apresentaram um material fotoelástico com características apropriadas para estudos em diversas áreas, principalmente na Odontologia. A partir daí, vários trabalhos foram realizados com a utilização desse material (Coêlho, 2003; Badaró-Filho, 2004, Guimarães, 2004; Godoy, 2004; Araújo-Filho, 2007; Oliveira, 2007). Esses estudos foram realizados no Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Dr. Henner Alberto Gomide da Faculdade de Engenharia Mecânica (LPM) e Laboratório de Pesquisa em Odontologia (LIPO), ambos da Universidade Federal de Uberlândia.

A técnica da fotoelasticidade tem sido utilizada, em pesquisa na odontologia, para situações aonde se procura um maior detalhamento das distribuições das tensões em determinada região. Com isso, a verificação de tensões em trabalhos científicos tornou-se mais fácil. A presença de tensões é constatada por meio da visualização das franjas fotoelásticas, sendo estas a expressão óptica visível das cargas aplicadas nos padrões ou modelos fotoelásticos. Com as deformações destes, provocadas pela aplicação de cargas, seus pontos internos exibem tensões, sendo ao longo dessas áreas tencionadas que ocorrem as franjas, podendo ser visualizadas de duas formas, compostas de faixas de cores diversas (isocromáticas) ou aparecem como zonas escuras intercaladas com zonas claras (isoclínicas) (Oliveira et al., 2004).

Caputo & Stardlee, em 1987, relataram o efeito fotoelástico como sendo a imagem criada pela diferença das velocidades da luz, ao atravessarem

um objeto sólido, sujeito a tensões. Relataram que esse tipo de efeito pode ser observado em estudos de corpos com morfologia complexa, como os do sistema estomatognático, determinando, inclusive, a tensão de forças mastigatórias exercidas sobre uma restauração. Enfatizaram a proporcionalidade entre número de franjas e intensidade, bem como entre proximidade entre as franjas e concentração de tensões.

A utilização da técnica fotoelástica permite qualificar e quantificar as tensões geradas em variadas situações, o que pode contribuir para minimizar fontes potenciais de erros em uma série de passos que abrangem a confecção de uma prótese. O aspecto qualitativo da observação serve para identificar as características do comportamento, então o fenômeno pode ser precisamente descrito ou pelo menos identificado suficientemente para distingui-lo de outros fenômenos. Além disso, essa análise qualitativa é essencial para indicar a extensão ou grau de ocorrência e colaborar na distinção de situações qualitativamente semelhantes com diferentes magnitudes. Já a descrição quantitativa envolve números e um padrão de comparação. Esse padrão de comparação (cm, g, min), que é arbitrariamente estabelecido, é chamado de unidade. (Murphy, 1950).

Waskewicz et al., em 1994, avaliaram os padrões de tensões geradas ao redor de implantes em infraestruturas metálicas passivas e não passivas, por meio da técnica fotoelástica. Como resultado da fundição em monobloco, a infraestrutura apresentou um assentamento inadequado sobre os pilares, apresentando fendas verticais antes da fixação com parafusos de ouro. Após a fixação no modelo fotoelástico, foi gerada tensão generalizada em todos implantes, com maior intensidade nos implantes das extremidades. Concluíram que a fixação de infraestruturas com assentamento não passivo gera tensões constantes ao sistema prótese-implante. Já após a secção e solda dessa estrutura, não houve indução de tensões no modelo fotoelástico. Divergindo dos resultados de Godoy, em 2004, que avaliou o processo de soldagem a brasagem, também por meio da técnica fotoelástica, verificando a indução de alterações dimensionais, visto que todas as infra-estruturas metálicas promoveram algum gradiente de tensão nos modelos após secção e

soldagem. Já Araújo-Filho, em 2007, também por meio da fotoelasticidade, concluiu que o processo de soldagem a laser de barras tipo Dolder não induziram alterações dimensionais significantes, embora os modelos apresentassem gradiente de tensão próximo de 4Kpa.

Por meio da técnica fotelástica, Coêlho (2003), Guimarães (2004), Celik & Uludag (2007) avaliaram sistemas de retenção para próteses mucossuportadas-implantoretidas. Oliveira (2007) avaliou a transmissão e distribuição de tensões aplicadas à resina acrílica termopolimerizável convencional e acrescida de fibras de vidro. Guichet et al. (2000) compararam a passividade de assentamento de próteses fixas parciais implantorretidas cimentadas e parafusadas, e concluíram que estas apresentam localização e intensidades variadas de tensões, com situações de alta concentração apical e que as cimentadas apresentam menores níveis e distribuição mais homogênea. Há a hipótese de que a camada de cimento preencha as discrepâncias na interface da infraestrutura metálica e distribua equiparadamente a carga pelo sistema osso-implante-restauração. Markarian, et al., em 2007, avaliaram, por meio de análise qualitativa, a intensidade e distribuição de tensões em próteses com diferentes assentamentos em implantes paralelos e angulados.

A visualização clínica da passividade é uma tarefa difícil para o cirurgião dentista, sendo que a identificação ou não dessa passividade é baseada apenas em análise subjetiva, apesar de exames radiográficos colaborarem para verificação da adaptação dos componentes protéticos. Godoy (2004), concluiu que a avaliação radiográfica do assentamento de barras tipo Dolder não possibilitou a identificação de desajustes de pequena magnitude e que a avaliação clínica do assentamento das peças, realizada por meio de inspeção visual e com auxílio de sonda exploradora, demonstrou ser eficaz para detecção de pequenos desajustes. Porém, a avaliação por meio da técnica da fotoelasticidade permitiu identificar mínimas imprecisões de assentamento, mesmo as não percebidas clínica ou radiograficamente.

2.4. Técnicas de Transferência

Chee & Jivraj (2006) relataram que o objetivo da moldagem na implantodontia é obter relação precisa entre o análogo do implante ou do pilar com as outras estruturas no arco dental. E para assegurar a passividade, ou pelo menos a diminuição das desadaptações no dispositivo protético final, essa precisão é fundamental nas próteses sobre implantes (Dumbrigue et al., 2000; Takahashi et al., 1999; Vigolo et al., 2003 e 2004). Segundo Assunção et al. (2004), o material de moldagem e a técnica, utilizada para a realização da transferência da posição dos implantes, vão influenciar na obtenção de um modelo de trabalho que possibilite uma excelente adaptação dos componentes protéticos. Apesar da extensa literatura sobre esse assunto, dúvidas ainda persistem principalmente devido a divergência de resultados apresentados pelas pesquisas realizadas. Várias técnicas e materiais são recomendados como sendo os mais apropriados para a obtenção de um modelo de trabalho confiável. No entanto ainda não há um protocolo definido para ser seguido. De acordo com Wee (2000), as técnicas de transferência da posição de implantes mais comumente utilizadas são a indireta, direta e direta esplintada.

A técnica indireta, com moldeira fechada e transferentes cônicos, possui como vantagem o aparafusamento do análogo ao transferente fora do molde, o que possibilita melhor visualização da adaptação entre os dois. Entretanto, o componente cônico tem a necessidade de ser reposicionado no interior do molde, o que pode gerar imprecisões no molde. Já a técnica direta, com moldeira aberta, os transferentes quadrados permanecem no interior do molde e não necessitam ser reposicionados. Entretanto, a dificuldade no aparafusamento do análogo pode causar o deslocamento do transferente. Por essa razão há indicação de unir os componentes com RAAQ. (Pinto et al., 2001).

Essa esplintagem com RAAQ pode ser realizada de diferentes formas, utilizando fio dental, hastes metálicas e barras pré-fabricadas. Segundo Spector et al. (1990), essa união pode ser uma fonte de erros devido a distorção da resina durante a polimerização e que essa distorção aumenta proporcionalmente com a massa utilizada. Para a realização dessa união, Dumbrigue et al. (2000), propuseram a confecção de barras em RAAQ.

Idealmente, após 24 horas da polimerização das barras, essas eram fixadas aos transferentes, possibilitando a esplintagem. O objetivo desse tempo de espera foi minimizar os efeitos da contração de polimerização e potenciais fontes de erros, pois quando grandes volumes de resina são usados para esplintar os transferentes, intraoralmente, essa contração pode gerar distorções. Albrektsson & Zarb (1989) recomendavam a união dos transferentes com RAAQ (Duralay - Reliance Dental Mfg., Worth, III), previamente a moldagem. Assif et al. (1999) propuseram essa esplintagem com gesso de moldagem, o que levaria a obtenção de modelo de trabalho mais preciso.

Hsu et al., em 1993, compararam quatro técnicas de transferência com a utilização de transferentes quadrados, sendo não esplintado, esplintado com RAAQ associado a fio dental, a fio ortodôntico e com a realização de inserção previa da resina ao redor dos transferentes e após a polimerização, pequena quantidade de resina era adicionada para conectar os transferentes adjacentes. Apesar de não encontrar diferença significativa entre as técnicas, nenhuma delas conseguiu reproduzir a posição original do implante. Isso significa que o conceito de adaptação precisa pode não ser alcançado.

Como a passividade do dispositivo protético sobre implantes é fundamental para o sucesso reabilitador (Phillips et al., 1994; Takahashi et al., 1999; Pinto et al., 2001; Vigolo et al., 2003 e 2004; Nacone et al., 2004; Cabral e Guedes, 2007;), parece prudente eliminar distorções, tanto quanto possível, durante a moldagem e processo de transferência da posição dos implantes.

3. PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Buscando elucidar dúvidas que ainda persistem no processo de transferência da posição dos implantes, fase importante na obtenção de próteses com passividade de assentamento, esse estudo visa avaliar, por meio da técnica da fotoelasticidade, os níveis de tensões e as forças geradas sobre os implantes quando comparadas três técnicas diretas de transferência da posição de implantes, utilizando esplintagem com quatro marcas comerciais de resinas acrílicas ativadas quimicamente.

4. MATERIAL E MÉTODO

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1. Confeção dos modelos mestres

Para o desenvolvimento experimental do presente trabalho, foi inicialmente confeccionado modelo mestre em acrílico, por um técnico do LPM da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, sendo de forma retangular e com dimensões (100x40x17mm) (Figura 1) . Esse modelo foi utilizado como matriz para obtenção dos moldes de silicona e modelos fotoelásticos para realização dos ensaios.

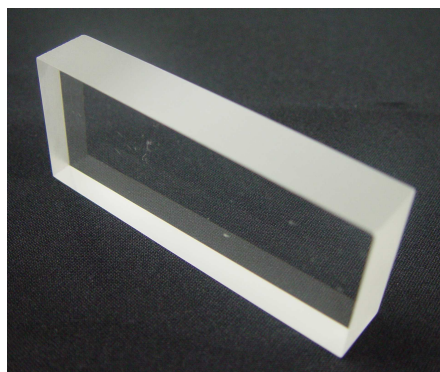


Figura 1. Modelo mestre em acrílico.

4.2. – Confeção dos moldes em silicona

Para a obtenção do molde foi necessária a confecção de uma caixa de madeira, com dimensões internas de 140x60x45mm, para exercer a função de moldeira na confecção do molde de silicona. Essa caixa, semelhante à utilizada por Badaró-Filho, em 2004, apresentava base e laterais destacáveis, o que possibilitou a fácil remoção dos moldes de silicona do seu interior. As faces internas desta foram revestidas com fórmica branca, com o objetivo de proporcionar melhor acabamento superficial. As laterais foram fixadas por meio de um parafuso central, que atravessava a caixa de um lado ao outro, e por dois pregos nas extremidades para evitar a rotação das paredes (Figura 2).

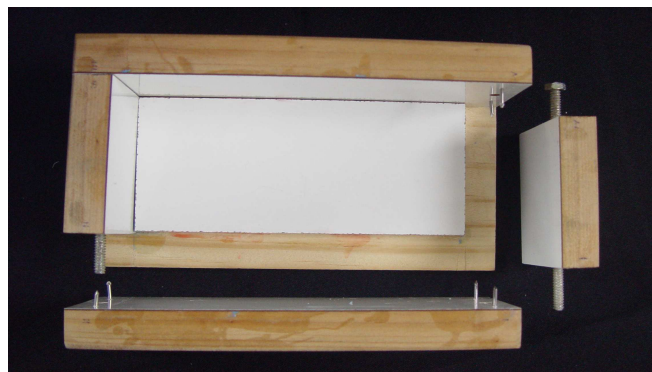


Figura 2. Caixa de madeira para confecção dos moldes de silicona.

Para a confecção dos moldes, foram feitas marcações com grafite na superfície (100x17mm) do modelo mestre, com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, modelo nº SC – 6” – resolução de 0,001”/0,1mm), para definir o posicionamento dos transferentes (Sistema de Implantes Nacionais – São Paulo – SP – Brasil). Foram traçadas duas linhas dividindo a distância de 100mm do modelo em três partes, sendo a parte central de 25mm e as duas laterais de 37,5mm de comprimento. Perpendicular a essas linhas foi feita outra linha dividindo a distância de 17mm ao meio, gerando dois pontos de intersecção dessas linhas, onde foram posicionados os transferentes. Portanto, esses componentes foram dispostos de forma linear e equidistante das paredes do modelo, distanciando 37,5mm da borda lateral e 25 mm do outro componente. Como ponto de referência foi utilizado o centro do transferente. Para evitar a rotação dos transferentes no interior da silicona, foram fixados a eles, dispositivos confeccionados em RAAQ, previamente à fixação dos componentes no modelo mestre. Esses dispositivos apresentam três hastes, em sentidos diferentes, e foram fixados aos transferentes com RAAQ. Com pequena quantidade de cera verde regular para incrustações (Horus – Herpe Produtos Dentários LTDA. Rio de Janeiro – RJ – Brasil), dois transferentes quadrados para implantes de hexágono externo de plataforma regular (4,1mm) foram fixados sobre a superfície demarcada do modelo mestre (Figura 3a). Essa fixação, da base do transferente à superfície do modelo mestre, deve apresentar baixa resistência para possibilitar fácil desprendimento quando da separação entre molde e modelo, pois, os componentes de moldagem devem

desprender-se do modelo mestre e permanecer no interior do molde de silicona.

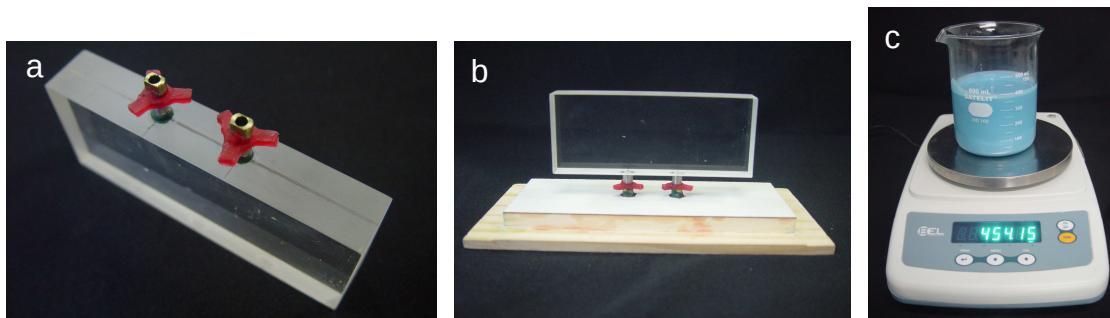


Figura 3. Procedimentos preliminares para obtenção do molde de silicona: a) modelo mestre com demarcações em grafite e transferentes modificados e fixados; b) modelo mestre fixado na base da caixa de madeira; c) balança de precisão usada para pesagem da silicona.

O conjunto formado pelo modelo em acrílico e os transferentes foi fixado, também com cera verde regular para incrustações, sendo que as faces superiores dos transferentes ficaram em contato com a base dessa caixa (Figura 3b). Após a fixação do conjunto, as laterais da caixa foram montadas sobre a base e foi manipulado 400ml de silicona (Borracha Silicone ABS-10 Azul – Polipox Indústria e Comércio Ltda – São Paulo – SP – Brasil), com o proporcionamento de acordo com as instruções do fabricante (1000g de base/50g de catalisador) em um becker de vidro de 600ml. Esse proporcionamento foi realizado com o auxílio de balança digital de precisão (Bell Engineering – Mark 4100 Classe II Max: 4100g; Min: 200mg; d=10mg; e=100mg) (Figura 3c). Feita a manipulação e homogeneização da mistura, esta foi vertida no interior da caixa de madeira de forma lenta e contínua, com o objetivo de evitar a formação de bolhas (Figuras 4a e 4b). Transcorrido período de 24 horas, o modelo mestre foi removido do molde, sendo que os transferentes permaneceram no interior da silicona (Figura 4c). Como houve a necessidade de três modelos retangulares, esse processo foi repetido três vezes para a obtenção dos três moldes para os modelos fotoelásticos. Foi utilizado apenas um modelo mestre para evitar a diferença de espessura entre os modelos, o que poderia provocar alterações na leitura fotoelástica.



Figura 4. Obtenção do molde de silicone: a) silicone sendo vertida no interior da caixa de madeira; b) caixa preenchida com silicone; c) transferentes posicionados no interior do molde após a remoção da caixa.

4.3. – Confeção dos modelos fotoelásticos para realização dos testes

Após a remoção do modelo mestre da matriz de silicone, foram aparafusados aos transferentes implantes cilíndricos, com plataforma de 4,1mm e 13,0mm de comprimento (Revolution – Sistema de Implantes Nacionais – São Paulo – SP – Brasil), com torque de 10N. Todo esse procedimento foi feito sem ter contato manual direto com o interior do molde e a superfície dos implantes, pois a resina fotoelástica apresenta grande sensibilidade a contaminantes externos. Portanto, todo o processo foi realizado utilizando luvas de látex descartáveis (Figura 5a). A resina fotoelástica (Resina CMR-201 e Endurecedor CME-252 - Polipox Indústria e Comércio Ltda – São Paulo – SP – Brasil) foi então proporcionalizada de acordo com a instrução do fabricante (100g de base/37g de catalisador) e manipulada por um período de 15 minutos, de forma lenta e contínua, utilizando becker de 600ml e um bastão, ambos de vidro. Foi manipulada quantidade suficiente para obtenção de três modelos retangulares. Finalizada a manipulação, a resina foi cuidadosamente vertida nos três moldes de silicone, objetivando diminuir ou eliminar o possível surgimento de bolhas (Oliveira et al., 2004) (Figura 5b). Três modelos não foram suficientes para a realização de todos os testes, pois com o passar do tempo houve o aparecimento de efeito de bordo no modelo fotoelástico, havendo a necessidade da confecção de mais três modelos.

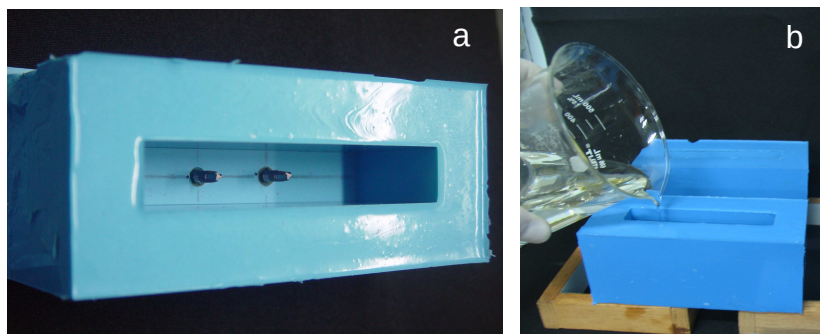


Figura 5. Obtenção dos modelos fotoelásticos: a) implantes, fixados aos transferentes, no interior do molde; b) molde de silicone sendo preenchido com a resina fotoelástica.

Os moldes retangulares contendo o material fotoelástico foram mantidos por 24 horas a temperatura ambiente, tempo necessário para que ocorresse a polimerização da resina fotoelástica. Após esse período, os transferentes foram desparafusados dos dois implantes do modelo retangular, e o processo de confecção dos modelos fotoelásticos finalizou com a remoção dos modelos retangulares dos respectivos moldes e visualização inicial dos modelos no polariscópio.

Essa avaliação inicial dos modelos foi realizada em polariscópio circular com um aumento de dez vezes (Optical Comparator Type PJ-300 – Mitutoyo MFG. Co. Mfg. LTD – Tóquio – Japão), presente no LPM da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, para a certificar a ausência de tensões residuais provenientes do processo de fundição do modelo (Figura 6).

4.4. – Técnicas de transferência

Sobre os implantes, contidos no modelo fotoelástico, foram aparafusados, com torque de 10N, dois transferentes quadrados, com o auxílio de um torquímetro mecânico e chave hexagonal de 1,2mm (Figura 7).

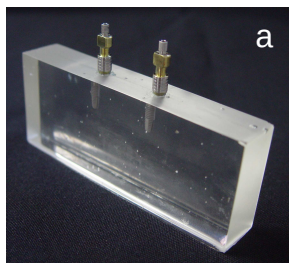
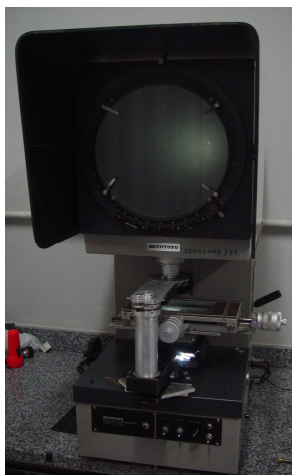


Figura 6. Polariscópio. **Figura 7.** a) Transferentes posicionados sobre os implantes no modelo fotoelástico; b) parafusos de trabalho com torque de 10N.

O modelo foi então reposicionado e observado no polariscópio para a confirmação de que a instalação dos transferentes não induziu tensões no modelo (Figura 8). Dessa forma garantiu-se que qualquer tensão que surgisse no modelo fotoelástico seria decorrente da alteração dimensional da resina utilizada no experimento.

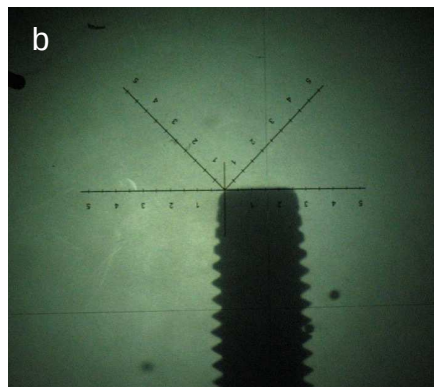
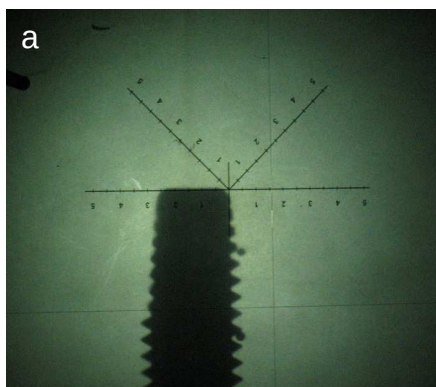


Figura 8. Região dos ápices dos implantes 1 (a) e 2 (b) com ausência de tensões após a fixação e torque do transferentes.

Foram avaliadas quatro marcas comerciais de resinas acrílicas ativadas quimicamente: Duralay I e Duralay II (Reliance Dental Mfg Co – Worth – IL – EUA); GC Pattern (G.C. América Inc – Tóquio - Japão) e Dencrilay (Dencril – Com. e Ind. de Plásticos LTDA – Caieiras – SP – Brasil) (Figura 9) e três técnicas de transferência (T) da posição dos implantes: hastes metálicas associadas com RAAQ; barra pré-fabricada de RAAQ, utilizada após 36 horas

de polimerização e fio dental associado com RAAQ. Para facilitar a descrição das técnicas, na Tabela 1 estão demonstradas as resinas e dispositivos utilizados, assim como as respectivas nomenclaturas.



Figura 9. Resinas acrílicas ativadas quimicamente utilizadas no estudo: a) Duralay I; b) Duralay II; c) GC Pattern e d) Dencrilay.

Tabela 1. Técnicas de transferência da posição de implantes.

Técnica	RAAQ	Dispositivo	Sigla
T.1	Duralay I	Haste metálica	T1.DI
	Duralay II		T1.DII
	GC		T1.GC
	Dencrilay		T1.DE
T.2	Duralay I	Barra pré fabricada	T2.DI
	Duralay II		T2.DII
	GC		T2.GC
	Dencrilay		T2.DE
T.3	Duralay I	Fio dental	T3.DI
	Duralay II		T3.DII
	GC		T3.GC
	Dencrilay		T3.DE

Na primeira técnica (T.1), foram posicionadas duas hastes metálicas, com 2mm de diâmetro, conectando os transferentes e fixadas, inicialmente, com adesivo instantâneo (Super Bonder – Henkel Ltda – Brasil). Posteriormente, acrescentou-se RAAQ ao redor dos transferentes, por meio da

técnica incremental com pincel, para finalizar a fixação das hastes aos transferentes (Figura 10).

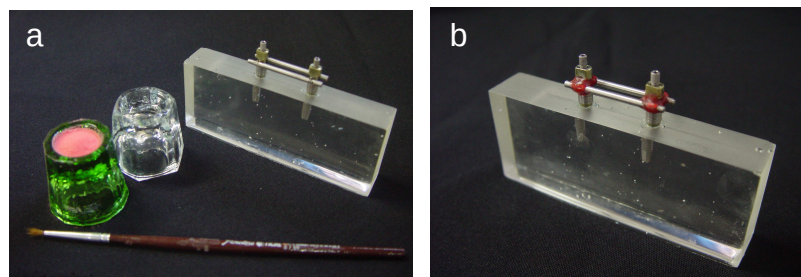


Figura 10. Técnica de transferência com hastes metálicas: a) hastes fixadas apenas com adesivo instantâneo, e potes dapen contendo RAAQ; b) hastes fixadas com RAAQ aos transferentes.

Na técnica da barra pré-fabricada (T.2) foi confeccionada barra mestre em resina acrílica ativada quimicamente, a partir da qual foi possível a obtenção de moldes em silicona laboratorial (Zetalabor e Indurent Gel – Zhermack S.p.A. – Itália). A barra apresentava entalhes que permitiram o encaixe desta sobre os transferentes presentes no modelo fotoelástico. Foi manipulada RAAQ e vertida nesse molde e após o processo de polimerização essa foi removida. Após período de pelo menos 36 horas, essas foram posicionadas e fixadas aos transferentes no modelo fotoelástico, com mínima quantidade de RAAQ, para a realização dos testes (Figura 11). Essa fixação foi realizada por meio da técnica incremental com pincel

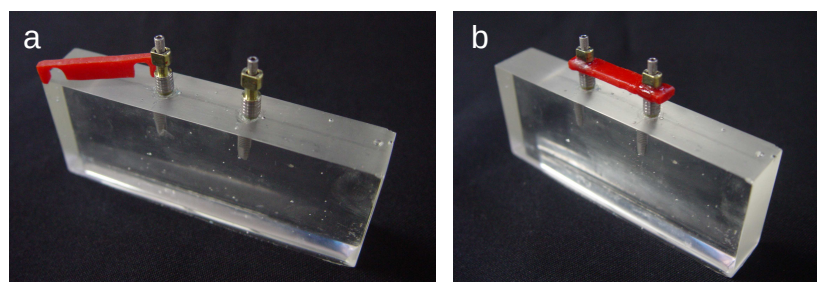


Figura 11. Técnica de transferência com barra pré-fabricada: a) barra anteriormente a fixação aos transferentes; b) barra posicionada e fixada.

Finalmente, a última técnica (T.3) consistiu em entrelaçar os transferentes com fio dental, comprimento de 20cm, e sobre este foi inserida

0,8g de RAAQ, por meio de técnica incremental com pincel, para que ocorresse a união dos transferentes. Essa quantidade de resina foi pesada com auxílio de balança digital de precisão com intuito de padronizar a quantidade utilizada para cada experimento. Nessa técnica, antes de realizar a inserção da resina sobre o fio dental, o modelo foi posicionado no polariscópio e realizada a leitura fotoelástica, para assegurar que o fio dental não induziu tensões sobre os transferentes, o que poderia ampliar o efeito produzido apenas pela contração da RAAQ (Figura 12).

