



**UninCor**

Universidade Vale do Rio Verde

**ANÁLISE DIMENSIONAL E MECÂNICA DE  
RESINAS ACRÍLICAS MODIFICADAS COM  
FIBRA DE CARBONO PULVERIZADA**

**Mestranda:  
Priscila Nogueira Gomes**

**Orientador:  
Prof<sup>o</sup>. Dr. Sérgio Candido Dias**

**Três Corações - 2007**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**PRISCILA NOGUEIRA GOMES**

**ANÁLISE DIMENSIONAL E MECÂNICA DE  
RESINAS ACRÍLICAS MODIFICADAS COM  
FIBRA DE CARBONO PULVERIZADA**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Clínica Odontológica da Universidade Vale do Rio Verde de Três Corações – UNINCOR, para a obtenção do título de Mestre. Área de Concentração: Odontologia Restauradora.

**Orientador**

Prof. Dr. Sérgio Candido Dias

**Co-Orientador**

Prof. Dr. Marcos Ribeiro Moysés

Aos meus queridos pais, Péricles e Mirian. Só as lágrimas e o sorriso são capazes de demonstrar o tamanho da gratidão e o orgulho de ter vocês como pais. Muito obrigada por sempre estarem ao meu lado e por me ensinarem no caminho da verdade. Cada sonho realizado e cada degrau conquistado refletem os esforços de vocês. Essa vitória é nossa! Amo vocês!

Ao Rodrigo, meu amor, amigo, companheiro e grande incentivador. Seu amor, seu carinho e sua serenidade me dão forças para seguir em frente. A sua ajuda para a conclusão deste trabalho foi essencial.

Ao vovô Pepé, pelas histórias que me contava. Sem que o senhor percebesse, elas iluminavam e instigavam a minha imaginação. Muito obrigada por ser um exemplo para mim! A vovó Daisy pelo seu jeitinho doce e delicado que me ensinou a observar a beleza dos pequenos detalhes da vida. Muito obrigada pelas orações incessantes que sempre me apoiaram!

Ao meu vô Wil pelo incentivo à criatividade e pelo exemplo de eterna busca de novos conhecimentos e superação das dificuldades iniciais de toda nova atividade. A vovó Bere, por sempre ser tão doce e carinhosa comigo, pela sua preocupação incessante.

Aos meus Tios Lica, Brenda Paula e à minha priminha Rebecca, por sempre me receberem tão bem, propiciando que este trabalho fosse realizado. Muito obrigada pelo carinho, preocupação e cuidado!

À minha tia Márcia que mesmo de longe torceu por mim.

À querida amiga Jacira, que durante todos esses 18 anos dedicou-se, com amor, a fazer de nossa casa um local agradável e confortável. Muito obrigada por ter demonstrado todo o seu carinho, indo a Três Corações cuidar, com o mesmo amor, da minha casa!

## **DEDICO**

## **AGRADECIMENTO ESPECIAIS**

Ao meu orientador Prof. Dr. Sérgio Candido Dias, pelo exemplo de professor e orientador. Muito obrigada pela confiança e por sempre ter estimulado o meu raciocínio para resolução dos problemas, mesmo quando já tinha as melhores soluções! Sem o seu constante auxílio e incentivo, seria impossível concluir este trabalho.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Marcos Ribeiro Moysés. Muito obrigada por ter feito o possível e o impossível para me ajudar! O desprendimento com que faz pesquisa e ensino é um exemplo para mim!

Ao Prof. Dr. José Carlos Rabelo Ribeiro. A sua dedicação e ajuda foram essenciais para o meu desenvolvimento durante o curso. A sua paixão pela pesquisa é um exemplo diário a ser seguido!

Ao Prof. MSc João Gustavo Rabelo Ribeiro, pela amizade e paciência demonstradas durante todo o curso. Muito obrigada pela ajuda constante!

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Andréa Candido dos Reis, por ter proporcionado momentos maravilhosos de aprendizados durante nossas aulas de Didática!

Sem a atenção e ajuda de cada um, seria impossível concluir esta etapa! Muito obrigada por terem sido mais do que professores! Muito obrigada por terem me acolhido como amiga!

## **AGRADECIMENTOS**

À minha professora, prima e amiga, “Tia Lígia”, muito obrigada pela sua dedicação incondicional, durante todos esses anos da minha vida! Você é meu anjo da guarda!

Ao Prof. Dr. Natanael Átilas Aleva (UNINCOR), pelo exemplo de caráter e competência.

Ao Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva (FOP/UNICAMP), por tão prontamente ter aceitado fazer parte da minha banca de Mestrado. Por todos os ensinamentos e pela paciência.

Ao Prof. Dr. Luciano José Pereira (UNINCOR), pela constante ajuda.

Ao Prof. Dr. Lourenço Correa Sobrinho (FOP/UNICAMP), por ter disponibilizado o laboratório de materiais dentários. Muito obrigada pela atenção a mim dedicada!

Ao Prof. Dr. José Augusto Marcondes Agnelli (UFSCAR), pela execução do ensaio de resistência à fratura por impacto no DEMA – Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos.

Ao Magnífico Reitor, Prof. Dr. Adair Ribeiro (UNINCOR), pela constante dedicação ao ensino e à pesquisa.

À querida Dani, por todos os momentos que já passamos juntas. Você é uma amiga maravilhosa!

Ao meu querido amigo Filé. Desculpe-me por nesses dois anos, ter sido uma amiga ausente!

Aos queridos amigos, Anne e Lourival, por todo o tempo que passamos juntos! Torço muito por vocês!

Aos meus amados professores da UNIFENAS, Amanda Beatriz D. A. Freitas, Érika Pasqua Tavares, Fernando Lopes dos Santos Filho, Geraldo Alberto P. Carvalho, Hercílio Martelli Júnior, Heverson Wesley Pereira, Joel Diogo Leite, José Alberto P. Naback, José Rivaldo Lino, Kleide Souza Gonçalves Barros, Mônica Costa Armond, Lígia Faria Gomes Aleva, Lysandro Fabris A. Singi, Lucas de Moraes Barros, Luiz Antônio Sartori, Paulo Roberto Dominguet, Paulo Rogério Ferreti Bonan, Risia Maria O. Figueiredo, Rodrigo Generoso Carlos, Sebastião Daniel Figueiredo, Sidney Pereira dos Santos, Tadeu Evandro Mendes e Vinícius Vilela Fagundes, por todos os ensinamentos. A presença e a importância de vocês em minha vida serão eternas.

Ao meu querido Professor Heverson (UNIFENAS), por ter me proporcionado a grata oportunidade de apresentar o meu primeiro trabalho científico.

Aos meus queridos Professores Amanda, Hercílio e Joel (UNIFENAS), por terem me introduzido na iniciação científica! Muito obrigada

Aos Professores da UNINCOR que me apoiaram e me receberam tão bem.

Aos colegas, Fernanda, André, Marco Aurélio, Alexandro, Hercília, Claudine, Bernardino, Carlos, Cid, Douglas, João, Joelcio, Luci, Márcio, Robson e Tereza, por tornarem alegres e divertidos os momentos de trabalho.

A Fundação de Auxílio à Pesquisa de Minas Gerais (Fapemig) pelo suporte financeiro.

A amiga Andréa, pela amizade e companheirismo.

À amiga Giselle, por ter me ajudado tão prontamente no preparo dos corpos de prova e na leitura no MEV. Muito obrigada! Você não tem idéia de quanto foi importante!

Aos alunos da pós-graduação em Endodontia da FOP/UNICAMP Maraisa, Danna, Juliana, Carol, Thaís, Vanessa, Morgana, Chico, Fred e Rogério pelo carinho com que me receberam.

Ao Dr. Luiz Gustavo Bastos, pelo auxílio.

Ao estagiário Adailton, do laboratório de Endodontia da FOP/UNICAMP, por sempre ser tão prestativo.

Aos funcionários da UNIFENAS, Marquinhos, Lucas, Sheila, Fernanda, Cris, Angélica e Henrique, pelo cuidado demonstrado por mim e por todos os momentos divertidos que passamos juntos! Sinto muita falta de vocês!

Aos funcionários da UNINCOR, pelo carinho e por todas as ocasiões em que me auxiliaram.

Às empresas Vipi, Dencril, Dencor e Polidental, pelo fornecimento das resinas utilizadas nesta pesquisa.

E a todos que de alguma maneira, contribuíram para este trabalho!

Muito obrigada! Vocês são especiais!

Sem meu Deus nenhum dos meus dias teriam sentido, nenhum dos meus atos seriam bem-sucedidos e todos os meus planos seriam em vão.

“Grande é o Senhor e mui digno de ser louvado.” Salmos 48:1

“Grandes coisas fez o Senhor por nós e por isso estamos alegres”. Salmos 126:3

“Bem aventurado aquele que tem o Deus de Jacó por seu auxílio, cuja a esperança está no Senhor, seu Deus, que fez os céus e a terra, o mar e tudo o que nele há, e mantém para sempre a sua felicidade.” Salmo 146:5-6

“Tudo posso naquele que me fortalece”. Filipenses 4:13

“Confia no Senhor de todo o teu coração e não te estribes no teu próprio entendimento”.

Provérbios 4:5

“Eu sou a videira; vós sois as varas. Quem pertence a mim e eu nele, esse dá muitos frutos; porque sem mim nada podereis fazer”. João 15:5

“Senhor, tu me sondas, e me conheces. Tu conheces o meu sentar e o meu levantar; de longe entendes o meu pensamento. Esquadrilha o meu andar, e o meu deitar e conheces todos os meus caminhos”. Salmos 149:1-4

Muito obrigada meu Pai!

Te amo!

## SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....	9
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS .....	11
RESUMO ARTIGO 1 .....	12
RESUMO ARTIGO 2 .....	12
ABSTRACT ARTIGO 1 .....	14
ABSTRACT ARTIGO 2 .....	14
1 INTRODUÇÃO .....	15
2 REFERENCIAL TEÓRICO .....	16
2.1 Resinas acrílicas reforçadas.....	16
2.2 Resinas acrílicas para moldagem de transferência e de registro para solda X estabilidade dimensional .....	26
3 ARTIGO 1 Influência da fibra de carbono pulverizada na resistência a flexão e à fratura por impacto e na estabilidade dimensional de resinas acrílicas.....	36
Resumo .....	37
Introdução .....	37
Material e Métodos.....	38
Resultados .....	42
Discussão .....	47
Conclusão .....	49
Referências Bibliográficas .....	49
4 ARTIGO 2 Comportamento dimensional e mecânico de resinas acrílicas modificadas com fibra de carbono pulverizada.....	52
Resumo .....	53
Introdução .....	53
Material e Métodos.....	54
Resultados .....	58
Discussão .....	62
Conclusão .....	63
Referências Bibliográficas .....	64
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	67
ANEXO.....	74

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

### ARTIGO 1

<b>FIGURA 1</b>	Parte superior 1 da matriz- com as marcações para análise dimensional .....	39
<b>FIGURA 2</b>	Parte superior 2 da matriz. ....	39
<b>TABELA 1</b>	Dimensões das partes superiores 1 e 2.....	39
<b>FIGURA 3</b>	Esquema de montagem da matriz. ....	40
<b>TABELA 2</b>	Valores Médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana e 1 <sup>o</sup> e 2 <sup>o</sup> quartis da contração de polimerização das resinas acrílicas (mm) (n=10 por grupo).....	42
<b>FIGURA 4</b>	Valores médios da contração de polimerização e desvio padrão.....	42
<b>TABELA 3</b>	Valores Médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana e 1 <sup>o</sup> e 2 <sup>o</sup> da resistência à flexão das resinas acrílicas (MPa) (n=10 por grupo).....	43
<b>FIGURA 5</b>	Valores médios de resistência à flexão e o desvio padrão .....	43
<b>TABELA 4</b>	Valores Médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana e 1 <sup>o</sup> e 2 <sup>o</sup> da resistência à fratura por impacto das resinas acrílicas (J) (n=10 por grupo) ....	44
<b>FIGURA 6</b>	Valores médios de resistência à fratura por impacto e o desvio padrão .....	44
<b>FIGURA 7</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Duralay sem fibra. ....	45
<b>FIGURA 8</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Duralay com fibra .....	45
<b>FIGURA 9</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Pattern sem fibra. ....	46
<b>FIGURA 10</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Pattern com fibra .....	46

### ARTIGO 2

<b>FIGURA 1</b>	Parte superior 1 da matriz com as marcações para análise dimensional.....	55
<b>FIGURA 2</b>	Parte superior 2 da matriz .....	55
<b>TABELA 1</b>	Dimensões das partes superiores 1 e 2.....	55
<b>FIGURA 3</b>	Esquema de montagem da matriz .....	56
<b>TABELA 2</b>	Valores médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana e 1 <sup>o</sup> e 2 <sup>o</sup> quartis da contração das resinas acrílicas (mm) (n=10 por grupo)	
<b>FIGURA 4</b>	Valores médios de contração de polimerização com desvio padrão.....	58
<b>TABELA 3</b>	Valores médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana e 1 <sup>o</sup> e 2 <sup>o</sup> quartis da resistência à flexão das resinas acrílicas (MPa) (n=10 por grupo)...	59
<b>FIGURA 5</b>	Valores médios de resistência à flexão com desvio padrão.....	60

<b>TABELA 4</b>	Valores médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana e 1 <sup>o</sup> e 2 <sup>o</sup> quartis da resistência à fratura por impacto das resinas acrílicas (J) (n=10 por grupo).....	60
<b>FIGURA 6</b>	Valores médios de resistência à fratura por impacto com desvio padrão .....	61
<b>FIGURA 7</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Dencilon com fibra .....	61
<b>FIGURA 8</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Vipi Flash com fibra .....	62

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

<b>%</b>	Por cento
<b>10</b>	10% de fibra de carbono
<b>5</b>	5% de fibra de carbono
<b>ANOVA</b>	Análise de variância
<b>BS</b>	British Standard
<b>Cm</b>	Centímetro
<b>CP</b>	Corpo de prova
<b>EDA</b>	Etilenodiamina
<b>et al.</b>	e outros
<b>GC</b>	Grupo Controle
<b>HEMA</b>	2-hidroxetil metacrilato
<b>ISO</b>	Intenational Organization for Standardization
<b>J</b>	Joules
<b>Ltda</b>	Limitada
<b>m</b>	Metro
<b>MEV</b>	Microscópio Eletrônico de Varredura
<b>mL</b>	Mililitro
<b>mm</b>	Milímetro
<b>mm/min</b>	Milímetro por minuto
<b>MPa</b>	Megapascal
<b>N</b>	Número
<b>Ncm</b>	Newton por centímetro
<b>°C</b>	Grau Celsius
<b>PEMA</b>	Polietilmetacrilato
<b>PMMA</b>	Polimetilmetacrilato
<b>Pol.</b>	Polegada
<b>TEGDMA</b>	Trietileno Glicol Dimetacrilato
<b>USA</b>	United States of America
<b>VIPI FLASH</b>	Vipi
<b>X</b>	Versus
<b><math>\gamma</math>MPs</b>	$\gamma$ -metacriloxipropiltrimetoxisilano
<b><math>\mu\text{m}</math></b>	Micrômetros

## RESUMO

GOMES, Priscila Nogueira. **Análise dimensional e mecânica de resinas acrílicas modificadas com fibra de carbono pulverizada**. 2007. 79 p. (Dissertação – Mestrado em Clínica Odontológica). Universidade Vale do Rio Verde - UNINCOR - Três Corações – MG<sup>1</sup>.

**Artigo 1: Objetivo:** Avaliar o comportamento dimensional e mecânico das resinas acrílicas Pattern (P) e Duralay (D) com fibra de carbono pulverizada. **Material e métodos:** Para cada resina foram confeccionados 3 grupo: sem fibra de carbono (grupo controle), com 5% de fibra de carbono e com 10% de fibra de carbono. A quantidade de fibra foi determinada através do peso do polímero. Foram confeccionados vinte espécimes, para cada grupo, sendo dez para análise da estabilidade dimensional e teste de resistência flexão de 3-pontos (65 x 10 x 2.5 mm) e dez, para resistência ao impacto do tipo Charpy (65 x 10 x 3.2 mm). Antes do teste de flexão, o comportamento dimensional dos espécimes foi avaliado através de microscópio de mensuração, com precisão de 1µm. Após o teste de flexão, o local da fratura dos espécimes foi analisado em microscópio eletrônico de varredura, para observar a união da fibra de carbono a matriz resinosa. Empregou-se análise de variância de dois fatores e teste de Tukey ( $p < 0.005$ ). **Resultados:** Contração de polimerização (mm): D(0,196±0,046)<sup>a</sup>, D5(0,148±0,032)<sup>b</sup>, D10(0,128±0,033)<sup>bc</sup>, P(0,112±0,023)<sup>bc</sup>, P5(0,095±0,029)<sup>cd</sup> e P10(0,061±0,025)<sup>d</sup>. Resistência à flexão (MPa): D(69.743±5.212)<sup>a</sup>, P(60.531±4.138)<sup>b</sup>, P10(58.286±3.206)<sup>bc</sup>, P5(57.277±4.165)<sup>bc</sup>, D5(54.701±7.729)<sup>bc</sup> e D10(51.470±8.139)<sup>c</sup>. Resistência ao impacto (J): D5(0.280±0.52)<sup>a</sup>, D(0.230±0.052)<sup>ab</sup>, P10(0.211±0.045)<sup>bc</sup>, D10(0.162±0.016)<sup>cd</sup>, P5(0.148±0.035)<sup>d</sup> e P(0.140±0.006)<sup>d</sup>. A fibra de carbono aderiu-se somente na matriz da resina Pattern. **Conclusão:** A fibra de carbono é eficaz na redução da contração de polimerização da resina acrílica Duralay e Pattern. A resina Pattern com 10% de fibra de carbono mostrou-se mais eficiente no comportamento dimensional e mecânico.

**Artigo 2: Objetivo:** Comparar o comportamento dimensional e mecânico, das resinas acrílicas Vipi Flash (V) e Dencrilon (D), com e sem fibra de carbono pulverizada, com a resina Pattern (P) (grupo controle). **Material e métodos:** Para as resinas Vipi Flash e Dencrilon foram confeccionados 3 grupo: sem fibra de carbono, com 5% de fibra de carbono e com 10% de fibra de carbono. A quantidade de fibra foi determinada através do peso do polímero. Foram confeccionados vinte espécimes, para cada grupo, sendo dez para análise da estabilidade dimensional e teste de resistência flexão de 3-pontos (65 x 10 x 2.5 mm) e dez, para resistência ao impacto do tipo Charpy (65 x 10 x 3.2 mm). Antes do teste de flexão, o comportamento dimensional dos espécimes foi avaliado através de microscópio de mensuração, com precisão de 1µm. Após o teste de flexão, o local da fratura dos espécimes foi analisado em microscópio eletrônico de varredura, afim de observar a união da fibra de carbono a matriz resinosa. Empregou-se análise de variância e teste de Tukey ( $p < 0.05$ ). **Resultados:** Contração de polimerização (mm): V(0.203±0.040)<sup>a</sup>, D5(0.177±0.032)<sup>a</sup>, D(0.174±0.054)<sup>a</sup>, P(0.112±0.023)<sup>b</sup>, V5(0.110±0.052)<sup>b</sup>, V10(0.079±0.047)<sup>b</sup> e D10(0.076±0.033)<sup>b</sup>, resistência à flexão (MPa): D(72.345±8.139)<sup>a</sup>, V(70.805±8.460)<sup>a</sup>, D5(65.328±10.100)<sup>ab</sup>, D10 (63.612±6.573)<sup>ab</sup>, V10(63.036±4.124)<sup>ab</sup>; P(60.531±4.138)<sup>bc</sup> e V5(53.422±3.394)<sup>c</sup> e resistência ao impacto (J): D(0.315±0.026)<sup>a</sup>, V(0.260±0.042)<sup>b</sup>, D5(0.226±0.021)<sup>b</sup>, D10(0.178±0.036)<sup>c</sup>, V10(0.163±0.034)<sup>c</sup>, V5(0.163±0.012)<sup>c</sup> e P(0.140±0.006)<sup>c</sup>. A fibra de carbono não aderiu na matriz das resinas. **Conclusão:** A adição de 5% e 10% de fibra de carbono nas resinas Vipi a e 10% na resina Dencrilon, proporcionou comportamento dimensional e mecânico semelhante à resina Pattern.

---

<sup>1</sup> Comitê Orientador: Prof. Dr. Sérgio Candido Dias – UNINCOR (Orientador), Prof. Dr. Marcos Ribeiro Moysés - UNINCOR (Co-orientador).

## ABSTRACT

GOMES, Priscila Nogueira. **Dimensional and Mechanical analysis of pulverized carbon fiber modified acrylic resin.** 2007. 79 p. (Dissertation – Master in Dentistry Clinic). Universidade Vale do Rio Verde - UNINCOR - Três Corações – MG<sup>2</sup>.

**Article 1: Objective:** To assess the dimensional and mechanical behavior of the acrylic resins Pattern (P) and Duralay (D), when modified with pulverized carbon fiber. **Materials and Methods:** As load, pulverized carbon fiber was used in percentages of 0% (control group); 5% (5) and 10% (10) in proportion to the resin powder weight. A metal matrix that produced test specimens for bending-load resistance testing (65 x 10 x 2.5 mm), and fracture resistance to impact (65 x 10 x 3.2 mm) was used. For each mechanical test, 10 test specimens of each study group were confected. Before the three-point bend test, the dimensional stability of the test specimens was assessed with the use of an STM measuring microscope. After the bending test three test specimen fragments from each group were taken for scanning electronic microscopy (SEM). The impact strength was tested using the Charpy type test. The analysis of variance for two ways and the Tukey test ( $p < 0.05$ ) were used. **Results:** Polymerization shrinkage (mm): D(0.196±0.046)<sup>a</sup>, D5(0.148±0.032)<sup>b</sup>, D10(0.128±0.033)<sup>bc</sup>, P(0.112±0.023)<sup>bc</sup>, P5(0.095±0.029)<sup>cd</sup> and P10(0.061±0.025)<sup>d</sup>. Flexural Strength (MPa): D(69.743±5.212)<sup>a</sup>, P(60.531±4.138)<sup>b</sup>, P10(58.286±3.206)<sup>bc</sup>, P5(57.277±4.165)<sup>bc</sup>, D5(54.701±7.729)<sup>bc</sup> and D10(51.470±8.139)<sup>c</sup>. Impact strength (J): D5(0.280±0.52)<sup>a</sup>, D(0.230±0.052)<sup>ab</sup>, P10(0.211±0.045)<sup>bc</sup>, D10(0.162±0.016)<sup>cd</sup>, P5(0.148±0.035)<sup>d</sup> and P (0.140±0.006)<sup>d</sup>. Means with same superscript are not statistically different at  $p < 0.05$ . The carbon fiber adhered only to the matrix of the Pattern resin **Conclusion:** Carbon fiber is effective for reducing polymerization shrinkage of Duralay and Pattern acrylic resin, and the association of Pattern resin with 10% carbon fiber showed the most efficient dimensional and mechanical behavior.

**Article 2: Objective:** To assess the dimensional and mechanical behavior of the acrylic resins Vipi Flash (V) and Dencrilon (D), modified with pulverized carbon fiber, and compare them with Pattern (P) resin- without carbon fiber (Control Group). **Materials and Methods:** As reinforcement, pulverized carbon fiber was used in percentages of 0%, 5% (5) and 10% (10) in proportion to the Vipi and Dencrilon resin powder weight. A metal matrix that produced test specimens for bending strength testing (65 x 10 x 2.5 mm), and fracture resistance to impact (65 x 10 x 3.2 mm) was used. For each mechanical test, 10 test specimens of each study group were confected. Before the three-point bend test, the dimensional stability of the test specimens was assessed with the use of an STM measuring microscope. The impact strength was tested using the Charpy type test. The analysis of variance and the Tukey test ( $p < 0.05$ ) were used. **Results:** polymerization shrinkage (mm) - V(0.203±0.040)<sup>a</sup>, D5(0.177±0.032)<sup>a</sup>, D(0.174±0.054)<sup>a</sup>, P(0.112±0.023)<sup>b</sup>, V5(0.110±0.052)<sup>b</sup>, V10(0.079±0.047)<sup>b</sup> and D10(0.076±0.033)<sup>b</sup>, flexural Strength (MPa): D(72.345±8.139)<sup>a</sup>, V(70.805±8.460)<sup>a</sup>, D5(65.328±10.100)<sup>ab</sup>, D10(63.612±6.573)<sup>ab</sup>, V10(63.036±4.124)<sup>ab</sup>, P(60.531±4.138)<sup>bc</sup> and V5(53.422±3.394)<sup>c</sup> and impact fracture strength (J): D(0.315±0.026)<sup>a</sup>, V(0.260±0.042)<sup>b</sup>, D5(0.226±0.021)<sup>b</sup>, D10(0.178±0.036)<sup>c</sup>, V10(0.163±0.034)<sup>c</sup>, V5(0.163±0.012)<sup>c</sup> and P(0.140±0.006)<sup>c</sup>. Means with same superscript are not statistically different at  $p < 0.05$ . The carbon fiber did not adhere in the matrix of resins **Conclusion:** The addition of carbon fiber at the concentration of 10% in Vipi and Dencrilon resins provided a material with dimensional and mechanical behavior similar to that of the Pattern resin.

---

<sup>2</sup> Guidance Committee: Prof. Dr. Sérgio Candido Dias – UNINCOR (Major Teacher), Prof. Dr. Marcos Ribeiro Moysés - UNINCOR (Co-Major Teacher).

# 1 INTRODUÇÃO

Em 1936, os polímeros poli(metilmetacrilato) (PMMA) foram introduzidos na Odontologia (GARBELINI et al., 1999; BARONCINI NETO et al., 1998; BRAUN; DEL BEL CURY; CURY, 1998) como materiais substitutos à vulcanite, à nitrocelulose, ao fenol formaldeído, ao plástico de vinil e às porcelanas (GRAIG; POWER, 2001), na confecção de próteses totais. Em 1946, 98% das bases de próteses eram confeccionadas com resina acrílica (GRAIG; POWER, 2001). Atualmente, ela é empregada na confecção de moldeiras individuais (LIEBENBERG, 2000; KIM; WATTS, 2004), próteses parciais removíveis (TANJI et al., 2001), dentes artificiais, (ANUSAVICE, 2005), restaurações provisórias (OGAWA et al., 2000), registros inter-oclusais (PEGORARO, 2002) e material de moldagem (CORTES, 1992; SOARES; ONDELLI, 2000; RODRIGUES, 2000), além de ser utilizada, também, para a indexação de estrutura metálica para solda (MCDONNELL et al., 2004) e na união de transferentes de prótese sobre implante (DUMBRIGUE; GURUN; JAVID, 2000). Essa utilização se deve por ela possuir características como: resultados estéticos aceitáveis, baixo custo e facilidade de manuseio (UZUN, HERSEK e TINÇER, 1999; TANER et al., 1999). Entretanto, apesar de consagrada pelo uso, a resina acrílica apresenta baixa resistência mecânica (HARGREAVES, 1969; DARBAR HUGGETT; HARRISON, 1994, TIRAPELLI, 2004) e contração de polimerização (DICOV; RODE; SANTOS, 1996; DUMBRIGUE; GURUN; JAVID 2000).

A alta incidência de fraturas (JAGGER; HARRISON; JANDT, 1999; DARBAR HUGGETT; HARRISON, 1994; HARGREAVES, 1969) e a necessidade constante de reparo nas próteses têm impulsionado o desenvolvimento de materiais e técnicas que possibilitem a melhoria da resistência à flexão e à fratura por impacto (BASTOS, 2003). Grant e Greener, em 1967, comprovaram o aumento da resistência dessas resinas com a inclusão, na sua composição, de fibras de alumínio. A partir desse fato, inúmeros tipos e desenhos de reforços metálicos foram propostos, com a finalidade de reforçar a resina PMMA (BASTOS, 2003; HASLTON; DIAZ-ARNOLD; VARGAS, 2002; POWELL et al., 1994; GEGAUFF; PRYOR, 1987). Outros materiais tais como fibras de aramida, vidro e carbono foram introduzidos na Odontologia, com a finalidade de reforçar próteses confeccionadas em resina acrílica (SAMADZADEH et al., 1997; BASTOS, 2003). A capacidade dessas fibras de aumentar significativamente a resistência dos plásticos é amplamente conhecida (TIRAPELLI, 2004), porém, alguns fatores devem ser considerados, como: a estrutura da

fibra, sua orientação em relação à incidência da força aplicada, a quantidade de fibra incorporada e a aderência da matriz (JAGGER et al., 2003; VALLITTU, 1998a).

A estabilidade dimensional das resinas acrílicas é um fator essencial para a adaptação das próteses totais, indexação de estruturas metálicas para solda e de tranferentes para prótese sobre implante.

Nesse sentido, o assentamento passivo das próteses sobre os implantes favorece a distribuição das cargas mastigatórias evitando, assim, a fadiga dos componentes protéticos e, até mesmo, a perda da osteointegração; portanto, a reprodução exata da situação encontrada na boca para os modelos de trabalho é uma seqüência clínica crítica, porém necessária (DIAS, 2003). Dentre os métodos de moldagem de transferência de prótese sobre implante presentes na literatura, a técnica de esplintagem com resina acrílica ganhou popularidade mostrando-se relativamente precisa (ASSIF; MARSHAK; SCHMIDT, 1996), pois a resina acrílica contrai cerca de 6.5 - 7.9 % do seu volume nas primeiras 24 horas sendo que a maior parte da contração ocorre nos primeiros 17 minutos da mistura em temperatura ambiente (MOON et al., 1978).

Por outro lado, Cheng e Chow (1999) afirmaram que a incorporação de fibra de polietileno nas bases de próteses totais proporcionava uma melhora significativa nas propriedades mecânicas e na estabilidade dimensional. Dentro desse prisma, Ladizesk et al. (1993a) ressaltaram que a absorção de água, as alterações dimensionais durante a imersão em água e a contração de polimerização de uma resina acrílica foram menores quando reforçada com fibras pré-cortadas de polietileno.

Por esses motivos, julgamos pertinente a realização de um estudo objetivando avaliar o comportamento dimensional e as propriedades mecânicas de resinas acrílicas modificadas pela adição de fibras de carbono pulverizada.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 Resinas acrílicas reforçadas

Grant e Grenner (1967) propuseram avaliar a resistência à flexão e o módulo de elasticidade de resinas acrílicas auto e termo-polimerizáveis quando reforçadas com fibras de alumínio com comprimento de 75-125 $\mu$ m. Corpos de prova, medindo 65 x 10 x 2 mm, foram confeccionados e as fibras foram posicionadas de maneira dispersa na resina. Utilizou-se de um agente silano, adicionalmente ao monômero. Os espécimes foram armazenados a seco em 37° C, por dois dias. O ensaio de flexão foi realizado utilizando teste de carga de três pontos. Os autores observaram um aumento da resistência e do módulo de elasticidade das resinas acrílicas que continham uma pequena concentração dessas fibras e relataram, ainda, a importância do uso de silano nas propriedades mecânicas dos compostos reforçados.

Schreiber (1971) realizou um dos primeiro estudo utilizando a fibra de carbono como reforço. Nesse estudo avaliou a deflexão transversa e a resistência ao impacto de uma resina acrílica modificada com fibra de carbono, obteve os seguintes grupos: 1- fibras sem tratamento; 2 - fibras sem tratamento picadas; 3 - fibras de carbono com tratamento de superfície e 4 - sem fibra (grupo controle). Concluiu que a adição de fibra de carbono tratada com silano, quando incorporada à resina acrílica, produz uma prótese total mais resistente.

Wylegala (1973) investigou a adição de três tipos de fibras de carbono (sem tratamento, sem tratamento e picada e com superfície tratada) no reforço de bases de próteses totais. Ele reportou o aumento da resistência à flexão com adição de fibra tratada e uma diminuição quando se utilizou a fibra sem ser tratada.

Manley, Bowman e Cook (1979) avaliaram a resistência à tração e à fadiga de uma resina acrílica com fibra de carbono, uma sem fibra, uma modificada com borracha e a Croform. O ensaio de tração foi realizado na máquina de ensaios universal Instron e os maiores valores encontrados foram para a resina com fibra. Os valores de fadiga da resina reforçada com fibra extrapolaram os resultados dos materiais poliméricos. Esse resultado indicou que o carbono, como reforço, é um material mais resistente que outros materiais odontológicos, como Croform, cuja resistência à fadiga é maior a que das resinas acrílicas.

Carroll e Von Fraunhofer (1984) pesquisaram o uso de fios metálicos, de diversos diâmetros, unidirecionais ou trançados, com e sem dobras circulares em suas extremidades, na resistência à flexão de corpos de prova em resina acrílica auto-polimerizável. Os diâmetros dos fios eram de 0,41; 0,64; 0,91 e 1,30 mm. Confeccionaram-se barras medindo 45 x 10 x 2

mm, em resina, e posicionaram os diversos fios no seu terço inferior. Os autores não encontraram diferença significativa entre os grupos sem reforço e os com fio de 0,41 mm sem dobras circulares. Encontraram, ainda, que o uso de fios de diâmetros de 0,41 mm, com dobra na extremidade, aumentam significativamente a resistência da resina. Ressaltaram que quanto maior o diâmetro do fio, maior o valor médio de resistência. Nenhuma vantagem foi observada na confecção de dobras nas extremidades dos fios.

Yazadanie e Mahood (1985) relataram que a fibra de carbono é produzida aquecendo-se poliacrilonitrato em ar de 200 a 250° C e, depois, em atmosfera inerte até 1200°C. Esse produto remove o hidrogênio, nitrogênio e oxigênio, deixando uma cadeia de átomos de carbono formando as fibras de carbono. Em seu estudo, investigaram a resistência à flexão e o módulo de elasticidade de espécimes em resina acrílica PMMA termopolimerizável, medindo 65 X 10,5 X 3 mm, quando reforçados com fibra de carbono em diversas concentrações em peso. Os corpos de prova apresentavam dimensões de 62 x 10,5 x 3 mm; as fibras foram adicionadas em forma de fio e tecido. Os autores concluíram que as amostras reforçadas com fibras eram mais resistentes e rígidas que aquelas não reforçadas. Além disso, quanto maior a concentração de fibras, maior rigidez e a resistência à flexão.

Ekstrand, Ruyter e Wellendorf (1987) investigaram as propriedades flexionais de uma resina acrílica PMMA associada a diferentes concentrações de fibra de carbono, com diferentes tratamentos de superfície. Estudaram, além disso, a adesão dessas fibras à matriz resinosa e a influência da imersão em água sobre essas propriedades. Utilizaram corpos de prova com dimensões de 65 x 10 x 3 mm. Concluíram que, para os corpos de prova que não foram armazenados em água, ocorreu uma relação positiva entre a quantidade de fibra e o aumento da resistência à flexão. Porém a adição de mais que 20% em peso de fibra unidirecional dificultou a capacidade de molhamento do monômero no polímero. Finalizaram afirmando que o módulo de elasticidade aumenta com o aumento da concentração dessas fibras.

Braden et al. (1988) pesquisaram a resistência à flexão e o módulo de elasticidade de resinas acrílicas PMMA termo e auto-polimerizáveis, com a inclusão de fibras de polietileno sem tratamento, tratadas com plasma, unidirecionais e trançadas. Avaliaram, também, a adesão dessas fibras à resina auto-polimerizável. Para comparação, nos ensaios mecânicos, utilizaram resinas reforçadas com fibra de carbono. Encontraram que o tratamento superficial com plasma aumenta, significativamente, a união entre a fibra e a resina, além da resistência à flexão dos espécimes. Concluíram que, a resistência à flexão e módulo de elasticidade das PMMAs reforçadas com fibras de polietileno é menor do que as reforçadas

com fibra de carbono, porém apresentam melhor resistência ao impacto. Os autores, por fim, expuseram as vantagens estéticas de se utilizarem as fibras de polietileno, quase transparentes, comparadas às fibras negras de carbono.

Gutteridge (1988) descreveu o efeito da adição, 0,5%, 1%, 2%, 3% e 4% de fibras de polietileno, com seis mm de comprimento, na resistência ao impacto de resinas PMMA. Para esse estudo, utilizou-se uma resina acrílica auto-polimerizável e duas resinas termopolimerizáveis de alta resistência ao impacto, tendo sido somente a primeira reforçada com tais fibras. Primeiramente, as fibras foram molhadas em líquido de monômero, antes da sua adição no pó da PMMA. As resinas denominadas “de alta resistência ao impacto” mantiveram os maiores valores de resistência, comparados aos grupos não reforçados. As amostras reforçadas demonstraram um aumento da resistência ao impacto, em relação ao grupo-controle não reforçado e somente o grupo com 0,5% de fibra apresentou valores menores que as resinas de alta resistência ao impacto. A concentração que resultou em melhores médias foi a de 3% em peso.

Larson et al. (1991) realizaram um trabalho para avaliar o efeito de fibras de carbono sobre o módulo de elasticidade de três resinas para restaurações provisórias: uma PMMA, uma PEMA e uma PVEMA, após a imersão em água a 37° durante 6 horas, 30 e 60 dias. Foram confeccionadas dezoito espécimes de 65 x 10 x 3 mm. Encontraram, em seus resultados, que a resina PMMA, reforçada com fibra de carbono, exibiu um aumento significativo do módulo de elasticidade, quando comparada às outras resinas. A resina PVEMA apresentou os menores valores de módulo de elasticidade. A imersão em água não teve efeito relevante sobre os valores da propriedade estudada.

Dixon e Breeding (1992) avaliaram a resistência à flexão de três resinas acrílicas utilizadas para a confecção de base de próteses totais, quando reforçadas ou não com fibras de polietileno. As fibras foram incorporadas em dez corpos de prova, de uma resina acrílica de alta resistência ao impacto, uma resina termo-ativada de polimerização rápida e uma resina foto-polimerizável. Utilizaram teste de flexão de três pontos de carga. Encontraram que a incorporação das fibras de polietileno aumentou significativamente a resistência à flexão somente da resina foto-polimerizável.

Vallittu e Lassila (1992) analisaram fios metálicos e uma malha metálica, lisos ou jateados com óxido de alumínio, além de fibras de vidro contínuas e trançadas, fibras trançadas de carbono e fibras trançadas de aramida, com e sem tratamento superficial com silano, na resistência à flexão de uma resina PMMA. Utilizaram teste de carga de três pontos. Observaram que todos os fios metálicos aumentaram, significativamente, a resistência à

flexão dos espécimes, porém, não houve diferença estatística entre os lisos e os que foram jateados. A malha metálica não apresentou boas propriedades mecânicas. Todas as fibras reforçaram os espécimes em resina, com exceção das fibras de vidro não silanizadas que diminuíram levemente sua resistência à flexão. Concluíram que nenhuma fibra estudada teve um efeito tão favorável na resistência à flexão, da PMMA, quanto os fios metálicos.

Ladizesky et al. (1993a) analisaram o módulo de elasticidade, a resistência à flexão, absorção de energia ao impacto e a alteração dimensional de uma resina à base de PMMA termo-polimerizável quando reforçada com fibras de polietileno pré-cortadas em 6 mm de comprimento, com concentração em torno de 30% em volume. Avaliaram, ainda, o não-tratamento e o tratamento da fibra com plasma. Em seus resultados, encontraram que a incorporação de 37% em volume de fibras aumentou significativamente a rigidez e a resistência ao impacto da resina acrílica em questão. Em adição, a absorção de água e as alterações dimensionais de polimerização, durante a imersão em água, foram estatisticamente menores que aqueles espécimes que não foram reforçadas com tais fibras, sendo que a fibra diminuiu em 10 vezes as alterações dimensionais durante a cura da resina. Os autores finalizaram dizendo que esse novo material não é oneroso e pode ser inserido facilmente às bases de próteses em PMMA.

Ladizesky et al. (1993b) pesquisaram a resistência à flexão, o módulo de elasticidade e a resistência ao impacto de uma resina PMMA termo-polimerizável utilizada para bases de próteses totais, quando reforçadas com fibra de polietileno, trançada (4,5% ou 13,4%) e picada (2,4%). Avaliaram, também, a influência do tempo de imersão em água nessas propriedades. Acharam que a inclusão de fibra não exerceu efeito significativo sobre a resistência à flexão e o módulo de elasticidade da resina acrílica. O reforço na forma de fita trançada promoveu aumento da resistência ao impacto. Observaram, ainda, que a adição de 2,4% de reforço não afetou o módulo de elasticidade e a resistência à flexão da PMMA, entretanto diminuiu a resistência ao impacto. A imersão durante três meses em água a 37° não foi significativa em nenhuma das propriedades.

Vallittu (1993) pesquisou o efeito do uso de duas fórmulas de silano, A174 e AP133, na adesão entre diferentes tipos de fibras e uma resina à base de PMMA. Realizou teste de resistência à flexão e microscopia eletrônica de varredura. Testou as fibras de vidro, carbono e aramida. A quantidade de fibra em porcentagem de peso da massa de resina acrílica foi: 7,39% para fibra de vidro; 2,08% para fibra de carbono e 2,30% para fibra de aramida. Evidenciou que somente o composto A174 aumentou significativamente a adesão entre a

resina e as fibras de vidro e aramida, porém nenhum dos dois silanos teve efeito significativo na adesão entre as fibras de carbono e a resina.

Vallittu, Lassila e Lappalainen (1994) estudaram a resistência à flexão de espécimes de resina acrílica PMMA termo-polimerizáveis quando reforçados com fibra de vidro, fibra de aramida e fibras de carbono, silanizadas com A174. As fibras foram inseridas perpendicularmente à carga, utilizando três concentrações em peso (variando de 1,93% a 21,90%) dependendo do tipo de reforço. Os trinta corpos de prova, para cada concentração do reforço, foram submetidos a teste de resistência à flexão, de três pontos, e microscopia eletrônica de varredura. Baseados em seus resultados, afirmaram que a incorporação de qualquer uma dessas fibras na resina acrílica aumentou sua resistência à flexão, sendo que esse aumento foi proporcional à concentração da fibra. Concluíram que não foram encontradas diferenças significantes entre os tipos de fibra de reforço.

Ladizesky, Chow e Cheng (1994) pesquisaram a resistência à flexão, o módulo de elasticidade, além da absorção de energia ao impacto de duas resinas acrílicas PMMA termo-polimerizáveis, reforçadas com até dez camadas de fibra de polietileno trançadas, representando 40% em volume. Avaliaram, também, o efeito da imersão em água e do tratamento com plasma da superfície da fibra. Os autores concluíram que a incorporação de uma alta concentração dessas fibras aumenta significativamente a rigidez e a resistência ao impacto. Houve, contrariamente, somente um pequeno aumento na sua resistência à flexão. A imersão em água e o tratamento das fibras com plasma não foram significantes.