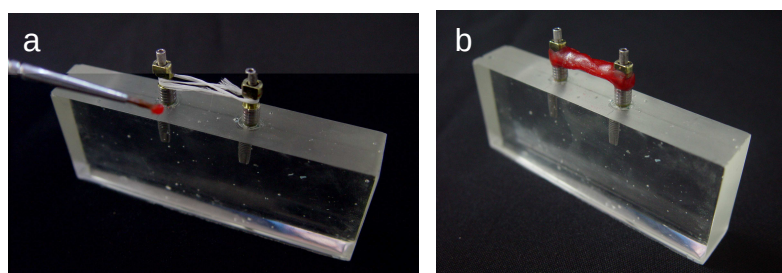


Figura 12. Técnica de transferência com fio dental: a) transferentes entrelaçados com fio dental; b) fixados com RAAQ, que foi inserida sobre o fio dental.

Cada uma das três técnicas de transferência foi executada com as quatro marcas comerciais de RAAQ, totalizando 12 experimentos. Foram avaliadas quatro regiões nos modelos fotoelásticos (AA', BB', CC', DD') e em quatro intervalos de tempo diferentes: 20 minutos, 3 horas, 24 e 36 horas após o início de fixação dos transferentes, como foi detalhado anteriormente (Figura 13).

4.5. Análise fotoelástica

Para a análise fotoelástica foi confeccionada uma grade em transparência, com eixos x, y e z, sendo que o ângulo formado entre x e z era de 45°. Essa grade foi fixada no visor do polariscópio e utilizada para determinar os pontos de análise. Foram realizadas leituras apenas nos eixos x e z, onde estavam contidos nove pontos equidistantes 0,5cm um do outro, sendo que o ponto zero correspondeu ao ápice e a cervical dos implantes e os demais pontos (0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; 3,0; 3,5 e 4,0) estavam presentes na

linha referente aos eixos utilizados. Foram avaliadas duas regiões (ápice e cervical) nos dois implantes (1 e 2) (Figura 13). Para facilitar a organização dos dados, as áreas analisadas foram determinadas como AA', BB', CC' e DD', sendo que os ápices externos do implante 1 e 2 correspondem a AA' e BB', respectivamente e as regiões cervicais internas dos implantes 1 e 2 corresponderam a CC' e DD', respectivamente. Na região dos ápices os pontos analisados foram dispostos no eixo x, que foi posicionado perpendicularmente ao longo eixo e tangenciando o ápice do implante. Já na região cervical, foi utilizado o eixo z, que apresentou ângulo de 45° com o longo eixo do implante. (Figura 13). Essas regiões foram escolhidas porque, em estudos pilotos, foram as que sofreram maior indução de tensões.

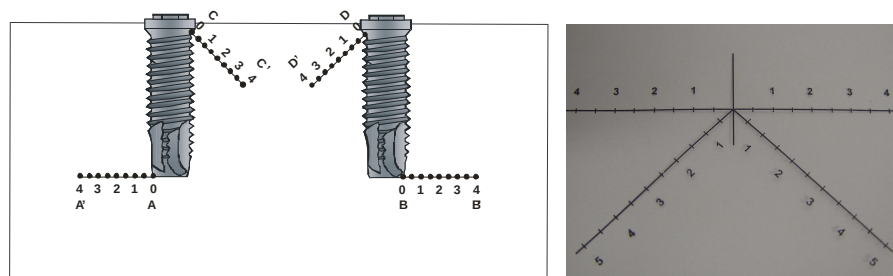


Figura 13. Pontos para análise fotoelástica: a) esquema do modelo fotoelástico com as regiões analisadas e os respectivos pontos, no implante 1 (esquerda) e implante 2 (direita); b) transparência confeccionada contendo os pontos analisados no estudo.

É importante observar que a distância entre os pontos de 0,5cm, corresponde no modelo fotoelástico, a uma distância 10 vezes menor (0,05cm), pois o sistema de lentes do polariscópio amplifica a imagem em 10 vezes.

O método de compensação de Tardy foi utilizado para a realização das leituras fotoelásticas. Esse método é amplamente utilizado para determinar frações de ordem de franjas em pontos selecionados no modelo fotoelástico. Atualmente esse método de compensação é preferido a outros métodos de compensação porque equipamentos auxiliares não são necessários e o analisador do polariscópio serve como um dispositivo de compensação (Dally & Riley, 1991).

Nesse método, inicialmente, o polariscópio em estado plano é utilizado, e assim as isoclínicas podem ser utilizadas para estabelecer as

direções das tensões principais no ponto de interesse. O eixo do polarizador é então alinhado com a direção das tensões principais, e os outros elementos do polariscópio são orientados para produzirem um campo escuro padrão do polariscópio circular. O polariscópio é retornado para a posição de circular e as leituras das ordens de franjas (isocromáticas) é efetuada. O analisador é então girado até ocorrer a extinção da luz no ponto de interesse. A precisão desse método depende da qualidade do filtro de um quarto de onda empregado no polariscópio, mesmo assim, a precisão de mais ou menos 0,02 franjas pode ser alcançada. Para ilustrar esse método, considere-se um hipotético padrão de franja em um campo escuro e pontos de interesse (Figura 14). No ponto P1, que está entre as franjas de ordem 2 e 3, o valor designado para “N” é 2. Quando o analisador sofre rotação de um ângulo “ ϕ ”, a segunda ordem de franja moverá para o ponto P1. A ordem de franja no ponto P1 é então dada por $N=2+ \phi /\pi$. Para o ponto P2 o valor de “N” também é 2, e o analisador sofre rotação de um ângulo ϕ_1 até a segunda ordem de franja atingir o ponto P2, dando o valor para a ordem de franja de $N=2+ \phi_1/\pi$. Nesta situação “N” também pode ser designado como 3, e o analisador sofre rotação na direção contrária de um ângulo $-\phi_2$, até a terceira ordem de franja atingir o ponto P2. Neste caso, a ordem de franja é dada por $N=3- \phi_2/\pi$, que deve ser semelhante ao valor $N=2+ \phi_1/\pi$ obtido anteriormente. (Dally & Riley, 1991).

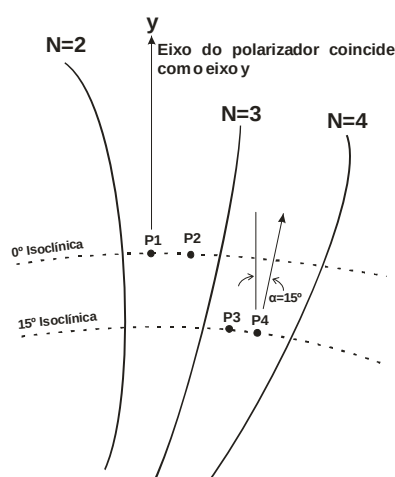


Figura 14. Localização dos pontos de interesse relativo aos padrões de franjas isoclínicas e isocromáticas. (Dally & Riley, 1991).

Entre os períodos de análises, os modelos foram mantidos em temperatura ambiente e sem aplicação de cargas externas. Após a esplintagem dos transferentes, em nenhum momento estes foram removidos dos modelos fotoelásticos até o completo período de 36 horas de avaliação (Figura 15). A remoção e reposição do conjunto poderiam induzir tensões nos implantes após o reaperto do parafuso de trabalho.

A relação entre a ordem das franjas (N) e sua posição (cm), até o ponto de origem, foi tabelada como exemplificado na Tabela 2, sendo repetido em todas as regiões (Apêndice A). 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 16) (Oliveira, 2007). No apêndice A estão mostrados todos os gráficos correspondentes aos experimentos estudados, conforme Tabela 1.

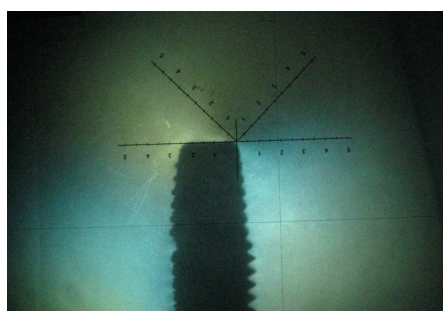


Figura 15. Região BB' do experimento T3.DE após 36 horas, avaliada no polariscópio circular.

Tabela 2 - Pontos avaliados na região AA' e respectivas ordens de franjas em T3.DE após 36 horas.

Pontos (cm)	Ordem de Franja (N)
0,0	0,228
0,5	0,178
1,0	0,156
1,5	0,133
2,0	0,100
2,5	0,094

3,0	0,094
3,5	0,050
4,0	0,039

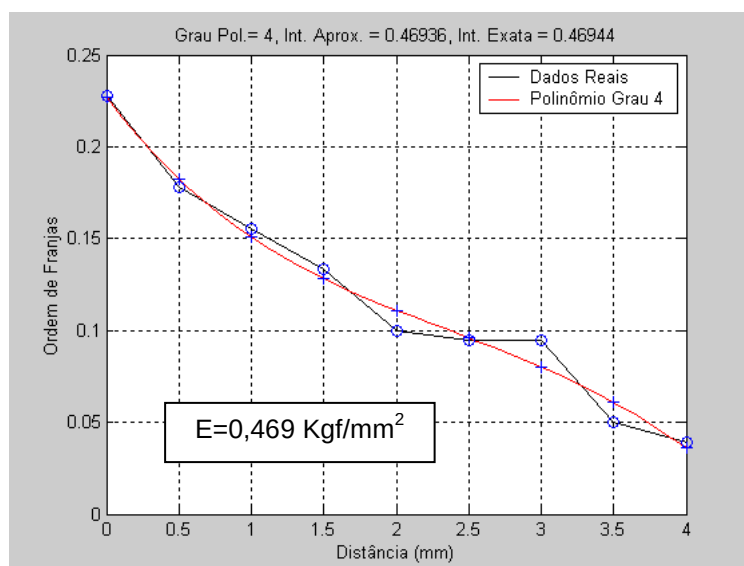


Figura 16. Gráfico da região BB' em T3.DE após período de 36 horas com resina Dencrilay.

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 um parâmetro proporcional à energia de distorção (E), distribuída na região correspondente a cada uma das quatro linhas analisadas. 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). Portanto, cada região estudada gerou um gráfico.

A observação dos efeitos fotoelásticos possibilitou a realização de análise qualitativa e quantitativa dos resultados, permitindo, posteriormente, que os dados coletados fossem analisados estatisticamente.

4.6. Cálculo da força exercida pela resina

Com intuito de calcular a força gerada pela alteração dimensional da RAAQ sobre os transferentes, foi realizado um experimento controle onde a força exercida sobre os transferentes era conhecida. A partir desse teste, foi possível calcular a força nos demais testes. Para a calibração dessa força, foi

construído um sistema composto por dois transferentes quadrados, um análogo de implante com plataforma de 4,1mm (Sistema de Implantes Nacionais – São Paulo – SP – Brasil), um anel de borracha e um recipiente plástico com uma alça confeccionada com fio dental.

Inicialmente foi confeccionado um modelo de gesso contendo um análogo de implante, com longo eixo perpendicular à superfície superior do modelo, sobre o qual foi aparafusado um transferente quadrado. Na Figura 17 estão ilustrados os procedimentos para calibração da força. Na segunda parte do sistema um anel de borracha foi inserido ao redor da porção mais estreita do outro transferente e a alça do recipiente plástico foi confeccionada de forma que penetrava pelo interior desse transferente. Após a confecção das duas partes, o anel de borracha foi também inserido ao redor do transferente que estava aparafusado. O modelo foi posicionado e fixado sobre uma bancada, de modo que o recipiente plástico ficasse suspenso. Foram então colocadas esferas de chumbo nesse recipiente e, de acordo com o aumento da quantidade de chumbo utilizada, o anel de borracha apresentava uma determinada deformação devido à força peso (P). Como o objetivo era ter um padrão de comparação para aplicar nos modelos fotoelásticos, foi provocada uma deformação do elástico igual à distância interimplantar dos modelos fotoelásticos, ou seja, 25 milímetros de centro a centro dos implantes. Como não havia possibilidade de medir com essas referências, foi medido a partir da superfície externa dos transferentes (28,5mm) . Esse procedimento foi repetido 10 vezes e foi realizada a média desses valores, com resultado de 171,01 gramas. Para a medição desse peso foi utilizada balança digital de precisão (Bell Engineering – Mark 4100 Classe II Max: 4100g; Min: 200mg; $d=10\text{mg}$; $e=100\text{mg}$). Após a aplicação desse valor na fórmula ($F=m.a$), onde: F = Força (N); m = massa (Kg) e a =aceleração da gravidade ($9,81 \text{ m/s}^2$), a força média obtida foi de 1,678N.

Realizado esse teste, o mesmo anel de borracha foi inserido ao redor dos dois transferentes que estavam aparafusados no modelo fotoelástico, provocando uma força já conhecida. O modelo foi posicionado no polariscópio e foram realizadas as leituras nas regiões AA', BB', CC' e DD', de forma

semelhante à realizada com os dispositivos e resinas acrílicas usadas neste trabalho. Foi então calculada a energia de distorção (E) gerada pelo anel de borracha (Apêndice A). Sabendo a força exercida pelo anel de borracha e a resposta fotoelástica para essa força, pode-se calcular a força nos demais experimentos, aplicando a fórmula $F_a/E_a = F_r/E_r$, onde F_a = força do anel de borracha, no modelo (N); E_a = energia de distorção provocado pelo anel de borracha, no modelo; F_r = força provocada pela contração da resina, no modelo (N) e E_r = energia de distorção provocada pela resina, no modelo (Murphy, 1950).

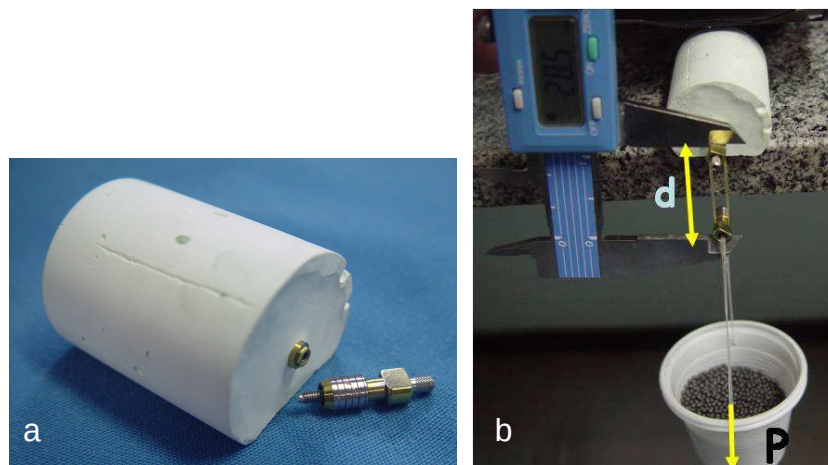


Figura 17. Procedimentos para calibração da força: a) modelo de gesso contendo análogo de implante; b) teste para cálculo da massa necessária para deformação do anel de borracha.

5. RESULTADOS

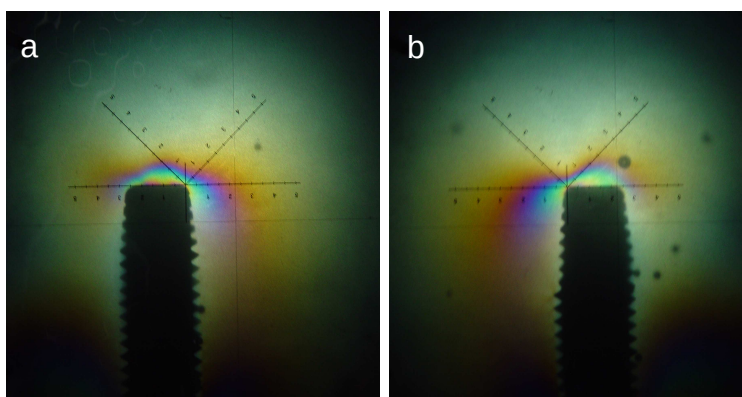
5. RESULTADOS

A princípio foram determinadas quatro áreas de análise, AA' e BB', que correspondem aos ápices dos implantes e CC' e DD', que correspondem às cervicais dos implantes. Todos os resultados estão dispostos no apêndice A. Entretanto, apenas os valores das regiões de ápices foram utilizados para a análise final dos resultados, pois na região cervical houve o surgimento de efeito de bordo no modelo fotoelástico, o que comprometeu a confiabilidade dos dados nessa região.

O experimento controle, com anel de borracha, foi realizado para obter-se uma resposta fotoelástica padrão, que, com força conhecida, possibilitou o cálculo da força gerada pela alteração dimensional da resina acrílica ativada quimicamente. Os valores da energia de distorção (E), em Kgf/mm², nas regiões AA' e BB' e da força média gerada no modelo fotoelástico, estão dispostos na Tabela 3 e ilustrados na Figura 17.

Tabela 3. Valores da energia de distorção (E), para anel de borracha (grupo controle) nas regiões AA' e BB' com as respectivas forças.

Região	AA'	BB'	Média	Força (N)
Técnica	(E)	(E)	(E)	F _a
Anel de borracha	3,495	3,645	3,570	1,678



Figuras 18. Resposta fotoelástica nas regiões AA' (a) e BB' (b) para o grupo controle (anel de borracha);

Nas três técnicas de transferência da posição de implantes, com o uso das quatro resinas, a energia de distorção foi calculada em quatro tempos

diferentes, nas mesmas regiões do grupo controle. A partir da média dessas energias calcularam-se as forças que cada experimento gerou nos implantes (Tabelas 4 a 7). O gradiente de tensões das regiões AA' e BB', após período de 36 horas na técnica com o fio dental, estão ilustrados nas Figuras 19 a 22.

Tabela 4. Valores da energia de distorção (E), nos quatro tempos de avaliação, para resina Duralay I nas regiões AA' e BB' com as respectivas forças.

Tempo	AA'-20min	AA'-3hs	AA'-24hs	AA'-36hs	Média A	Força (N)
Técnica	(E)	(E)	(E)	(E)	(E)	F_A
Haste	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Barra	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Fio	0,065	0,020	0,045	0,057	0,047	0,022
Tempo	BB'-20min	BB'-3hs	BB'-24hs	BB'-36hs	Média B	Força (N)
Técnica	(E)	(E)	(E)	(E)	(E)	F_B
Haste	0,017	0,019	0,041	0,032	0,027	0,012
Barra	0,047	0,132	0,095	0,135	0,102	0,047
Fio	0,292	0,398	0,347	0,387	0,356	0,164

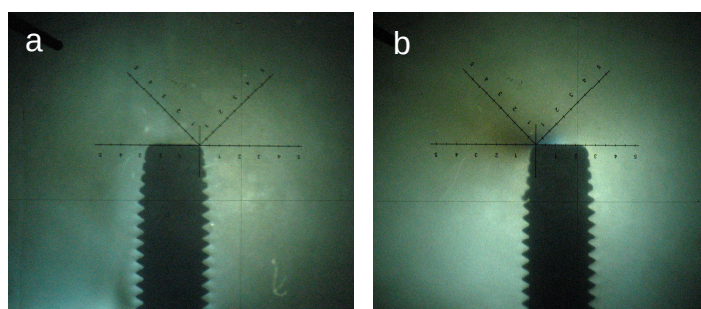


Figura 19. Resposta fotoelástica nas regiões AA' (a) e BB' (b) na técnica com fio dental e resina Duralay I, após período de 36 horas.

Tabela 5. Valores da energia de distorção (E), nos quatro tempos de avaliação, para resina Duralay II nas regiões AA' e BB' com as respectivas forças.

Tempo	AA'-20min	AA'-3hs	AA'-24hs	AA'-36hs	Média A	Força (N)
Técnica	(E)	(E)	(E)	(E)	(E)	F_A
Haste	0,000	0,019	0,056	0,034	0,027	0,013
Barra	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Fio	0,295	0,313	0,462	0,365	0,359	0,172
Tempo	BB'-20min	BB'-3hs	BB'-24hs	BB'-36hs	Média B	Força (N)
Técnica	(E)	(E)	(E)	(E)	(E)	F_B
Haste	0,000	0,000	0,025	0,023	0,012	0,006
Barra	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Fio	0,249	0,225	0,376	0,329	0,295	0,136

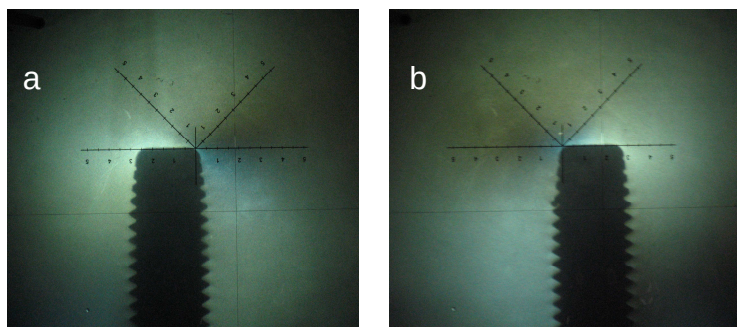
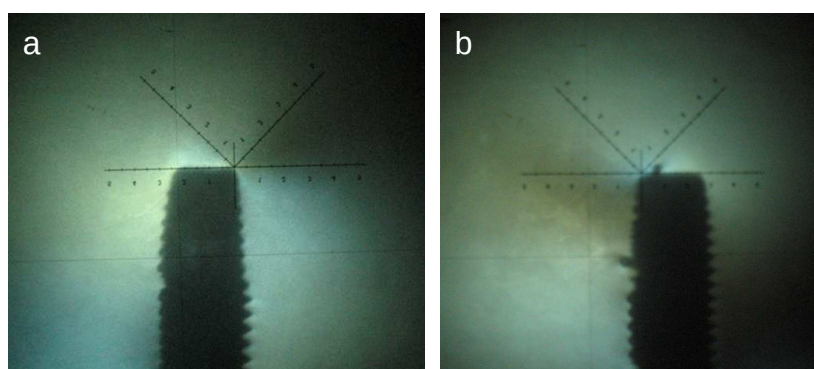


Figura 20. Resposta fotoelástica nas regiões AA' (a) e BB' (b) na técnica com fio dental e resina Duralay II, após período de 36 horas.

Tabela 6. Valores da energia de distorção (E), nos quatro tempos de avaliação, para resina GC Pattern nas regiões AA' e BB' com as respectivas forças.

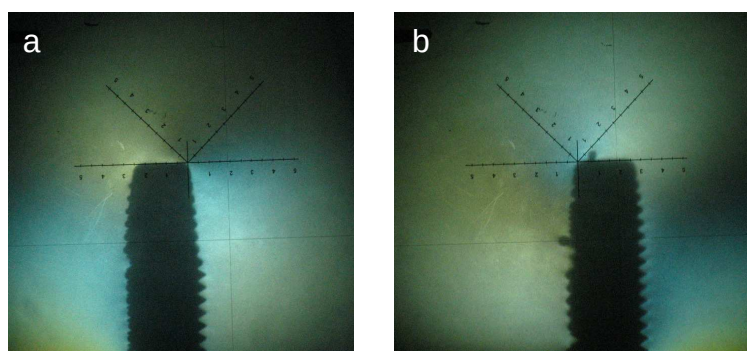
Tempo	AA'-20min	AA'-3hs	AA'-24hs	AA'-36hs	Média A	Força (N)
Técnica	(E)	(E)	(E)	(E)	(E)	F_A
Haste	0,000	0,000	0,040	0,028	0,019	0,009
Barra	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Fio	0,205	0,254	0,243	0,208	0,228	0,109
Tempo	BB'-20min	BB'-3hs	BB'-24hs	BB'-36hs	Média B	Força (N)
Técnica	(E)	(E)	(E)	(E)	(E)	F_B
Haste	0,000	0,000	0,071	0,024	0,024	0,011
Barra	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Fio	0,207	0,230	0,244	0,177	0,214	0,099



Figuras 21. Resposta fotoelástica nas regiões AA' (a) e BB' (b) na técnica com fio dental e resina GC Pattern, após período de 36 horas.

Tabela 7. Valores da energia de distorção (E), nos quatro tempos de avaliação, para resina Dencrilay nas regiões AA' e BB' com as respectivas forças.

Tempo	AA'-20min	AA'-3hs	AA'-24hs	AA'-36hs	Média A	Força (N)
Técnica	(E)	(E)	(E)	(E)	(E)	F_A
Haste	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Barra	0,026	0,049	0,198	0,205	0,120	0,057
Fio	0,436	0,376	0,432	0,384	0,407	0,195
Tempo	BB'-20min	BB'-3hs	BB'-24hs	BB'-36hs	Média B	Força (N)
Técnica	(E)	(E)	(E)	(E)	(E)	F_B
Haste	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Barra	0,047	0,072	0,130	0,169	0,104	0,048
Fio	0,424	0,298	0,384	0,469	0,394	0,181



Figuras 22. Resposta fotoelástica nas regiões AA' (a) e BB' (b) na técnica com fio dental e resina Dencrilay, após período de 36 horas.

Com interesse em verificar a existência ou não de diferenças estatisticamente significantes entre os valores relativos a técnica de transferência com hastes metálicas, barra e fio dental, quando comparados os valores das energias em AB, obtidos com as quatro resinas, foi aplicada a Análise de Variância, seguida do teste de Tukey. O nível de significância foi estabelecido em 0,05, em uma prova bilateral. Os resultados estão demonstrados na tabela 8.

Tabela 8. Valores de F e das probabilidades obtidos após aplicação da Análise de Variância, e o teste de Tukey aos valores relativos às Hastes metálicas, barra e fio dental, quando comparados os valores de AB, obtidos com as quatro resinas (*p < 0,05).

Variáveis Analisadas	Valores de F	Probabilidades
Hastes metálicas	2,152	0,116
Barras	10,100	0,000*
Fios	7,444	0,001*

De acordo com os resultados demonstrados na tabela 8 foram encontradas diferenças, estatisticamente significantes, entre os valores relativos às barras e aos fios. Como não houve diferença estatisticamente significativa para hastes metálicas, foi aplicado o teste de Tukey apenas para barra e fio dental. Nos quadros 1 e 2, estão demonstradas as direções destas diferenças, obtidas por meio do teste de Tukey, onde: Dencrilay (1), Duralay I (2), Duralay II (3) e Gc (4).

Quadro 1. Resultados do teste de Tukey, com relação à barra (N= número de amostras)

Resinas	N	$\alpha = 0.05$	
		1	2
3,00	8	,0000	,0112
4,00	8	,0000	
2,00	8	,0051	
1,00	8		

De acordo com os resultados demonstrados no quadro 1, observa-se que os valores obtidos com a resina Dencrilay foram significativamente mais elevados do que os obtidos com as outras três resinas. Entre as resinas Duralay I, Duralay II e GC, não houve diferenças estatisticamente significantes.

Quadro 2. Resultados do teste de Tukey, com relação ao fio dental (N= número de amostras).

Resinas	N	$\alpha = 0.05$	
		1	2
2,00	8	,0201	
4,00	8	,0221	
3,00	8	,0327	,0327
1,00	8		,0401

De acordo com os resultados demonstrados no quadro 2, observa-se que os valores obtidos com a resina Dencrilay, foram significativamente mais elevados do que os obtidos com as resinas Duralay I e GC. Com relação a Duralay II, esta apresentou valores intermediários. Entre as resinas Dencrilay e Duralay II não houve diferenças estatisticamente significantes, o mesmo acontecendo com as resinas Duralay I, Duralay II e GC.

Com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças estatisticamente significantes, entre os valores das Hastes metálicas, comparados com os valores das barras e com os valores dos fios dentais, foi aplicado o teste de Friedman, aos dados obtidos com cada uma das quatro resinas. O nível de significância foi estabelecido em 0,05, em uma prova bilateral. Os resultados estão demonstrados na tabela 9.

Tabela 9. Probabilidades obtidas, após aplicação do teste de Friedman aos valores das Hastes metálicas, comparados com os valores das barras e dos fios, considerando-se os resultados de cada uma das quatro resinas (* $p < 0,05$).