Vallittu, Vojtkova e Lassila (1995) avaliaram a resistência ao impacto de espécimes em resina acrílica PMMA termo-polimerizável quando reforçados com fios metálicos de 1.0 mm de diâmetro, ou com fibra de vidro unidirecionais e contínuas. Os autores avaliaram, ainda, a presença ou não de entalhe na superfície da amostra. Comparando os grupos em que o entalhe havia sido feito com as amostras sem entalhe, os valores de resistência foram maiores para os grupos em que se havia usado fios metálicos como reforço. Segundo os autores, uma possível explicação para esse fato é que o corte na superfície da amostra poderia atingir as fibras de vidro, o que resultaria na diminuição da resistência do material. As médias de resistência ao impacto dos grupos reforçados foram consideravelmente maiores que aquelas encontradas nos grupos sem reforços. Houve somente uma modesta diferença na resistência entre a utilização de fios e fibras, tendo a última, originado melhores resultados, porém sem diferença estatística. A concentração de fibras presentes nos corpos de prova também foi avaliada, entretanto essa não alterou significativamente a resistência do material.

Miettinen, Vallittu e Docent (1997) investigaram os efeitos do uso de reforços de 12%, em relação ao peso, de fibra de vidro na absorção de água de uma resina PMMA auto-polimerizável e outra termo-polimerizável. Os resultados revelaram que o MMA residual nas resinas auto-polimerizáveis com fibra foi maior que para os espécimes sem reforço. Para as resinas termo-polimerizáveis, os espécimes testes com e sem fibra não apresentaram diferença significativa na quantidade de MMA residual. Os autores concluíram que os espécimes de resina auto-polimerizável apresentaram maior quantidade de MMA residual do que os de resina termo-polimerizável.

Stipho (1998) estudou o efeito de diversas concentrações de fibra de vidro na forma de pequenos feixes, nas propriedades mecânicas de uma resina auto-polimerizável à base de PMMA. Avaliou a resistência à flexão, à deformação e o módulo de elasticidade dos espécimes em resina, variando a concentração em peso de 1%, 2%, 5%, 10% e 15%, de fibra, na mistura. Nove espécimes (2 x 6 x 50 mm) para cada concentração foram confeccionados. As fibras apresentavam 10 mm de diâmetro e foram cortadas com 2 mm de comprimento. Os resultados indicaram que a adição, de 1% de fibra de vidro, aumentou a resistência à flexão dos espécimes e proporcionou os melhores resultados de deformação, enquanto maiores concentrações provocaram diminuição dessa resistência. Os autores afirmaram que pequenas concentrações de fibra de vidro cortada, misturada de forma aleatória é uma forma laboratorial simples de reforçar resinas acrílicas.

Vallittu, Ruyter e Ekstrand (1998) determinaram as propriedades flexurais de dois polímeros à base de PMMA, um auto e outro termo-polimerizável, quando reforçados com fibras de vidro contínuas, ou com fibras sílicas, em função do tempo de armazenamento em água. Utilizaram espécimes que foram ensaiados através de um teste de carga de três pontos para registro do limite de resistência flexurais, módulo de elasticidade e deformação no momento da fratura, após a imersão durante 2, 4, 12, 24, 48 semanas em água destilada. Em seus resultados, observaram que o armazenamento em água diminuiu significativamente a resistência à flexão e o módulo de elasticidade nos espécimes sem reforço, evidenciando o efeito plastificante, resultado da interação das moléculas de água com a estrutura do polímero. A resistência à flexão também decresceu nos espécimes reforçados, tanto com as fibras de vidro quanto com as de sílica, tendo sofrido, essa última, uma maior diminuição. Os autores ainda citaram que a adesão entre as fibras e a matriz da resina diminuiu com a imersão, porém essa redução foi menor nos espécimes reforçados com fibra de vidro. Explicaram que as regiões das fibras que não sofreram uma boa impregnação causaram porosidade que,

provavelmente, aumentaram a absorção de água, provocando a diminuição da resistência à flexão. Por fim, afirmaram que essa impregnação pela resina foi menor quando se utilizaram fibras de sílica.

Taner et al. (1999) avaliaram a resistência ao impacto e à tração de uma resina à base de PMMA termo-ativada, a qual foi reforçada com concentrações - variando de 1%, 2%, 3%, 4%, 5%, 7% e 10%, em peso - de fibra de polietileno com 6 mm de comprimento, sem tratamento superficial destas fibras. Os autores salientaram que, após 4% de fibra, uma quantidade extra de monômero foi necessário, porém não ultrapassando a proporção pó/liquido de 3:1.2. Encontraram, em seus resultados, uma relação positiva existente entre a concentração de fibra e a resistência ao impacto, não existindo diferenças significativas somente quando as concentrações foram entre 1% e 2%. A concentração de 10% em peso das fibras resultou nos maiores valores dessa resistência. Sobre a resistência à tração, os autores observaram uma diminuição inicial nessa propriedade associada com a inclusão de fibra na mistura, tendo uma pequena recuperação quando a concentração alcançou 5%. A adição de fibras, além dessa concentração, diminuiu drasticamente a sua resistência à tração.

Vallittu (1999) pesquisou a resistência à flexão e módulo de elasticidade de polímeros à base de PMMA auto e termo-polimerizáveis utilizados para confecção de bases de próteses totais e próteses provisórias, quando reforçados com um sistema de fibras de vidro pré-impregnadas com um polímero poroso, na sua forma trançada e unidirecional. Em seu estudo, utilizou normas da ISO 10477 tanto nos espécimes obtidos com resina para dentadura (64 x 10 x 3.3 mm), quanto naqueles com resina para provisório (25 x 2 x 2 mm), sendo que, nesse último, fez uso de pressão e calor para polimerização do polímero. Ambos os corpos de prova foram ensaiados através de teste de carga de três pontos. Observou, em seus resultados, que o uso dos dois tipos de reforço aumentou, significativamente, a resistência à flexão e o módulo de elasticidade dos polímeros estudados. A resistência encontrada com as fibras unidirecionais foi maior que a oferecida pela fibra trançada. A análise microscópica eletrônica evidenciou que ambas as fibras foram bem impregnadas pela matriz do polímero utilizado.

Uzun, Hersek e Tinçer (1999) compararam o efeito de cinco tipos de reforços na resistência ao impacto, na resistência à flexão, na deflexão e no módulo de elasticidade de espécimes confeccionados com uma resina à base de PMMA termo-polimerizável. Os corpos de prova foram reforçados com fibras entrelaçadas à base de vidro, carbono, de aramida (delgada e espessa) e de polietileno. Baseados em seus resultados, concluíram que os espécimes reforçados com fibras de polietileno e de vidro foram consideravelmente mais resistentes ao impacto. No que diz respeito à resistência à flexão, nenhuma das fibras

melhorou estatisticamente essa propriedade em relação ao grupo-controle. As amostras reforçadas com fibras de polietileno, fibras de carbono e fibras espessas de aramida, mostraram um aumento significativo do seu módulo de elasticidade.

Cheng e Chow (1999) avaliaram a estabilidade dimensional, a resistência à fratura por impacto, a resistência à flexão e o módulo de elasticidade de bases de próteses totais reforçadas com tecido de fibra de polietileno. Utilizaram uma resina termo-polimerizável e uma resina acrílica fabricada utilizando uma parte de pó, de uma resina auto-polimerizável, com três partes do líquido de monômero, de uma resina termo-polimerizável. Cada fibra de polietileno continha 180 filamentos, sendo que o diâmetro de cada um deles era de 15 $\mu$ m. a presença de três, cinco ou dez camadas do tecido de fibra de polietileno na base de próteses totais foram pesquisadas. Os autores concluíram que, a adição de cinco camadas de tecido de fibra de polietileno na base de próteses totais, de resina acrílica, melhora substancialmente suas propriedades mecânicas e diminui significativamente as alterações dimensionais.

Kanie et al. (2000) pesquisaram o efeito de fibra de vidro YCTM13075 (N), YEM2115 (D) e YEH1836 (S) na resistência à flexão e ao impacto de PMMA termo-polimerizável. Avaliaram, também, a necessidade de silanização da fibra, a quantidade da fibra e a espessura do corpo de prova. O silano aplicado em fábrica foi removido com água fervente e o silano  $\gamma$ MPs foi aplicado às fibras. Os espécimes foram divididos em três grupos: 1 - espécimes com 1, 2, 3 e 4 mm de espessura utilizando as fibras N, D ou S sem silanização; 2 - espécimes com 1, 2, 3 e 4 mm de espessura utilizando as fibras N, D ou S com silanização; 3 - analisou a quantidade de fibra N (1, 2 ou 3) e a posição dessas em espécimes de 4 mm. Nos grupos 1 e 2, foi posicionada apenas uma fibra no centro do espécime. Os resultados mostraram que as amostras de 1 mm tiveram de 16 a 25% de aumento na resistência à flexão. Em relação ao silano, as fibras tratadas ou não  $\gamma$ MPs não mostraram diferença estatística significativa, embora - em microscopia eletrônica de varredura- tenha se observado uma impregnação das fibras pelo PMMA. Não houve, ainda, diferença significativa na resistência à flexão das amostras quando se compararam os diferentes tipos de fibras empregadas, nem aumento da resistência ao impacto ou flexão, de acordo com o número de camadas utilizadas e os diferentes tipos de fibras. Baseado em seus resultados, concluiu que o reforço com fibra de vidro é efetivo para espécimes finos, e que o efeito do reforço aumenta com o número de fibras utilizadas nos espécimes grossos.

Nagai et al. (2001) estudaram a eficiência de dois reforços na resistência de uma resina acrílica PMMA termo-polimerizável quando reparada com PMMA quimicamente ativado. Avaliaram o uso de fibras de vidro trançadas, além de um fio metálico, também

trançado, na resistência à flexão e no módulo de elasticidade de espécimes medindo 64,5 x 10,5 x 3 mm. Verificaram, também, o efeito do tratamento superficial da resina termo-ativada com cloreto de metileno anteriormente ao reparo. Observaram que o tratamento da resina com cloreto de metileno resultou um aumento da resistência à flexão e do módulo de elasticidade dos espécimes reparados, com e sem reforço. Os maiores valores dessas propriedades foram encontrados naqueles espécimes em que o tratamento superficial foi associado ao reforço com fibra de vidro, tendo sido significativamente maior que os valores encontrados nos espécimes íntegros.

John, Gangadhar e Shah (2001) determinaram a resistência à flexão de uma resina acrílica termo-polimerizável quando reforçada com fibras de vidro, aramida ou nylon. As fibras mediam 10 a 15  $\mu\text{m}$  de espessura e 5 mm de comprimento. Elas permaneceram por 10 minutos em monômero, para melhorar a adesão na resina e, em seguida, foram secas e adicionadas em quantidade de 2% em relação ao peso. Os espécimes com 65 x 10 x 3 mm foram armazenados em água em temperatura ambiente, para então serem submetidos a teste de carga de três pontos. Os autores encontraram que o reforço com fibras de vidro e aramida melhorou a resistência à flexão da resina, sendo que os maiores valores encontrados foram para fibra de vidro. A fibra de nylon não mostrou diferença estatística do grupo sem reforço.

Jagger et al. (2001) investigaram o efeito da adição de fibras de PMMA picadas e contínuas com tratamento de superfície na resistência ao impacto e à flexão de uma resina acrílica termo-polimerizável. As fibras de PMMA com 0,75mm de diâmetro foram utilizadas com comprimento de 70 mm ou 45 mm na forma contínua e 5 mm para a picada, sendo adicionadas em porcentagem de 0, 5, 15, 20 e 25%, em relação ao peso. Para o ensaio de flexão, foi utilizado o teste de três apoios, para a resistência ao impacto o pêndulo de impacto Zwick. As adições de fibras, contínuas ou cortadas, com superfície tratada não aumentaram a resistência à flexão e nem a resistência à fratura por impacto. Os autores finalizaram afirmando que a utilização de PMMA com superfície tratada não é recomendada como um método de reforço.

Jagger et al. (2003) pesquisaram o reforço de uma resina acrílica com fibras de poli (metilmetacrilato), posicionadas em camadas, sendo a inferior a 0° C e a superior a 90°C, com dimensões de 0,75mm de diâmetro e comprimento de 45 mm ou 70 mm, tratadas com estireno de butadieno, na resistência à flexão e ao impacto. Os corpos de prova foram preparados seguindo as normas da International Standard Organization e British Standard para resinas de base de prótese ISO 1567, 1988; BS 2487, 1989 e pelas especificações da British Standard para resinas ortodônticas (BS 6747, 1987). Suportados pelos resultados encontrados,

concluíram que a adição de fibras de poli(metilmetacrilato), posicionadas da maneira descrita, não produziu um aumento significativo na resistência ao impacto e à flexão, não sendo recomendadas como método de reforço.

Saygili, Sahmali e Demirel (2003) compararam o efeito de fibras de poliamida (Kevlar) e fibras de vidro no reforço de três materiais usados para confecção de restaurações provisórias à base de PMMA, PEMA (polietilmetacrilato) e um Bis-acril-compósito. Com o molde utilizado para confecção dos corpos de prova preenchidos até 2/3 com mistura monômero/polímero, as fibras em fios contínuos, tratadas com silano, eram posicionadas longitudinalmente ao corpo de prova. Então, mais mistura polímero – monômero era acrescida ao 1/3 restante dos moldes sobre os fios de fibra e seguia-se com a prensagem da massa plástica e polimerização. Para os testes de resistência à flexão, os autores dividiram a amostra em dois grupos. No primeiro, realizou-se o teste imediatamente após a confecção dos corpos de prova. No segundo, deixaram-se as amostras imersas em água por sete dias antes do ensaio de resistência à flexão. Os maiores valores para resistência à flexão foram encontrados no PMMA reforçado com fibra de vidro. Os menores valores, no Bis-acril-compósito sem reforço. Os grupos que foram estocados em água mostraram valores maiores quando comparados àqueles que foram ensaiados imediatamente após a confecção. O autor relata ainda que as amostras reforçadas com as fibras não apresentaram “falência total”, ou seja, o polímero sofreu fratura até encontrar a fibra de reforço e, após esse ponto, pôde manter a amostra unida sem que a força aplicada chegasse a separar o corpo de prova em duas metades.

Hamza et al. (2004) determinaram a resistência à fratura e a resistência à flexão de três resinas para provisório, reforçadas com diferentes fibras disponíveis comercialmente (Construct, Fiberstick, Ribbond normal, Ribbond THM, Ribbond triaxial ou Fiberenet). Os espécimes sem reforços serviram como controle. Concluíram que a adição de fibras nas resinas de provisórios aumentou sua resistência à fratura e à flexão.

Kim e Watts (2004) propuseram mensurar a resistência ao impacto de próteses totais superiores fabricadas com resina acrílica reforçadas com fibra de vidro pré-impregnada (Stick Net). Dez próteses totais foram confeccionadas com fibra e dez, sem fibra (grupo controle) e foram armazenadas em água a 37° por dois meses. Baseados em seus resultados, concluíram que as próteses totais fabricadas com a adição da fibra de vidro obtiveram resistência certa de duas vezes maior que as sem fibra.

Kanie et al. (2005) realizaram um estudo a fim de investigar a deformação e resistência à flexão de polímeros acrílicos e uretano reforçado com fibra de vidro (G). Quatro tipos de espécimes foram confeccionados: 1 - resina acrílica auto-polimerizável (R);

2 - Oligômero foto polimerizável reforçado (GO); 3 - resina acrílica auto-polimerizável reforçada de um lado (GR) ou dos dois lados (GRG). As amostras foram preparadas em três espessuras 1,5, 2,4 e 3 mm. Foram, então, posicionadas sobre uma placa de metal, com um peso de 0,49N sobre elas. Os espaços entre as amostras e a placa de metal foram mensurados nos ângulos (C), no meio do comprimento do corpo de prova (LS) e no meio da largura do corpo de prova (SS). A fenda para R foi de 0 – 2,0  $\mu\text{m}$ . GO e GR notavelmente se deformaram nos pontos C, LS e SS, e o grau de deformação aumentou com GO mais fino. A resistência à flexão foi significativamente aumentada com o uso de reforço. O módulo de elasticidade dos corpos de prova com espessura de 3 mm para R, GO, e GR foi significativamente menor que os de 1.5 mm de espessura.

Çökeliler et al. (2007) estudaram o efeito do tratamento com plasma das fibras de vidro, na resistência à flexão de uma resina acrílica termo-polimerizável. Fibras de vidro com dimensões de 3 cm de comprimento e 12  $\mu\text{m}$  de diâmetro foram tratadas com três diferentes monômeros (HEMA, TEGDMA, EDA). Um gerador de radiofrequência foi usado para manter o plasma em câmara de vidro a vácuo. A fibra de vidro foi modificada com a mesma potência de descarga de fulguração de 25 W e exposta, por 30 minutos, para cada monômero. As fibras foram incorporadas na resina acrílica, na proporção de 1% em peso. Os espécimes mediam 3 x 0,5 x 0,8 cm. Os resultados mostraram que o reforço com fibra é eficiente no aumento da resistência à flexão dos espécimes e que o tratamento de plasma com EDA monômero é um método eficiente para melhorar as propriedades flexurais das bases de próteses em PMMA reforçadas com fibra.

## **2.2 Resinas acrílicas para moldagem de transferência e de registro para solda x estabilidade dimensional**

Moon et al. (1978) compararam a precisão de registros para a solda de próteses parciais fixas confeccionados com gesso de impressão (com expansão de presa de 0,155% após 1 hora e 0,149% após 24 horas), ou com resina acrílica auto-polimerizável Duralay. O pântico foi construído proporcionando um espaço para solda de 0,1 mm. Resina fluida foi colocada nas regiões que seriam soldadas e resina adicional foi colocada sobre a superfície oclusal para unir as peças, formando uma camada de 3 mm de espessura, em um grupo, e de 6 mm no outro grupo. Essa camada estendeu-se de 1 a 2 mm sobre as superfícies vestibular e lingual. Os resultados indicaram que: 1 - a precisão dos registros em gesso não variou significativamente dentro do período de 1 a 24 horas; 2 - o resultado mais preciso com,

registro em gesso, foi obtido quando as fundições não foram separadas do gesso antes da estabilização com cera pegajosa; 3 - o registro em gesso que não foi removido em 1 hora nem em 24 horas mostrou-se mais preciso; 4 - o registro para soldagem em Duralay de 3 mm de espessura é significativamente mais preciso do que o de 6 mm de espessura; 5 - um registro para solda feito com Duralay deveria ser incluído em revestimento tão breve quanto possível, preferencialmente, dentro de uma hora. Os autores afirmaram que a possível causa dos achados 4 e 5 é a contínua polimerização e contração da resina acrílica, somada ao relaxamento do estresse residual, causado pela contração, o que pode levar a algum empenamento.

Mojon et al. (1990) objetivaram avaliar e comparar alterações dimensionais de duas resinas acrílicas auto-polimerizáveis, comercializadas como materiais para padrão e registro, e analisar a influência da proporção pó-líquido. Alterações volumétricas iniciais (2 até 17 minutos após o início da mistura) foram medidas com um dilatômetro e alterações lineares tardias (de 17 minutos até 24 horas ou mais) foram registradas com um transdutor indutivo. O tempo dos dois experimentos foi determinado com base em ensaios preliminares. Depois de 24 horas, a contração volumétrica foi de 7,9% para resina Duralay e 6,5% para resina Palavit G; 80% das alterações apareceram antes de 17 minutos à temperatura ambiente; 95 % antes de 3 horas para a resina Duralay e de 2 horas para a resina Palavit G. Nenhuma diferença estatística foi encontrada até 17 minutos entre os dois materiais. Até 24 horas, a contração linear da resina Palavit G foi significativamente menor do que a da resina Duralay para misturas de consistências similares (contração linear em função da consistência da resina espessa, padrão e fluida para Palavit G: 0,29%, 0,34% e 0,41% e para Duralay: 0,37%, 0,47% e 0,49% respectivamente). A contração foi significativamente aumentada quando a proporção de pó na mistura foi diminuída. Os resultados sugerem que essas resinas devem ser usadas com algum método para compensar a contração, quando utilizadas como material de registro. É aconselhável unir novamente os registros quando quase toda a contração de polimerização tiver ocorrido. O uso de uma mistura tão espessa quanto possível também minimizará os piores efeitos da polimerização.