Variáveis Analisadas	Probabilidades
Hastes x barras x fios – Dencrilay	0,000*
Hastes x barras x fios – Duralay I	0,001*
Hastes x barras x fios – Duralay II	0,001*
Hastes x barras x fios – GC	0,001*

De acordo com os resultados demonstrados na tabela 9, foram encontradas diferenças, estatisticamente significantes, entre todos os valores comparados. Como o teste de Friedman não indica a direção das diferenças, foi aplicado o teste de Wilcoxon às séries de dados, combinadas duas a duas. O nível de significância foi estabelecido em 0,05, em uma prova bilateral. Os resultados estão demonstrados na tabela 10.

Tabela 10. Probabilidades obtidas após aplicação do teste de Wilcoxon aos valores das Hastes metálicas, comparados com os das barras e fios dentais, com cada uma das quatro resinas (*p < 0,05).

Variáveis Analisadas	Probabilidades
Hastes x barras – Dencrilay	0,012*
Hastes x fios – Dencrilay	0,012*
Barras x fios – Dencrilay	0,012*
Hastes x barras – Duralay I	0,068
Hastes x fios – Duralay I	0,012*
Barras x fios – Duralay I	0,012*
Hastes x barras – Duralay II	0,043*
Hastes x fios – Duralay II	0,012*
Barras x fios – Duralay II	0,012*
Hastes x barras – GC	0,068
Hastes x fios – GC	0,012*
Barras x fios – GC	0,012*

De acordo com os resultados demonstrados na tabela 10, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes apenas quando comparado hastes metálicas e barras utilizando tanto a resina Duralay I, como a GC Pattern.

A técnica com fio dental apresentou os maiores valores para as quatro resinas avaliadas no estudo.

Para a resina Dencrilay a técnica com hastes metálicas sempre apresentou os menores valores e para a resina Duralay II a técnica com barras pré-fabricadas apresentou os menores valores.

Para melhor visualização dos resultados, realizando as médias entre as forças de AA' e BB' (F_{AB}), para cada técnica e resina utilizadas, obteremos os resultados da Tabela 11.

Tabela 11. Força média nos implantes para cada técnica e resina utilizada.

Técnica \ Resina	Duralay I	Duralay II	GC	Dencrilay
Haste	0,006	0,010	0,010	0,000
Barra	0,024	0,000	0,000	0,053
Fio	0,093	0,154	0,104	0,188

A Figura 23 sintetiza os valores mostrados na Tabela 8 e ilustra, graficamente, os resultados obtidos na análise estatística.

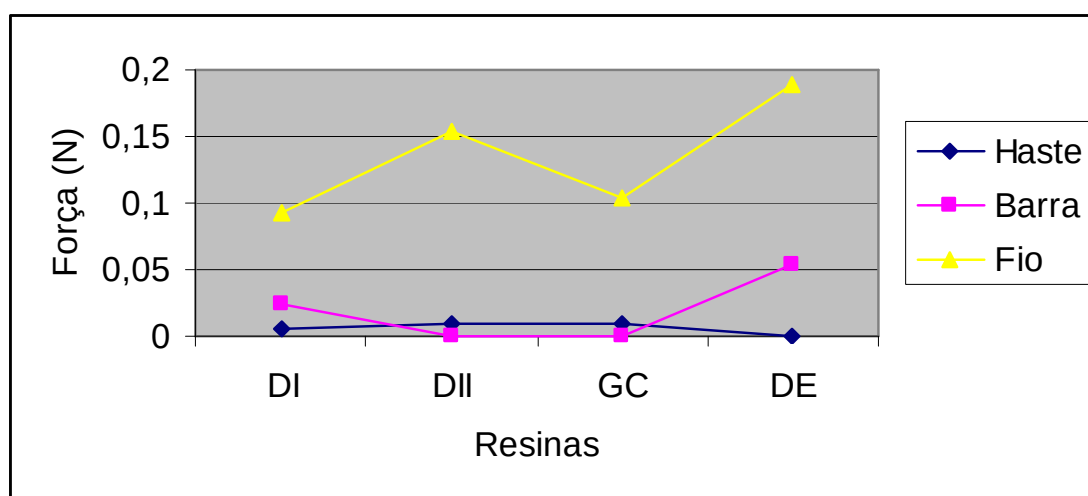


Figura 23. Valores médios das forças, obtidas a partir das energias nas regiões AA' e BB', para as três técnicas e quatro resinas utilizadas.

6. *DISCUSSÃO*

6. DISCUSSÃO

A análise visual do efeito fotoelástico, decorrente de forças aplicadas ao modelo experimental, é algo fascinante e mostra a ocorrência e o sentido de dissipação do fenômeno a ser estudado. Mas essa visualização representa apenas a qualidade do efeito, o que torna necessário a busca da quantificação do fenômeno ocorrido.

Devido à fácil visualização dos resultados gerados, a fotoelasticidade é uma metodologia amplamente empregada (Waskewicz et al., 1994; Guichet et al., 2000; Coêlho, 2003; Oliveira et al., 2004; Godoy, 2004; Guimarães, 2004; Badaró-Filho, 2004; Oliveira, 2007; Araújo-Filho, 2007; Maia, 2007; Markarian, et al., 2007). A técnica da fotoelasticidade é uma técnica muito precisa, no entanto, como todas outras metodologias, apresenta algumas limitações. A avaliação de regiões próximas ao bordo do modelo fotoelástico apresenta limitações, pois há o surgimento de efeito de bordo e tensões residuais decorrentes do processo de polimerização. Segundo Dally & Rile, em 1991, o efeito de bordo é causado pela difusão de vapor de água do ar para o interior do plástico ou do plástico para o ar. É induzido com o tempo e pode ser visualizado quando um modelo fotoelástico é confeccionado e analisado durante determinado período sem a aplicação de carga. Tensão é induzida nas bordas do modelo de forma a produzir uma franja ou uma série de franjas paralelas a superfície do modelo. A influência dessa tensão na análise fotoelástica é muito danosa. O padrão de franja observado é devido à superposição de dois estados de tensão, o primeiro associado com a carga e o segundo resultado da tensão induzida pelo efeito de bordo. Se esse efeito for elevado o erro induzido pode ser grande na determinação de tensões nas extremidades do modelo. Por esse motivo os resultados das regiões CC' e DD' não foram explorados. Por outro lado, esse efeito de bordo não afeta o interior do modelo, sendo que os resultados obtidos nos ápices dos implantes, nas regiões AA' e BB', foram totalmente isentos de efeito de bordo e tensões residuais. De acordo com o Princípio de Saint-Venant, se as forças que estão atuando em uma pequena parte da superfície de um corpo elástico são substituídas por outro sistema de força estatisticamente equivalente e atuando

na mesma parte da superfície, essa redistribuição de cargas produz mudanças consideráveis nas tensões locais, mas com um efeito negligenciável nas tensões a distância, que são maiores em comparação com as dimensões lineares da superfície onde as forças são alteradas. Portanto, a aplicação de carga externa afeta a distribuição de tensões apenas nas bordas do modelo, não havendo consequências para áreas distantes, no caso deste trabalho as regiões de ápices dos implantes (Timoshenko & Goodier, 1951).

O método utilizado para calcular os valores de força gerados nas regiões AA' e BB' pelas resinas acrílicas gerou resultados confiáveis, podendo ser utilizados para outros experimentos que necessitem calcular a força gerada por algum sistema. Alguns trabalhos, como os de Markarian et al., Celik & Uludag, ambos em 2007, propuseram avaliação fotoelástica qualitativa, que se baseia em análise subjetiva dos resultados, que, em alguns casos, é insuficiente para tornar confiável os resultados obtidos. O cálculo da força e da energia de distorção (E) proporciona uma visualização mais simples e compreensível e uma análise quantitativa objetiva dos resultados, gerando um padrão de comparação mais confiável.

A RAAQ é usualmente utilizada na realização de esplintagem, intraoralmente, dos transferentes de moldagem para moldeira aberta. Vários autores relataram que a técnica de transferência da posição dos implantes de forma direta e com esplintagem geram modelos de trabalhos mais precisos que as demais técnicas (Assunção et al., 2002 e 2004; Naconecy et al., 2004). No entanto, Choi et al. (2007) não encontraram diferença estatisticamente significativa entre as técnicas diretas esplintadas e não esplintadas.

Várias formas de esplintagem podem ser utilizadas, cada uma com suas vantagens e desvantagens. A técnica que utiliza fio dental, como arcabouço para a RAAQ, é amplamente empregada e demanda maior tempo clínico para ser aplicada (Albrektsson & Zarb, em 1989; Spector et al., 1990; Hsu et al., 1993; Philips, et al., 1994; Herbst et al., em 2000). Outras formas para a realização da esplintagem são as barras pré-fabricadas (Dumbrigue et al, 2000) e Chang & Wright (2006) e as hastes metálicas (Naconecy et al., 2004),

que utilizam menor quantidade de resina e necessitam de menor tempo para serem realizadas.

Dumbrigue et al. (2000) e Chang & Wright (2006), propuseram a utilização de barras pré-fabricadas em RAAQ, para a esplintagem dos transferentes. Esta deve ser utilizada após período de no mínimo 17 minutos após o tempo de polimerização, mas para a obtenção de resultados ideais necessitam de um período de 24 horas. Essas barras eram fixadas aos transferentes, possibilitando a esplintagem, sendo que o objetivo desse tempo de espera foi minimizar os efeitos da contração de polimerização e potenciais fontes de erros. Pois, quando grandes volumes de resina são usados para esplintar os transferentes intraoralmente, essa contração pode gerar distorções. As vantagens dessa técnica são facilidade de confecção das barras e de aplicação na cavidade oral e a necessidade de menor quantidade de resina no momento da moldagem. Esses trabalhos estão de acordo com os resultados encontrados, pois a esplintagem com barra pré-fabricada apresentou menor energia de distorção que a técnica com fio dental, independentemente da resina utilizada. E quando utilizadas as resinas GC Pattern ou Duralay II, foi a técnica que apresentou menor valor de energia de distorção, não induzindo tensões nos transferentes. No entanto, o tempo de espera para a utilização dessa barra deve ser, idealmente de 36 horas, pois neste estudo identificaram-se alterações dimensionais entre os períodos de 24 e 36 horas. Concordando com Mojon et al. (1990), que relataram não haver alteração dimensional após 30 horas.

A técnica com hastes metálicas apresentou valores inferiores a técnica com fio dental em todas as resinas avaliadas, portanto o volume de resina interferiu no processo de transferência, contradizendo Hsu et al., em 1993, que não encontraram diferença estatística entre essas técnicas e Herbst et al, em 2000, que chegaram a conclusão de que o volume utilizado de resina acrílica Duralay (Reliance dental Mfg., Worth, III) no procedimento de transferência foi um fator que não afetou a exatidão do modelo de trabalho. Ao contrário de Spector et al., em 1990, os quais argumentaram que a tensão residual em uma matriz de Duralay (Reliance dental Mfg., Worth, III) poderia

ser liberada na remoção do molde e afetar a precisão dos pilares no modelo de trabalho e que a distorção aumenta proporcionalmente com a massa de resina utilizada.

Outra técnica utilizada, *in vitro*, foi a esplintagem dos transferentes com fio dental e RAAQ e, após período de 24 horas, realizou-se a secção dessa massa de resina e RAAQ foi inserida apenas na canaleta criada após a secção (Burawi et al., 1997; Vigolo et al., 2003 e 2004). Clinicamente essa técnica torna-se inviável devido ao tempo de espera, mas funcionaria semelhantemente a barra pré-fabricada. Cabral et al., em 2007 utilizaram essa técnica, mas aguardando apenas 17 minutos para realizar a secção da resina e nova esplintagem, comparando com outras três técnicas de transferência. Apesar de não encontrar diferenças estatisticamente significantes, a esplintagem com fio dental sem secção apresentou os piores resultados, concordando com os resultados desse trabalho. Já a técnica com secção apresentou os valores mais próximos do modelo padrão. Segundo Mojon, et al., em 1990, nesse período (17 minutos) ocorre a maior parte da contração da RAAQ, portanto a contração de polimerização é amenizada. No entanto, para as resinas GC e Duralay II, aplicando a técnica das hastes, houve indução de tensão nos transferentes apenas após período de 24 horas e 3 horas, respectivamente. Portanto, a contração de polimerização contínua da resina pode gerar alterações, se houver um tempo de espera de apenas 17 minutos.

Spector et al., em 1990, relataram que a distorção aumenta proporcionalmente com a massa de resina acrílica utilizada, o mesmo encontrado neste trabalho, pois as técnicas com barras e hastes metálicas, que utilizam menor quantidade de resina, apresentaram melhores resultados que a técnica com fio dental. Apesar da técnica com barra utilizar quantidade de resina semelhante a técnica com fio dental, a maior parte da massa de resina dessa foi utilizada apenas 36 horas após a polimerização. Após esse período a RAAQ já não apresenta alterações dimensionais (Mojon et al., 1990).

Cho e Chee, em 1995, após comparar a resina acrílica Duralay e GC Pattern como materiais indexadores para soldagem, verificaram que os dois materiais testados geraram alterações dimensionais após um período de

apenas dez minutos. O tempo médio de polimerização foi de 7 e 3 minutos, respectivamente. Esses resultados corresponderam parcialmente com resultados encontrados neste estudo, pois a resina Duralay I sofreu alteração dimensional após 20min em todas as técnicas, no entanto a resina GC Pattern, quando utilizada a barra pré-fabricada, não apresentou alterações. Apesar da Duralay I ter gerado tensões nos transferentes nessa técnica, não houve diferenças estatísticas entre as duas resinas em nenhuma das técnicas avaliadas. Como o tempo de polimerização da resina GC é consideravelmente menor, a utilização desta torna-se mais interessante.

Não obstante, os vários trabalhos já realizados sobre o tema, com destaque para os dispositivos de transferência e tipos de resinas acrílicas, nenhum outro, com base nas referências citadas, mencionam a grandeza de força nos implantes. Neste trabalho, a maior força encontrada foi de 0,2N (20g). Este valor de força pode comprometer a precisão do processo de transferência da posição de implantes? Estudos complementares devem ser realizados com intuito de gerar maiores esclarecimentos.

7. CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Com os resultados obtidos neste trabalho pode-se concluir que:

1. A técnica de transferência da posição dos implantes mais apropriada foi a com hastes metálicas;
2. As resinas mais apropriadas para a transferência da posição dos implantes são a Duralay I, Duralay II e GC, exceto quando a técnica das hastes metálicas é utilizada, onde não há diferença entre as resinas;
3. A máxima força sobre os implantes foi de 0,2N (20g), que ocorreu quando foi utilizada a técnica de transferência com fio dental e resina Dencrilay;
4. Para as técnicas com barra ou hastes metálicas, a força sobre os implantes, independentemente da resina, foi menor que 0,05N (5g).

REFERÊNCIAS

1. Adell R, Hansson BO, Brånemark P-I, Breine U. Intra-osseous anchorage of dental prostheses II. Review os Clinical Approaches. **Scand J Plast Reconstr Surg**. 1970;4:19-34.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-years study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. **Int J Oral Surg**. 1981;10:387-416.
3. Albrektsson T, Zarb GA. **The Brånemark Osseointegrated Implant**. Chicago: Quintessence; 1989.
4. Araújo-Filho GC. **Distribuição das tensões geradas em implantes interconectados com barra Dolder, após solda a laser**. [dissertação] Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2007.
5. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of Implant Impression Splinted Techniques: Effect of Splinting Material. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1999;14:885-888.
6. Assunção WG, Gennari-Filho H, Goiato MC. Avaliação do comportamento de dois silicones nas moldagens para tranferência de implantes com diferentes inclinações. **Revista Odontológica de Araçatuba**. 2002;23(1):42-48.
7. Assunção WG, Gennari-Filho H, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. **Implant Dent**. 2004;13(4):358-66.
8. Badaró-Filho CR. **Análise do campo de tensões em um sistema barra Dolder utilizando a técnica fotoelástica**. [dissertação] Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2004.
9. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg**. 1969;3:81-100.
10. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. **J Prosthet Dent**. 1997;77:68-75.

11. Cabral LM, Guedes, CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. **Implant Dent.** 2007; 16(2):187-194.
12. Campos-Junior A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica: parte I – campo de aplicação. **Estomat. Cult.** 1986; 16(1): 20-5.
13. Caputo AA, Standlee JP. **Biomechanics in clinical dentistry.** Chicago: Quintessence; 1987.
14. Cardoso AC, Adriani-Junior W, Vasconcellos DK, Souza DC, Bianchini MA, Mangini RS. **O Passo-a-Passo da Prótese sobre Implante Da 2ª Etapa Cirúrgica à Reabilitação Final.** São Paulo: Santos; 2005.
15. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implantretained mandibular overdentures. **J Prosthet Dent.** 2007;97:229-35.
16. Chang BMW, Wright RF. A solid bar splint for open-tray implant impression technique. **J Prosthet Dent.** 2006; 96:143-4.
17. Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J.* 2006; 201(7):429-432.
18. Cho GC, Chee WW. Efficient soldering index materials for fixed partial dentures and implant substructures. **J Prosthet Dent.** 1995;73(5):424-7.
19. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2007;22(5):761-8.
20. Coêlho TMK. **Estudo de sistema de retenção odontológicos, barra tipo Dolder e o'ring, usando análise das tensões por fotoelasticidade.** [dissertação] Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2003.
21. Dally JW, Riley WF. **Experimental Stress Analysis.** Mcgraw-Hill: New york; 1991.
22. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. **J Prosthet Dent.** 2000;84:108-110.

23. Godoy MHR. **Distribuição das tensões geradas por implantes interconectados com barra Dolder, após soldagem da barra.** [dissertação] Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2004.
24. Gomide HA. Study of human bones by 2D e 3D photoelasticity. **Revista Ciência e Engenharia.** 1998;7(1):5-10.
25. Gomide HA, Rosa CA. Aplicação da fotoelasticidade na biomecânica. **Proc. XI COBEM.** 1991;259-262.
26. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of Fit and Marginal Opening in Screw- or Cement-Retained Implant Fixed Partial Denture Designs. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15:239-245.
27. Guimarães JBG. **Avaliação de barras indicadas como sistema de retenção em próteses mucossuportadas-implantorretidas utilizando técnica fotoelástica.** [dissertação] Uberlândia: Faculdade de Odontologia/UFU; 2004.
28. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation Of Impression Accuracy For Osseointegrated Implant Supported Superstructures. **J Prosthet Dent.** 2000;83:555-561.
29. Hsu C-C, Millstein PL, Stein RS. A Comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. **J Prosthet Dent.** 1993;69:588-593.
30. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of Implant Master Casts Constructed From Transfer Impressions. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1990;5:331-336.
31. Inturregui JÁ, Aquilino AS, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. **J Prosthet Dent.** 1993;69:503-509.
32. Maia LGM. **Avaliação em modelo fotoelástico do sistema de força gerado pela mola “T” de retração.** [dissertação] Araraquara: Faculdade de Odontologia/UNESP; 2007.
33. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress Distribution after Installation of Fixed Frameworks with Marginal Gaps over Angled and Parallel Implants: A Photoelastic Analysis. **J Prosthodont.** 2007;16:117-122.

34. McDonnell T, Houston F, Byrne D, Gorman C, Claffey N. The effect of time lapse on the accuracy of two acrylic resins used to assemble an implant framework for soldering. **J Prosthet Dent.** 2004;91(6):538-40.
35. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. **J Prosthet Dent.** 1990;64:684-688.
36. Murphy CEG. **Similitude in Engineering.** The Ronald Press Company: New York; 1950.
37. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RSA, Frasca LCF, Cervieiri A. Evaluation of the Accuracy of 3 Transfer Techniques for Implant-Supported Prostheses with Multiple Abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2004;19:192-198.
38. Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the Acrylic Resin Pattern for the Implant-Retained Prosthesis. **Int J Prosthodont.** 1992; 5:542-549.
39. Oliveira AG. **Estudo da transmissão e distribuição de tensões aplicadas à resina acrílica convencional e acrescida de fibras através do método fotoelástico. [tese]** Ribeirão Preto: FORP/USP; 2007.
40. Oliveira EJ, Gomes VL, Gomide HÁ.. Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos. **Rev da Fac de Odontol Anápolis.** 2004;6(1):8-13.
41. Oliveira LC, Gomide HA, Oliveira SAG. 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; 452-461.
42. Pegoraro LF, Valle AL, Araújo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachela V. **Prótese Fixa, vol.7.** São Paulo: Artes Médicas; 2004.
43. Philips KM, Nicholls JI, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of Three Implant Impression Techniques: A Three-dimensional Analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994;9:533-540.

44. Pinto JHN, Valle AL, Sclaro JM, Bonfante G, Pegoraro, LF. Estudo comparativo entre técnicas de moldagem para implantes Odontológicos. **Rev. FOB.** 2001; 9(3/4): 167-172.
45. Ring ME. **História ilustrada da odontologia.** São Paulo: Manole; 1998.
46. Serson D. **Implantes Orais Teoria e Prática.** São Paulo: Artes Médicas; 1989.
47. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent.** 1983; 49(6); 843-48.
48. Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. **J Prosthet Dent.** 1990; 63:444-447.
49. Takahashi J, Kitahara K, Teraoka F, Kubo F. Resin pattern Material with Low Polymerization Shrinkage. **Int J Prosthodont.** 1999; 12: 325-329.
50. Timoshenko S, Goodier JN. **Teoria da Elasticidade.** Rio de Janeiro: Guanabara Dois; 1980.
51. Timoshenko S, Goodier JN. **Theory of Elasticity.** Tokyo. Kogakusha Company; 1951.
52. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. **J Prosthet Dent.** 2004; 92:470-6.
53. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impression. **J Prosthet Dent.** 2003;89:186-192.
54. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic Analysis of Stress Distribution Transmitted From a Fixed Prosthesis Attached to Osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994;9:405-411.
55. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. **J Prosthet Dent.** 2000; 83:323-31.
56. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. **J Prosthet Dent.** 1990;64:185-194.

APÊNDICE

Apêndice A – Tabelas e gráficos dos resultados

Tabela 12. Valores obtidos no experimento controle (anel de borracha), sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	1,611	0,0	1,594	0,0	2,589	0,0	2,567
0,5	1,106	0,5	1,200	0,5	2,311	0,5	2,300
1,0	0,978	1,0	1,056	1,0	1,911	1,0	1,883
1,5	0,933	1,5	0,950	1,5	1,583	1,5	1,694
2,0	0,800	2,0	0,856	2,0	1,389	2,0	1,478
2,5	0,756	2,5	0,806	2,5	1,306	2,5	1,367
3,0	0,672	3,0	0,694	3,0	1,278	3,0	1,311
3,5	0,628	3,5	0,633	3,5	1,244	3,5	1,256
4,0	0,583	4,0	0,578	4,0	1,200	4,0	1,211

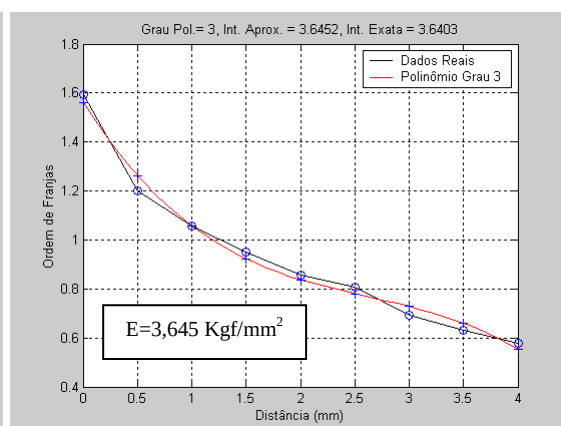
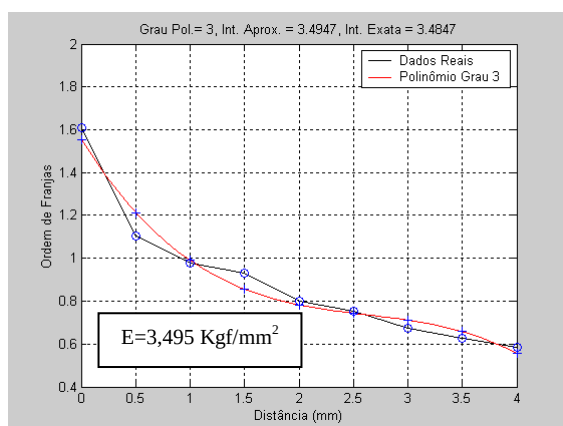


Figura 24. Gráficos da região AA' e BB' no experimento controle (anel de borracha).

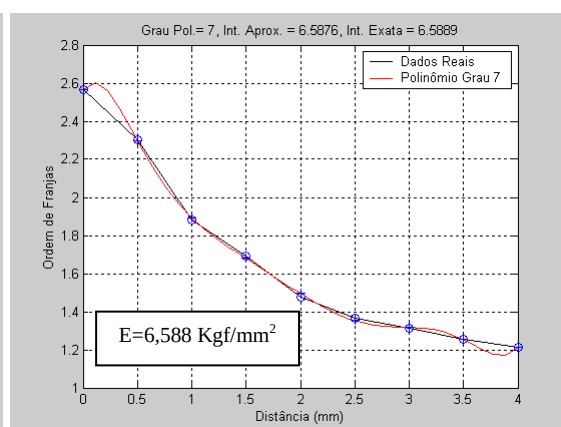
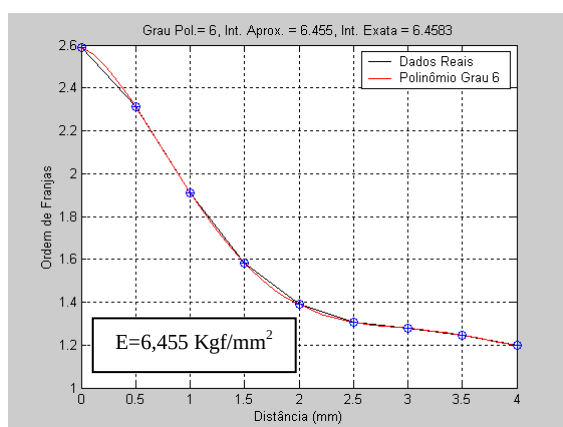


Figura 25. Gráficos da região CC' e DD' no experimento controle (anel de borracha).

Tabela 13. Valores obtidos no experimento T1.DI no tempo de 20min, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,039	0,0	0,283	0,0	0,289
0,5	0,000	0,5	0,011	0,5	0,244	0,5	0,250
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,156	1,0	0,189
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,100	1,5	0,117
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,061	2,0	0,072
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,022	2,5	0,028
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

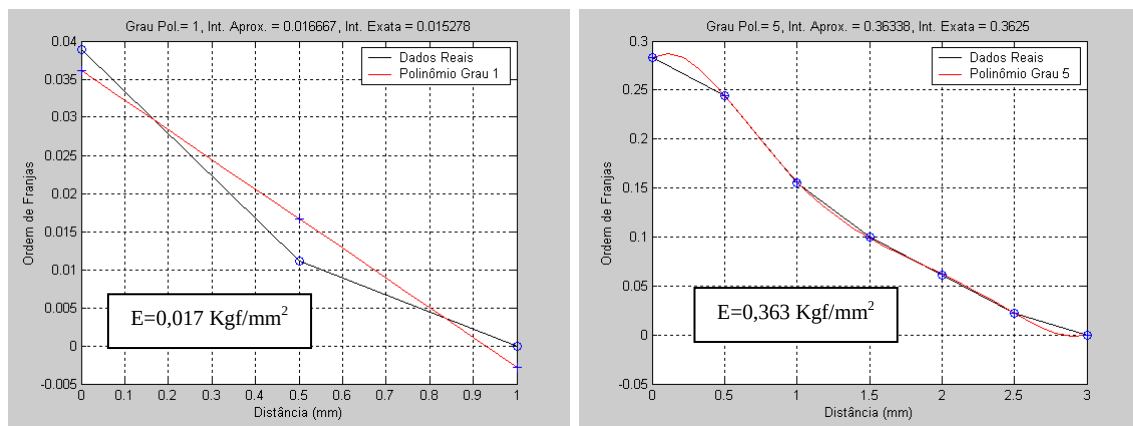


Figura 26. Gráficos da região BB' e CC' em T1 após período de 20 minutos com resina Duralay I.