Ness et al. (1992) conduziram um estudo para determinar a precisão do ajuste dos pilares aos implantes, quando utilizadas três resinas acrílicas para confecção de barras para próteses implantossuportadas (Relate, Resina Pattern e Resina Duralay). Para tal análise, construíram um modelo-mestre, contendo cinco implantes. Usando esse modelo, cinco estruturas de resina acrílica padronizadas em forma de arco foram fabricadas para cada resina acrílica testada. Os resultados desse estudo mostraram que havia uma diferença significativa

na precisão entre as resinas acrílicas testadas e que nenhuma delas foi completamente precisa. A diminuição da largura do arco ou deslocamento no eixo x e a diminuição do comprimento do arco ou deslocamento na direção y poderiam causar desalinhamento do cilindro de ouro com o seu pilar, no plano horizontal. Clinicamente, isso poderia parecer como um degrau horizontal entre o cilindro de ouro e o seu pilar. Deflexão na extremidade do arco (ação de levantar ou abaixar) ou deslocamento no eixo z poderia causar tanto uma fenda vertical quanto um contato prematuro entre um cilindro e seu pilar. Ambas, Pattern e Duralay exibiram um abaixamento da extremidade do arco ao passo que a Relate exibiu um levantamento da extremidade do arco. Do ponto de vista de ajuste do padrão no paciente, as distorções de diminuição do comprimento e largura do arco e deflexão na extremidade do arco são apenas partes da necessidade de precisão. Qualquer deslocamento no eixo z impõe uma carga que força os cilindros a entrarem em contato com os pilares. Nas estruturas feitas com resina Duralay ou Pattern, os cilindros terminais devem ser puxados para cima e os cilindros centrais puxados para baixo, para conseguir contato com os pilares. A fabricação de uma estrutura monobloco de resina mostrou induzir distorções que, se duplicadas (ou aumentadas) na fundição da estrutura metálica, poderiam fazer surgir uma pré-carga no sistema estrutura-implante. Concluíram que as três resinas sofreram distorções (causaram deslocamento dos cilindros de ouro) sob as condições testadas. Quando analisadas as diminuições na largura do arco, as resinas Pattern e Relate produziram deslocamentos significativamente menores do que os produzidos pela resina Duralay. Diminuições em comprimento foram significantes apenas entre Relate e Duralay. Ocorreu, também, deflexão nas extremidades do arco, sendo que Duralay e Pattern sofreram deflexão em direção oposta à sofrida pela resina Relate.

Hsu, Millstein e Stein (1993) avaliaram e compararam a precisão com que a posição dos pilares foi reproduzida em quatro diferentes técnicas para transferência de implantes, usando dois sistemas de fabricação de modelos. Um análogo experimental em aço inoxidável com dois implantes e pilares anteriores e dois posteriores foi fabricado. Todas as técnicas usaram transferentes quadrados, sendo: técnica I - somente transferentes quadrados; II - unidos com Duralay e fio dental; III - fio de aço inoxidável ortodôntico de 0,03 pol. de diâmetro e unidos com Duralay; IV - Blocos de resina Duralay pré-fabricados ao redor dos transferentes que foram efetivamente esplintados com pequena quantidade de resina. Todas as esplintagens com resina foram feitas 20 minutos antes da moldagem. Quatorze moldagens foram feitas, de acordo com cada técnica de transferência com Impregum, totalizando cinquenta e seis moldagens. Para simular a condição intra-oral, o análogo experimental foi

mantido em uma estufa úmida a 37°C por 10 minutos antes de fazer a moldagem. As quatorze moldagens de cada técnica foram divididas em dois grupos iguais, sete em cada, como se segue: Grupo 1 - modelo sólido (Fujirock) espatulado a vácuo por 40 segundos, aguardado o período de presa de 60 minutos e manutenção à temperatura ambiente por, no mínimo, 24 horas antes de as medidas serem feitas; Grupo 2 - Zeiser system (modelo troquelado). As medidas foram feitas com um projetor de perfil (Nikon, modelo H-14B, Tóquio, Japão). Cada modelo foi removido do projetor de perfil e recolocado entre as leituras (três para cada modelo). Foram feitas duas medidas horizontais (entre os pilares posteriores AD e anteriores BC) e quatro verticais na altura de cada pilar (A, B, C e D). Não houve nenhuma interação estatisticamente significativa entre as técnicas de transferência de implantes e os sistemas de modelos mestres usados. Pode ser que o material de moldagem Impregum tenha propriedades idealmente adaptadas para transferência dos componentes de moldagem (por exemplo, excelente resistência à deformação permanente, baixa deformação sobre compressão e alta resistência inicial ao rasgamento). Ele pode, portanto, prover uma rigidez suficiente para prevenir rotação do transferente quadrado durante o aperto do análogo e formação do modelo e, então, a esplintagem pode não ser necessária. Para todos os propósitos práticos, parece que a técnica não esplintada usando um adequado material de moldagem pode reduzir uma parte da complexidade dos procedimentos de transferência e economizar tempo clínico. O sistema Zeiser tende a minimizar as distorções das posições dos pilares atribuídas à expansão do gesso. Os autores concluem que: 1 - O volume da massa de resina acrílica Duralay, usada para unir os transferentes, é um fator insignificante na precisão das moldagens de transferência. 2 - Não há diferença significativa na precisão das moldagens de transferência entre as técnicas esplintadas ou não esplintadas. 3 - Com o sistema Zeiser, foi possível alcançar redução nos erros entre pilares na região posterior dos modelos mestres, quando comparado com um sistema de modelo sólido.

Inturregui et al. (1993) investigaram a produção de tensão na estrutura metálica mestre quando ela foi parafusada e apertada com 10 Ncm sobre os modelos de gesso obtidos por três técnicas de moldagem de transferência para implantes orais osseointegráveis. Somente dois implantes foram usados para simplificar os tipos de força produzidas. Uma estrutura metálica mestre foi fundida em uma liga de prata-paládio. A estrutura consistia de dois cilindros de ouro conectados por uma barra de 30 mm de comprimento. Foram utilizadas três técnicas diferentes, I - transferentes quadrados não unidos; II - transferentes quadrados unidos com gesso de moldagem; III - transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay. Para a técnica III, um molde de polivinilsiloxano (consistência massa) foi construído

para padronizar o esplinte. O esplinte foi seccionado com um disco de carborundum. Os segmentos foram novamente assentados no modelo-mestre, reapertados com um torque de 10 Ncm e reunidos com resina acrílica. A resina acrílica polimerizou por 15 min antes de a moldagem ser feita. A técnica I foi estatisticamente diferente das técnicas II e III em ambos os planos (horizontal e vertical). Em adição, a técnica I demonstrou proporcionar valores mais próximos daqueles encontrados no modelo-mestre. Os autores concluíram que houve diferença estatística significativa entre as três técnicas utilizadas. Nenhuma das técnicas de moldagem resultou em um ajuste da estrutura absolutamente passivo. Baseado nos valores de tensão registrados e no ajuste subjetivo da estrutura nos modelos, quaisquer das técnicas de moldagem investigadas poderiam ser clinicamente aceitáveis. Parece não haver nenhuma vantagem clínica em usar as técnicas mais demoradas de moldagem de transferência com esplintagens feitas com resina acrílica auto-polimerizável ou gesso.

Assif, Marshak e Nissan (1994) sugeriram uma técnica de moldagem para implantes osseointegráveis que une os transferentes diretamente na moldeira individual de resina acrílica, evitando o uso de resina auto-polimerizável e fio dental, diminuindo a distorção e simplificando os procedimentos clínicos. Uma moldagem inicial com os transferentes cilíndricos conectados aos implantes foi realizada com hidrocólóide irreversível e vazou-se o gesso. No mínimo 48 horas antes da moldagem, foi confeccionada uma moldeira individual com alívio apropriado e perfurações para os transferentes quadrados ultrapassarem a superfície superior da moldeira. Uma nova moldagem foi realizada para a construção do modelo de trabalho, utilizando material elastomérico, pela técnica de injeção ao redor dos transferentes. O excesso de material de moldagem é removido até ficar nivelado com a moldeira. Uma resina auto-polimerizável foi aplicada ao redor dos transferentes quadrados, unindo-os na moldeira. Após a polimerização, a moldeira foi removida, os análogos adaptados e o modelo de trabalho final foi vazado. A secção esplintada, que contém os transferentes, foi separada da moldeira com uma fresa, obtendo-se um registro para verificar a precisão do modelo de trabalho. A técnica de moldagem apresentada permitiu uma fácil manipulação, diminuição do tempo de trabalho clínico e minimizou a distorção da esplintagem de resina, através da construção prévia da moldeira individual e pela técnica de adição incremental.

Cho e Chee (1995) ressaltaram que próteses múltiplas normalmente necessitam ser seccionadas e unidas com um registro intra-oral, para melhor adaptação. Citam ainda, que um dos materiais mais utilizados é a resina Duralay, porém essa apresenta a desvantagem do prolongado período de polimerização. Neste estudo, compararam duas resinas auto-polimerizáveis (Duralay e Pattern), com uma resina foto-polimerizável (resina Unifast light-

cure). Baseados em seus resultados, concluíram que todos os três materiais são adequados para serem utilizados no registro intra-oral. E finalizaram dizendo que, para diminuir o tempo de polimerização pode-se utilizar a resina foto-ativada.

Assif, Marshak e Schmidt (1996) avaliaram a precisão de três técnicas de moldagem de implantes, através de uma matriz metálica mandibular de laboratório, que simulava uma situação clínica com cinco análogos de implantes parafusados e colados com resina epóxica. As três técnicas de moldagem foram as seguintes: Grupo 1 - transferentes quadrados unidos entre si com resina acrílica auto-polimerizável (Duralay); Grupo 2 - transferentes quadrados sem união e Grupo 3 - transferentes quadrados unidos com resina Duralay diretamente à moldeira individual de resina acrílica. Quinze moldagens, usando poliéter, foram confeccionadas para cada técnica. A análise da precisão de cada técnica foi feita através de um extensômetro, com base no assentamento (com um torque de 10 Ncm) de uma supra-estrutura metálica (prata/paládio), previamente confeccionada, nos modelos de gesso obtidos pelas moldagens de transferência. As médias dos resultados em microstrains foram: Grupo 1: 138,06; Grupo 2: 293,60 e Grupo 3: 279,13. Verificaram que a união dos transferentes entre si, com resina acrílica auto-polimerizável, mostrou-se significativamente mais precisa do que com as outras duas técnicas estudadas.

Burawi et al. (1997) avaliaram a precisão entre a técnica de moldagem esplintada e não-esplintada. Em um modelo-mestre de gesso tipo IV, com cinco implantes, foi construída uma estrutura metálica em ouro sobre cilindros de ouro. Marcações foram feitas na estrutura metálica e ela foi seccionada em quatro pontos. Trinta moldeiras individuais (com espessura de 3 mm), de resina acrílica auto-polimerizável, abertas, foram utilizadas para a realização das moldagens. As moldagens foram feitas com silicona por adição, pela técnica de um passo. A técnica não esplintada utilizada foi a seguinte: os transferentes plásticos tinham esquemas localizadores anti-rotacionais interna e externamente. Eles foram removidos juntamente com a moldagem. Os transferentes metálicos foram desaparafusados dos pilares do modelo-mestre e fixados com parafusos de conexão aos análogos de laboratório. Cada conjunto montado de transferente metálico e análogo foi então pressionado para dentro da posição marcada com guias no transferente plástico dentro da moldagem. Na técnica esplintada, 24 horas antes da moldagem, uma esplintagem com fio dental e Duralay foi realizada. Foram feitas secções deixando fenda de 2 mm entre cada par de transferentes, 15 min antes de a moldagem ser realizada, as secções, de resina acrílica da esplintagem foram unidas com Duralay. A mesma esplintagem de resina acrílica foi usada para transferir os componentes de moldagem do modelo-mestre para todos os 15 modelos análogos feitos com a técnica esplintada. Quando

necessário, o esplinte foi seccionado e rejuntado como descrito acima. Os parafusos de conexão foram apertados manualmente. As moldagens foram vazadas com gesso após 1 hora. Os fragmentos da estrutura metálica foram apertados em cada um dos trinta modelos com um torque constante de 10 Ncm. Um microscópio de mensuração, com precisão de 0,001, mm foi utilizado para a realização das leituras das distâncias entre as linhas marcadas sobre a estrutura. Os autores concluíram que os maiores erros ocorreram no plano horizontal antero - posteriormente para a técnica esplintada (0,26 a 0,85 mm). Erros dessa magnitude poderiam certamente evitar o preciso assentamento da estrutura metálica, necessitando sua secção e soldagem. No plano horizontal mesio-distalmente, ambas as técnicas reproduziram essas dimensões com erro mínimo e talvez tolerável clinicamente (0,021 a 0,052 mm). Os erros no plano vertical pareceram ser similares em ambas as técnicas (0,0006 a 0,134 mm), sendo necessárias medidas corretivas em algumas situações.

Assif et al. (1999) avaliaram a precisão de três técnicas de união dos transferentes para moldagem de implantes. Para isso, utilizaram uma matriz metálica de laboratório com cinco implantes que simulava a prática clínica. Para o grupo A, a resina acrílica auto-polimerizável (Duralay) foi utilizada para tal. No grupo B, uma resina acrílica de dupla polimerização (Accuset) foi utilizada e, no grupo C, foi utilizado gesso de moldagem (Kerr Snow White Plaster nº 2), que também foi o material de moldagem nesse grupo. Sobre a matriz foi construída uma supra-estrutura metálica com assentamento passivo nos implantes e essa foi utilizada para verificar a precisão da posição dos análogos dos implantes nas réplicas. Para os grupos A e B, foi utilizado o poliéter como material de moldagem. Embasados em seus resultados, concluíram que as técnicas de moldagem utilizando resina acrílica auto-polimerizável ou gesso de moldagem como material de união dos transferentes foram significativamente mais precisas do que quando se utilizou resina acrílica de dupla polimerização. Isso pode ter sido causado pela polimerização incompleta da resina acrílica de dupla polimerização e também pode ser que a contração durante a polimerização tenha gerado estresses na interface transferente/resina acrílica. Os autores indicaram o gesso como material de escolha para moldagem de transferência de implantes em pacientes completamente edêntulos (e sem nenhuma limitação anatômica como retenções ósseas), pois endurece rapidamente, é preciso e rígido, não se flexiona ou deforma, sua manipulação é fácil, consome menos tempo e possui um custo mais acessível.

Dumbrigue, Gurun e Javid (2000) atestaram que a união dos transferentes com resina acrílica durante os procedimentos de moldagem aumenta a precisão da transferência do relacionamento espacial dos implantes para o modelo-mestre. No entanto, distorções podem

ocorrer durante o procedimento de esplintagem, devido à contração de polimerização da resina. Recomendaram a utilização de barras de resina acrílica entre os transferentes para que a quantidade de resina a polimerizar seja pequena, minimizando assim esse efeito. Essas barras foram feitas com Resina Pattern injetada dentro de canudos com 3 mm de diâmetro. Após, pelo menos 17 min, a barra de resina é liberada do canudo, devendo ser usada somente após 24 horas (por causa da contração total de 6,5 a 7.9% ocorrer dentro de 24 horas). A barra de resina é seccionada em comprimentos apropriados para fechar o espaço entre transferentes adjacentes. Usando a técnica do pincel, as extremidades das barras de resina são unidas aos transferentes com resina acrílica. Deve-se permitir que a resina aplicada endureça por pelo menos 17 min antes da realização da moldagem final (porque 80% da contração da resina ocorrem nos primeiros 17 min após a mistura). A moldagem final é efetuada usando uma moldeira individual e o material de moldagem de escolha.

Herbst et al. (2000) avaliaram e compararam a precisão de técnicas de moldagem de transferência de implantes. As técnicas de moldagem estudadas foram: (1) transferentes cônicos, (2) transferentes quadrados, (3) transferentes quadrados unidos com resina acrílica auto-polimerizável (Duralay) e (4) transferentes quadrados com extensão metálica lateral de um lado (não esplintados), que apenas encostavam-se ao transferente adjacente. Quatro modelos foram feitos para cada técnica e mantidos à temperatura ambiente, por no mínimo, 24 horas antes das medições. Os corpos de prova obtidos em gesso foram analisados em um microscópio de luz reflexiva, capaz de analisar os eixos x, y, z. Observaram que a precisão dimensional foi alta e, ainda que, estatisticamente significativa, foi registrada uma diferença máxima de distorção de somente 0,31%. Concluíram que a precisão dimensional de todas as técnicas avaliadas foi excepcional e as diferenças observadas podem ser consideradas desprezíveis clinicamente, sendo, portanto, todas recomendadas para moldagem de transferência dos implantes osseointegrados. Uma implicação clínica desses resultados é que parece não ser clinicamente vantajosa a união dos transferentes com resina acrílica auto-polimerizável.

Vigolo, Majzoub e Cordioli (2003) relataram que a movimentação dos transferentes dentro do material de moldagem durante as fases clínicas e laboratoriais pode causar inexactidão na transferência do posicionamento espacial dos implantes da cavidade oral para o modelo-mestre. Avaliaram a precisão de três diferentes técnicas de moldagem, usando poliéter de média viscosidade (Impregum Penta) para obter os modelos. Foi fabricado um modelo metálico com seis implantes e uma estrutura metálica que se ajustava passivamente a ele. Um total de quarenta e cinco moldagens desse modelo foram feitas com transferentes

quadrados. Três grupos, com quinze modelos, foram formados a partir das diferentes técnicas de moldagem: grupo 1 - transferentes quadrados; grupo 2 - transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay, fabricada um dia antes da moldagem, sendo seccionada entre os transferentes e unida novamente antes do procedimento de moldagem e grupo 3 - transferentes quadrados jateados e recobertos com o adesivo de moldagem indicado pelo fabricante. Os modelos de gesso foram fabricados com o sistema de troquelamento Zeiser, para evitar os problemas relativos à expansão de presa do gesso. Como a estrutura metálica foi ajustada passivamente ao modelo metálico, não foi encontrada nenhuma resistência ou báscula perceptível visualmente, sendo então utilizada como controle para avaliação da precisão do ajuste passivo. A precisão de posicionamento dos pilares foi numericamente avaliada com um perfilômetro Nikon (modelo V-12, Nikon Corp, Nippon Kogaku, Japão) com uma ampliação de dez vezes, fornecendo uma precisão de 2 µm, em relação às distâncias horizontais entre os dois pilares mais posteriores e os dois pilares mais anteriores. Acharam que os modelos mais precisos foram obtidos com as técnicas de moldagem com os transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay (grupo 2) ou com os transferentes quadrados jateados e recobertos com adesivo (grupo 3).

Naconecy et al. (2004) avaliaram, nesse estudo, a deformação de uma estrutura metálica conectada a quinze modelos de gesso tipo IV, fabricados usando três técnicas de transferência, com a finalidade de determinar o procedimento de moldagem mais preciso. O material de moldagem utilizado foi o poliéster. Foram confeccionadas três moldeiras individuais de resina foto-ativáveis, sendo duas abertas e uma fechada. Foram feitos cinco modelos de gesso, a partir de moldagens de um modelo mestre de resina epóxica (com cinco análogos de pilares de implantes) para cada técnica de transferência. Grupo 1 - modelos foram criados pela técnica direta esplintada (transferentes quadrados unidos com pinos de aço carbono com 2,5 mm de diâmetro e resina acrílica Pattern); Grupo 2 – os modelos foram feitos pela técnica direta não esplintada (transferentes quadrados); e Grupo 3 - foram fabricados modelos usando a técnica indireta (transferentes cônicos). Dezesesseis extensômetros foram colados ao longo das quatro superfícies da estrutura metálica (anterior, posterior, superior e inferior) para que se pudesse captar o grau de deformação da estrutura para cada modelo de gesso. Modelos do grupo 1 permitiram uma reprodução mais precisa da posição dos análogos, comparada aos modelos feitos usando-se as outras técnicas. Nenhuma diferença significativa foi achada entre a técnica direta não esplintada (grupo 2) e a técnica indireta (grupo 3). Embora alguns estudos tenham avaliado técnicas de transferência com metodologias semelhantes, esse demonstrou uma distribuição dos extensômetros de uma

maneira mais satisfatória para registrar deformações da estrutura em todas as direções e, simultaneamente, compensar os efeitos de variação de temperatura. A técnica direta esplintada foi o método de transferência mais preciso para múltiplos pilares, comparado às técnicas direta não esplintada e indireta.

Vigolo et al. (2004), também avaliaram a precisão de três diferentes técnicas de moldagem, utilizando poliéter, para implantes de conexão interna. Em um modelo-mestre de resina acrílica, foram posicionados quatro implantes. Três grupos, com quinze modelos cada, foram formados a partir das diferentes técnicas de moldagem: grupo 1 - transferentes quadrados; grupo 2 - transferentes quadrados unidos com resina acrílica Duralay (fabricada um dia antes da moldagem, sendo seccionada entre os transferentes e unidas novamente antes do procedimento de moldagem) e grupo 3 - transferentes quadrados jateados e recobertos com o adesivo de moldagem indicado pelo fabricante. Concluíram que transferentes quadrados unidos com resina acrílica auto-polimerizável proporcionam modelos mais precisos para implantes de conexão interna.

McDonnell et al. (2004) avaliaram a precisão das resinas acrílicas Duralay e Pattern, na união de vinte barras sobre implante. Foram realizados três tempos de análise (15 minutos, 2 horas e após 24 horas após a manipulação das resinas acrílicas) e verificou-se que todos os espécimes, em 15 minutos, adaptaram-se passivamente para ambas as resinas. Todos os espécimes exibiram encaixe passivo em 15 minutos. Em 2 horas, nenhuma barra unida com Duralay e 2, de 20 unidas com Pattern, adaptaram-se adequadamente. Em 24 horas, nenhuma barra exibiu adaptação passiva.

Chang e Wright (2006) propuseram uma técnica em que barras pré-fabricadas de resina acrílica, confeccionadas a partir de uma forma feita na máquina a vácuo, fossem unidas com a técnica do pincel aos transferentes de moldagem de prótese sobre implante. A moldagem deveria ser realizada 15 minutos após a união dos transferentes com resina acrílica.

### 3 ARTIGO 1

## **Influência da fibra de carbono pulverizada na resistência a flexão e à fratura por impacto e na estabilidade dimensional de resinas acrílicas.**

Priscila Nogueira Gomes - DDS\*

Rodrigo de Carvalho Garcia - DDS\*\*

Jose Augusto Marcondes Agnelli - MS, PhD\*\*\*

Marcos Ribeiro Moysés - DDS, MS, PhD\*\*\*\*

José Carlos Rabelo Ribeiro - DDS, MS, PhD\*\*\*\*

Sérgio Candido Dias - DDS, MS, PhD \*\*\*\*

\*Aluna do curso de mestrado em Clínica Odontológica, concentração em Odontologia Restauradora. Universidade Vale do Rio Verde – UNINCOR - Três Corações - Minas Gerais - Brasil.

\*\* Cirurgião Dentista

\*\*\* Professor do DEMA (Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos).

\*\*\*\*Professor do curso de mestrado em Clínica Odontológica, concentração em Odontologia Restauradora. Universidade Vale do Rio Verde – UNINCOR - Três Corações - Minas Gerais - Brasil.

#### Corresponding author:

Priscila Nogueira Gomes

Rua Dr. Arnaldo, 36

Centro

Varginha-MG

Brazil

CEP: 37014-030

E-mail: priscynog@hotmail.com

**Objetivo:** Avaliar o comportamento dimensional e mecânico das resinas acrílicas Pattern (P) e Duralay (D) com fibra de carbono pulverizada. **Material e métodos:** Para cada resina foram confeccionados 3 grupo: sem fibra de carbono (grupo controle), com 5% de fibra de carbono e com 10% de fibra de carbono. A quantidade de fibra foi determinada através do peso do polímero. Foram confeccionados vinte espécimes, para cada grupo, sendo dez para análise da estabilidade dimensional e teste de resistência flexão de 3-pontos (65 x 10 x 2,5 mm) e dez, para resistência ao impacto do tipo Charpy (65 x 10 x 3,2 mm). Antes do teste de flexão, o comportamento dimensional dos espécimes foi avaliado através de microscópio de mensuração, com precisão de 1 $\mu$ m. Após o teste de flexão, o local da fratura dos espécimes foi analisado em microscópio eletrônico de varredura, para observar a união da fibra de carbono a matriz resinosa. Empregou-se análise de variância de dois fatores e teste de Tukey ( $p < 0.005$ ). **Resultados:** Contração de polimerização (mm): D(0,196 $\pm$ 0,046)<sup>a</sup>, D5(0,148 $\pm$ 0,032)<sup>b</sup>, D10(0,128 $\pm$ 0,033)<sup>bc</sup>, P(0,112 $\pm$ 0,023)<sup>bc</sup>, P5(0,095 $\pm$ 0,029)<sup>cd</sup> e P10(0,061 $\pm$ 0,025)<sup>d</sup>. Resistência à flexão (MPa): D(69,743 $\pm$ 5,212)<sup>a</sup>, P(60,531 $\pm$ 4,138)<sup>b</sup>, P10(58,286 $\pm$ 3,206)<sup>bc</sup>, P5(57,277 $\pm$ 4,165)<sup>bc</sup>, D5(54,701 $\pm$ 7,729)<sup>bc</sup> e D10(51,470 $\pm$ 8,139)<sup>c</sup>. Resistência ao impacto (J): D5(0,280 $\pm$ 0,052)<sup>a</sup>, D(0,230 $\pm$ 0,052)<sup>ab</sup>, P10(0,211 $\pm$ 0,045)<sup>bc</sup>, D10(0,162 $\pm$ 0,016)<sup>cd</sup>, P5(0,148 $\pm$ 0,035)<sup>d</sup> e P (0,140 $\pm$ 0,006)<sup>d</sup>. A fibra de carbono aderiu-se somente na matriz da resina Pattern. **Conclusão:** A fibra de carbono é eficaz na redução da contração de polimerização da resina acrílica Duralay e Pattern. A resina Pattern com 10% de fibra de carbono mostrou-se mais eficiente no comportamento dimensional e mecânico.

**Palavras-chave:** Resina acrílica, poli(metilmetacrilato), reforço, fibras e teste de materiais.

## Introdução

A resina acrílica, desde que foi introduzida na odontologia, tem sido utilizada para confecção de bases de próteses totais<sup>1</sup>, dentes artificiais<sup>1</sup>, moldeiras individuais<sup>1</sup>, indexação de estrutura metálica para solda<sup>2,3</sup> e de transferentes de moldagem de prótese sobre implante<sup>4-8</sup>.

Fibras de aramida, polietileno, vidro e carbono, freqüentemente utilizadas na engenharia aeronáutica, na indústria automobilística, naval e bélica<sup>9</sup> podem ser empregados como materiais de reforço de resinas acrílicas. As alterações das características de um material, quando reforçado, dependem da estrutura, quantidade e distribuição da fibra na matriz, além da aderência da matriz resinosa à fibra<sup>10-11</sup>. Dependendo desses fatores, o material de reforço pode aumentar<sup>12-19</sup> ou diminuir a resistência da resina acrílica<sup>20-22</sup>.

A contração de polimerização é uma característica negativa da resina acrílica e está diretamente relacionada à quantidade de monômero utilizado<sup>23</sup>, volume de material<sup>4,24</sup> e presença, ou não, de fibras<sup>25-26</sup>.

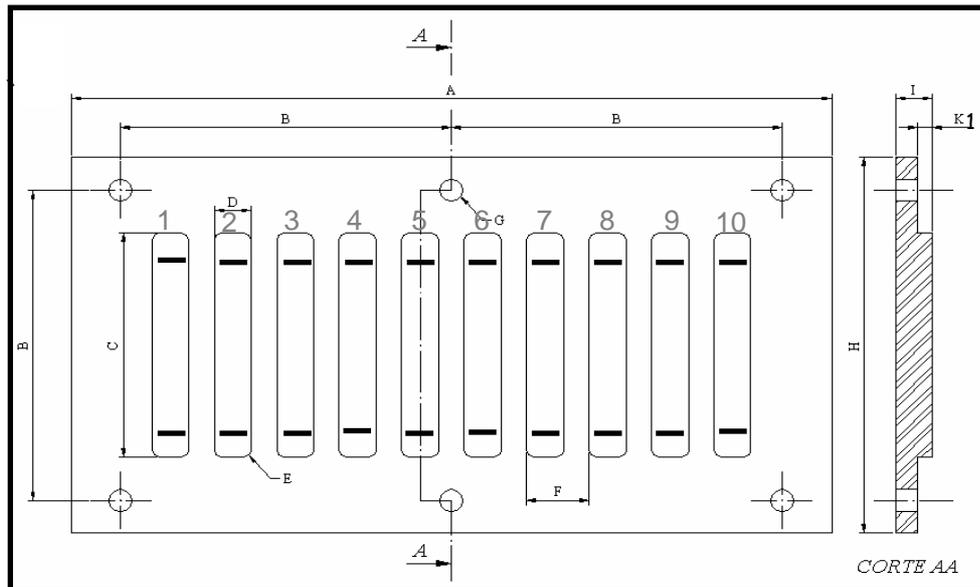
Na união de componentes para moldagem de transferência de prótese sobre implante e de estrutura metálica para solda, grandes quantidades de resina acrílica acarretam maior contração, proporcionando modelos imprecisos.

Pelo fato de os implantes não possuírem um sistema amortecedor proporcionado pelo ligamento periodontal, é de extrema importância a precisão dos encaixes das próteses sobre implantes, pois isso favorece a distribuição das cargas mastigatórias. Caso isso não ocorra, uma alta concentração de estresse poderá ser produzida em função do desajuste, podendo resultar em desconforto para o paciente, fratura da prótese e/ou dos componentes e eventual perda da osteointegração<sup>8</sup>.

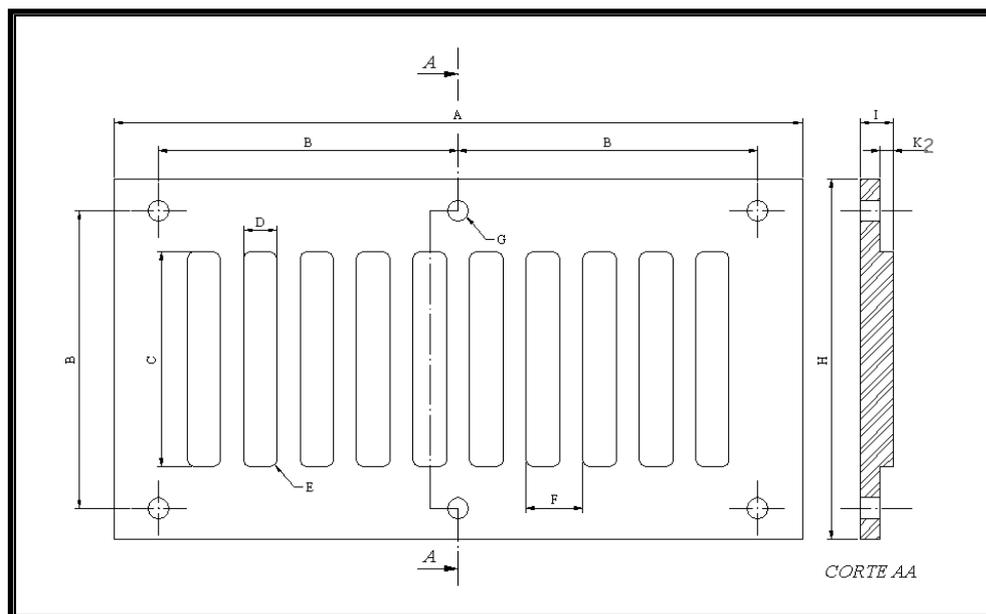
Numa perspectiva clínica, dentro de um protocolo de fácil execução e baixo custo, a associação dos materiais resina acrílica e fibra de carbono visa à obtenção de um material preciso e com comportamento mecânico adequado às atividades clínicas nas quais o material será utilizado. Sendo assim, avaliou-se, neste estudo, o comportamento dimensional e mecânico de resinas acrílicas modificadas com fibra de carbono pulverizada.

## **Material e Métodos**

Para obtenção da amostra, foi utilizada uma matriz metálica que proporcionava a confecção de corpos de prova com dimensões especificadas pela International Organization Standardization (ISO). A matriz metálica era composta de quatro partes: base, parte intermediária com dez cavidades, parte superior 1 com 10 saliências (resistência à flexão) (FIGURA 1) e parte superior 2 com 10 saliências (resistência ao impacto) (FIGURA 2), proporcionado, respectivamente, corpos de prova com dimensões 65 x 10 x 2,5mm para ensaio de flexão (ISO 1567:1999) e 65 x 10 x 3,2 mm (ISO 179-1:2000) para resistência à fratura por impacto. A parte superior 1 possuía duas marcações em cada saliência (FIGURA 1). A matriz produziu corpos de prova com identificação numérica individual. As dimensões das partes superiores da matriz estão demonstradas na Tabela 1. O encaixe da matriz pode ser visualizado na Figura 3.



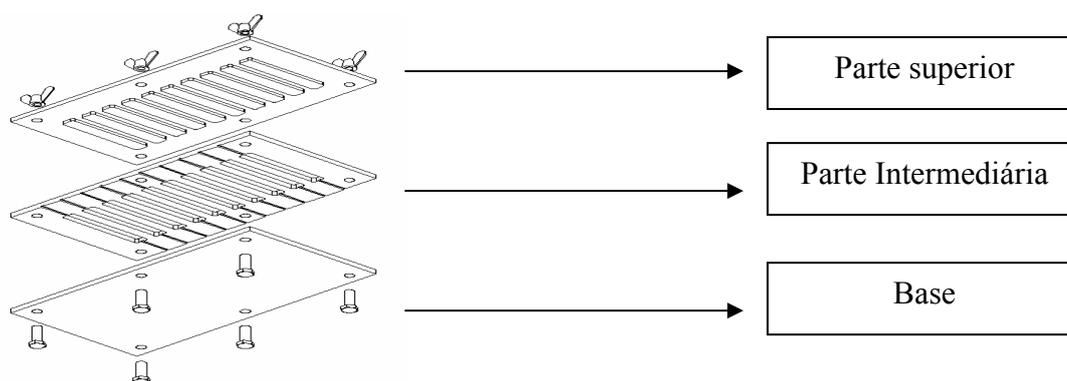
**FIGURA 1** Parte superior 1 da matriz com as marcações para análise dimensional



**FIGURA 2** Parte superior 2 da matriz.

**TABELA 1** Dimensões das partes superiores 1 e 2.

A	207	G	Ø6,5
B	90	H	109
C	65	I	5
D	10	J	0,5
E	2	K1	2,5
F	17	K2	1,8



**FIGURA 3** Esquema de montagem da matriz.

As resinas Pattern (GC Corporation, Tokyo, Japan) e Duralay (Reliance Dental Manufacturing Co. Worth, IL, USA) foram utilizadas para obtenção das amostras. As fibras de carbono (Toray, Tokyo, Japan) em forma de pó com partículas com tamanho de 19  $\mu\text{m}$  a 176  $\mu\text{m}$ .

Para cada resina foram confeccionados três grupos. Sendo o primeiro o grupo controle sem adição de fibra carbono e os outros dois grupos preparados com adição de 5 e 10 % de fibra de carbono, em relação ao peso do pó da resina. Foram confeccionados vinte espécimes, para cada grupo, sendo que dez para análise da estabilidade dimensional e no teste de resistência flexão de 3-pontos (65 x 10 x 2,5 mm) e dez, para resistência ao impacto do tipo Charpy (65 x 10 x 3,2 mm). Antes do teste de flexão, o comportamento dimensional dos corpos de prova foi avaliado através de microscópio de mensuração. Após o teste de flexão, o local da fratura dos espécimes foi analisado em microscópio eletrônico de varredura, para observar a união da fibra de carbono à matriz resinosa.

Para confecção do grupo controle, trinta gramas do pó da resina acrílica foram pesados em uma balança analítica (Sartorius, Göttingen, Germany), a quantidade de líquido foi medida com auxílio de uma pipeta de vidro seguindo a proporção de 2:1 em relação ao líquido/pó. O material foi manipulado, acomodado na matriz e levado a prensa hidráulica a 2000 libras por 17 minutos (VH equipamentos médico odontológico, Araraquara, SP, Brasil). As medidas de comprimento, largura e espessura dos corpos de prova foram verificadas com paquímetro digital (Mitutoyo - Suzano, SP, Brasil) de precisão de 0,01mm. Os corpos de prova foram armazenados por 14 dias em temperatura ambiente.

A obtenção dos corpos de prova dos grupos experimentais seguiu o mesmo protocolo de confecção do grupo controle. A fibra de carbono foi misturada ao pó do PMMA

por 20 segundos, até a completa homogeneização, utilizando-se um misturador (Marconi - Piracicaba, SP, Brasil) e a broca tipo pá (Byk Gardner - Columbia, USA).

Após sete dias da confecção, os corpos de prova produzidos para o ensaio de flexão foram submetidos à análise do comportamento dimensional, com auxílio do microscópio de mensuração STM (Olympus Corporation, Tokyo, Japão), com precisão de 1µm. Primeiramente, a distância das linhas demarcadas na parte superior de cada saliência da parte superior 1 da matriz foi mensurada. Posteriormente, a linha reproduzida no corpo de prova correspondente à mesma cavidade foi mensurada. Em seguida foram calculadas as diferenças das distâncias encontradas entre as linhas da matriz e as impressas no corpo de prova, traduzindo o comportamento dimensional. Os corpos de prova foram novamente em temperatura ambiente, por mais sete dias.

Os ensaios mecânicos foram realizados após 14 dias da confecção dos corpos de prova. O ensaio de flexão foi realizado na máquina de ensaios universal EMIC DL 2000 (Emic - São José dos Pinhais, PR, Brasil), com distância entre os apoios de 52 mm e célula de carga de 200 Kgf e velocidade de 5 mm/min. Os valores de ruptura foram utilizados para o cálculo de resistência à flexão pela fórmula:

$$S = 3wi/2bd^2$$

Em que S = resistência à flexão (MPa) / I = distância entre os pontos de apoio / b = largura do corpo de prova / D = espessura do corpo de prova / W = carga máxima para fratura.

Após ensaio de flexão, três fragmentos de corpos de prova, pertencentes a cada grupo, foram analisados em Microscópio eletrônico de varredura ISM 5600 LV (MEV) (Jeol Technics – Tokyo, Japan)

A resistência à fratura por impacto foi realizada na Máquina de Impacto CEAST modelo Resil 25 (CEAST – Pianezza, TO, Itália), utilizando ensaio tipo Charpy.

Primeiramente, os dados de cada teste foram submetidos a teste de normalidade, Kolmogorov-Smirnov, (Sigma Stat for Windows, Jandel Corporation©, San Rafael, CA, USA) que recomendou o uso de teste paramétrico.

Os valores encontrados, para cada teste separadamente, foram submetidos a teste de variância (ANOVA) com dois fatores, sendo o primeiro fator a resina e o segundo, a quantidade de fibra de carbono. As diferenças entre os grupos foram analisadas utilizando-se comparações múltiplas de Tukey (STATISTICA version 6.0, StatSoft, Tulsa, OK, USA). O nível de confiança de 95% (p<0,05).

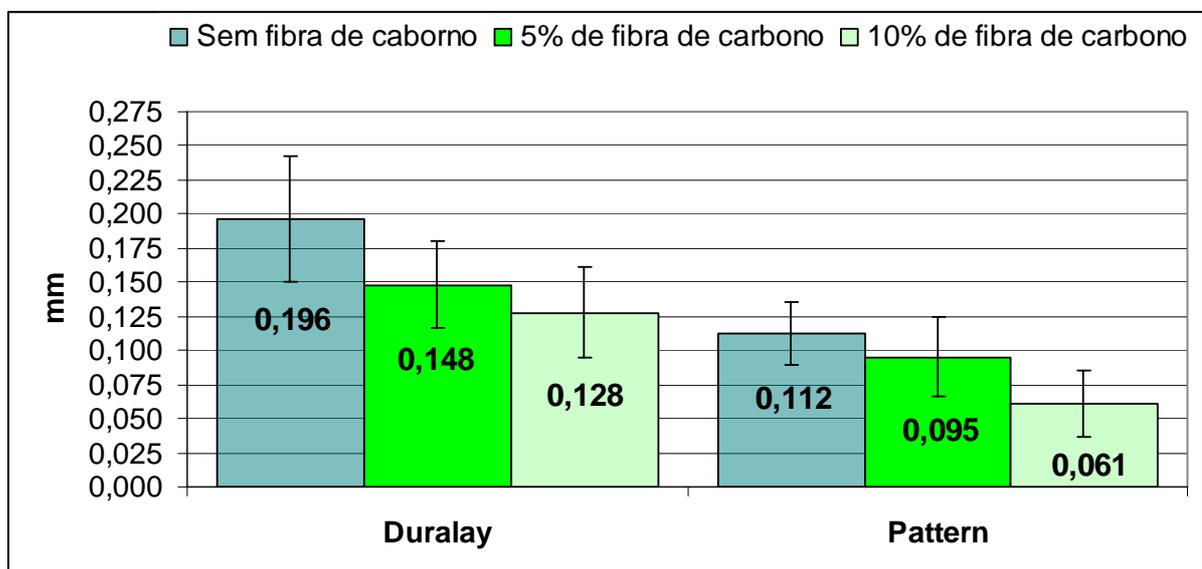
## Resultados

### Contração de Polimerização

**TABELA 2** Valores médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana, 1° e 2° quartis da contração de polimerização das resinas acrílicas (mm) (n=10 por grupo).

	Média (DP)	Mínimo	Máximo	1° Quartil	Mediana	2° Quartil	p<0,05*
<b>Duralay</b>	0,196 (0,046)	0,140	0,262	0,157	0,188	0,245	a
<b>Duralay 5%</b>	0,148 (0,032)	0,104	0,196	0,116	0,141	0,185	b
<b>Duralay 10%</b>	0,128 (0,033)	0,073	0,196	0,108	0,125	0,139	bc
<b>Pattern</b>	0,112 (0,023)	0,079	0,150	0,094	0,111	0,124	bc
<b>Pattern 5%</b>	0,095 (0,029)	0,050	0,149	0,070	0,098	0,113	cd
<b>Pattern 10%</b>	0,061 (0,025)	0,013	0,093	0,053	0,065	0,078	d

\*letras diferentes na mesma coluna indica diferença estatística significativa (p<0,05).