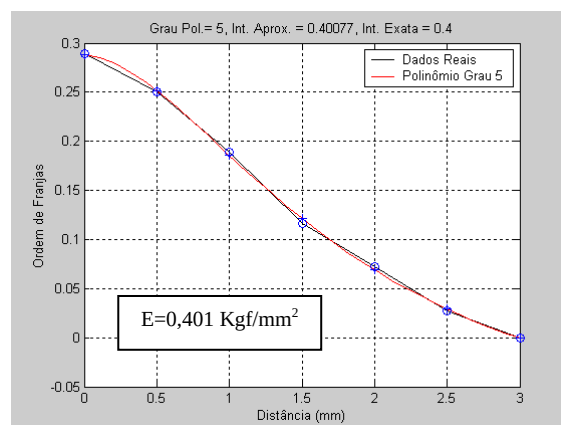


Figura 27. Gráfico da região DD' em T1 após período de 20 minutos com resina Duralay I.

Tabela 14. Valores obtidos no experimento T1.DI no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,039	0,0	0,344	0,0	0,300
0,5	0,000	0,5	0,017	0,5	0,256	0,5	0,256
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,156	1,0	0,189
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,117	1,5	0,122
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,072	2,0	0,067
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,022	2,5	0,028
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

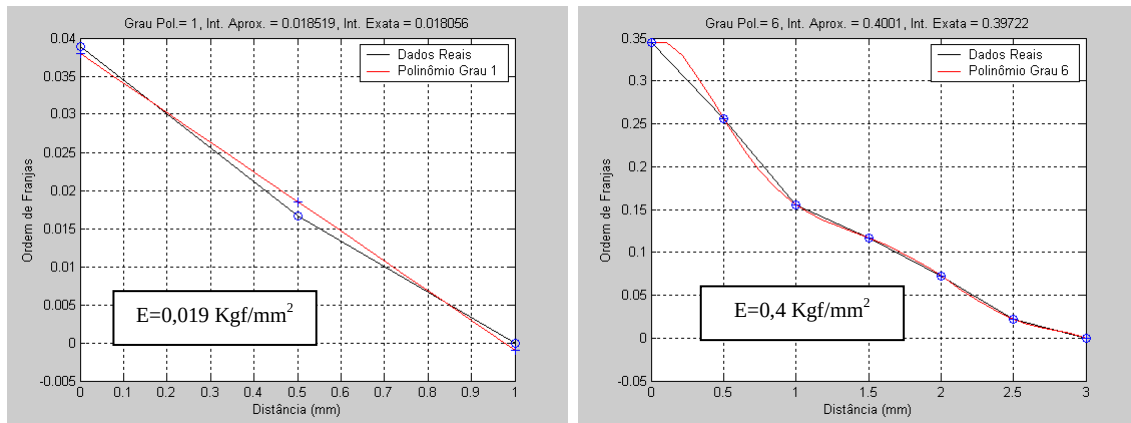


Figura 28. Gráficos da região BB' e CC' em T1 após período de 3 horas com resina Duralay I.

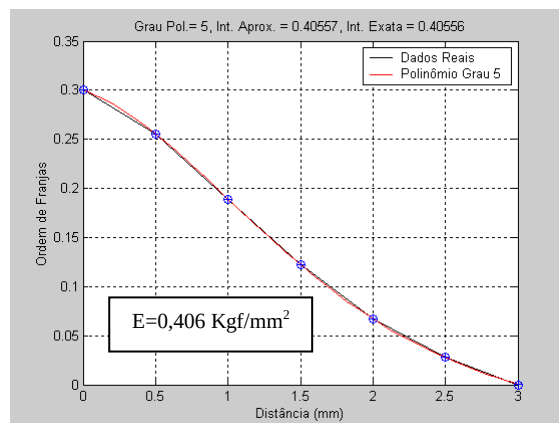


Figura 29. Gráfico da região DD' em T1 após período de 3 horas com resina Duralay I.

Tabela 15. Valores obtidos no experimento T1.DI no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,056	0,0	0,328	0,0	0,311
0,5	0,000	0,5	0,033	0,5	0,278	0,5	0,267
1,0	0,000	1,0	0,017	1,0	0,222	1,0	0,250
1,5	0,000	1,5	0,006	1,5	0,167	1,5	0,167
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,117	2,0	0,117
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,061	2,5	0,056
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,028	3,0	0,033
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,022
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

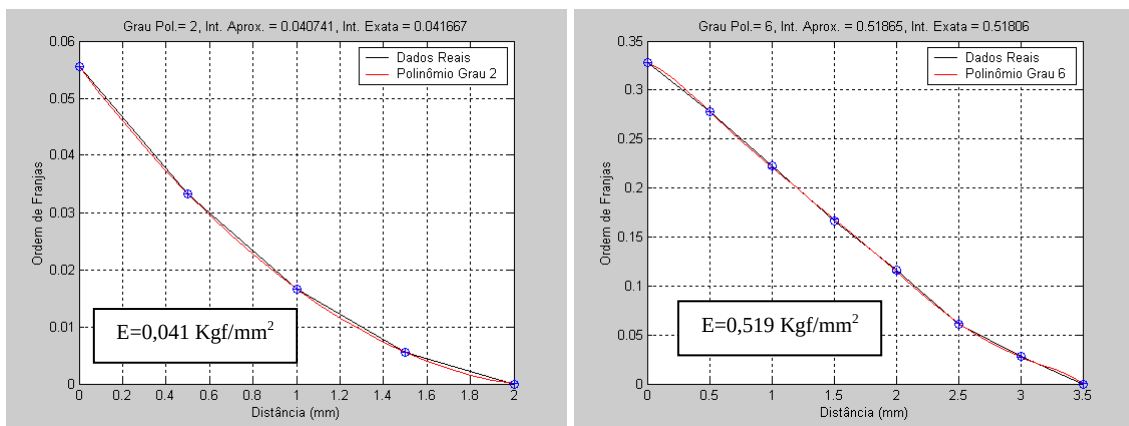


Figura 30. Gráficos da região BB' e CC' em T1 após período de 24 horas com resina Duralay I.

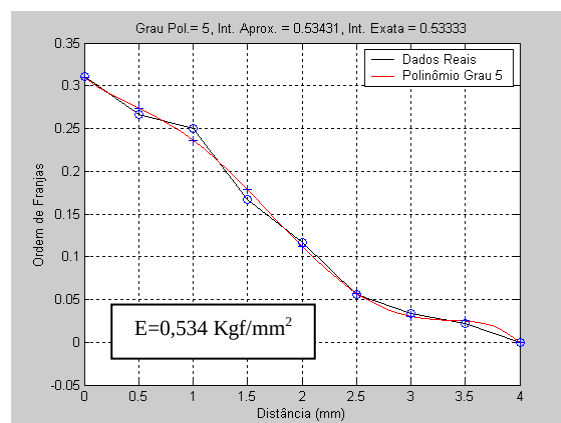


Figura 31. Gráfico da região DD' em T1 após período de 24 horas com resina Duralay I.

Tabela 16. Valores obtidos no experimento T1.DI no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,039	0,0	0,361	0,0	0,333
0,5	0,000	0,5	0,033	0,5	0,372	0,5	0,333
1,0	0,000	1,0	0,011	1,0	0,350	1,0	0,306
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,261	1,5	0,244
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,178	2,0	0,222
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,144	2,5	0,167
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,111	3,0	0,139
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,100	3,5	0,094
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,056	4,0	0,067

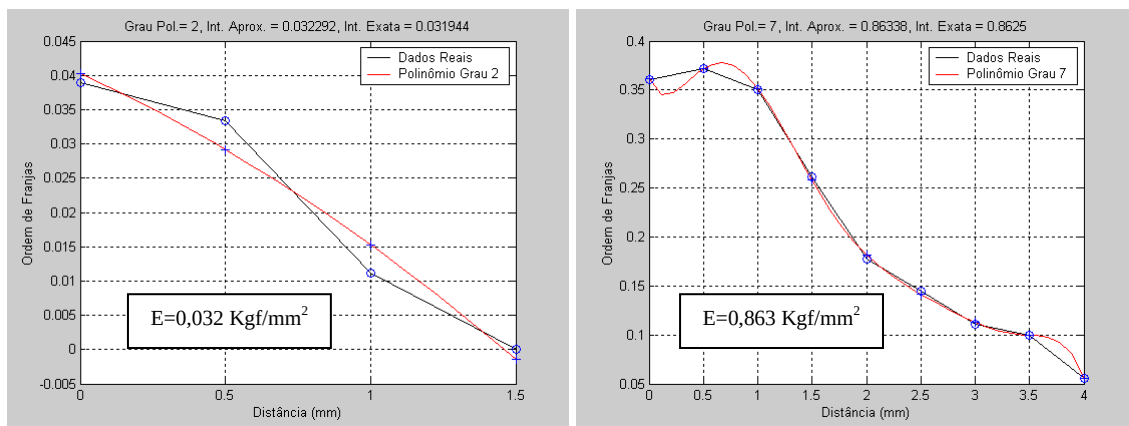


Figura 32. Gráficos da região BB' e CC' em T1 após período de 36 horas com resina Duralay I.

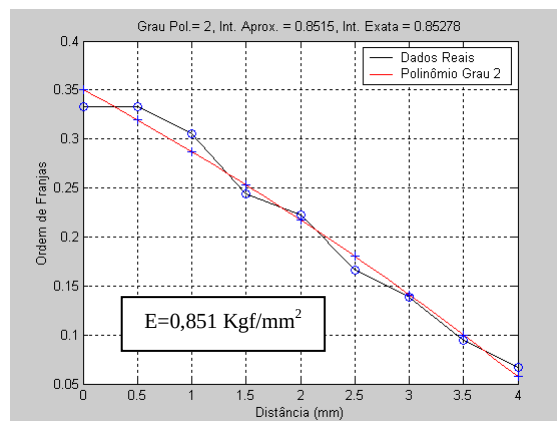


Figura 33. Gráfico da região DD' em T1 após período de 36 horas com resina Duralay I.

Tabela 17. Valores obtidos no experimento T2.DI no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,056	0,0	0,422	0,0	0,389
0,5	0,000	0,5	0,039	0,5	0,389	0,5	0,378
1,0	0,000	1,0	0,022	1,0	0,311	1,0	0,361
1,5	0,000	1,5	0,006	1,5	0,228	1,5	0,317
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,183	2,0	0,261
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,167	2,5	0,233
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,128	3,0	0,217
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,111	3,5	0,211
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,089	4,0	0,178

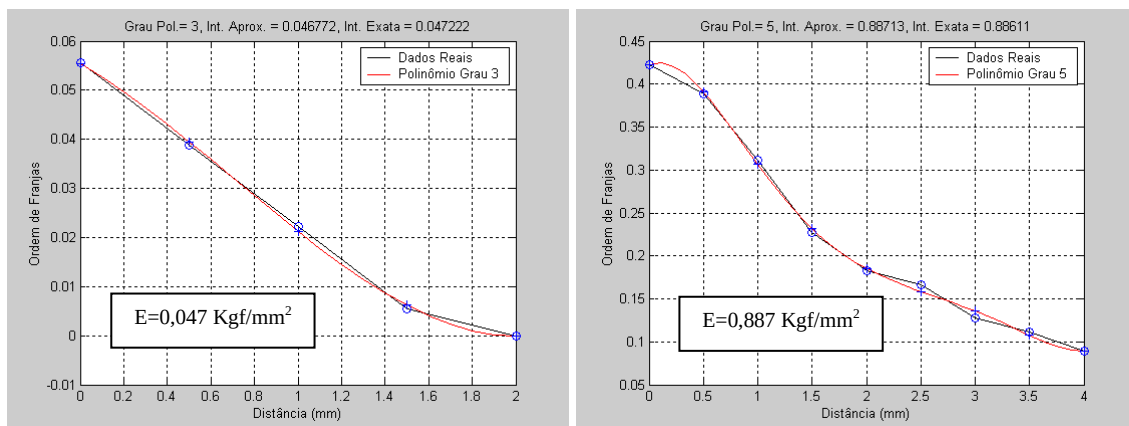


Figura 34. Gráficos da região BB' e CC' em T2 após período de 20 minutos com resina Duralay I.

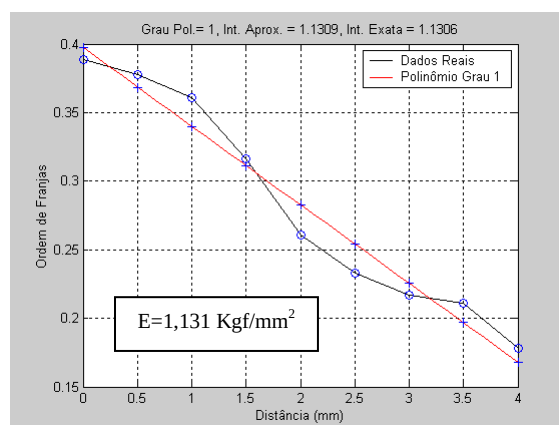


Figura 35. Gráfico da região DD' em T2 após período de 20 minutos com resina Duralay I.

Tabela 18. Valores obtidos no experimento T2.DI no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,083	0,0	0,389	0,0	0,411
0,5	0,000	0,5	0,072	0,5	0,389	0,5	0,450
1,0	0,000	1,0	0,056	1,0	0,322	1,0	0,444
1,5	0,000	1,5	0,044	1,5	0,222	1,5	0,344
2,0	0,000	2,0	0,028	2,0	0,172	2,0	0,306
2,5	0,000	2,5	0,017	2,5	0,139	2,5	0,278
3,0	0,000	3,0	0,006	3,0	0,122	3,0	0,233
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,100	3,5	0,194
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,100	4,0	0,167

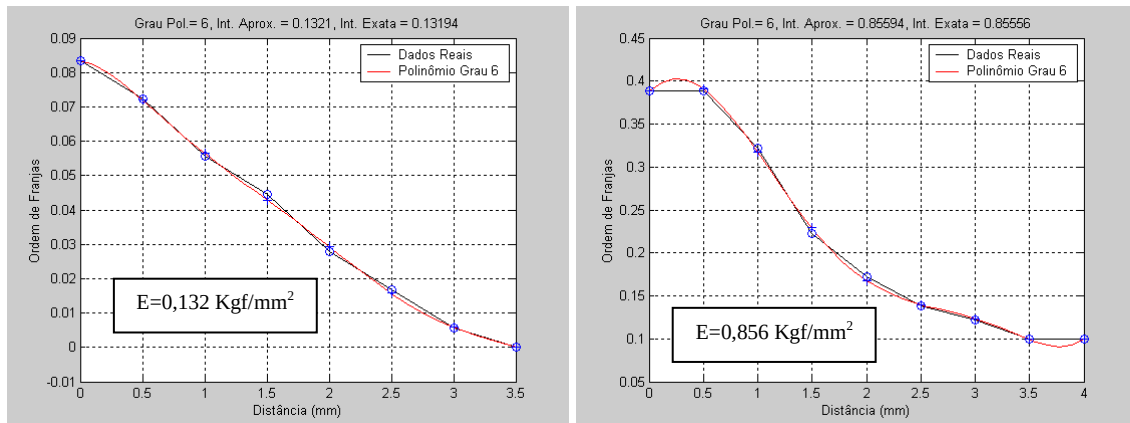


Figura 36. Gráficos da região BB' e CC' em T2 após período de 3 horas com resina Duralay I.

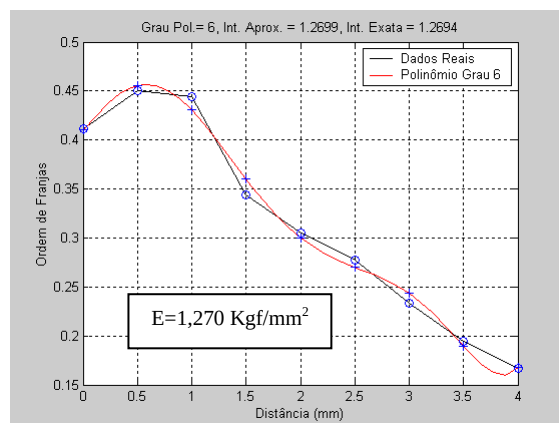


Figura 37. Gráfico da região DD' em T2 após período de 3 horas com resina Duralay I.

Tabela 19. Valores obtidos no experimento T2.DI no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,078	0,0	0,422	0,0	0,444
0,5	0,000	0,5	0,061	0,5	0,444	0,5	0,478
1,0	0,000	1,0	0,044	1,0	0,383	1,0	0,472
1,5	0,000	1,5	0,033	1,5	0,244	1,5	0,433
2,0	0,000	2,0	0,011	2,0	0,167	2,0	0,378
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,117	2,5	0,339
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,083	3,0	0,294
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,072	3,5	0,250
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,044	4,0	0,228

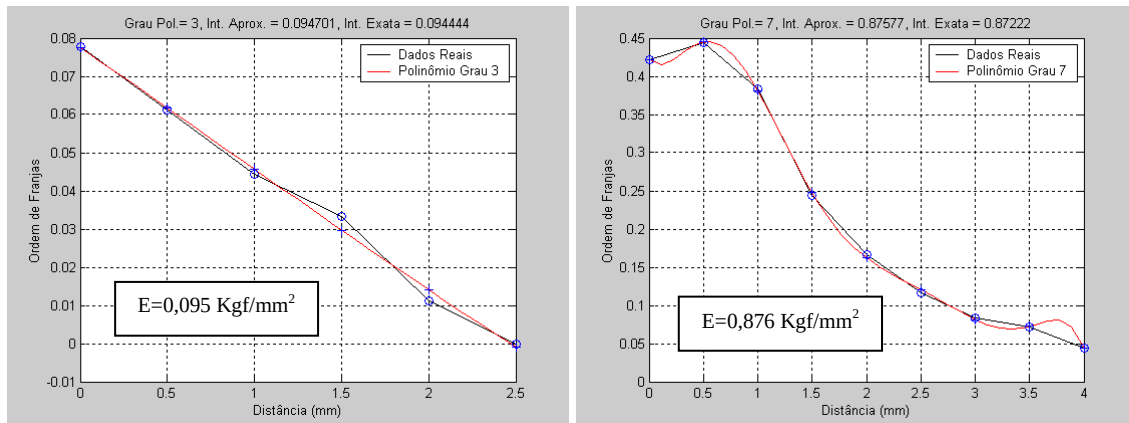


Figura 38. Gráficos da região BB' e CC' em T2 após período de 24 horas com resina Duralay I.

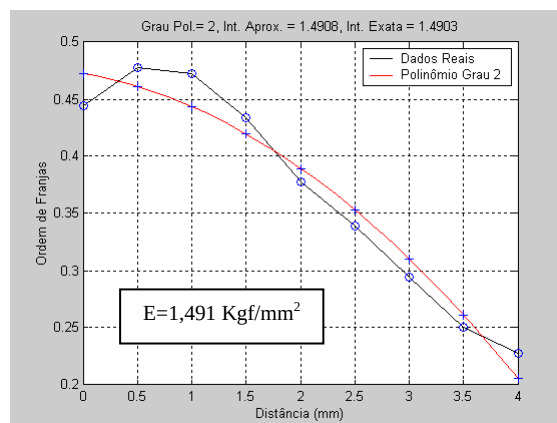


Figura 39. Gráfico da região DD' em T2 após período de 24 horas com resina Duralay I.

Tabela 20. Valores obtidos no experimento T2.DI no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,089	0,0	0,417	0,0	0,406
0,5	0,000	0,5	0,056	0,5	0,511	0,5	0,472
1,0	0,000	1,0	0,044	1,0	0,411	1,0	0,472
1,5	0,000	1,5	0,044	1,5	0,289	1,5	0,444
2,0	0,000	2,0	0,039	2,0	0,228	2,0	0,417
2,5	0,000	2,5	0,028	2,5	0,194	2,5	0,361
3,0	0,000	3,0	0,011	3,0	0,156	3,0	0,311
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,122	3,5	0,278
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,083	4,0	0,256

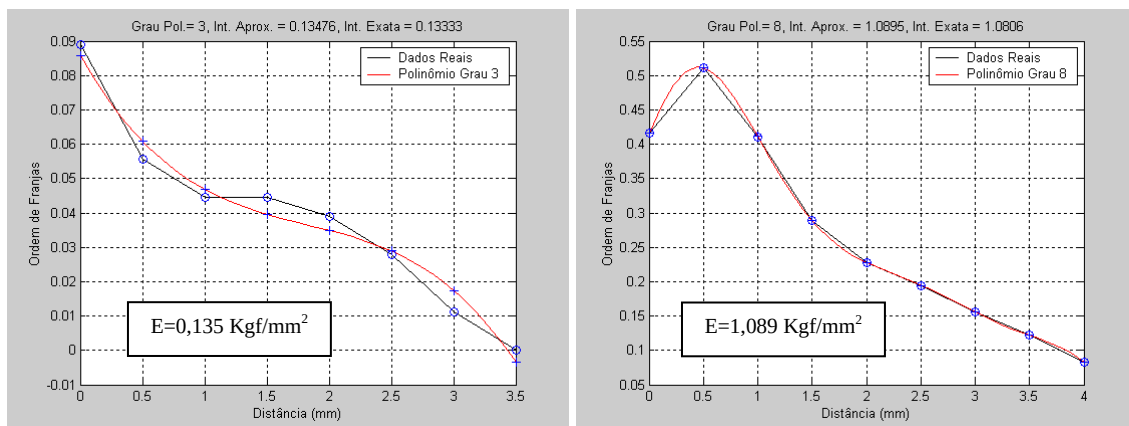


Figura 40. Gráficos da região BB' e CC' em T2 após período de 36 horas com resina Duralay I.

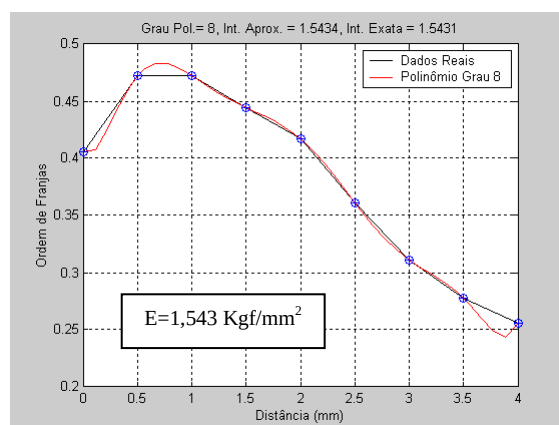


Figura 41. Gráfico da região DD' em T2 após período de 36 horas com resina Duralay I.

Tabela 21. Valores obtidos no experimento T3.DI no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,056	0,0	0,161	0,0	0,356	0,0	0,472
0,5	0,044	0,5	0,111	0,5	0,378	0,5	0,467
1,0	0,039	1,0	0,083	1,0	0,283	1,0	0,444
1,5	0,017	1,5	0,078	1,5	0,250	1,5	0,422
2,0	0,000	2,0	0,072	2,0	0,233	2,0	0,411
2,5	0,000	2,5	0,056	2,5	0,211	2,5	0,356
3,0	0,000	3,0	0,044	3,0	0,189	3,0	0,339
3,5	0,000	3,5	0,044	3,5	0,156	3,5	0,278
4,0	0,000	4,0	0,028	4,0	0,150	4,0	0,278

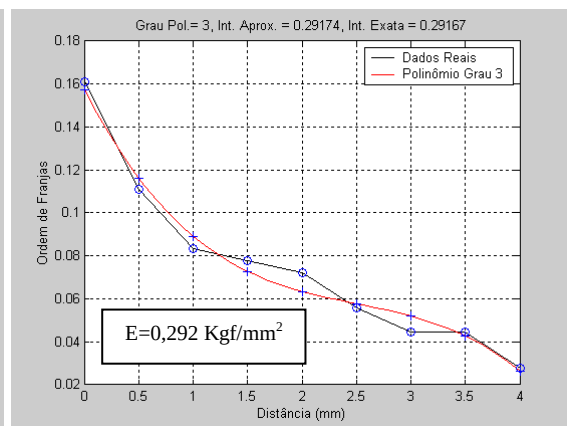
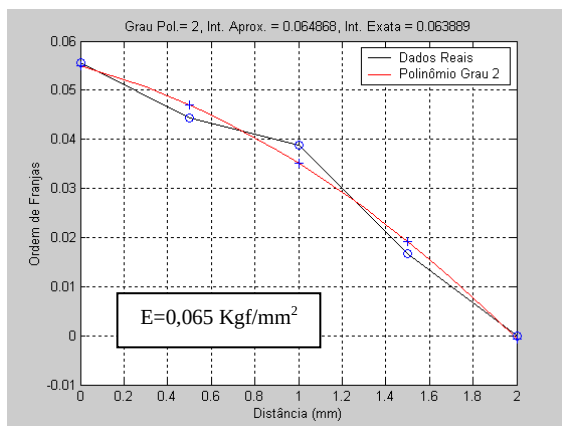


Figura 42. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 20 minutos com resina Duralay I.

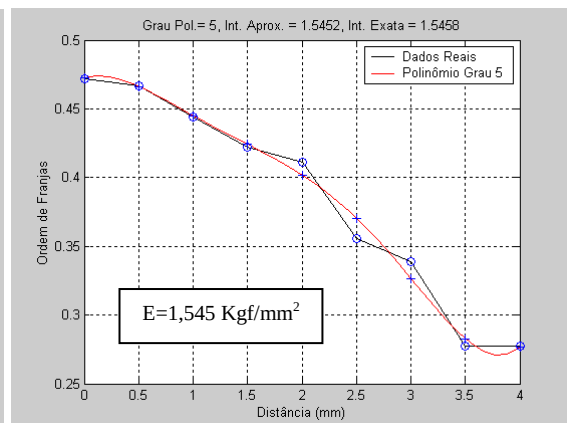
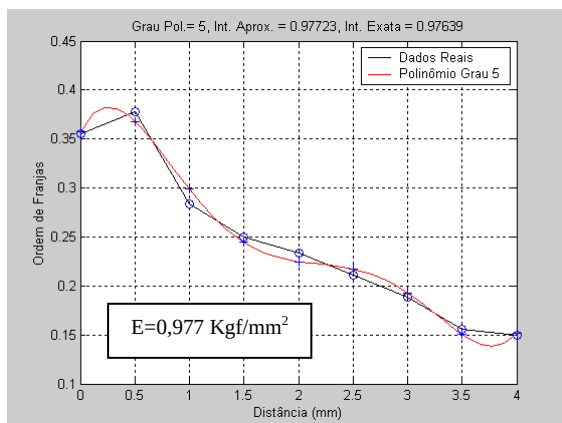


Figura 43. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 20 minutos com resina Duralay I.

Tabela 22. Valores obtidos no experimento T3.DI no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,033	0,0	0,178	0,0	0,306	0,0	0,511
0,5	0,028	0,5	0,150	0,5	0,339	0,5	0,528
1,0	0,000	1,0	0,122	1,0	0,289	1,0	0,472
1,5	0,000	1,5	0,100	1,5	0,278	1,5	0,456
2,0	0,000	2,0	0,094	2,0	0,239	2,0	0,422
2,5	0,000	2,5	0,078	2,5	0,228	2,5	0,372
3,0	0,000	3,0	0,072	3,0	0,200	3,0	0,339
3,5	0,000	3,5	0,061	3,5	0,178	3,5	0,322
4,0	0,000	4,0	0,061	4,0	0,172	4,0	0,300

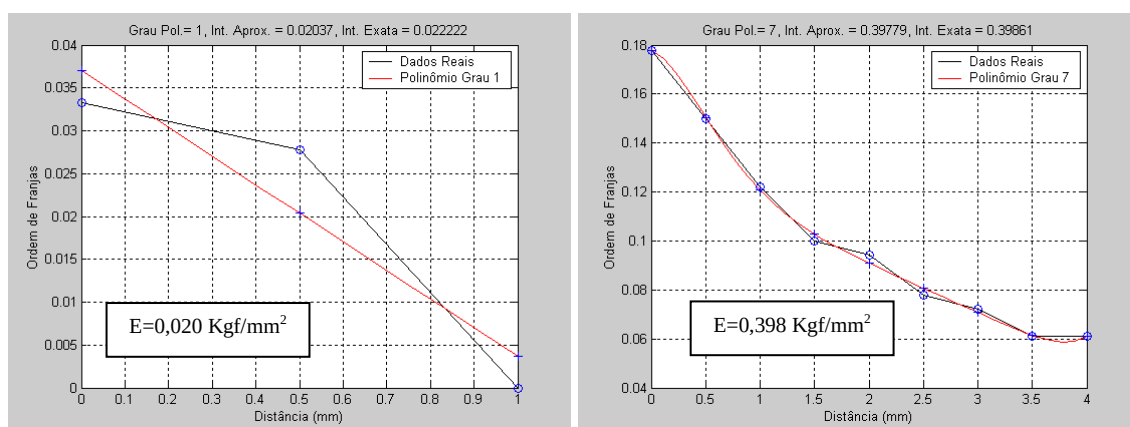


Figura 44. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 3 horas com resina Duralay I.