**FIGURA 4** Valores médios da contração de polimerização e desvio padrão.

Para a resina Duralay, tanto o aumento de 5% como o de 10% diminuíram a contração de polimerização. Já para a resina Pattern, somente 10% proporcionaram melhores resultados estatisticamente (TABELA 2 e FIGURA 4). A contração linear (mm), em função

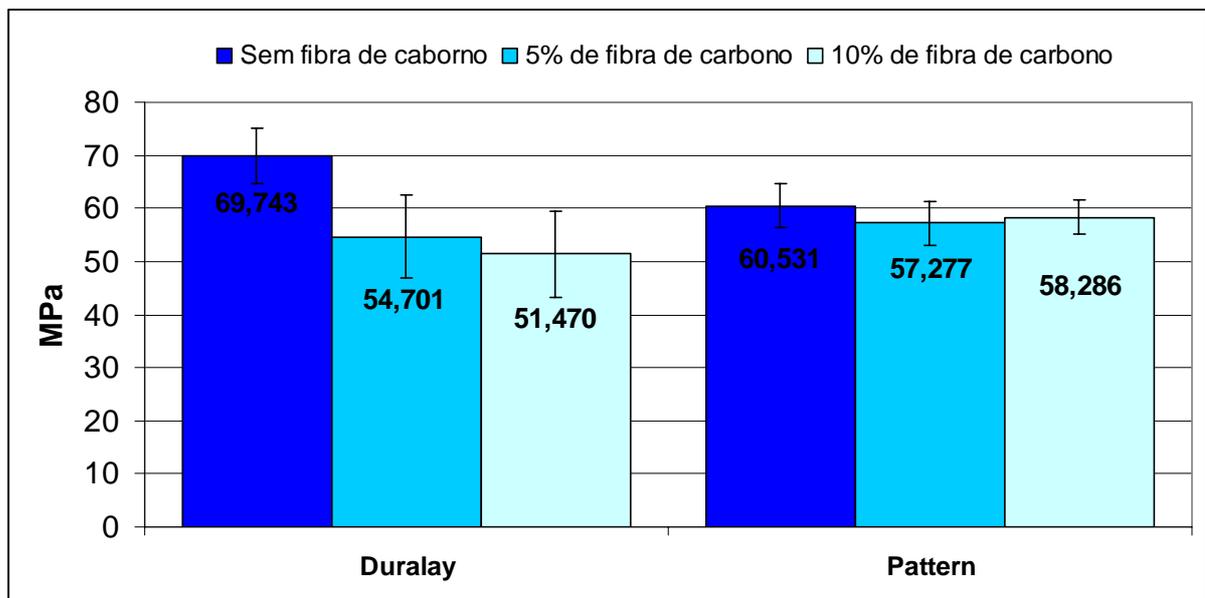
da quantidade de fibra 0%, 5% e 10%, foram - para a resina Duralay – 0,30%, 0,22% 0,19% e para a Pattern – 0,17%, 0,14% e 0,09%.

### Resistência à Flexão

**TABELA 3** Valores médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana, 1° e 2° quartis da resistência à flexão das resinas acrílicas (MPa) (n=10 por grupo).

	Média (DP)	Mínimo	Máximo	1° Quartil	Mediana	2° Quartil	p<0,05*
<b>Duralay</b>	69,743 (5,212)	61,045	78,975	66,431	69,882	74,030	a
<b>Pattern</b>	60,531 (4,138)	54,901	68,225	56,941	60,483	62,117	b
<b>Pattern 10%</b>	58,286 (3,206)	50,497	62,980	57,001	59,004	59,589	bc
<b>Pattern 5%</b>	57,277 (4,165)	49,176	63,705	55,271	57,241	59,969	bc
<b>Duralay 5%</b>	54,701 (7,729)	46,635	74,196	49,176	53,599	56,486	bc
<b>Duralay 10%</b>	51,470 (8,139)	40,590	62,980	46,512	48,794	59,589	c

\* letras diferentes na mesma coluna indica diferença estatística significativa (p<0,05).



**FIGURA 5** Valores médios de resistência à flexão e o desvio padrão.

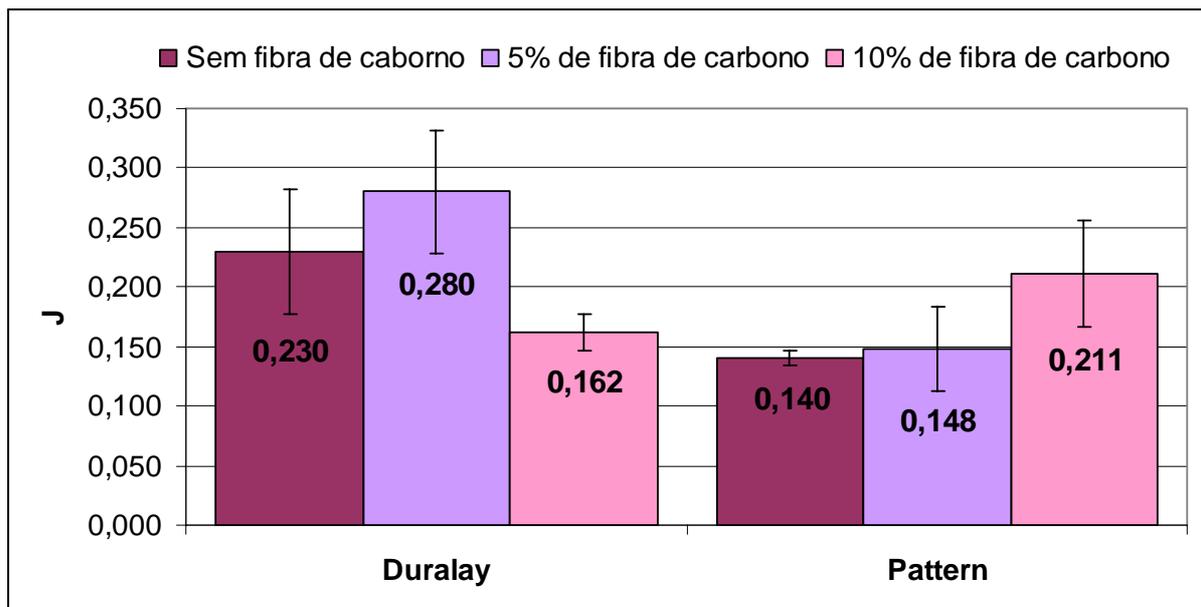
Pode-se verificar que, para a resina Duralay, a adição de fibra de carbono diminuiu a resistência à flexão. Já, para a resina Pattern, não houve diferença estatisticamente significativa (TABELA 3 e FIGURA 5).

### Resistência à Fratura por Impacto

**TABELA 4** Valores médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana, 1° e 2° quartis da resistência à fratura por impacto das resinas acrílicas (J) (n=10 por grupo).

	Média	Mínimo	Máximo	1° Quartil	Mediana	2° Quartil	p<0,05
<b>Duralay 5%</b>	0,280 (0,052)	0,160	0,360	0,256	0,290	0,304	a
<b>Duralay</b>	0,230 (0,052)	0,192	0,364	0,192	0,216	0,244	ab
<b>Pattern 10%</b>	0,211 (0,045)	0,152	0,292	0,180	0,208	0,248	bc
<b>Duralay 10%</b>	0,162 (0,016)	0,136	0,184	0,152	0,162	0,180	cd
<b>Pattern 5%</b>	0,148 (0,035)	0,100	0,200	0,120	0,142	0,188	d
<b>Pattern</b>	0,140 (0,006)	0,128	0,152	0,140	0,140	0,144	d

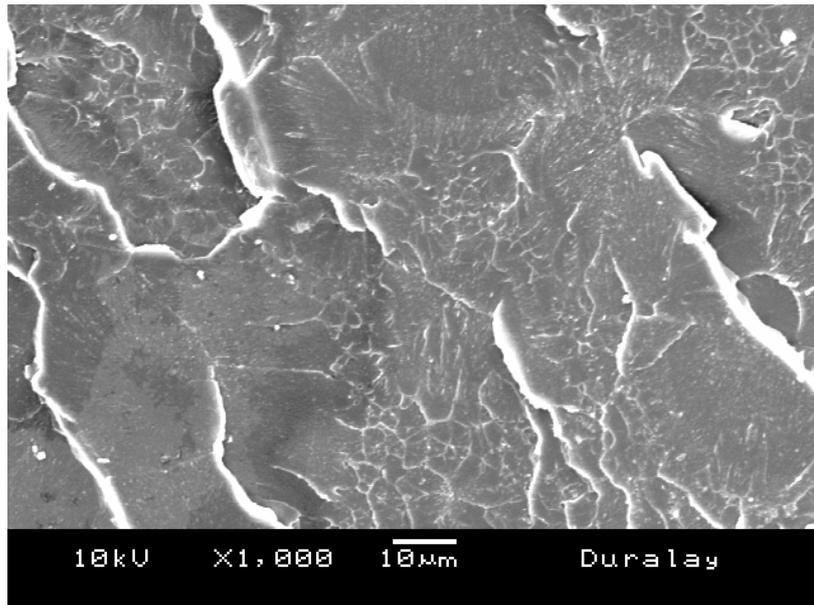
\* letras diferentes na mesma coluna indica diferença estatística significativa (p<0,05).



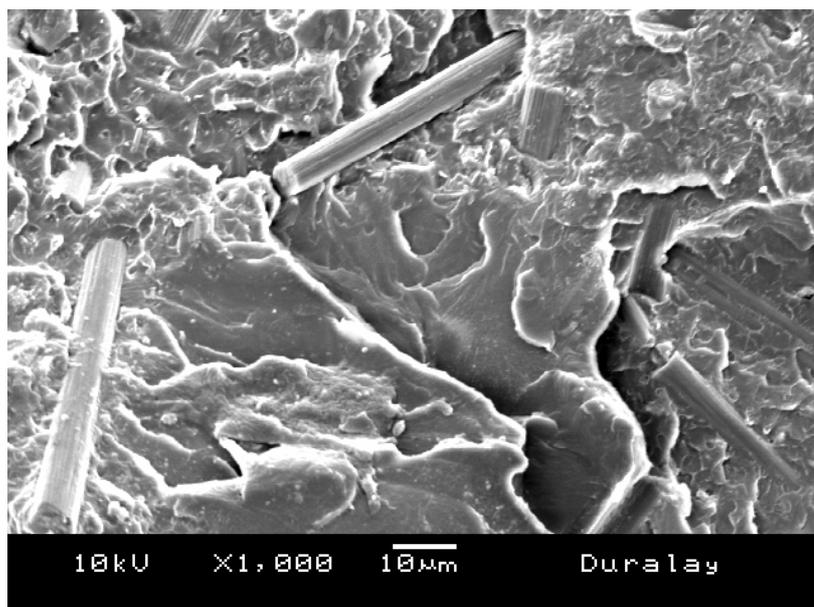
**FIGURA 6** Valores médios de resistência à fratura por impacto e o desvio padrão

De acordo com a Tabela 4 e a Figura 6, foi possível observar que a adição de 5% na resina Duralay não alterou resistência ao impacto, em relação ao grupo controle e a adição de 10% de fibra de carbono diminuiu a sua resistência ao impacto. Entretanto, Para a resina Pattern com 10% de fibra de carbono a resistência à fratura por impacto aumentou.

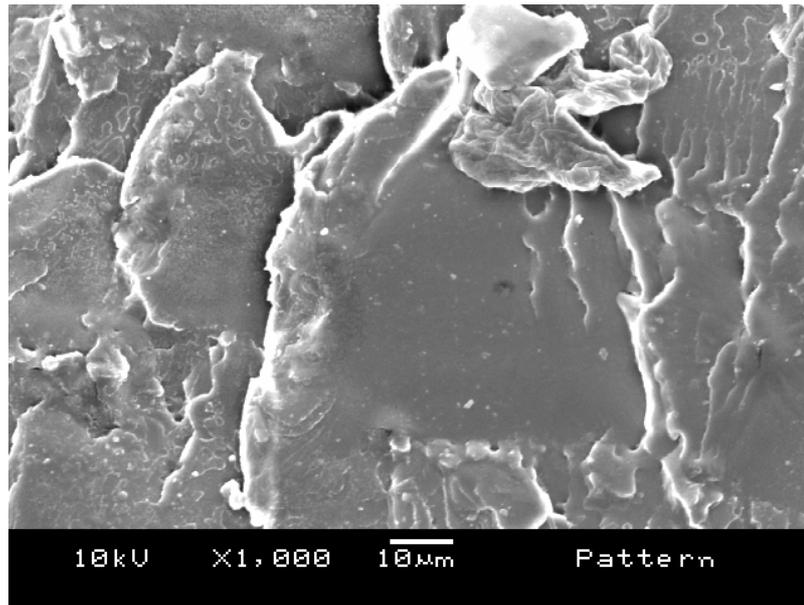
### Microscopia Eletrônica de Varredura



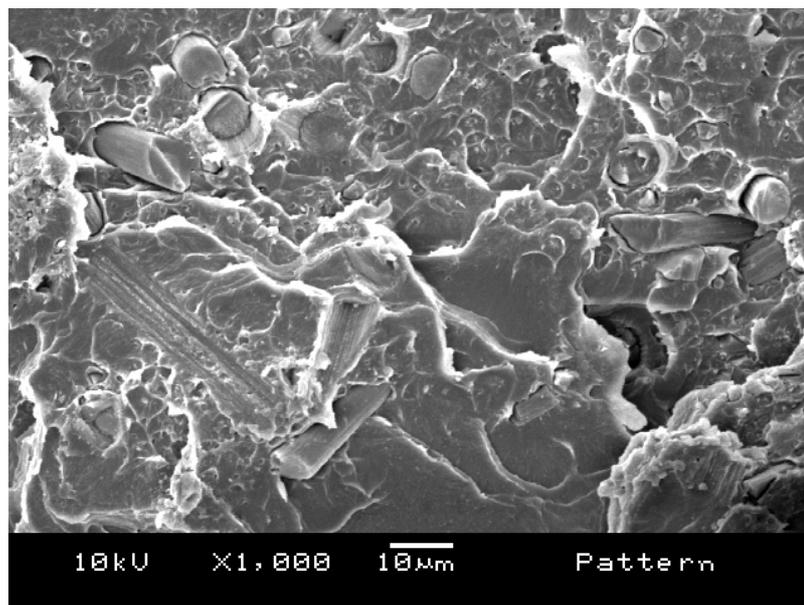
**FIGURA 7** Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Duralay sem fibra.



**FIGURA 8** Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Duralay com fibra.



**FIGURA 9** Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Pattern sem fibra.



**FIGURA 10** Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Pattern com fibra.

## Discussão

A fibra de carbono pode ser empregada no reforço de próteses<sup>18,19,27-30</sup>, porém a sua cor negra causa restrições de uso<sup>21,27,31,32</sup>. Em situações como união de transferentes de prótese sobre implantes e na indexação de infra-estruturas metálicas para a solda, o fator estético não é um inconveniente, mas a estabilidade dimensional é imprescindível para adaptação da prótese.

A contração de polimerização da resina Duralay grupo controle (0,30%) foi significativamente maior do que a resina Pattern grupo controle (0,17%) em sete dias, já Mojon et al.<sup>23</sup> encontraram uma contração linear em 24 horas de 0,47% para a resina Duralay e 0,34% para Palavit G. Macdonnell et al.<sup>2</sup> avaliaram a precisão das resinas acrílicas Duralay e Pattern, na união de barras sobre implante, realizando três tempos de análise (15 minutos, 2 horas e 24 horas após a manipulação das resinas acrílicas) e verificou-se que todos os espécimes, em 15 minutos, adaptaram-se passivamente para ambas as resinas. Porém, em 2 horas, nenhuma barra unida com Duralay e duas de 20 unidas com Pattern adaptaram-se adequadamente. Em 24 horas, nenhuma barra exibiu adaptação passiva. Os resultados do presente trabalho mostraram que todas as resinas, modificadas ou não, apresentaram contração de polimerização. Apesar de ter ocorrido uma diminuição da contração de polimerização das resinas modificadas com fibra de carbono em pó, ainda é necessário avaliar o seu comportamento em situações clínicas. Uma das questões futuras a ser pesquisada é a precisão na adaptação de infra-estruturas que foram indexadas para solda com resina modificada com fibra de carbono.

Na tentativa de sanar os problemas decorrentes da contração da resina na esplintagem de transferentes, outros materiais e técnicas como: resina acrílica dual<sup>5</sup>, resina foto-ativada<sup>3</sup>, pinos de aço<sup>7</sup>, fio ortodôntico<sup>33</sup>, fio dental e resina acrílica<sup>33</sup>, já foram pesquisados. Porém a resina acrílica ainda é comumente utilizada como material para esplintagem de transferentes de moldagem<sup>6</sup>. A modificação da resina acrílica com fibra de carbono em pó é mais uma tentativa de diminuir a contração de polimerização. Novas fibras e tratamentos de superfície devem ser analisados com a finalidade de diminuir a contração de polimerização da resina acrílica, minimizando uma fonte de erro durante a confecção das próteses.

A presença de carga na resina acrílica pode aumentar<sup>12-19</sup>, ou mesmo diminuir, a sua resistência mecânica<sup>20-22</sup>. Quando ocorre uma diminuição da resistência mecânica da resina acrílica, um volume maior de material para união dos transferentes ou indexação para

solda será necessário, conseqüentemente, maior será a contração de polimerização<sup>17</sup>. Por esse motivo, avaliou-se o comportamento mecânico das resinas acrílicas quando se adiciona fibra de carbono pulverizada a elas.

É interessante observar que, mesmo com a diminuição da resistência à fratura por impacto da resina Duralay com 10% de fibra, ela apresentou comportamento mecânico superior aos grupos controle e com 5% de fibra, da resina Pattern. A presença e a quantidade de fibra não interferiram na resistência à flexão da resina Pattern. Entretanto, na resina Duralay, a presença e o aumento da carga diminuíram a sua resistência à flexão. A resina Pattern com 10% de fibra apresentou melhores resultados em todos os testes. O reforço com fibras posicionadas perpendicularmente à força aplicada é maior do que com a distribuição aleatória da fibra na matriz<sup>10,34,35</sup>. No entanto, a fibra de carbono pulverizada, como foi utilizada no presente trabalho, impossibilita esse posicionamento.

O não-tratamento prévio da fibra com silano pode ser uma causa da diminuição da resistência à flexão da resina Duralay, quando adicionada fibra de carbono. Se o material de reforço não se adere à matriz resinosa, são gerados pontos de estresse que podem até mesmo diminuir a resistência do material. Quando o local da fratura dos corpos de prova, submetidos ao teste de flexão, foram levados ao MEV, observou-se que, na resina Pattern, as fibras fraturaram, mas não se soltaram da resina, provavelmente pela aderência da fibra à matriz (FIGURA 10) enquanto na resina Duralay parecem ter se soltado da resina (FIGURA 8). Fibras secas são mais difíceis de unirem à resina. Para isso, utiliza-se o molhamento das fibras com um silano ou com monômero<sup>36</sup>. No presente estudo, as fibras de carbono não foram silanizadas e o contato com o monômero se deu no momento da manipulação do material. Wylegala<sup>37</sup> investigou a adição de três tipos (sem tratamento, sem tratamento e picada e com superfície tratada) de fibras de carbono, no reforço de bases de próteses totais. Ele reportou o aumento da resistência à flexão com adição de fibra tratada e uma diminuição quando se utilizou a fibra sem ser tratada.

A modificação da resina acrílica com fibra de carbono, com a finalidade de diminuir a contração de polimerização, mostrou-se eficiente. Porém outros estudos devem ser realizados para avaliar o desempenho da resina quando carregada com fibra de carbono silanizada, bem como o seu emprego clínico na indexação de estruturas metálicas para solda e na união de transferentes durante a moldagem de transferência, de prótese sobre implante.

## Conclusão

- A fibra de carbono mostrou-se eficaz na redução da contração de polimerização da resina acrílica Duralay e Pattern.
- A associação da resina Pattern com 10% de fibra de carbono mostrou-se mais eficiente no comportamento dimensional e mecânico.

## Referência Bibliográfica

1. Liebenberg WH. Direct pressure provisionalization technique: a new open-tray technique for complete-arch rehabilitations. *Quintessence Int* 2000;31:83-93.
2. 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;91:538-40.
3. Cho GC, Chee BDS. Efficient soldering index materials for fixed partial dentures and implant substructures. *J Prosthet Dent* 1995;73:424-7.
4. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent* 2000;84:108-10.
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;14:885-8.
6. Chang BM, Wright RF. A solid bar splint for open-tray implant impression technique. *J Prosthet Dent* 2006;96:143-4.
7. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:192-8.
8. 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.
9. Beadmore, P. et al. Fiber reinforced composites: engineered structural materials. *Science* 1980;208:833-40.
10. Jagger D, Harrison A, Jagger R, Milward P. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. *J Oral Rehabil* 2003;30:231-5.
11. Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998;79:125-30.

12. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *J Prosthet Dent* 2004;91:274-80.
13. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Deformation and flexural properties of denture base polymer reinforced with glass fiber sheet. *Dent Mater J* 2005;24:297-303.
14. Çökelliler D, Erkut S, Zemek J, Biederman H, Mutlu M. Modification of glass fibers to improve reinforcement: A plasma polymerization technique. *Dent Mater* 2007;23:335-42.
15. Nagai E, Otani K, Satoh Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *J Prosthet Dent* 2001;85:496-500.
16. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite--Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994;71:607-12.
17. Braden M, Davy KW, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J* 1988; 164:109-13.
18. Ekstrand K, Ruyter E, Wellendorf H. Carbon/graphite fiber reinforced poly(methyl methacrylate): properties under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 1987; 21:1065-80.
19. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985;54:543-7.
20. Taner B, Dogan A, Tincer T, Akinay AE. A study on impact and tensile strength of acrylic resin filled with short ultra-high molecular weight polyethylene fibers. *J Oral Sci.* 1999 Mar;41(1):15-8.
21. Stipho, Hd. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent.* 1998 May;79(5):580-4.
22. Vallittu PK; Ruyter IE; Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont.* 1998 Jul-Aug;11(4):340-50.
23. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1990;64:684-8.
24. Moon PC, Eshleman JR, Douglas HB, Garrett SG. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 1978;40:35-8.

25. Cheng YY, Chow TW. Fabrication of complete denture bases reinforced with polyethylene woven fabric. *J Prosthodont* 1999;8:268-72.
26. Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber--properties and denture construction. *Dent Mater* 1993;9:128-35.
27. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JM. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent* 1991;66:816-20.
28. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992;19:225-30.
29. Schreiber CK. The clinical application of carbon fibre/polymer denture bases. *Br Dent J* 1974;137:21-2.
30. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *Br Dent J* 1971;130:29-30.
31. Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992;67:417-9.
32. Ladizesky NH, Chow TW, Cheng YY. Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. *Int J Prosthodont* 1994;7:307-14.
33. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993;69:588-93.
34. Skirvin DR, Vermilyea SG, Brady RE. Polymethylmethacrylate reinforcement: effect on fatigue failure. *Mil Med* 1982;147:1037-40.
35. Vallittu PK. Some aspects of the tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil* 1998;25:100-5.
36. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. Review - The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:185-94.
37. Wylegala RT. Reinforcing denture base material with carbon fibres. *Dent Tech* 1973;26:97-100.

## 4 ARTIGO 2

### **Comportamento dimensional e mecânico de resinas acrílicas modificadas com fibra de carbono pulverizada.**

Priscila Nogueira Gomes - DDS\*

Rodrigo de Carvalho Garcia - DDS\*\*

Jose Augusto Marcondes Agnelli - MS, PhD\*\*\*

José Carlos Rabelo Ribeiro - DDS, MS, PhD\*\*\*\*

Marcos Ribeiro Moysés - DDS, MS, PhD\*\*\*

Sérgio Candido Dias - DDS, MS, PhD \*\*\*

\*Aluna do curso de mestrado em Clínica Odontológica, concentração em Odontologia Restauradora. Universidade Vale do Rio Verde – UNINCOR - Três Corações - Minas Gerais - Brasil.

\*\* Cirurgião Dentista

\*\*\* Professor do DEMA (Departamento de Engenharia de Materiais da Universidade Federal de São Carlos).

\*\*\*\*Professor do curso de mestrado em Clínica Odontológica, concentração em Odontologia Restauradora. Universidade Vale do Rio Verde – UNINCOR - Três Corações - Minas Gerais - Brasil.

#### Corresponding author:

Priscila Nogueira Gomes

Rua Dr. Arnaldo, 36

Centro – Varginha - MG

Brazil

CEP: 37014030

E-mail: priscynog@hotmail.com

**Objetivo:** Comparar o comportamento dimensional e mecânico, das resinas acrílicas Vipi Flash (V) e Dencrilon (D), com e sem fibra de carbono pulverizada, com a resina Pattern (P) (grupo controle). **Material e métodos:** Para as resinas Vipi Flash e Dencrilon foram confeccionados 3 grupo: sem fibra de carbono, com 5% de fibra de carbono e com 10% de fibra de carbono. A quantidade de fibra foi determinada através do peso do polímero. Foram confeccionados vinte espécimes, para cada grupo, sendo dez para análise da estabilidade dimensional e teste de resistência flexão de 3-pontos (65 x 10 x 2,5 mm) e dez, para resistência ao impacto do tipo Charpy (65 x 10 x 3,2 mm). Antes do teste de flexão, o comportamento dimensional dos espécimes foi avaliado através de microscópio de mensuração, com precisão de 1µm. Após o teste de flexão, o local da fratura dos espécimes foi analisado em microscópio eletrônico de varredura, afim de observar a união da fibra de carbono a matriz resinosa. Empregou-se análise de variância e teste de Tukey ( $p < 0.05$ ). **Resultados:** Contração de polimerização (mm): V(0,203±0,040)<sup>a</sup>, D5(0,177±0,032)<sup>a</sup>, D(0,174±0,054)<sup>a</sup>, P(0,112±0,023)<sup>b</sup>, V5(0,110±0,052)<sup>b</sup>, V10(0,079±0,047)<sup>b</sup> e D10(0,076±0,033)<sup>b</sup>, resistência à flexão (MPa): D(72,345±8,139)<sup>a</sup>, V(70,805±8,460)<sup>a</sup>, D5(65,328±10,100)<sup>ab</sup>, D10 (63,612±6,573)<sup>ab</sup>, V10(63,036±4,124)<sup>ab</sup>; P(60,531±4,138)<sup>bc</sup> e V5(53,422±3,394)<sup>c</sup> e resistência ao impacto (J): D(0,315±0,026)<sup>a</sup>, V(0,260±0,042)<sup>b</sup>, D5(0,226±0,021)<sup>b</sup>, D10(0,178±0,036)<sup>c</sup>, V10(0,163±0,034)<sup>c</sup>, V5(0,163±0,012)<sup>c</sup> e P(0,140±0,006)<sup>c</sup>. A fibra de carbono não aderiu na matriz das resinas. **Conclusão:** A adição de 5% e 10% de fibra de carbono nas resinas Vipi a e 10% na resina Dencrilon, proporcionou comportamento dimensional e mecânico semelhante à resina Pattern.

**Palavras-chave:** Resina acrílica, poli(metilmetakrilato), reforço, fibras e teste de materiais.

## Introdução

Apesar de consagrada pelo uso, a resina acrílica ainda apresenta limitações nas suas propriedades mecânicas<sup>9</sup> e dimensionais<sup>6,11,16,18</sup>.

A contração de polimerização acarreta alteração de volume, distorção do material, liberação de calor e tensões residuais<sup>2,5</sup>, que está diretamente relacionada à quantidade de monômero utilizado<sup>17</sup>, o volume de material<sup>6,18</sup>, grau de polimerização e presença, ou não, de fibras<sup>3,15</sup>. Cerca de 80% da sua contração ocorrem nos primeiros 17 minutos, sendo que, após 24 horas, já não ocorre mais uma contração significativa<sup>6,17</sup>. A precisão dimensional da resina

acrílica é um fator importante para a adaptação dos trabalhos protéticos<sup>2,5,16,20</sup>, principalmente quando a empregamos na indexação de estruturas metálicas para solda<sup>16</sup> e de tranferentes na moldagem de prótese sobre implante<sup>2,6,28,29</sup>. Nessa situação, a precisão dimensional é fundamental para o sucesso do tratamento. Macdonell et al.<sup>16</sup>, avaliaram a precisão das resinas acrílicas Duralay e Pattern na união de barras sobre implante. Realizaram três tempos de análise (15 minutos, 2 horas e após 24 horas após a manipulação das resinas acrílicas) e verificaram que todos os espécimes, em 15 minutos, adaptaram-se passivamente para ambas as resinas. Em 2 horas, nenhuma barra unida com Duralay e 2 - de 20 unidas com Pattern - adaptaram-se adequadamente. Em 24 horas, nenhuma barra exibiu adaptação passiva.

Novas técnicas devem ser pesquisadas, com a finalidade de diminuir a contração de polimerização da resina<sup>17</sup>. A incorporação de fibra à resina acrílica pode diminuir a contração de polimerização<sup>3,15</sup>, porém o comportamento de fibra como reforço na resina acrílica depende do seu posicionamento<sup>24</sup> e da quantidade presente<sup>9,10,22</sup>, podendo aumentar<sup>1,4,7,12-14,19,26,30</sup>, ou até mesmo diminuir a sua resistência mecânica<sup>22,23,27</sup>.

Numa perspectiva clínica, dentro de um protocolo de fácil execução e baixo custo, a associação dos materiais resina acrílica e fibra de carbono visa à obtenção de um material com estabilidade dimensional e com comportamento mecânico pertinente com as atividades clínicas em que o material será utilizado. Sendo assim, avaliou-se, neste estudo, o comportamento dimensional e mecânico de resinas acrílicas modificadas com fibra de carbono pulverizada.

## **Material e Métodos**

Para obtenção da amostra, foi utilizada uma matriz metálica que proporcionava a confecção de corpos de prova com dimensões especificadas pela International Organization Standartization (ISO). A matriz metálica era composta de quatro partes: base, parte intermediária com dez cavidades, parte superior 1 com 10 saliências (resistência à flexão) (FIGURA 1) e parte superior 2 com 10 saliências (resistência ao impacto) (FIGURA 2), proporcionando, respectivamente, corpos de prova com dimensões 65 x 10 x 2,5mm, para ensaio de flexão (ISO 1567:1999), e 65 x 10 x 3,2 mm (ISO 179-1:2000) para resistência à fratura por impacto. A parte superior 1 possuía duas marcações em cada saliência (FIGURA 1). A matriz produziu corpos de prova com identificação numérica individual. As dimensões das partes superiores da matriz estão demonstradas na Tabela 1. O encaixe da matriz pode ser visualizado na Figura 3.

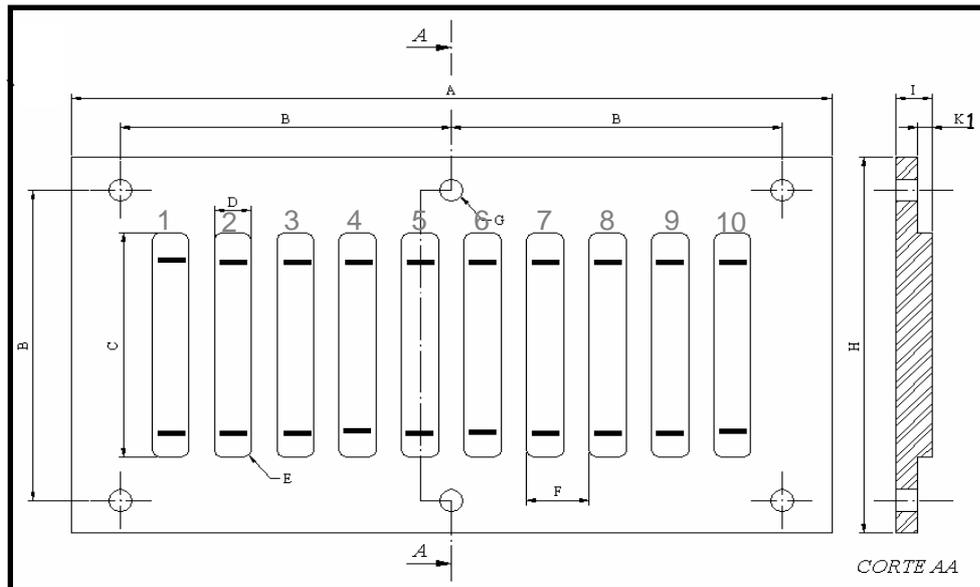


FIGURA 1 Parte superior 1 da matriz com as marcações para análise dimensional

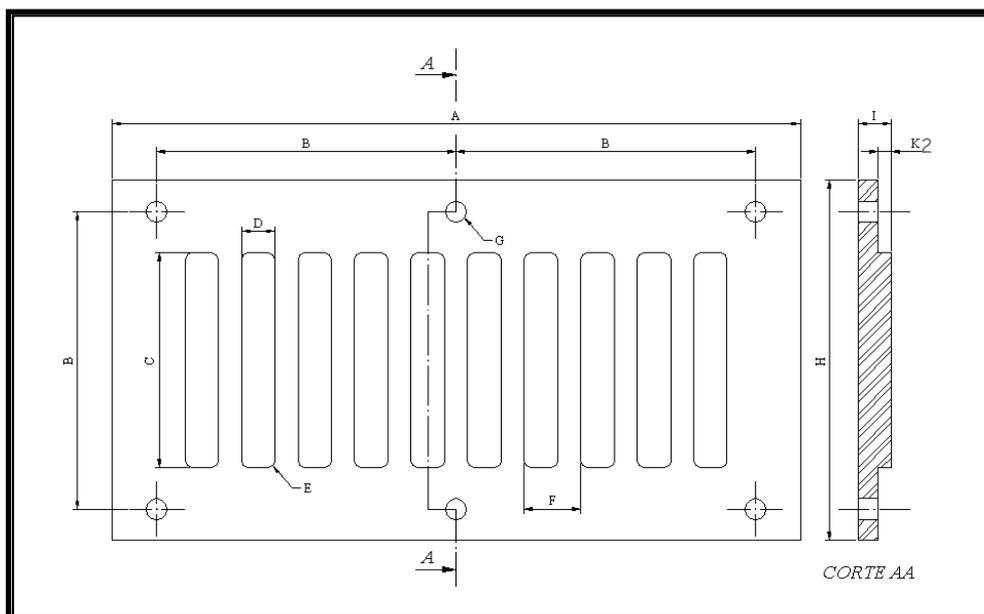
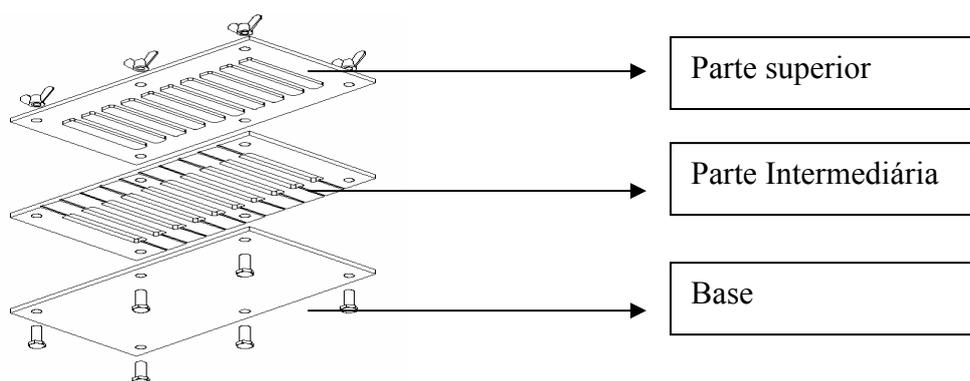


FIGURA 2 Parte superior 2 da matriz.

TABELA 1 Dimensões das partes superiores 1 e 2.

A	207	G	Ø6,5
B	90	H	109
C	65	I	5
D	10	J	0,5
E	2	K1	2,5
F	17	K2	1,8



**FIGURA 3** Esquema de montagem da matriz.

As resinas utilizadas para obtenção da amostra foram: Pattern (GC America INC - Alsip, IL, USA); Dencrilon (Dencril Comércio e Indústria de Plástico LTDA, Caieiras - SP, Brasil); Vipi Flash (Vipi - Pirassununga, SP, Brasil).

A fibra de carbono (Toray, Tokyo, Japan) foi levada a um moinho específico para fibra de carbono (Texiglass, Vinhedo, SP, Brasil), antes de ser utilizada, produzindo fibras em pó com partículas de 19 $\mu$ m a 176 $\mu$ m.

A resina Pattern foi considerada como grupo controle. Para as resinas Dencrilon e Vipi Flash foram confeccionados 3 grupos. Sendo o primeiro o grupo sem adição de fibra carbono e o segundo e terceiro preparados com 5 e 10 % de fibra de carbono em relação ao pó da resina, respectivamente. Os grupos foram compostos por 20 corpos de prova. Dez foram empregados no ensaio de estabilidade dimensional e posteriormente para análise da resistência à flexão e dez, no ensaio de resistência à fratura por impacto.

Para confecção do grupo controle, trinta gramas do pó da resina acrílica foram pesados em uma balança analítica (Sartorius, Göttingen, Germany), a quantidade de líquido foi medida com auxílio de uma pipeta de vidro seguindo a proporção de 2:1 em relação ao líquido/pó. O material foi manipulado, acomodado na matriz e levado a uma prensa hidráulica a 2000 libras por 17 minutos (VH Equipamentos, Araraquara, SP, Brasil). As medidas de comprimento, largura e espessura dos corpos de prova foram verificadas com paquímetro digital (Mitutoyo - Suzano, SP, Brasil) de precisão de 0.01mm. Os corpos de prova foram armazenados por 15 dias em temperatura ambiente.

A obtenção dos corpos de prova dos grupos experimentais seguiu o mesmo protocolo de confecção do grupo controle. A fibra de carbono foi misturada ao pó do PMMA

por 20 segundos, até a completa homogeneização, utilizando-se um misturador (Marconi - Piracicaba, SP, Brasil) e a broca tipo pá (Byk Gardner - Columbia, USA).

Após sete dias da confecção, os corpos de prova produzidos para o ensaio de flexão foram submetidos à análise do comportamento dimensional, com auxílio do microscópio de mensuração STM (Olympus Corporation, Tokyo, Japão), com precisão de 1µm. Primeiramente, a distância das linhas demarcadas na parte superior de cada saliência da parte superior 1 da matriz foi mensurada. Posteriormente, a linha reproduzida no corpo de prova correspondente à mesma cavidade foi mensurada. Em seguida foram calculadas as diferenças entre as distâncias encontradas para as linhas da matriz e as impressas no corpo de prova, traduzindo o comportamento dimensional. Os corpos de prova foram novamente armazenados em temperatura ambiente, por mais sete dias.

Os ensaios mecânicos foram realizados após 14 dias da confecção dos corpos de prova.

O ensaio de flexão foi realizado na máquina de ensaios universal EMIC DL 2000 (Emic - São José dos Pinhais, PR, Brasil), com distância entre os apoios de 52 mm, com célula de carga de 200 Kgf e velocidade de 1mm/min. Os valores de ruptura foram utilizados para o cálculo de resistência à flexão pela fórmula:

$$S = 3wi/2bd^2$$

Em que S = resistência à flexão (MPa) / I = distância entre os pontos de apoio / B = largura do corpo de prova / D = espessura do corpo de prova / W = carga máxima para fratura.

A resistência à fratura por impacto foi testada na Máquina de Impacto CEAST modelo Resil 25 (CEAST – Pianezza, TO, Itália) utilizando ensaio tipo Charpy.

Primeiramente, os dados de cada ensaio foram submetidos a teste de normalidade, Kolmogorov-Smirnov, (Sigma Stat for Windows, Jandel Corporation©, San Rafael, CA, USA), que recomendou o uso de teste paramétrico para todos os ensaios.

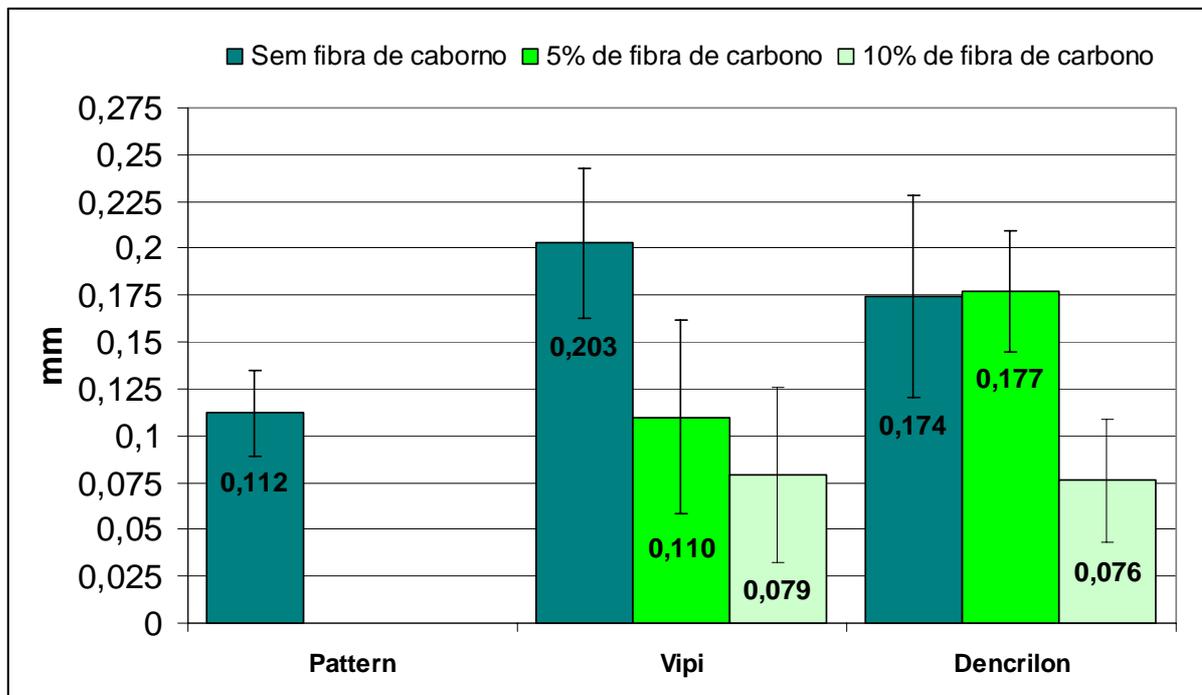
Os valores encontrados para cada teste separadamente foram submetidos a teste de variância (ANOVA) com dois fatores, sendo o primeiro fator a resina e o segundo a quantidade de fibra de carbono. As diferenças entre os grupos foram analisadas utilizando comparações múltiplas de Tukey (STATISTICA version 6.0, StatSoft, Tulsa, OK, USA) com nível de confiança de 95% (p<0,05).

## Resultados

**TABELA 2** Valores médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana, 1° e 2° quartis da contração das resinas acrílicas (mm) (n=10 por grupo).

	Média (DP)	Mínimo	Máximo	1° Quartil	Mediana	2° Quartil	P<0,05*
<b>Vipi Flash</b>	0,203 (0,040)	0,151	0,276	0,173	0,193	0,234	a
<b>Dencrilon 5%</b>	0,177 (0,032)	0,120	0,238	0,156	0,174	0,183	a
<b>Dencrilon</b>	0,174 (0,054)	0,080	0,249	0,138	0,166	0,226	a
<b>Pattern</b>	0,112 (0,023)	0,079	0,150	0,094	0,111	0,124	b
<b>Vipi Flash 5%</b>	0,110 (0,052)	0,047	0,195	0,072	0,097	0,160	b
<b>Vipi Flash 10%</b>	0,079 (0,047)	0,012	0,165	0,040	0,079	0,101	b
<b>Dencrilon 10%</b>	0,076 (0,033)	0,023	0,132	0,052	0,072	0,094	b

\* letras diferentes na mesma coluna indica diferença estatística significante (p<0,05).