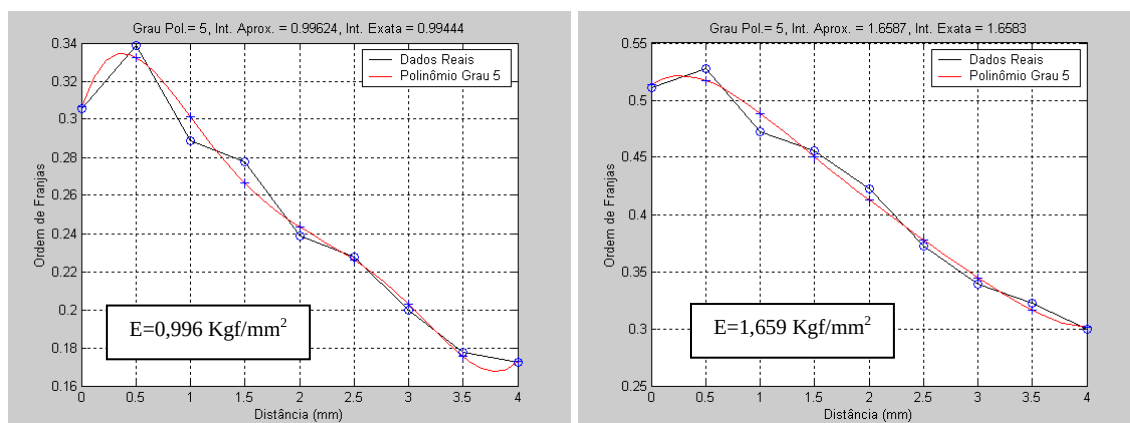


Figura 45. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 3 horas com resina Duralay I.

Tabela 23. Valores obtidos no experimento T3.DI no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,033	0,0	0,167	0,0	0,400	0,0	0,494
0,5	0,028	0,5	0,144	0,5	0,411	0,5	0,550
1,0	0,022	1,0	0,111	1,0	0,372	1,0	0,517
1,5	0,017	1,5	0,083	1,5	0,322	1,5	0,494
2,0	0,006	2,0	0,078	2,0	0,306	2,0	0,439
2,5	0,000	2,5	0,072	2,5	0,261	2,5	0,417
3,0	0,000	3,0	0,056	3,0	0,250	3,0	0,389
3,5	0,000	3,5	0,050	3,5	0,217	3,5	0,367
4,0	0,000	4,0	0,033	4,0	0,172	4,0	0,333

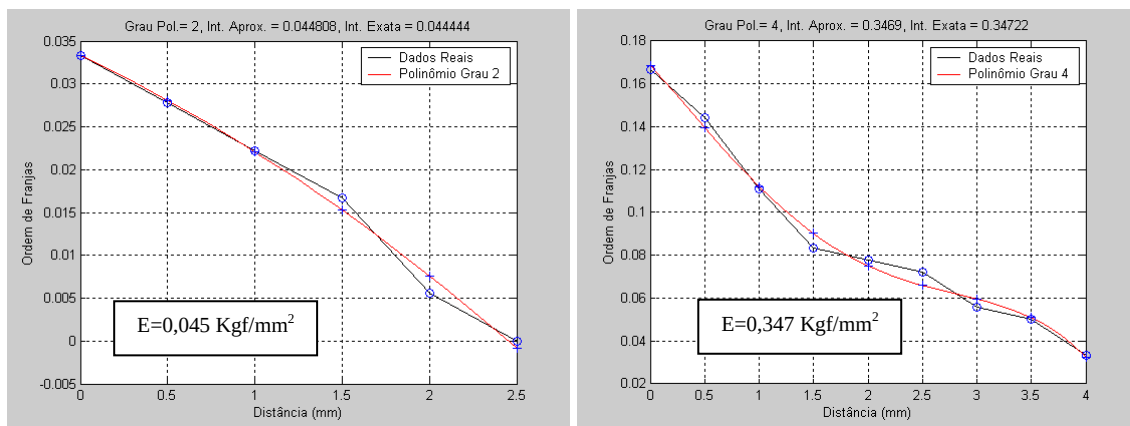


Figura 46. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 24 horas com resina Duralay I.

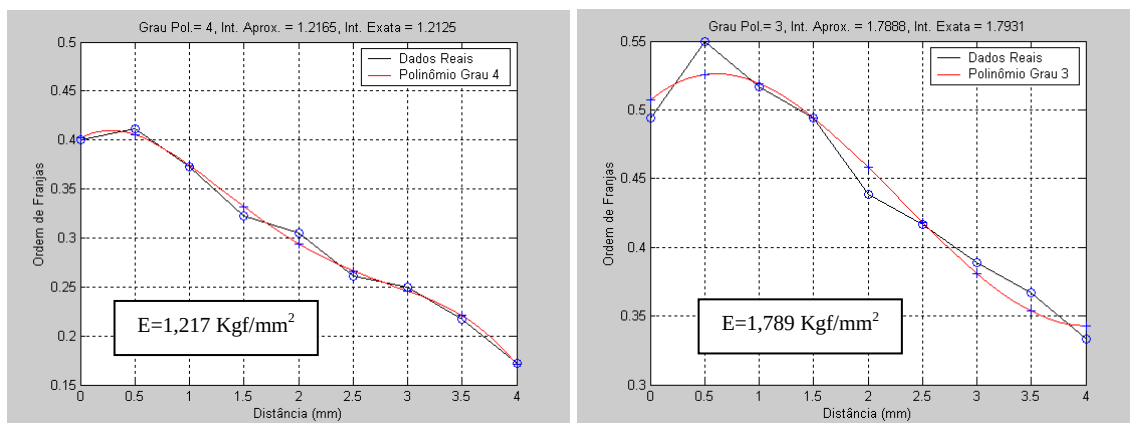


Figura 47. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 24 horas com resina Duralay I.

Tabela 24. Valores obtidos no experimento T3.DI no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,039	0,0	0,167	0,0	0,389	0,0	0,500
0,5	0,033	0,5	0,133	0,5	0,450	0,5	0,567
1,0	0,028	1,0	0,128	1,0	0,389	1,0	0,550
1,5	0,017	1,5	0,094	1,5	0,361	1,5	0,517
2,0	0,011	2,0	0,089	2,0	0,350	2,0	0,494
2,5	0,006	2,5	0,078	2,5	0,322	2,5	0,461
3,0	0,000	3,0	0,078	3,0	0,267	3,0	0,422
3,5	0,000	3,5	0,067	3,5	0,250	3,5	0,378
4,0	0,000	4,0	0,044	4,0	0,228	4,0	0,361

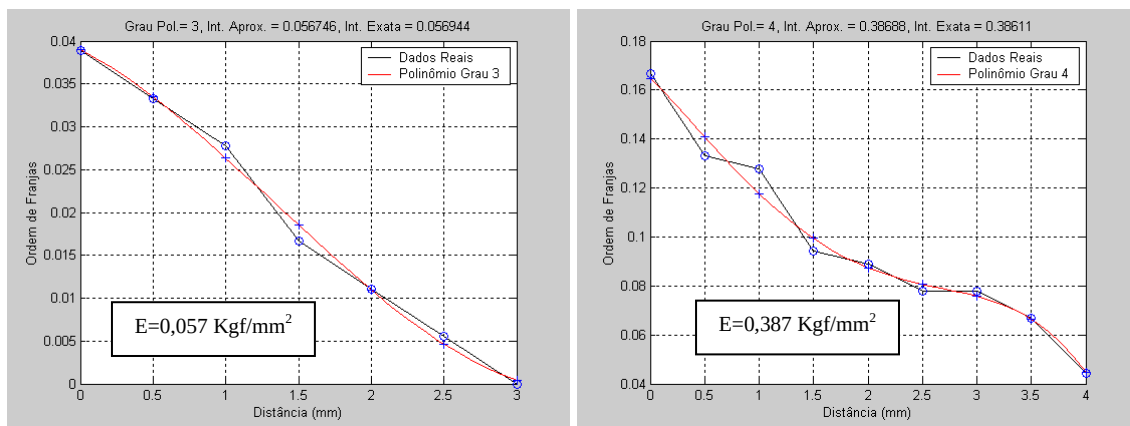


Figura 48. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 36 horas com resina Duralay I.

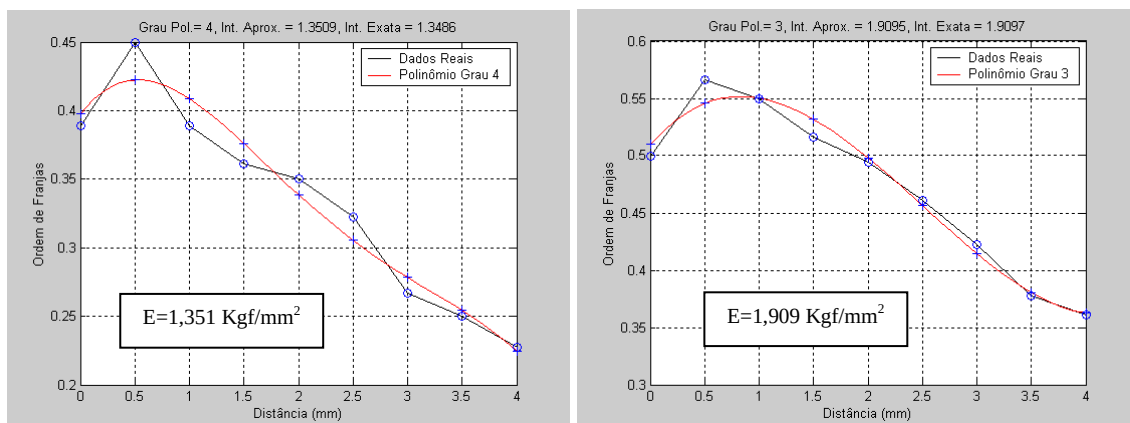


Figura 49. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 36 horas com resina Duralay I.

Tabela 25. Valores obtidos no experimento T1.DII no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

Tabela 26. Valores obtidos no experimento T1.DII no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,033	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
0,5	0,017	0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000
1,0	0,006	1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

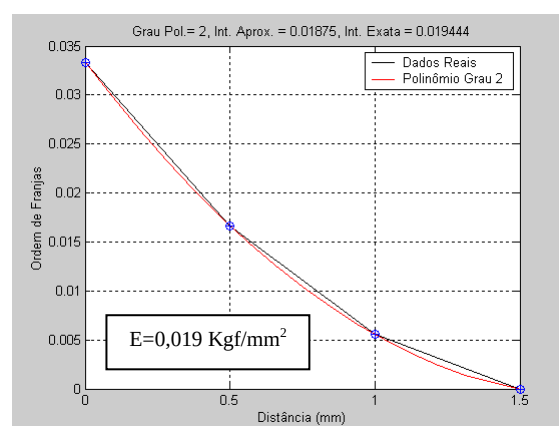


Figura 50. Gráficos da região AA' em T2 após período de 3 horas com resina Duralay II.

Tabela 27. Valores obtidos no experimento T1.DII no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,056	0,0	0,050	0,0	0,111	0,0	0,089
0,5	0,044	0,5	0,022	0,5	0,078	0,5	0,039
1,0	0,028	1,0	0,006	1,0	0,028	1,0	0,000
1,5	0,011	1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

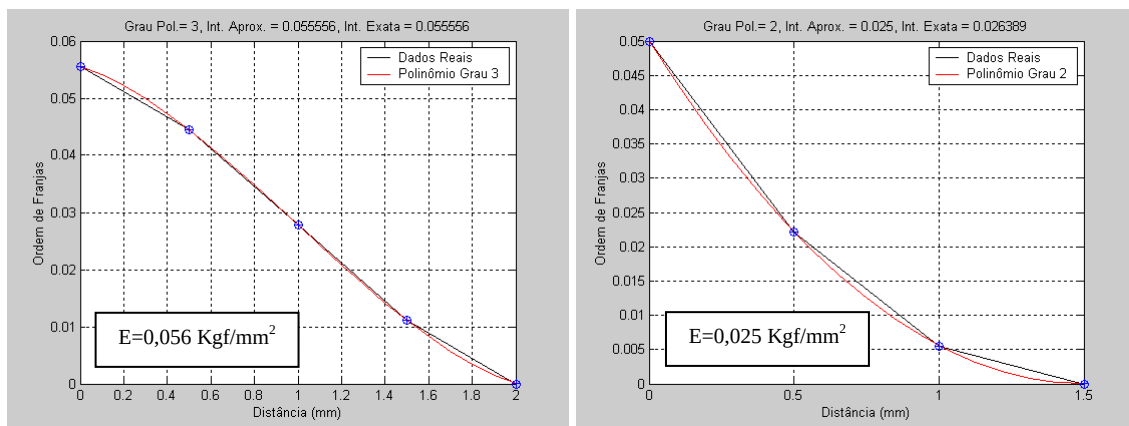


Figura 51. Gráficos da região AA' e BB' em T1 após período de 24 horas com resina Duralay II.

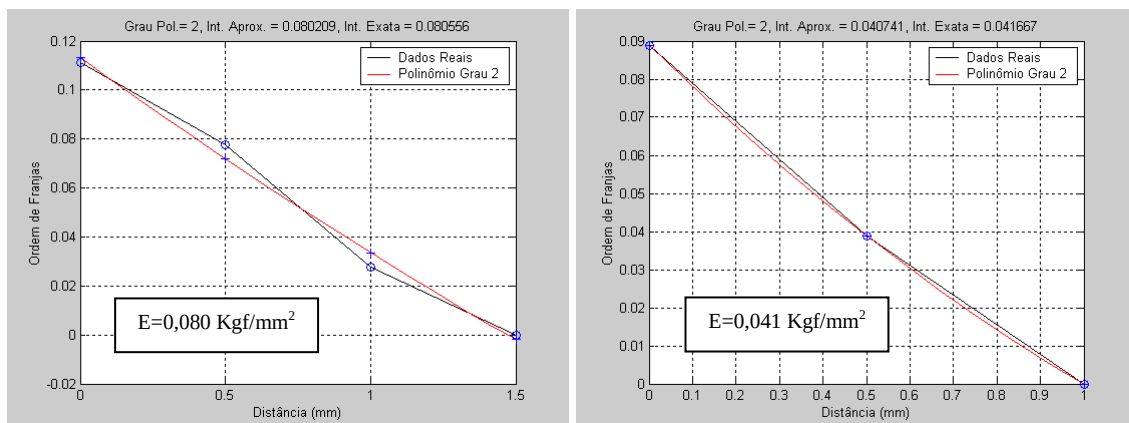


Figura 52. Gráficos da região CC' e DD' em T1 após período de 24 horas com resina Duralay II.

Tabela 28. Valores obtidos no experimento T1.DII no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,033	0,0	0,039	0,0	0,167	0,0	0,144
0,5	0,033	0,5	0,022	0,5	0,128	0,5	0,111
1,0	0,017	1,0	0,006	1,0	0,061	1,0	0,061
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,022	1,5	0,006
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

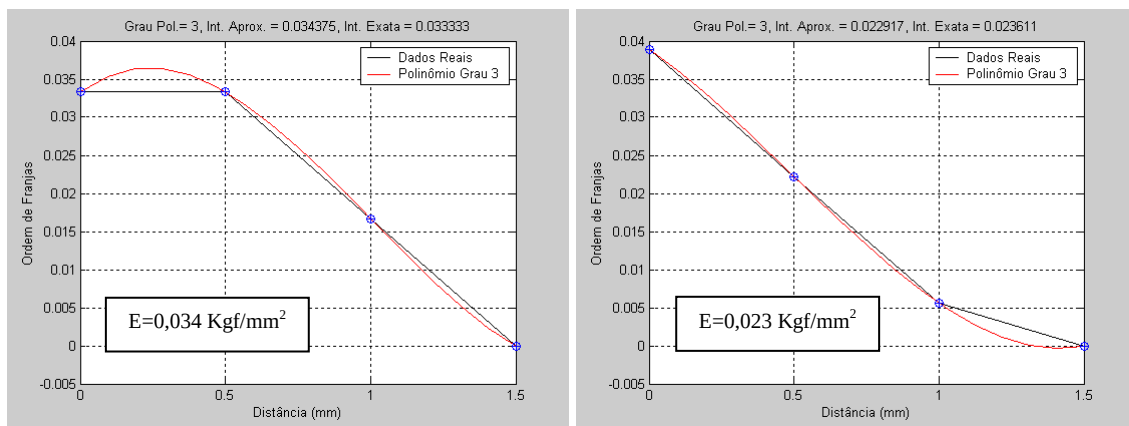


Figura 53. Gráficos da região AA' e BB' em T1 após período de 36 horas com resina Duralay II.

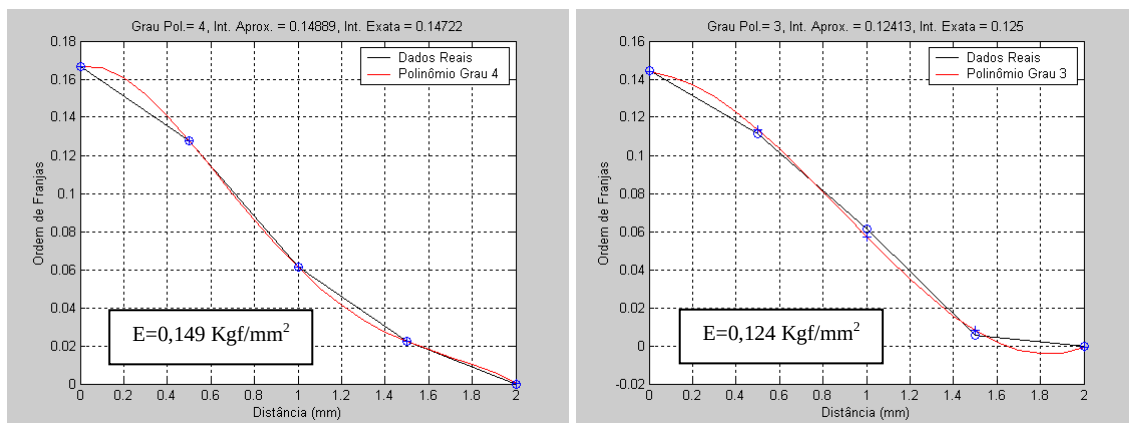


Figura 54. Gráficos da região CC' e DD' em T1 após período de 36 horas com resina Duralay II.

Tabela 29. Valores obtidos no experimento T2.DII no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,050	0,0	0,039
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,050	0,5	0,033
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,039	1,0	0,033
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,022	1,5	0,022
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,006	2,0	0,011
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

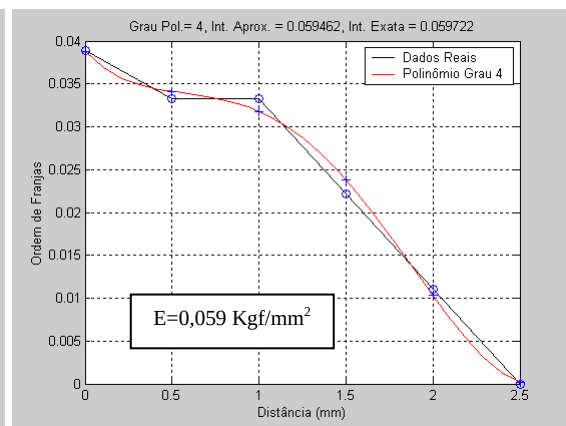
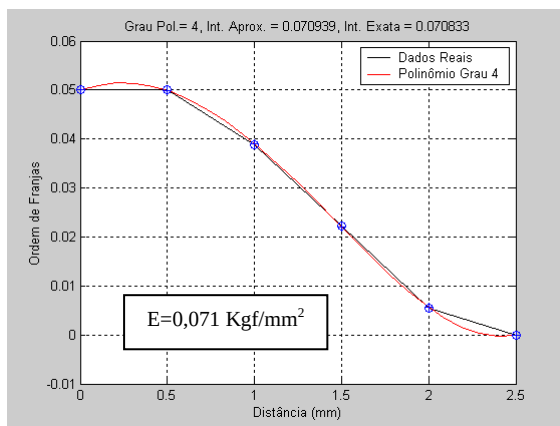


Figura 55. Gráficos da região CC' e DD' em T2 após período de 20 minutos com resina Duralay II.

Tabela 30. Valores obtidos no experimento T2.DII no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,044	0,0	0,022
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,050	0,5	0,039
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,033	1,0	0,028
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,022	1,5	0,028
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,006	2,0	0,022
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,011
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

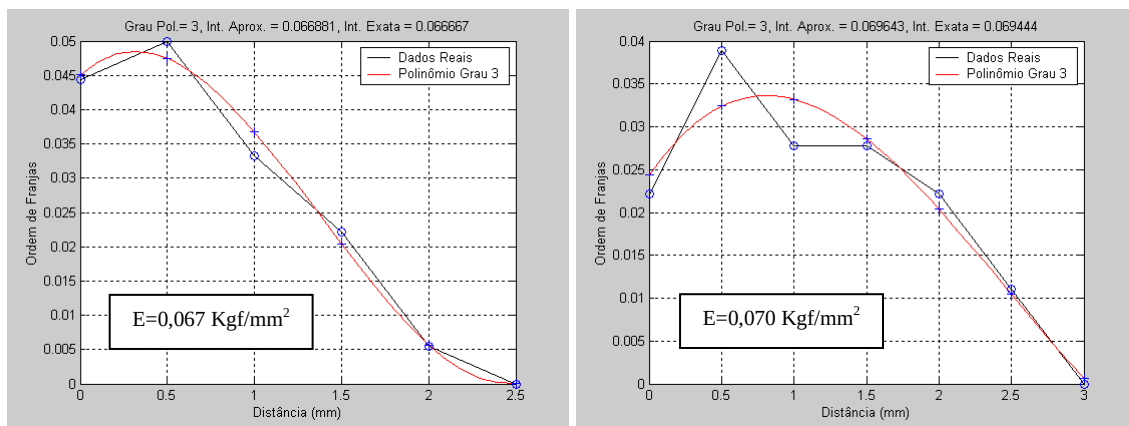


Figura 56. Gráficos da região CC' e DD' em T2 após período de 3 horas com resina Duralay II.

Tabela 31. Valores obtidos no experimento T2.DII no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,211	0,0	0,178
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,156	0,5	0,150
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,100	1,0	0,111
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,033	1,5	0,078
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,050
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,039
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,028
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

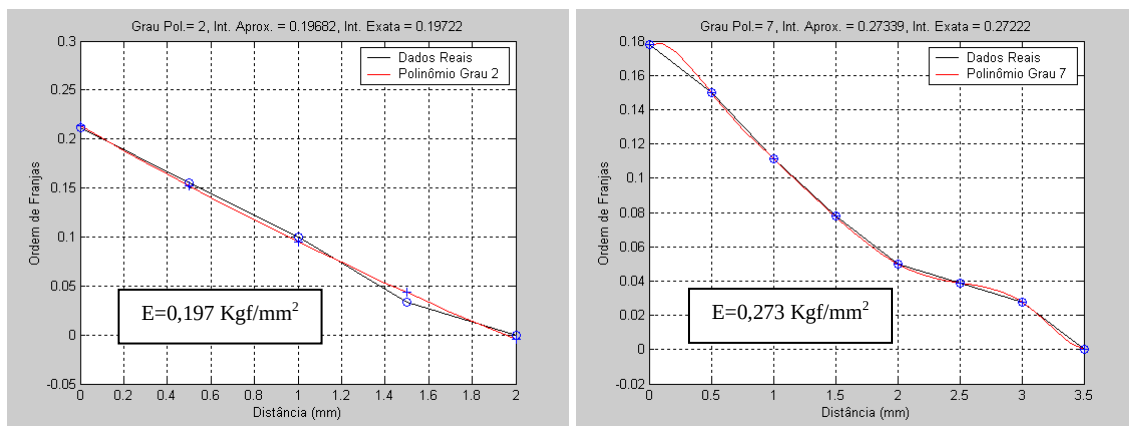


Figura 57. Gráficos da região CC' e DD' em T2 após período de 24 horas com resina Duralay II.

Tabela 32. Valores obtidos no experimento T2.DII no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,289	0,0	0,244
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,222	0,5	0,189
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,139	1,0	0,178
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,078	1,5	0,128
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,033	2,0	0,089
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,022
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

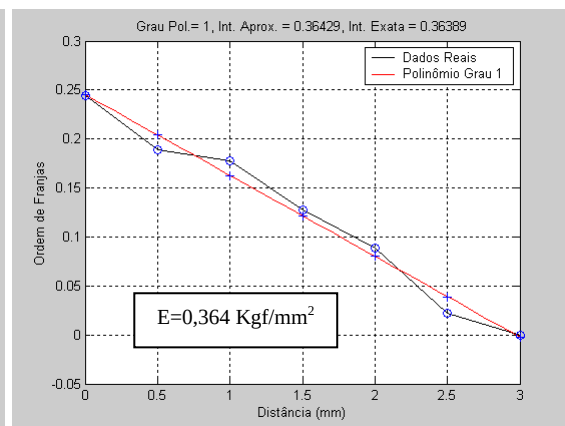
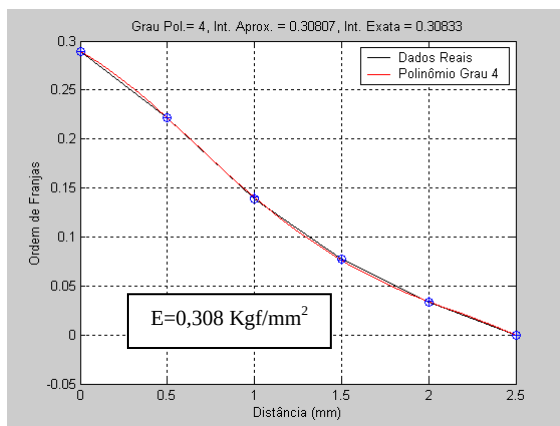


Figura 58. Gráficos da região CC' e DD' em T2 após período de 36 horas com resina Duralay II.

Tabela 33. Valores obtidos no experimento T3.DII no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,194	0,0	0,167	0,0	0,244	0,0	0,178
0,5	0,139	0,5	0,111	0,5	0,272	0,5	0,206
1,0	0,117	1,0	0,083	1,0	0,256	1,0	0,194
1,5	0,089	1,5	0,067	1,5	0,244	1,5	0,167
2,0	0,067	2,0	0,056	2,0	0,233	2,0	0,161
2,5	0,044	2,5	0,044	2,5	0,222	2,5	0,144
3,0	0,028	3,0	0,028	3,0	0,211	3,0	0,139
3,5	0,006	3,5	0,017	3,5	0,200	3,5	0,139
4,0	0,006	4,0	0,017	4,0	0,200	4,0	0,133

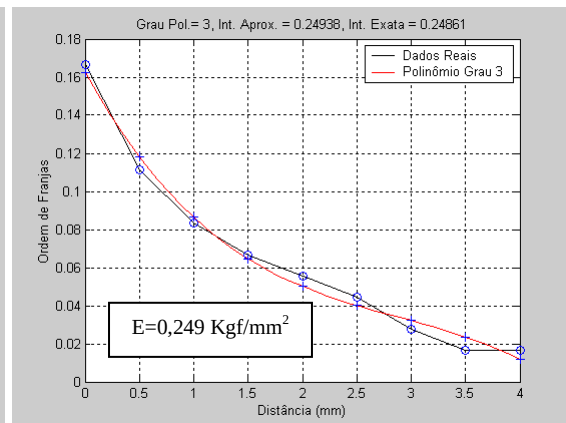
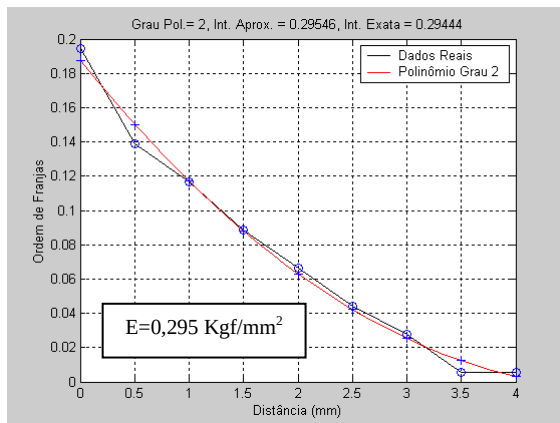


Figura 59. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 20 minutos com resina Duralay II.

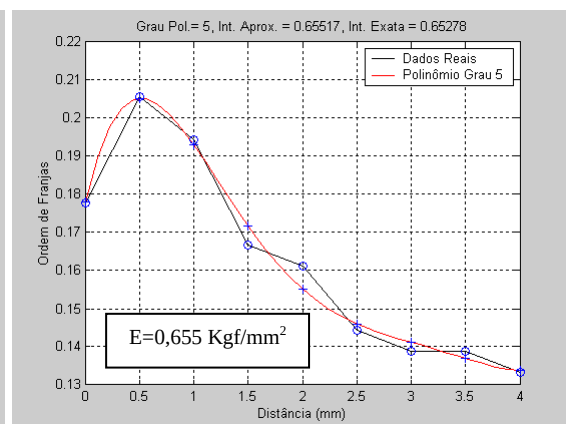
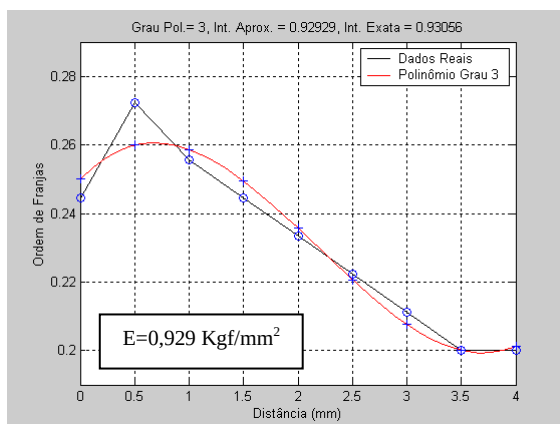


Figura 60. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 20 minutos com resina Duralay II.

Tabela 34. Valores obtidos no experimento T3.DII no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,183	0,0	0,167	0,0	0,267	0,0	0,222
0,5	0,128	0,5	0,111	0,5	0,289	0,5	0,244
1,0	0,111	1,0	0,067	1,0	0,267	1,0	0,244
1,5	0,106	1,5	0,056	1,5	0,250	1,5	0,228
2,0	0,061	2,0	0,044	2,0	0,233	2,0	0,222
2,5	0,061	2,5	0,033	2,5	0,233	2,5	0,211
3,0	0,039	3,0	0,028	3,0	0,228	3,0	0,206
3,5	0,028	3,5	0,022	3,5	0,217	3,5	0,200
4,0	0,000	4,0	0,017	4,0	0,211	4,0	0,178

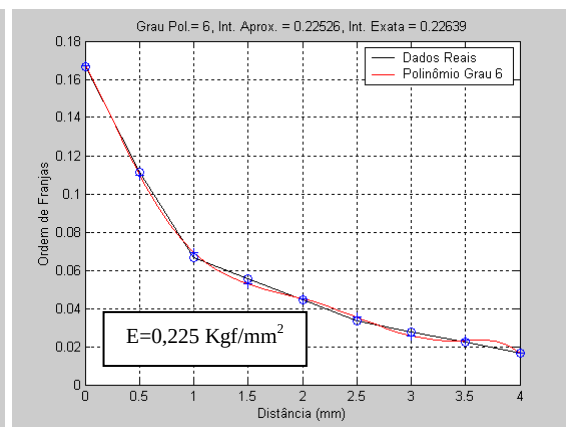
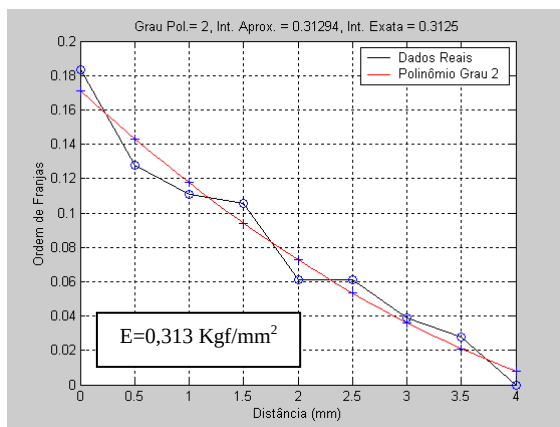


Figura 61. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 3 horas com resina Duralay II.

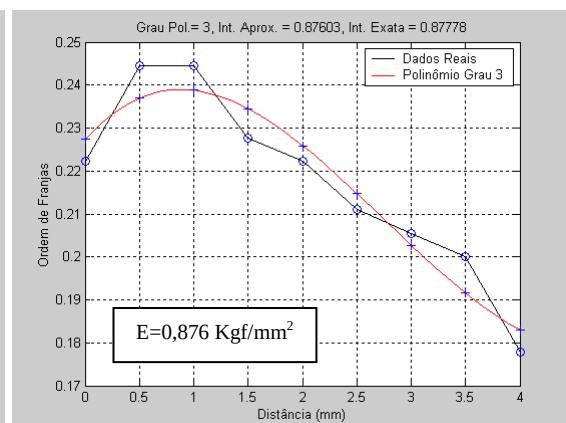
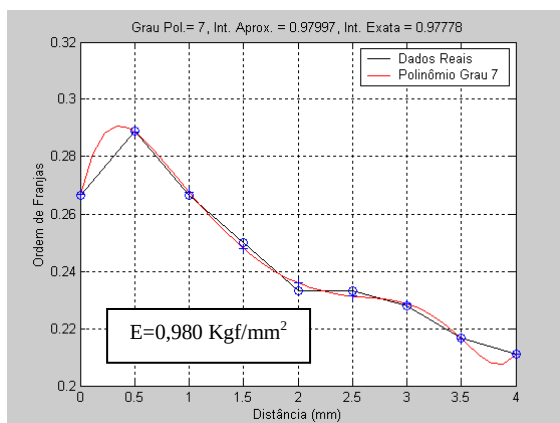


Figura 62. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 3 horas com resina Duralay II.

Tabela 35. Valores obtidos no experimento T3.DII no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,178	0,0	0,167	0,0	0,333	0,0	0,317
0,5	0,144	0,5	0,133	0,5	0,322	0,5	0,294
1,0	0,128	1,0	0,122	1,0	0,294	1,0	0,289
1,5	0,117	1,5	0,111	1,5	0,267	1,5	0,278
2,0	0,111	2,0	0,094	2,0	0,261	2,0	0,250
2,5	0,100	2,5	0,078	2,5	0,250	2,5	0,233
3,0	0,094	3,0	0,067	3,0	0,228	3,0	0,211
3,5	0,094	3,5	0,044	3,5	0,200	3,5	0,200
4,0	0,094	4,0	0,044	4,0	0,178	4,0	0,172

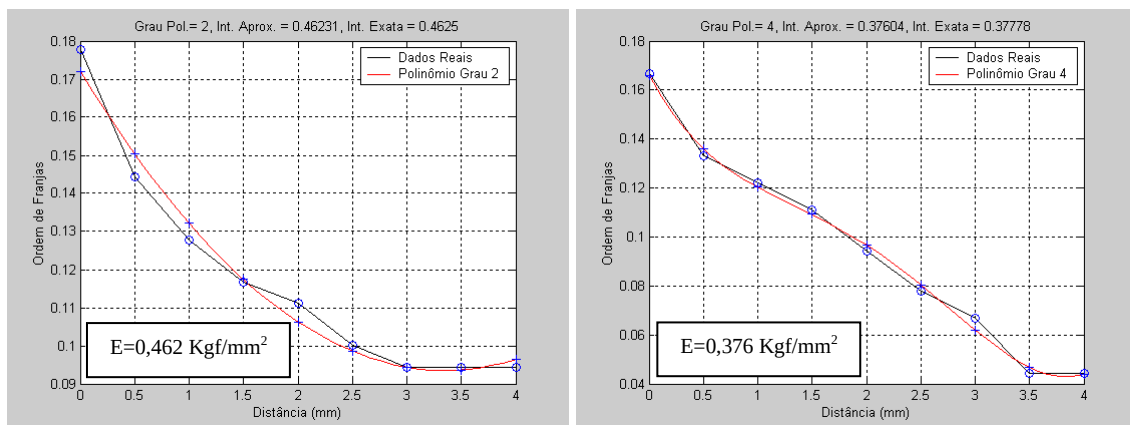


Figura 63. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 24 horas com resina Duralay II.

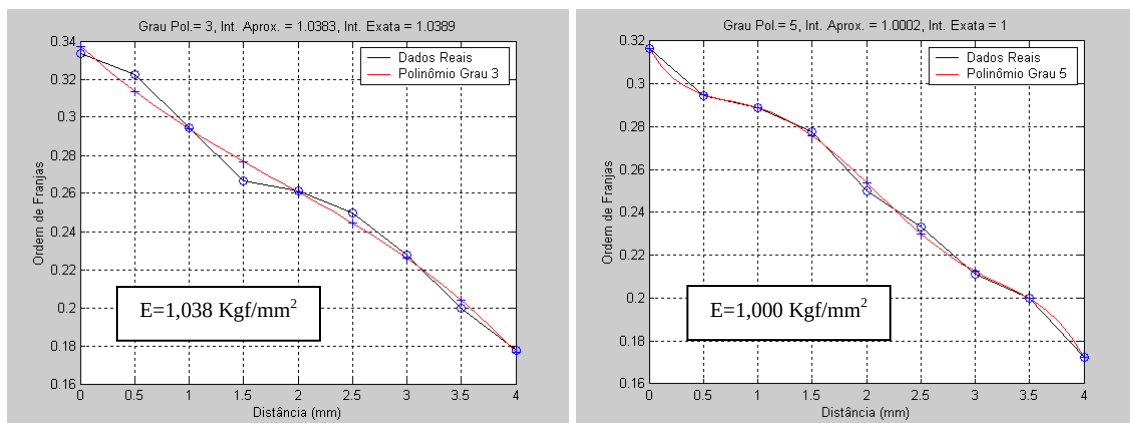


Figura 64. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 24 horas com resina Duralay II.

Tabela 36. Valores obtidos no experimento T3.DII no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,172	0,0	0,172	0,0	0,433	0,0	0,333
0,5	0,117	0,5	0,111	0,5	0,400	0,5	0,389
1,0	0,111	1,0	0,100	1,0	0,372	1,0	0,361
1,5	0,106	1,5	0,089	1,5	0,344	1,5	0,344
2,0	0,089	2,0	0,078	2,0	0,322	2,0	0,333
2,5	0,083	2,5	0,067	2,5	0,300	2,5	0,289
3,0	0,078	3,0	0,056	3,0	0,278	3,0	0,272
3,5	0,050	3,5	0,050	3,5	0,261	3,5	0,250
4,0	0,028	4,0	0,039	4,0	0,250	4,0	0,233

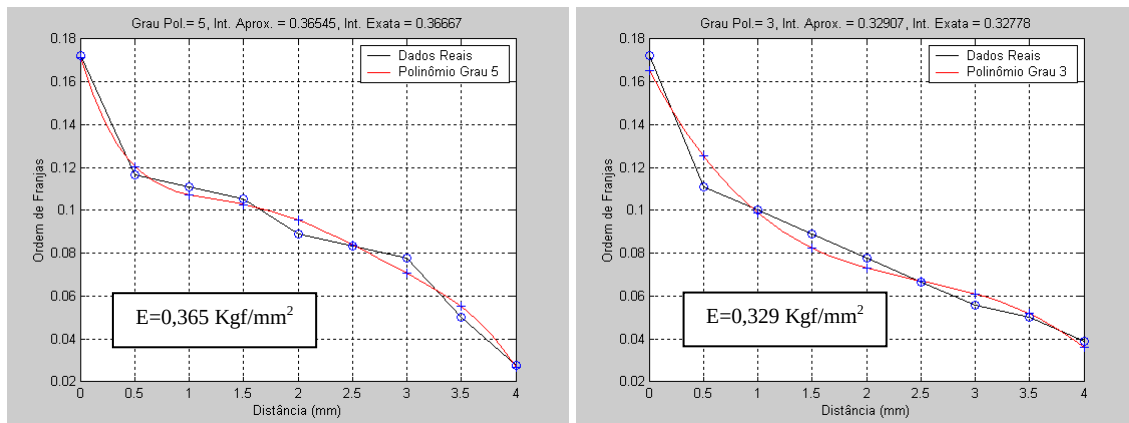


Figura 65. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 36 horas com resina Duralay II.

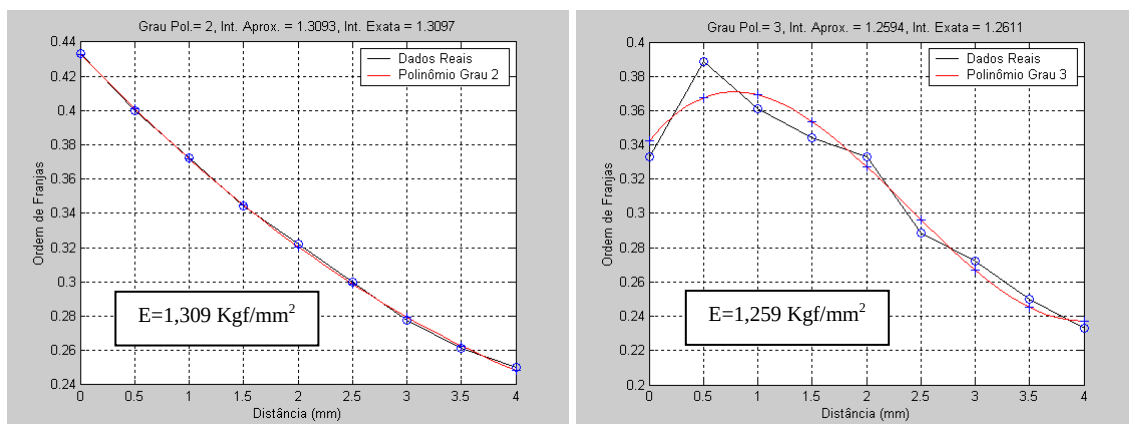


Figura 66. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 36 horas com resina Duralay II.

Tabela 37. Valores obtidos no experimento T1.GC no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

Tabela 38. Valores obtidos no experimento T1.GC no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

Tabela 39. Valores obtidos no experimento T1.GC no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,050	0,0	0,050	0,0	0,256	0,0	0,222
0,5	0,022	0,5	0,039	0,5	0,161	0,5	0,194
1,0	0,022	1,0	0,028	1,0	0,117	1,0	0,128
1,5	0,011	1,5	0,022	1,5	0,067	1,5	0,056
2,0	0,000	2,0	0,022	2,0	0,017	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,006	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

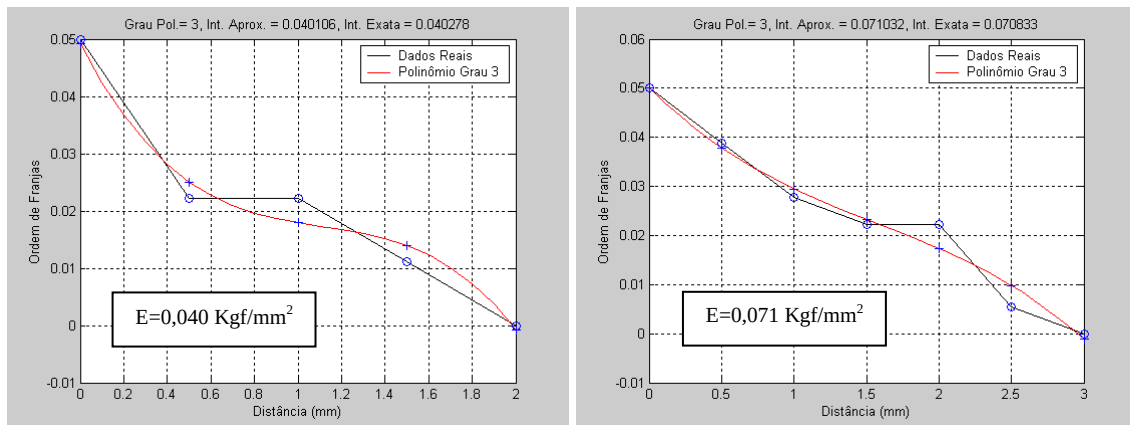


Figura 67. Gráficos da região AA' e BB' em T1 após período de 24 horas com resina GC.

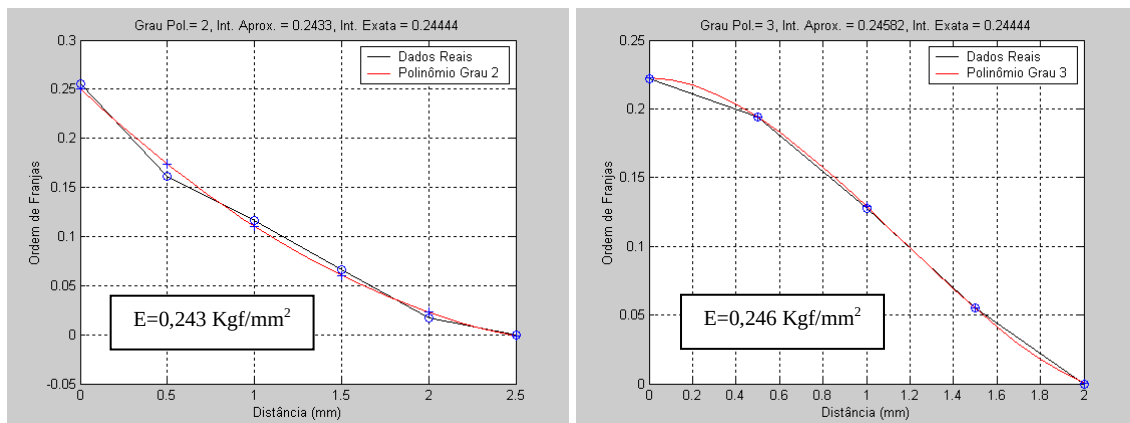


Figura 68. Gráficos da região CC' e DD' em T1 após período de 24 horas com resina GC.

Tabela 40. Valores obtidos no experimento T1.GC no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,050	0,0	0,044	0,0	0,378	0,0	0,344
0,5	0,022	0,5	0,022	0,5	0,350	0,5	0,333
1,0	0,011	1,0	0,006	1,0	0,228	1,0	0,244
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,139	1,5	0,172
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,072	2,0	0,106
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,028	2,5	0,050
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,006	3,0	0,033
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

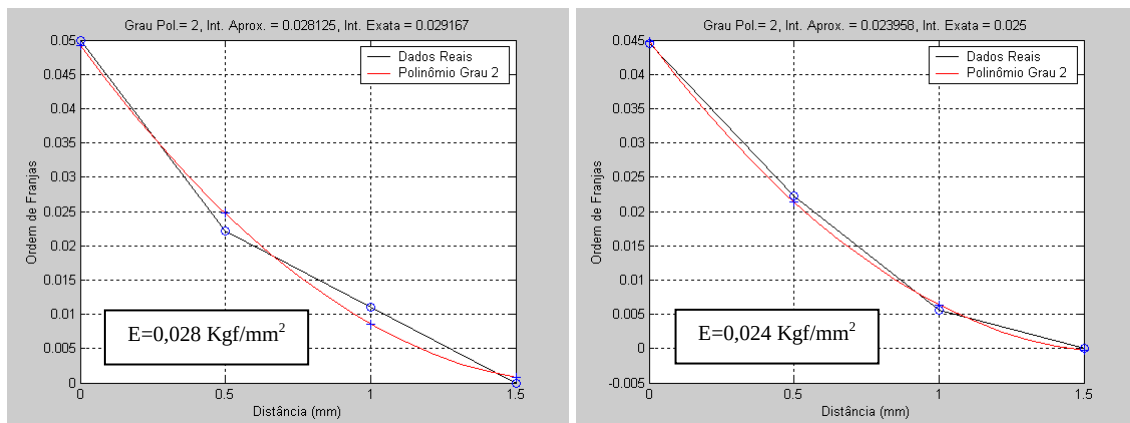


Figura 69. Gráficos da região AA' e BB' em T1 após período de 36 horas com resina GC.

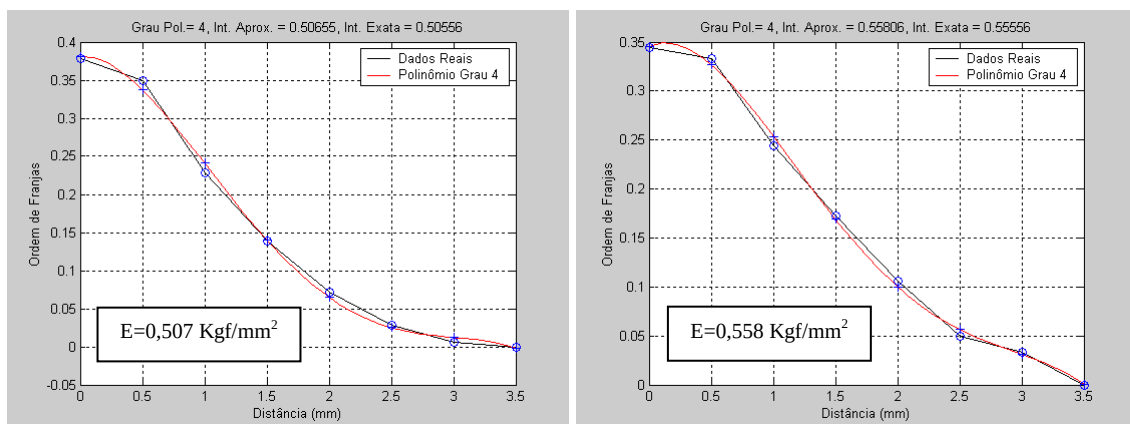


Figura 70. Gráficos da região CC' e DD' em T1 após período de 36 horas com resina GC.

Tabela 41. Valores obtidos no experimento T2.GC no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

Tabela 42. Valores obtidos no experimento T2.GC no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,000
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,000
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,000
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,000
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

Tabela 43. Valores obtidos no experimento T2.GC no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,189	0,0	0,161
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,150	0,5	0,111
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,072	1,0	0,061
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,022	1,5	0,000
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

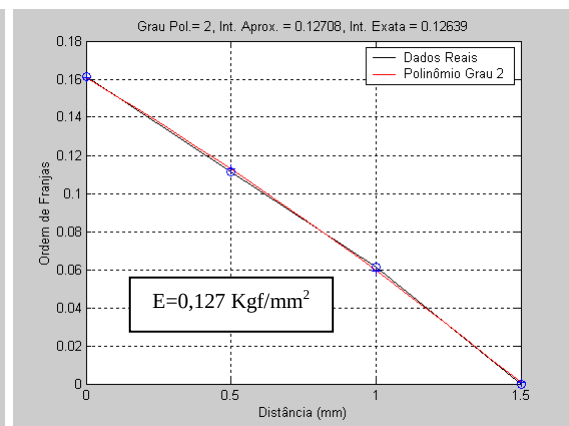
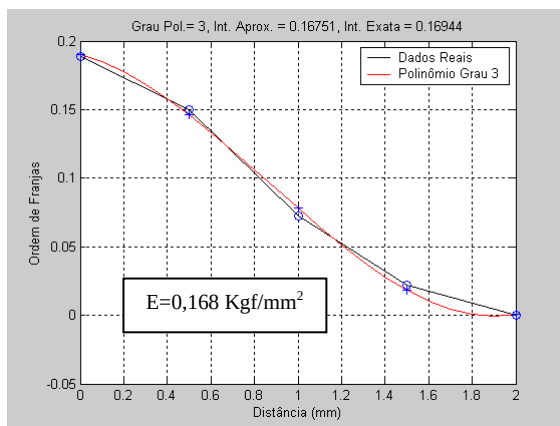


Figura 71. Gráficos da região CC' e DD' em T2 após período de 24 horas com resina GC.

Tabela 44. Valores obtidos no experimento T2.GC no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,278	0,0	0,233
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,244	0,5	0,161
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,117	1,0	0,078
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,050	1,5	0,000
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,000
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,000
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,000
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

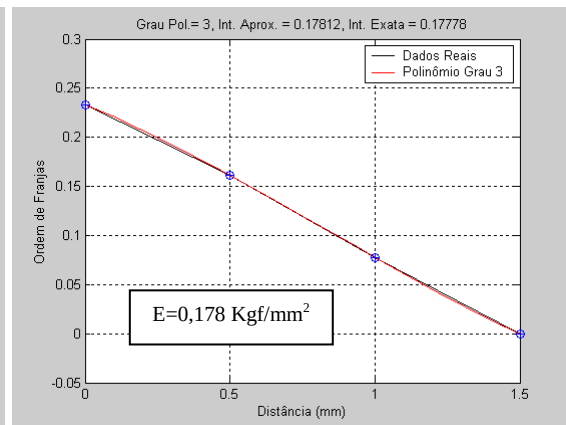
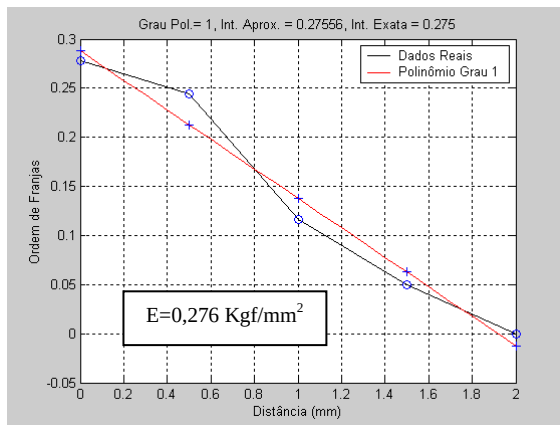


Figura 72. Gráficos da região CC' e DD' em T2 após período de 36 horas com resina GC.

Tabela 45. Valores obtidos no experimento T3.GC no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,083	0,0	0,094	0,0	0,394	0,0	0,322
0,5	0,072	0,5	0,083	0,5	0,389	0,5	0,322
1,0	0,061	1,0	0,061	1,0	0,383	1,0	0,306
1,5	0,061	1,5	0,056	1,5	0,344	1,5	0,300
2,0	0,056	2,0	0,056	2,0	0,328	2,0	0,278
2,5	0,050	2,5	0,039	2,5	0,322	2,5	0,278
3,0	0,028	3,0	0,033	3,0	0,289	3,0	0,256
3,5	0,028	3,5	0,028	3,5	0,278	3,5	0,256
4,0	0,022	4,0	0,022	4,0	0,278	4,0	0,256

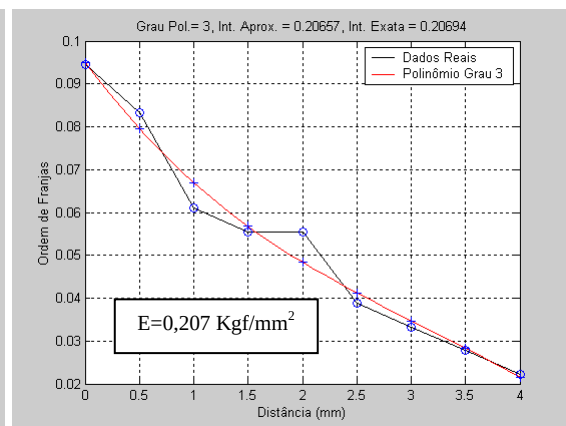
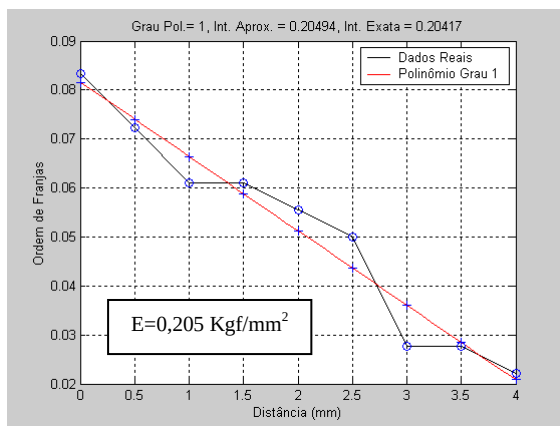


Figura 73. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 20 minutos com resina GC.

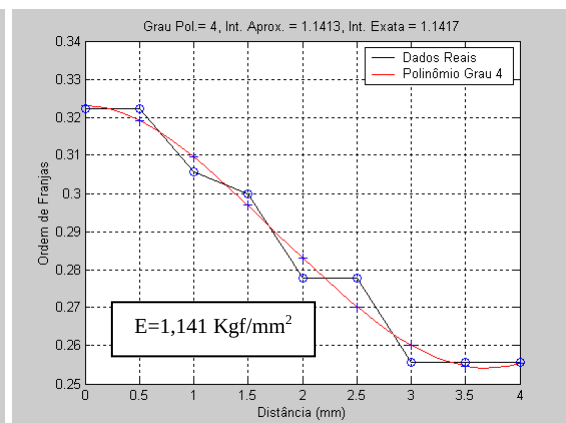
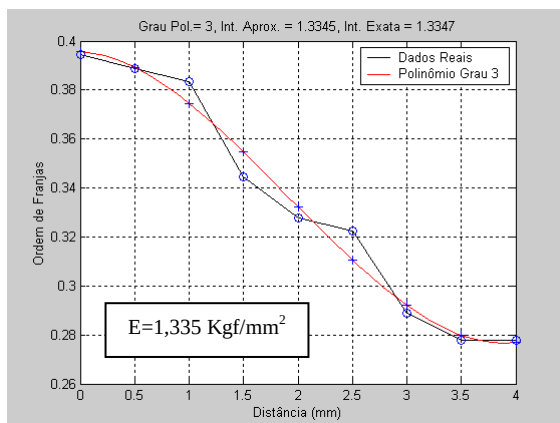


Figura 74. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 20 minutos com resina GC.

Tabela 46. Valores obtidos no experimento T3.GC no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,106	0,0	0,083	0,0	0,467	0,0	0,333
0,5	0,094	0,5	0,072	0,5	0,450	0,5	0,333
1,0	0,094	1,0	0,067	1,0	0,422	1,0	0,333
1,5	0,072	1,5	0,067	1,5	0,400	1,5	0,322
2,0	0,067	2,0	0,056	2,0	0,361	2,0	0,294
2,5	0,067	2,5	0,056	2,5	0,333	2,5	0,278
3,0	0,028	3,0	0,044	3,0	0,322	3,0	0,267
3,5	0,022	3,5	0,039	3,5	0,294	3,5	0,261
4,0	0,022	4,0	0,033	4,0	0,294	4,0	0,261

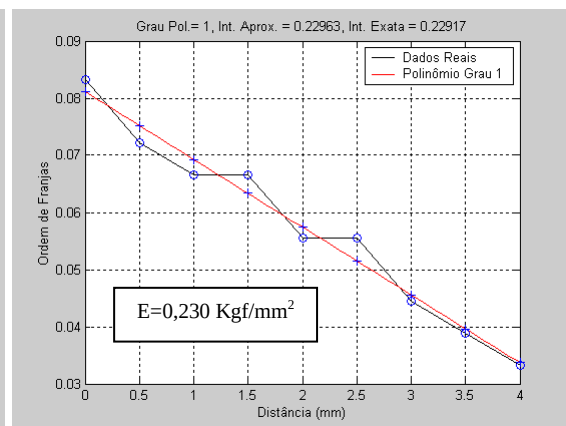
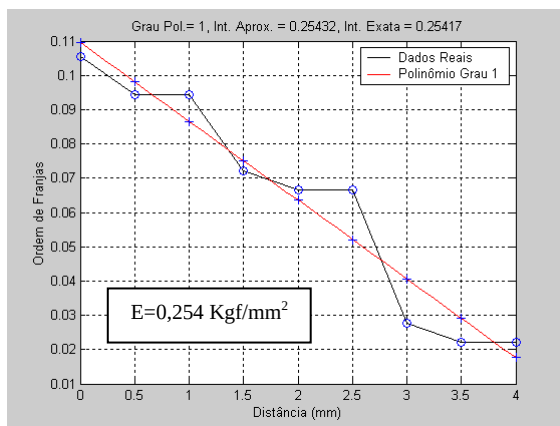


Figura 75. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 3 horas com resina GC.

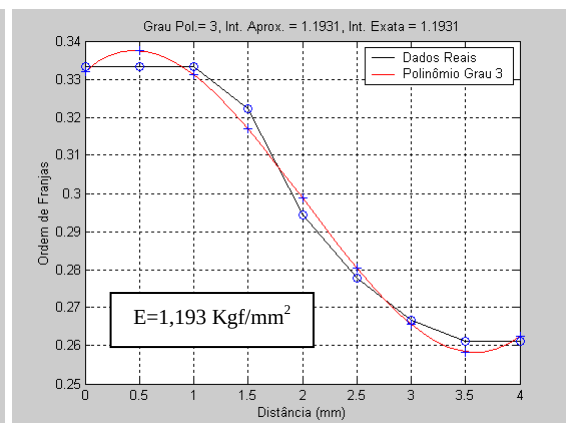
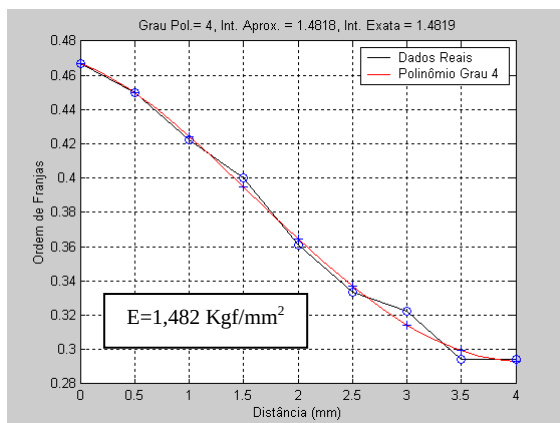


Figura 76. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 3 horas com resina GC.

Tabela 47. Valores obtidos no experimento T3.GC no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,117	0,0	0,106	0,0	0,544	0,0	0,506
0,5	0,083	0,5	0,078	0,5	0,528	0,5	0,472
1,0	0,083	1,0	0,056	1,0	0,489	1,0	0,428
1,5	0,083	1,5	0,061	1,5	0,472	1,5	0,372
2,0	0,050	2,0	0,061	2,0	0,389	2,0	0,361
2,5	0,050	2,5	0,056	2,5	0,344	2,5	0,306
3,0	0,039	3,0	0,056	3,0	0,306	3,0	0,278
3,5	0,028	3,5	0,044	3,5	0,294	3,5	0,250
4,0	0,028	4,0	0,044	4,0	0,289	4,0	0,217

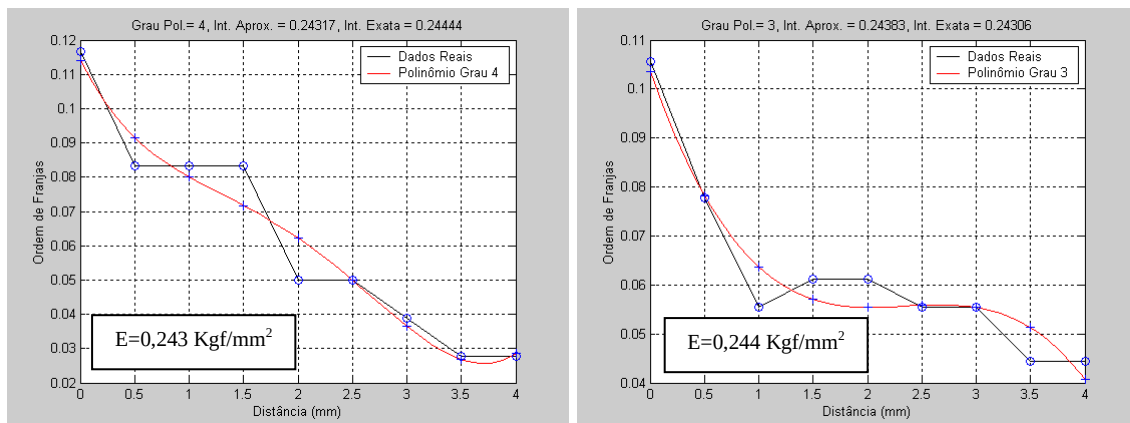


Figura 77. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 24 horas com resina GC.

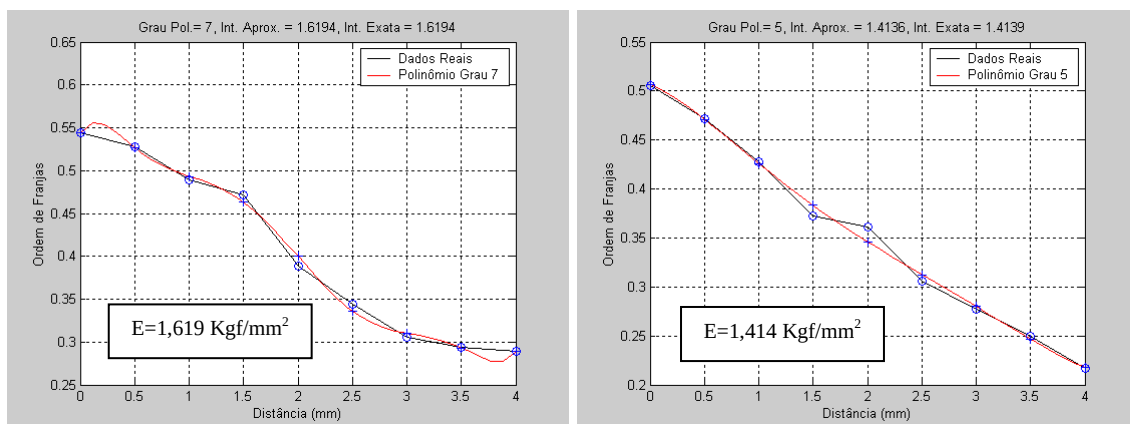


Figura 78. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 24 horas com resina GC.

Tabela 48. Valores obtidos no experimento T3.GC no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,128	0,0	0,083	0,0	0,556	0,0	0,506
0,5	0,083	0,5	0,067	0,5	0,544	0,5	0,506
1,0	0,083	1,0	0,061	1,0	0,528	1,0	0,439
1,5	0,067	1,5	0,061	1,5	0,472	1,5	0,356
2,0	0,050	2,0	0,056	2,0	0,417	2,0	0,300
2,5	0,028	2,5	0,033	2,5	0,389	2,5	0,272
3,0	0,022	3,0	0,022	3,0	0,317	3,0	0,222
3,5	0,011	3,5	0,011	3,5	0,300	3,5	0,206
4,0	0,011	4,0	0,000	4,0	0,278	4,0	0,183

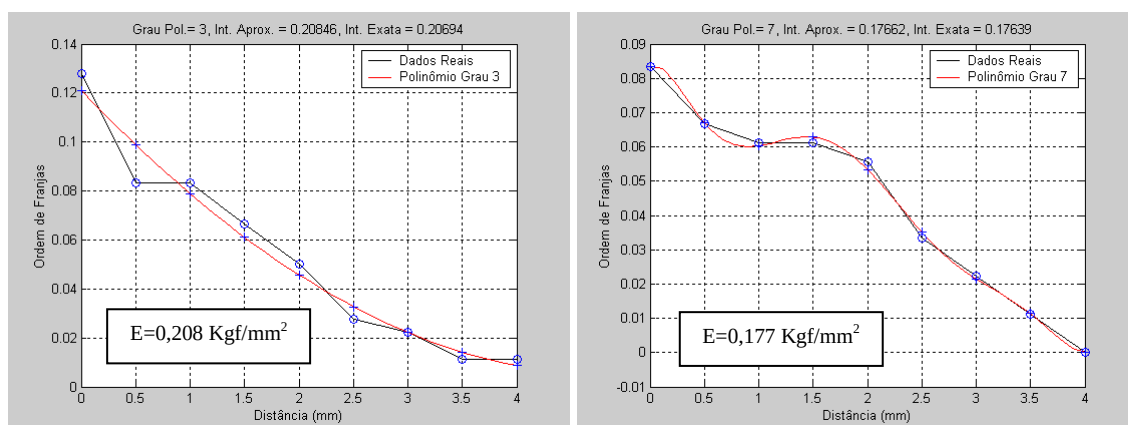


Figura 79. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 36 horas com resina GC.

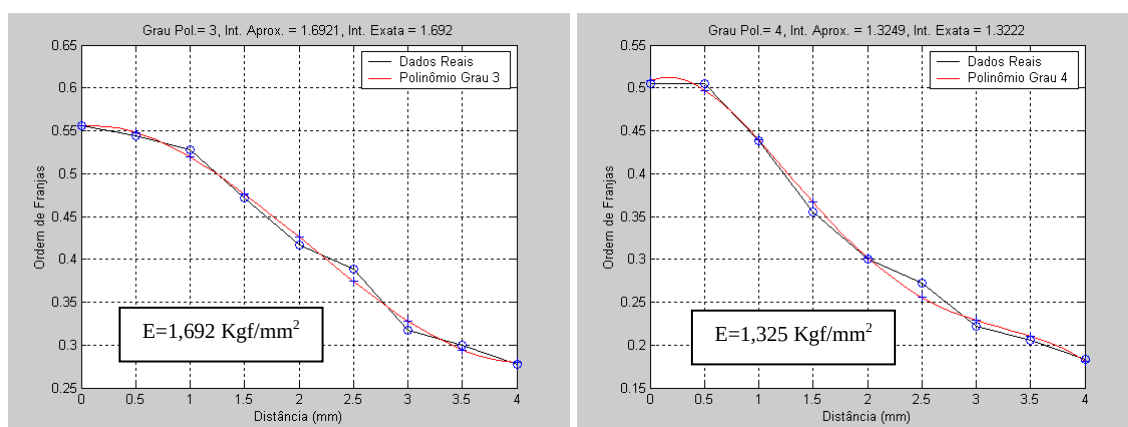


Figura 80. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 36 horas com resina GC.

Tabela 49. Valores obtidos no experimento T1.DE no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,389	0,0	0,394
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,311	0,5	0,350
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,244	1,0	0,272
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,161	1,5	0,206
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,117	2,0	0,133
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,067	2,5	0,089
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,039	3,0	0,044
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

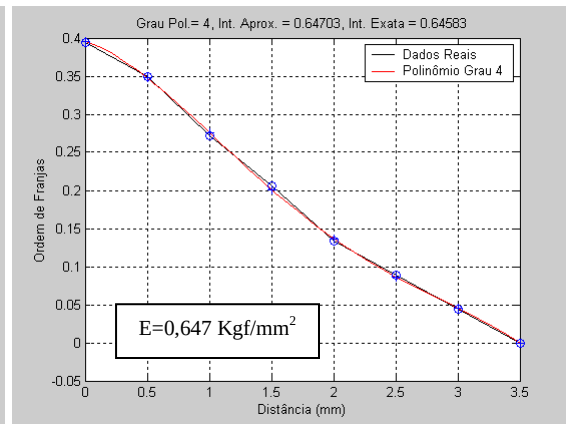
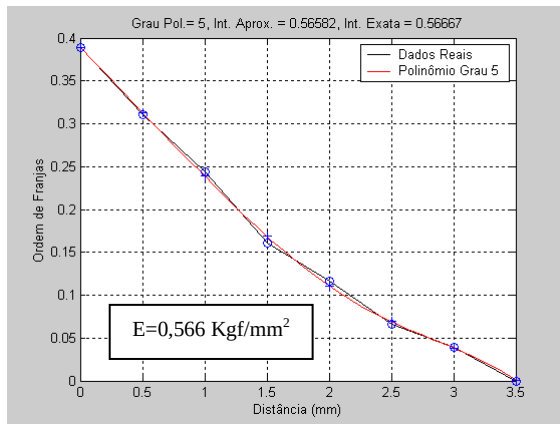


Figura 81. Gráficos da região CC' e DD' em T1 após período de 20 minutos com resina Dencrilay.

Tabela 50. Valores obtidos no experimento T1.DE no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,456	0,0	0,411
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,417	0,5	0,389
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,311	1,0	0,333
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,189	1,5	0,222
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,111	2,0	0,144
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,072	2,5	0,061
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,011	3,0	0,033
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,000
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,000

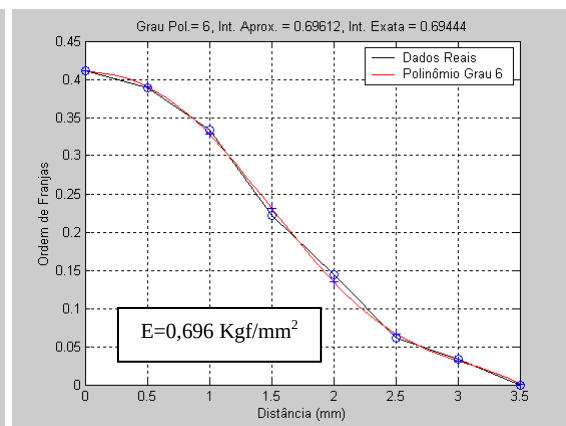
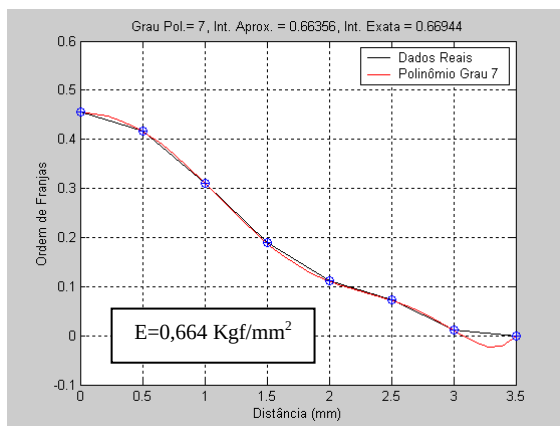


Figura 82. Gráficos da região CC' e DD' em T1 após período de 3 horas com resina Dencrilay.

Tabela 51. Valores obtidos no experimento T1.DE no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,439	0,0	0,439
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,472	0,5	0,472
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,422	1,0	0,422
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,333	1,5	0,306
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,222	2,0	0,222
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,133	2,5	0,161
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,089	3,0	0,111
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,061	3,5	0,067
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,022	4,0	0,050

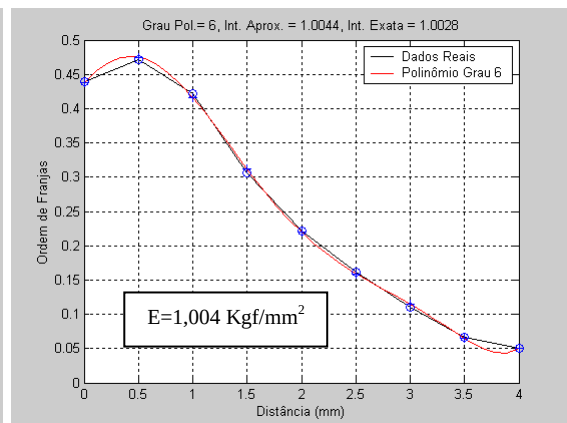
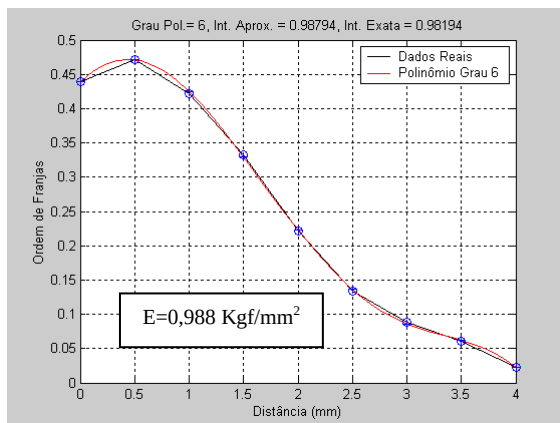


Figura 83. Gráficos da região CC' e DD' em T1 após período de 24 horas com resina Dencrilay.

Tabela 52. Valores obtidos no experimento T1.DE no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,000	0,0	0,000	0,0	0,456	0,0	0,472
0,5	0,000	0,5	0,000	0,5	0,478	0,5	0,544
1,0	0,000	1,0	0,000	1,0	0,433	1,0	0,483
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,389	1,5	0,417
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,300	2,0	0,289
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,211	2,5	0,244
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,156	3,0	0,144
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,111	3,5	0,128
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,089	4,0	0,089

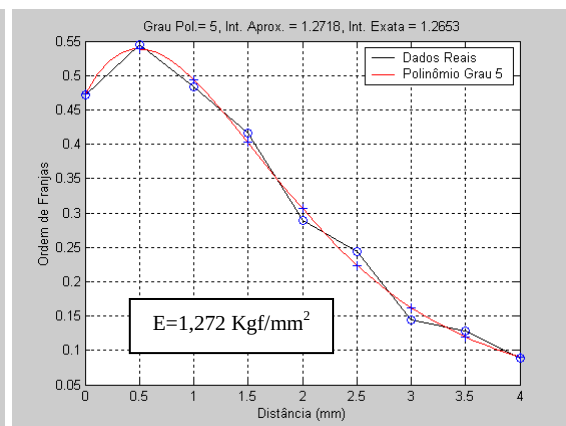
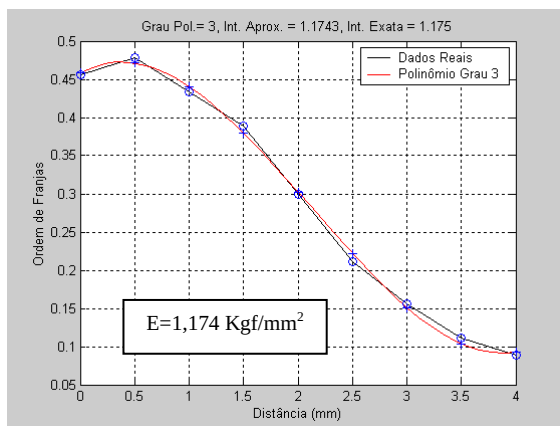


Figura 84. Gráficos da região CC' e DD' em T1 após período de 36 horas com resina Dencrilay.

Tabela 53. Valores obtidos no experimento T2.DE no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,056	0,0	0,083	0,0	0,472	0,0	0,456
0,5	0,017	0,5	0,039	0,5	0,461	0,5	0,439
1,0	0,011	1,0	0,017	1,0	0,428	1,0	0,389
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,322	1,5	0,289
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,233	2,0	0,194
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,206	2,5	0,178
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,167	3,0	0,150
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,156	3,5	0,111
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,133	4,0	0,072

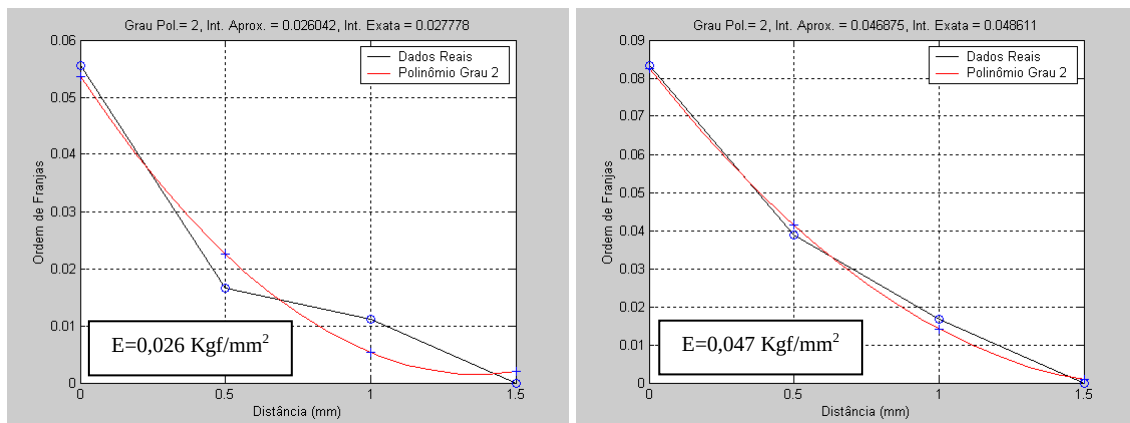


Figura 85. Gráficos da região AA' e BB' em T2 após período de 20 minutos com resina Dencrilay.

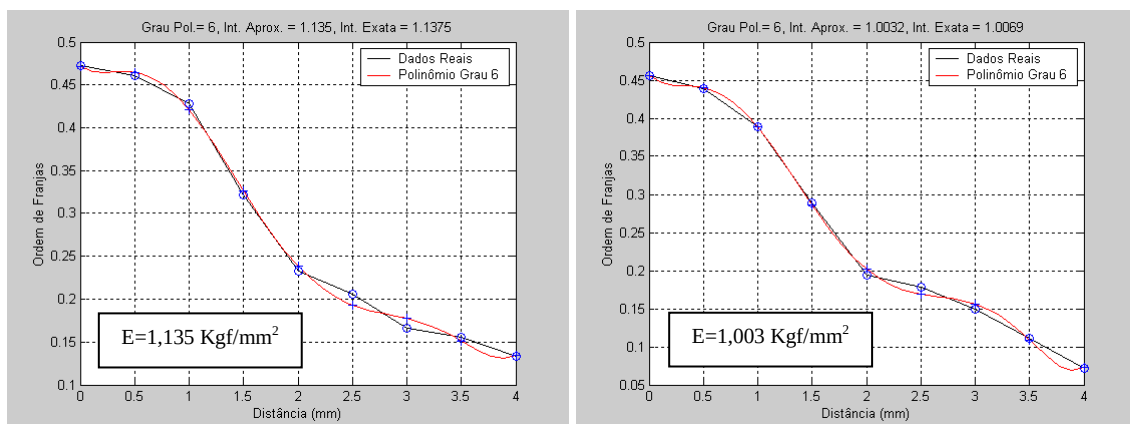


Figura 86. Gráficos da região CC' e DD' em T2 após período de 20 minutos com resina Dencrilay.

Tabela 54. Valores obtidos no experimento T2.DE no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,094	0,0	0,083	0,0	0,483	0,0	0,467
0,5	0,039	0,5	0,056	0,5	0,489	0,5	0,467
1,0	0,017	1,0	0,044	1,0	0,389	1,0	0,400
1,5	0,000	1,5	0,000	1,5	0,306	1,5	0,300
2,0	0,000	2,0	0,000	2,0	0,222	2,0	0,189
2,5	0,000	2,5	0,000	2,5	0,194	2,5	0,178
3,0	0,000	3,0	0,000	3,0	0,144	3,0	0,150
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,117	3,5	0,128
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,078	4,0	0,078

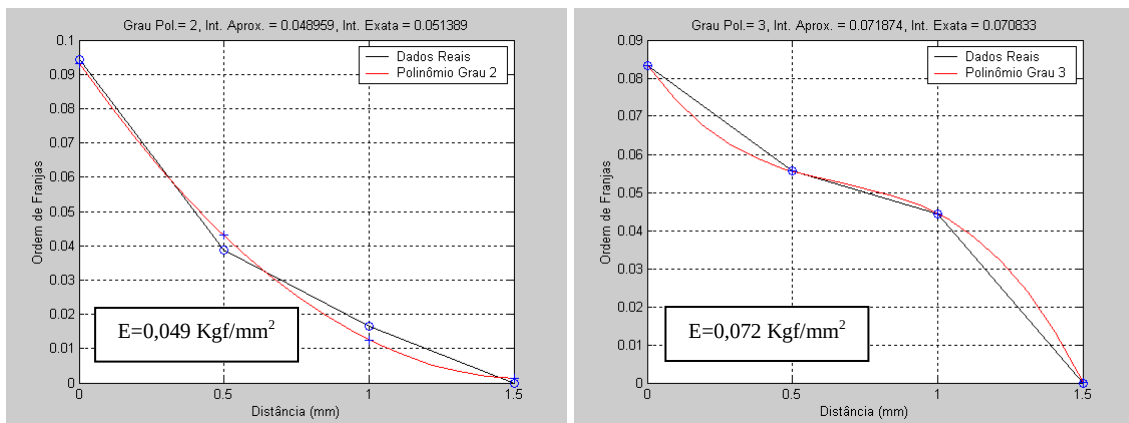


Figura 87. Gráficos da região AA' e BB' em T2 após período de 3 horas com resina Dencrilay.

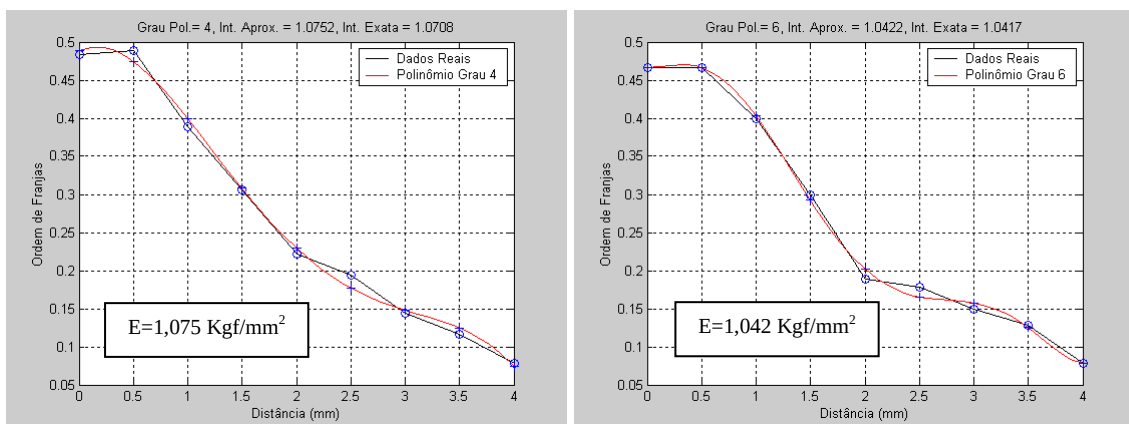


Figura 88. Gráficos da região CC' e DD' em T2 após período de 3 horas com resina Dencrilay.

Tabela 55. Valores obtidos no experimento T2.DE no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,117	0,0	0,094	0,0	0,500	0,0	0,589
0,5	0,089	0,5	0,078	0,5	0,528	0,5	0,622
1,0	0,083	1,0	0,056	1,0	0,506	1,0	0,583
1,5	0,067	1,5	0,039	1,5	0,450	1,5	0,539
2,0	0,056	2,0	0,022	2,0	0,333	2,0	0,456
2,5	0,028	2,5	0,017	2,5	0,256	2,5	0,344
3,0	0,017	3,0	0,000	3,0	0,200	3,0	0,306
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,167	3,5	0,256
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,150	4,0	0,222

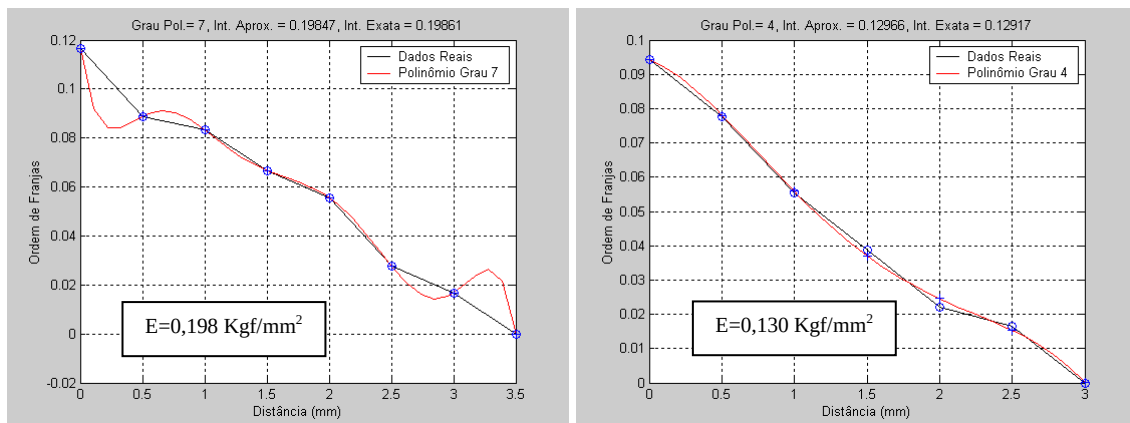


Figura 89. Gráficos da região AA' e BB' em T2 após período de 24 horas com resina Dencrilay.

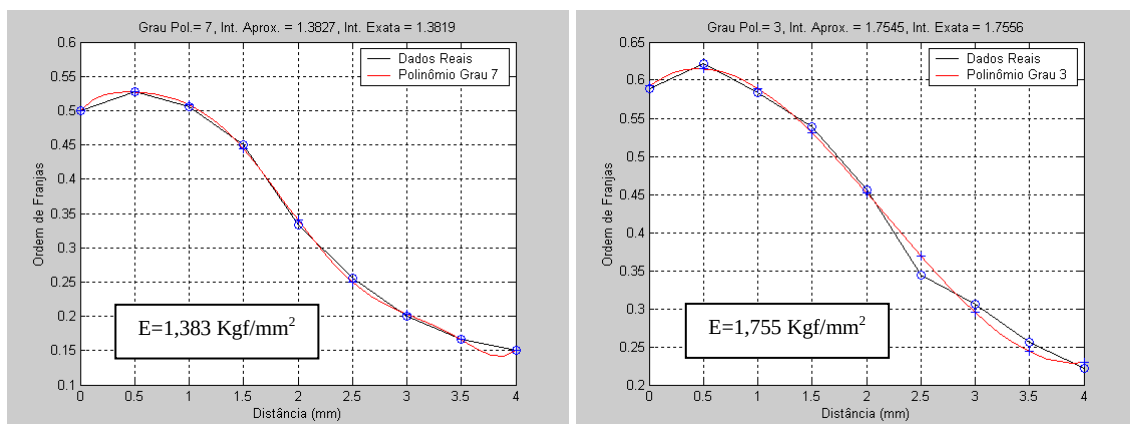


Figura 90. Gráficos da região CC' e DD' em T2 após período de 24 horas com resina Dencrilay.

Tabela 56. Valores obtidos no experimento T2.DE no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,111	0,0	0,111	0,0	0,522	0,0	0,528
0,5	0,094	0,5	0,078	0,5	0,556	0,5	0,617
1,0	0,072	1,0	0,061	1,0	0,511	1,0	0,611
1,5	0,061	1,5	0,050	1,5	0,422	1,5	0,533
2,0	0,050	2,0	0,056	2,0	0,283	2,0	0,433
2,5	0,050	2,5	0,039	2,5	0,267	2,5	0,356
3,0	0,028	3,0	0,000	3,0	0,217	3,0	0,278
3,5	0,000	3,5	0,000	3,5	0,156	3,5	0,217
4,0	0,000	4,0	0,000	4,0	0,139	4,0	0,161

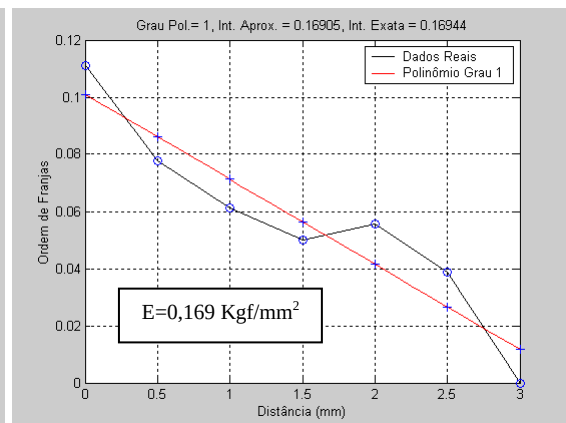
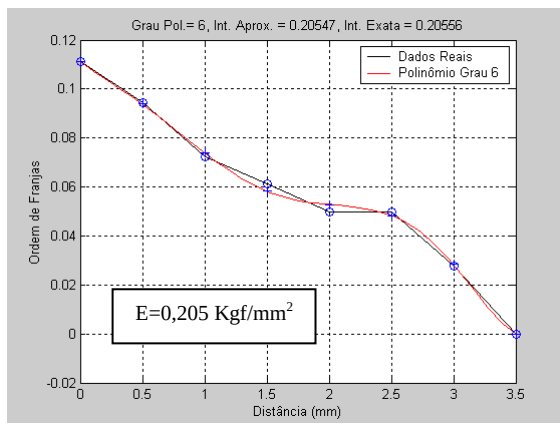


Figura 91. Gráficos da região AA' e BB' em T2 após período de 36 horas com resina Dencrilay.

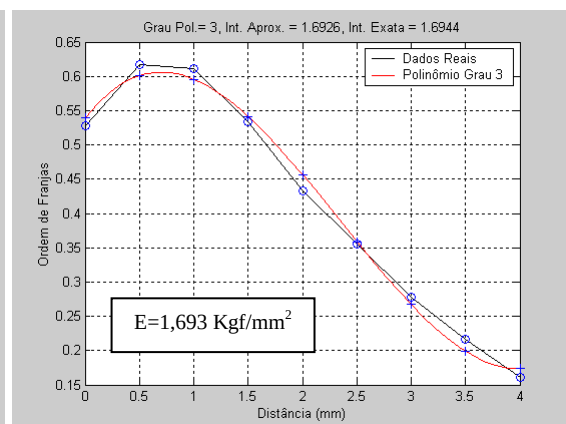
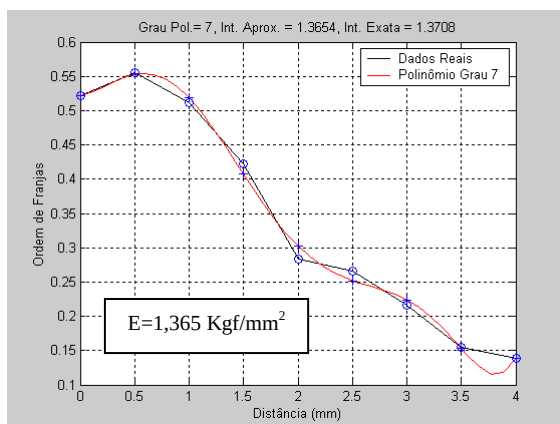


Figura 92. Gráficos da região CC' e DD' em T2 após período de 36 horas com resina Dencrilay.

Tabela 57. Valores obtidos no experimento T3.DE no tempo de 20 minutos, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,217	0,0	0,206	0,0	0,983	0,0	0,933
0,5	0,189	0,5	0,167	0,5	0,983	0,5	0,933
1,0	0,150	1,0	0,156	1,0	0,978	1,0	0,889
1,5	0,133	1,5	0,122	1,5	0,894	1,5	0,867
2,0	0,122	2,0	0,083	2,0	0,833	2,0	0,778
2,5	0,078	2,5	0,083	2,5	0,778	2,5	0,728
3,0	0,056	3,0	0,061	3,0	0,744	3,0	0,694
3,5	0,033	3,5	0,061	3,5	0,700	3,5	0,667
4,0	0,006	4,0	0,028	4,0	0,689	4,0	0,622

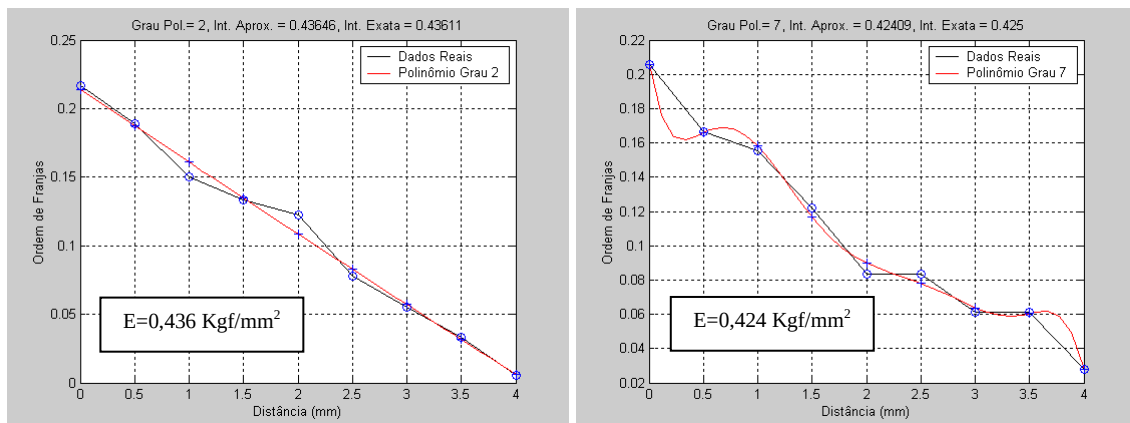


Figura 93. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 20 minutos com resina Dencrilay.

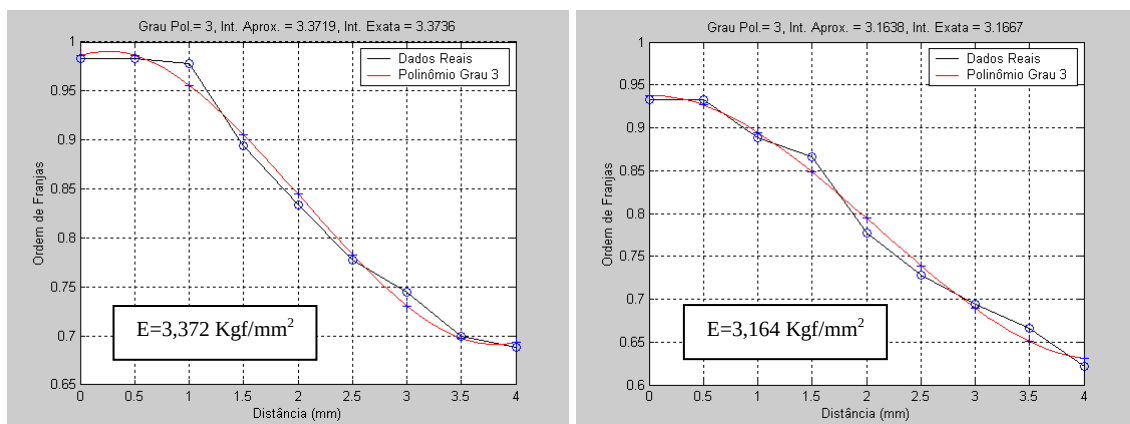


Figura 94. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 20 minutos com resina Dencrilay.

Tabela 58. Valores obtidos no experimento T3.DE no tempo de 3 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,211	0,0	0,200	0,0	1,000	0,0	0,911
0,5	0,156	0,5	0,144	0,5	1,000	0,5	0,911
1,0	0,133	1,0	0,111	1,0	0,978	1,0	0,867
1,5	0,122	1,5	0,083	1,5	0,894	1,5	0,794
2,0	0,083	2,0	0,083	2,0	0,811	2,0	0,761
2,5	0,056	2,5	0,050	2,5	0,778	2,5	0,717
3,0	0,056	3,0	0,022	3,0	0,711	3,0	0,683
3,5	0,039	3,5	0,000	3,5	0,700	3,5	0,639
4,0	0,006	4,0	0,000	4,0	0,667	4,0	0,611

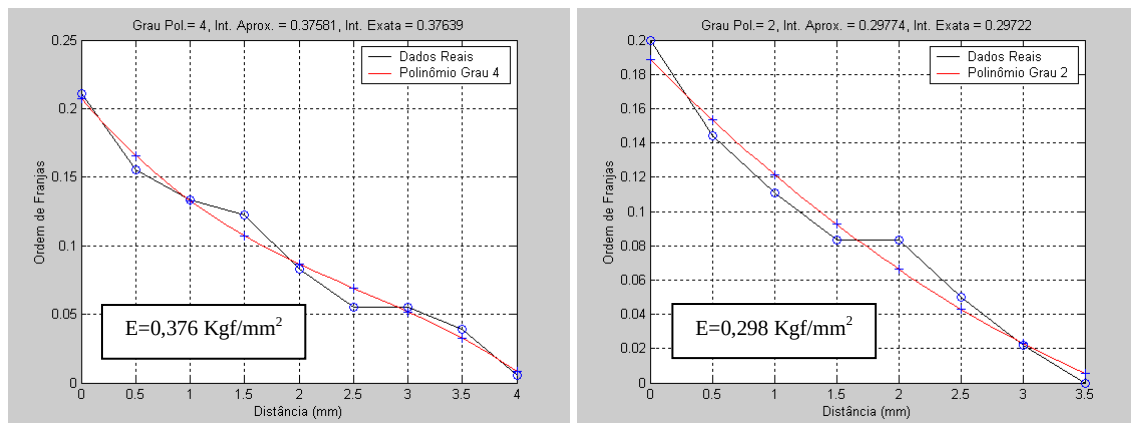


Figura 95. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 3 horas com resina Dencrilay.

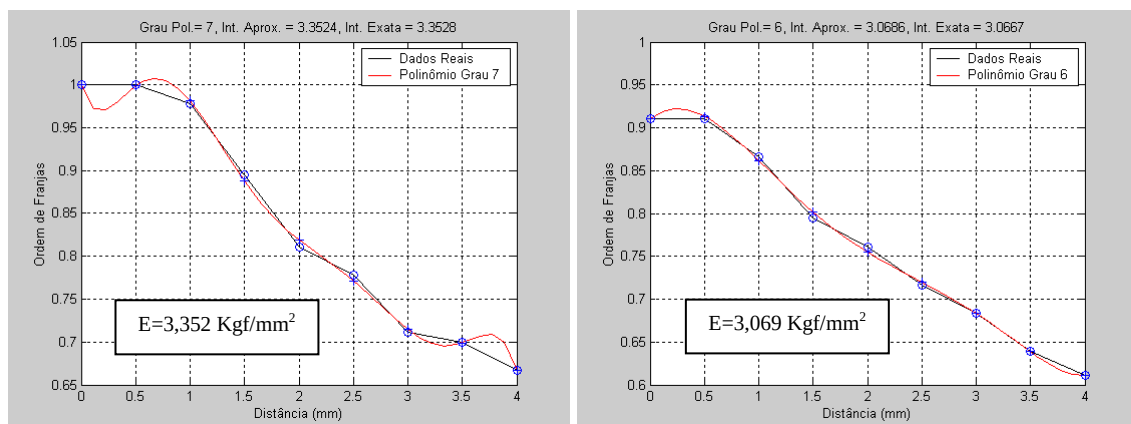


Figura 96. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 3 horas com resina Dencrilay.

Tabela 59. Valores obtidos no experimento T3.DE no tempo de 24 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,194	0,0	0,172	0,0	1,000	0,0	0,950
0,5	0,167	0,5	0,144	0,5	1,056	0,5	1,022
1,0	0,139	1,0	0,139	1,0	1,028	1,0	0,978
1,5	0,133	1,5	0,122	1,5	1,000	1,5	0,967
2,0	0,106	2,0	0,083	2,0	0,867	2,0	0,878
2,5	0,094	2,5	0,067	2,5	0,806	2,5	0,822
3,0	0,083	3,0	0,078	3,0	0,722	3,0	0,733
3,5	0,033	3,5	0,050	3,5	0,689	3,5	0,706
4,0	0,022	4,0	0,006	4,0	0,661	4,0	0,661

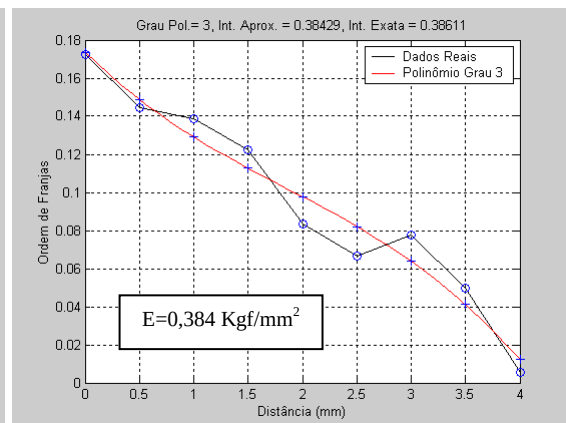
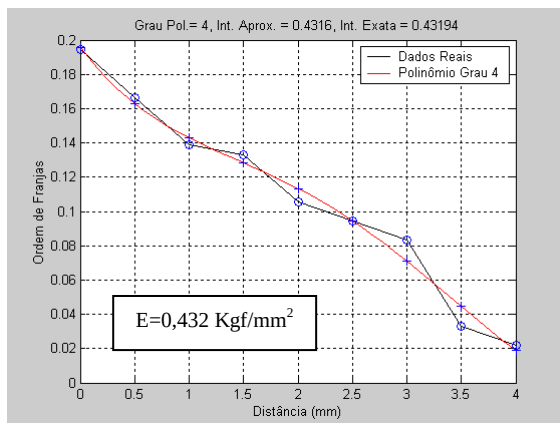


Figura 97. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 24 horas com resina Dencrilay.

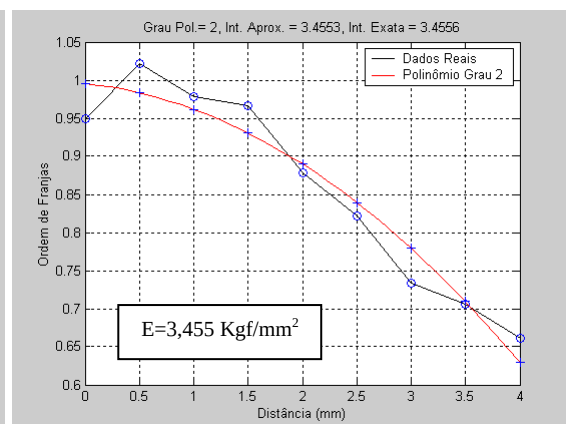
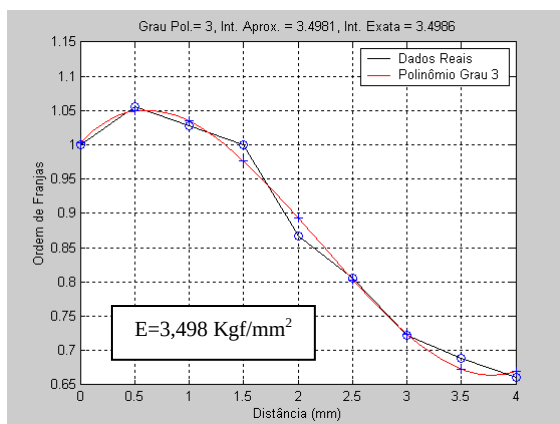


Figura 98. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 24 horas com resina Dencrilay.

Tabela 60. Valores obtidos no experimento T3.DE no tempo de 36 horas, sendo (N) a ordem de franjas.

AA'		BB'		CC'		DD'	
Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)	Pontos (mm)	(N)
0,0	0,194	0,0	0,228	0,0	1,028	0,0	0,972
0,5	0,161	0,5	0,178	0,5	1,061	0,5	1,017
1,0	0,128	1,0	0,156	1,0	1,056	1,0	1,000
1,5	0,106	1,5	0,133	1,5	0,994	1,5	0,967
2,0	0,100	2,0	0,100	2,0	0,933	2,0	0,878
2,5	0,072	2,5	0,094	2,5	0,839	2,5	0,828
3,0	0,067	3,0	0,094	3,0	0,767	3,0	0,728
3,5	0,028	3,5	0,050	3,5	0,700	3,5	0,678
4,0	0,017	4,0	0,039	4,0	0,678	4,0	0,650

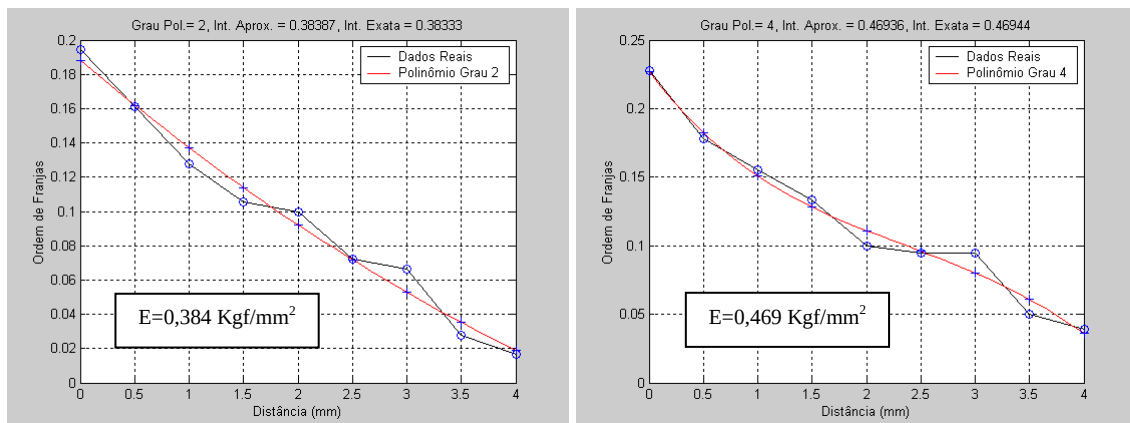


Figura 99. Gráficos da região AA' e BB' em T3 após período de 36 horas com resina Dencrilay.

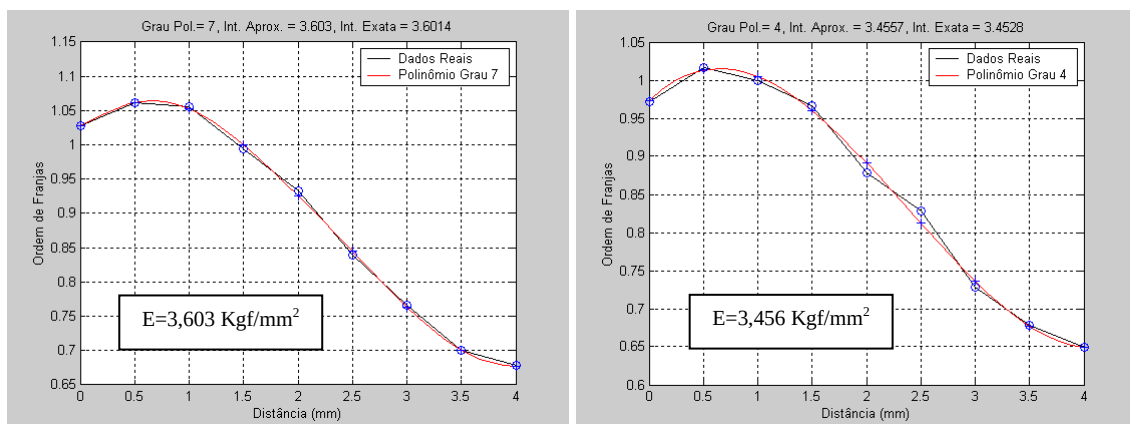


Figura 100. Gráficos da região CC' e DD' em T3 após período de 36 horas com resina Dencrilay.

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

```