**FIGURA 4** Valores médios de contração de polimerização com desvio padrão.

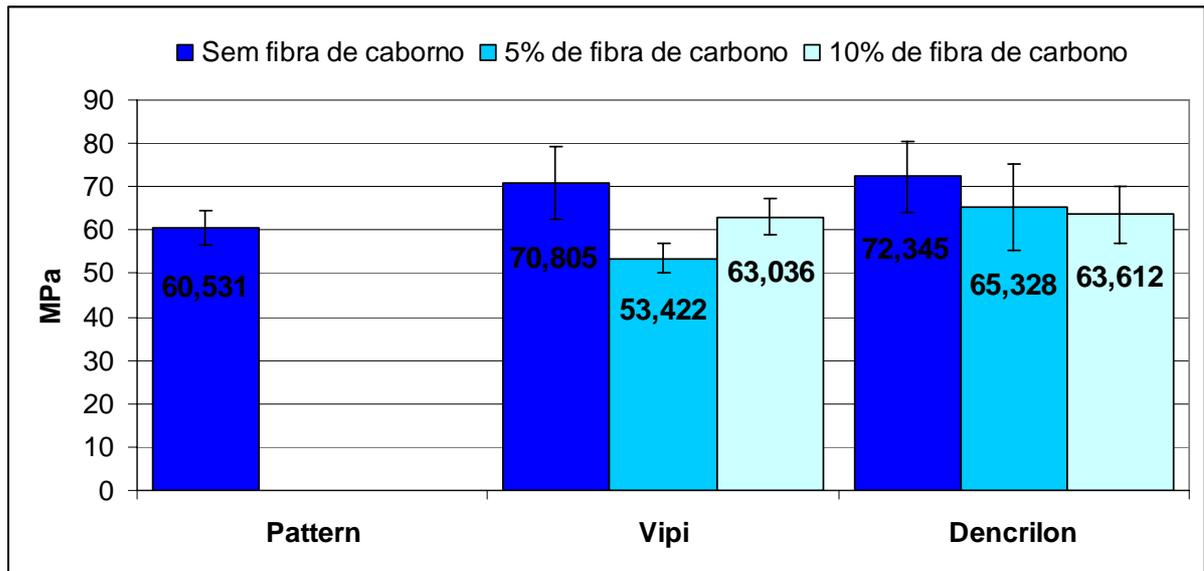
Na comparação entre as resinas Vipi Flash 5%, Vipi Flash 10% e Dencrilon 10% com a resina Pattern, observou-se menor contração média nas resinas modificadas (TABELA 2 e FIGURA 4) respectivamente 1,79%, 29,66% e 31,71%, apesar de não existir diferença estatisticamente significativa. Para a resina Vipi Flash, tanto as quantidades de 5% e 10% de carga diminuíram a contração de polimerização. Já para a resina Dencrilon, somente 10% proporcionaram menores resultados estatisticamente significantes.

### Resistência à Flexão

**TABELA 3** Valores médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana, 1º e 2º quartis da resistência à flexão das resinas acrílicas (MPa) (n=10 por grupo).

	Média (DP)	Mínimo	Máximo	1º Quartil	Mediana	2º Quartil	P<0,05*
<b>Dencrilon</b>	72,345 (8,139)	57,920	83,770	66,498	74,346	77,637	a
<b>Vipi Flash</b>	70,805 (8,460)	53,953	81,550	68,811	72,463	76,476	a
<b>Dencrilon 5%</b>	65,328 (10,100)	45,771	74,391	63,907	68,294	72,617	ab
<b>Dencrilon 10%</b>	63,612 (6,573)	56,826	74,271	57,920	61,328	70,816	ab
<b>Vipi Flash 10%</b>	63,036 (4,124)	56,769	68,020	59,827	63,746	67,024	ab
<b>Pattern</b>	60,531 (4,138)	54,901	68,225	56,941	60,483	62,117	bc
<b>Vipi Flash 5%</b>	53,422 (3,394)	48,265	57,687	49,938	53,813	56,375	c

\* letras diferentes na mesma coluna indica diferença estatística significativa (p<0,05).



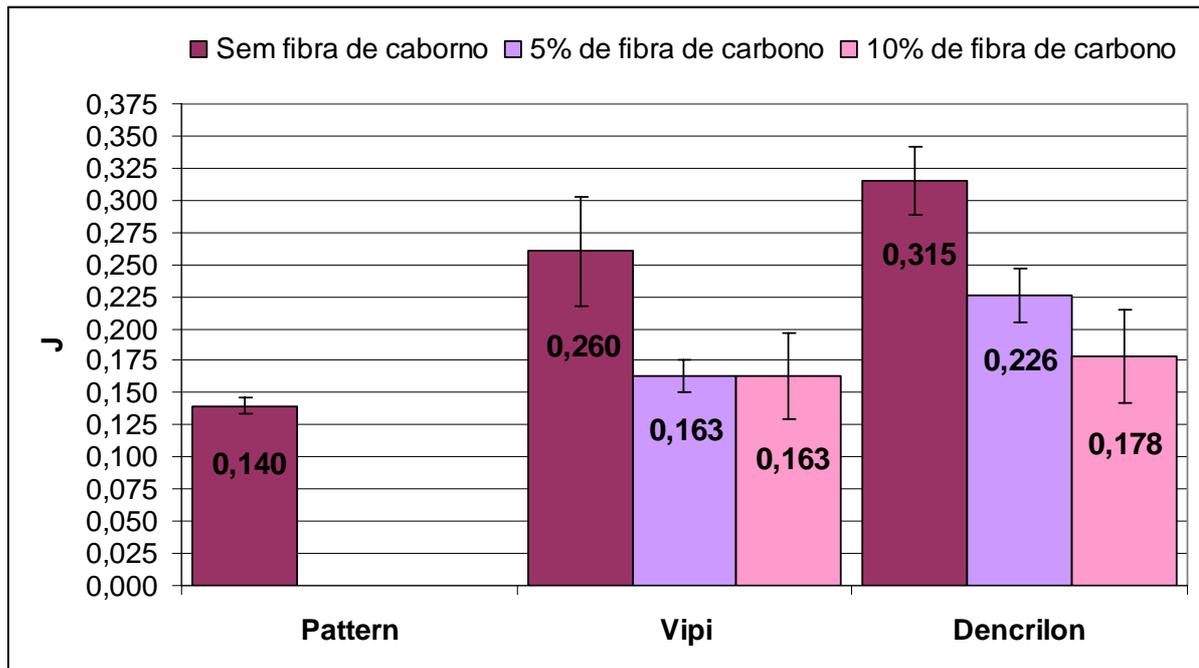
**FIGURA 5** Valores médios de resistência à flexão com desvio padrão.

As resinas Dencrilon e Vipi Flash, sem adição de fibra, apresentaram resistência à flexão estatisticamente maior que a resina Pattern. A adição de 5% e 10% de fibra de carbono na resina Dencrilon e Vipi Flash ocasionou uma diminuição das suas resistências flexurais, porém, mantiveram-se estatisticamente iguais à resina Pattern (TABELA 3 e FIGURA 5).

**TABELA 4** Valores médio (desvio padrão - DP), mínimo, máximo, mediana, 1° e 2° quartis da resistência à fratura por impacto das resinas acrílicas (J) (n=10 por grupo).

	Média (DP)	Mínimo	Máximo	1° Quartil	Mediana	2° Quartil	p<0,05*
<b>Dencrilon</b>	0,315 (0,026)	0,268	0,356	0,296	0,310	0,332	a
<b>Vipi Flash</b>	0,260 (0,042)	0,192	0,328	0,236	0,266	0,276	b
<b>Dencrilon 5%</b>	0,226 (0,021)	0,200	0,264	0,208	0,224	0,240	b
<b>Dencrilon 10%</b>	0,178 (0,036)	0,108	0,248	0,160	0,180	0,188	c
<b>Vipi Flash 10%</b>	0,163 (0,034)	0,104	0,208	0,152	0,168	0,196	c
<b>Vipi Flash 5%</b>	0,163 (0,012)	0,144	0,184	0,160	0,164	0,172	c
<b>Pattern</b>	0,140 (0,006)	0,128	0,152	0,140	0,140	0,144	c

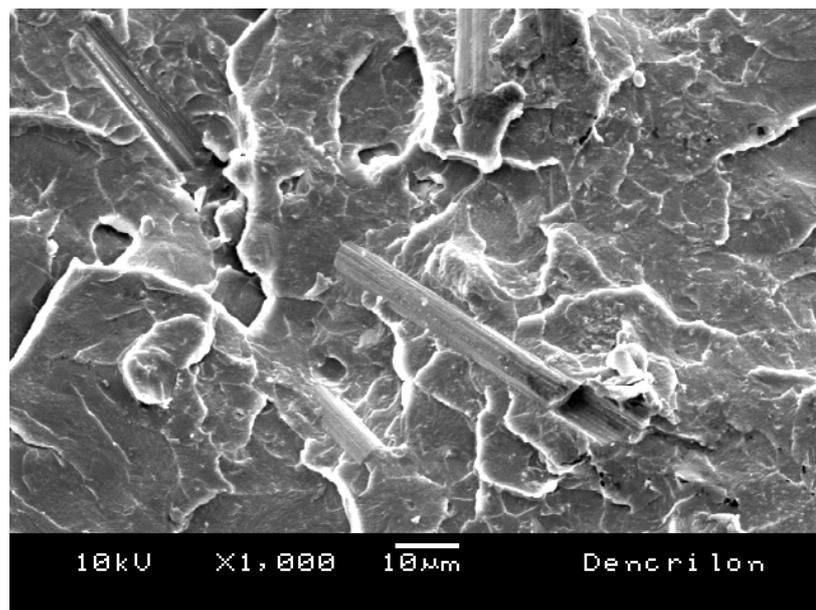
\*letras diferentes na mesma coluna indica diferença estatística significativa (p<0,05).



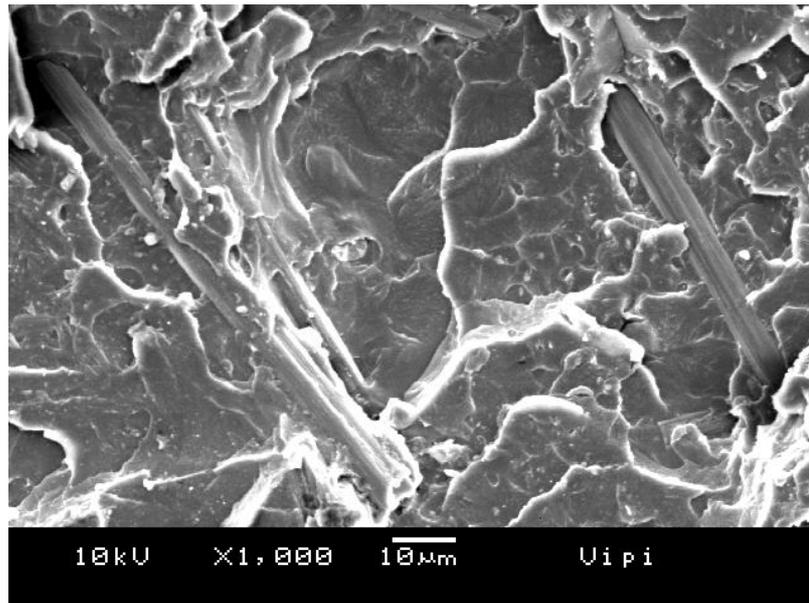
**FIGURA 6** Valores médios de resistência à fratura por impacto com desvio padrão.

Ocorreu uma diminuição da resistência à fratura por impacto com a adição de 5% e 10% de fibra de carbono nas resinas Vipi Flash e Dencrilon, porém ainda assim, mantiveram-se com valores estatisticamente maiores que a resina Pattern (TABELA 4 e FIGURA 6).

### Microscopia Eletrônica de Varredura



**FIGURA 7** Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Dencrilon com fibra.



**FIGURA 8** Microscopia Eletrônica de Varredura da região de fratura da resina Vipi Flash com fibra.

## Discussão

A resina Pattern tem seu uso consagrado na odontologia, porém devido ao custo elevado no Brasil, em relação a outras resinas nacionais, ela não é corriqueiramente utilizada. A presença de fibra de carbono nas porcentagens de 5% e 10% nas resinas Vipi Flash e 10% para resina Dencrilon proporcionaram contração de polimerização semelhante a da resina Pattern.

A presença de carga na resina acrílica pode aumentar<sup>1,4,7,12-14,19,26,30</sup>, ou mesmo diminuir, a sua resistência mecânica<sup>22,23,27</sup>. Quando ocorre uma diminuição da resistência mecânica da resina acrílica, um volume maior de material para união dos transferentes ou indexação para solda será necessário, conseqüentemente, maior será a contração de polimerização<sup>18</sup>. Por esse motivo, avaliou-se o comportamento mecânico das resinas acrílicas quando adicionada fibra de carbono pulverizada. Foi possível observar que a adição de fibra de carbono chegou, em alguns grupos, até a diminuir a resistência ao impacto e a flexão das resinas Vipi Flash e Dencrilon, porém, em todos eles, os valores médios foram estatisticamente iguais ou superiores aos da resina Pattern. Sendo assim, mesmo ocorrendo diminuição da resistência das resinas com fibra de carbono em pó, isso não inviabiliza seu uso.

A literatura mostra que a fibra de carbono é um excelente material de reforço<sup>7,30</sup>, porém isso não foi encontrado no presente trabalho. Uma das possíveis explicações deve-se à

forma em pó como a fibra de carbono foi utilizada, impossibilitando o posicionamento perpendicular da fibra em relação à força aplicada. Sabe-se que o posicionamento perpendicular das fibras aumenta a resistência à flexão da resina acrílica<sup>9,21,25</sup>.

O não-tratamento prévio da fibra com silano pode ser outra explicação para o fato de a fibra de carbono em pó não ter reforçado as resinas. Se o material de reforço não se adere à matriz resinosa, são gerados pontos de estresse que podem, até mesmo, diminuir a resistência do material. As figuras 7 e 8 mostram que, no momento da fratura dos espécimes, as fibras de carbono foram descoladas da matriz resinosa. A silanização prévia da fibra de carbono pulverizada deve ser estudada como forma de melhorar a sua capacidade de reforço, pois Grant e Grenner<sup>8</sup> em 1967 observaram que a incorporação de fibras de alumínio silanizadas, com 75µm a 125 µm de comprimento, em resinas acrílicas, aumentava sua resistência à flexão e seu módulo de elasticidade.

No presente estudo, o silano não foi utilizado, pois não se objetivava um aumento significativo da resistência mecânica dos materiais, podendo ser tolerada até uma diminuição, desde que a média permanecesse sem diferença estatística dos valores encontrados para resina Pattern. O objetivo principal foi a otimização da estabilidade dimensional de materiais, em relação à resina Pattern, que não são indicados para situações em que se exige a estabilidade dimensional, proporcionando a eles um novo emprego clínico, com custo reduzido em relação à resina Pattern.

Outros empregos clínicos devem ser estudados para resina com fibra de carbono, tais como reprodução de detalhes, reembasamento de casquetes e moldagem de condutos. Além disso, outras fibras e em outras formas devem ser pesquisadas, com a finalidade de melhorar as propriedades dimensionais e mecânicas das resinas acrílicas.

## **Conclusão**

- A adição de fibra de carbono na concentração de 5% e 10% nas resinas Vipi Flash e 10% na resina Dencrilon, proporcionou comportamento dimensional e mecânico semelhante à resina Pattern, possibilitando a utilização das resinas modificadas em procedimentos que requerem precisão dimensional.

## Referências Bibliográficas

1. Braden M, Davy KW, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J* 1988; 164(4):109-13.
2. Chang BM, Wright RF. A solid bar splint for open-tray implant impression technique. *J Prosthet Dent* 2006;96(2):143-4.
3. Cheng YY, Chow TW. Fabrication of complete denture bases reinforced with polyethylene woven fabric. *J Prosthodont* 1999;8(4): 268-72.
4. Çökeliler D, Erkut S, Zemek J, Biederman H, Mutlu M. Modification of glass fibers to improve reinforcement: A plasma polymerization technique. *Dent Mater* 2007;23(3):335-42.
5. Consani RL, Domitti SS, Rizzatti Barbosa CM, Consani S. Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base. *Braz Dent J.* 2002;13(1):57-60
6. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent* 2000;84(1):108-10.
7. Ekstrand K, Ruyter E, Wellendorf H. Carbon/graphite fiber reinforced poly(methyl methacrylate): properties under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 1987; 21(9):1065-80.
8. Grant AA, Greener EH. Whisker reinforcement of polymethylmethacrylate denture base resins. *Aust. Dent. J* 1967;12(2):29-33.
9. Jagger D, Harrison A, Jagger R, Milward P. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. *J Oral Rehabil* 2003;30(3):231-5.
10. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil.* 1999 Mar;26(3):185-94. Review.
11. Jagger D, Harrison A, Vowles R, Jagger R. The effect of the addition of surface treated chopped and continuous poly (methyl methacrylate) fibres on some properties of acrylic resin. *J Oral Rehabil.* 2001 Sep;28(9):865-72.
12. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 2001 Oct;86(4):424-7

13. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Deformation and flexural properties of denture base polymer reinforced with glass fiber sheet. *Dent Mater J* 2005;24(3):297-303.
14. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):274-80.
15. Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber--properties and denture construction. *Dent Mater* 1993;9(2):128-35.
16. 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.
17. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1990; 64(6):684-8.
18. Moon PC, Eshleman JR, Douglas HB, Garrett SG. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. *J Prosthet Dent*. 1978 Jul;40(1):35-8.
19. Nagai E, Otani K, Satoh Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *J Prosthet Dent* 2001;85(5):496-500.
20. Ness EM, Nicholls JJ, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1992 Nov-Dec;5(6):542-9.
21. Skirvin DR, Vermilyea SG, Brady RE. Polymethylmethacrylate reinforcement: effect on fatigue failure. *Mil Med* 1982;147(12):1037-40.
22. Stipho, Hd. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent*. 1998 May;79(5):580-4.
23. Taner B, Dogan A, Tincer T, Akinay AE. A study on impact and tensile strength of acrylic resin filled with short ultra-high molecular weight polyethylene fibers. *J Oral Sci*. 1999 Mar;41(1):15-8.
24. Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998;79(2):125-30.
25. Vallittu PK. Some aspects of the tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil* 1998 Feb;25(2):100-5
26. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite--Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):607-12.

27. Vallittu PK; Ruyter IE; Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont*. 1998 Jul-Aug;11(4):340-50.
28. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent*. 2003 Feb;89(2):186-92.
29. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):470-6.
30. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985;54(4):543-7.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANUSAVICE, K.J. **Phillips materiais dentários**. 11. ed. São Paulo : Elsevier Editora, 2005.

ASSIF, D. et al., A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 14, n. 6, p. 885-8, 1999.

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; NISSAN, J. A modified impression technique for implant-supported restoration. **J Prosthet Dent.**, v. 71, n. 6, p. 589-91, 1994.

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; SCHMIDT, A. Accuracy of implant impression techniques. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 11, n. 2, p. 216-22, 1996.

BARONCINI NETO, Z. et al. Estudo das alterações dimensionais de resina acrílica termopolimerizáveis processadas em forno de microondas. **Rev. Faculdade de Odontologia de Bauru**, v. 62, n. 2, p. 67-72, 1998.

BASTOS, L.G.C. Avaliação da resistência flexional, do módulo de elasticidade e do tipo de fratura de uma resina acrílica para restaurações provisórias - efeito de diversos reforços. 131f. Dissertação (Mestrado). Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru, Bauru, 2003.

BEADMORE, P. et al. Fiber reinforced composites: engineered structural materials. **Science**, v. 208, n. 4446, p. 833- 40, 1980.

BRADEN, M. et al. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. **Br Dent J.**, v. 164, n. 4, p. 109-13, 1988.

BRAUN, K.O.; DEL BEL CURY, A.A.; CURY, J.A. Avaliação in vitro da efetividade de polimerização da resina acrílica dental, ativada de energia de microondas, quando em contato com metal. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo.**, v. 12, n. 2, p. 173-80, 1998.

BURAWI, G. et al. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. **J Prosthet Dent.**, v. 77, n. 1, p. 68-75, 1997.

CARROLL, C.E.; VON FRAUNHOFER, J.A. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. **J Prosthet Dent.**, v. 52, n. 5, p. 639-41, 1984.

CHANG, BM; WRIGHT, R.F. A solid bar splint for open-tray implant impression technique. **J Prosthet Dent.**, v. 96, n. 2, p. 143-4, 2006.

CHENG, Y.Y.; CHOW, T.W. Fabrication of complete denture bases reinforced with polyethylene woven fabric. **J Prosthodont.**, v. 8, n. 4, p. 269-72, 1999.

CHO, G.C.; CHEE, B.D.S. Efficient soldering index material for fixed partial dentures and implant substructures. **J Prosthet Dent.**, v. 73, n.5, p. 424-7, 1995.

ÇÖKELILER, D. et al. Modification of glass fibers to improve reinforcement: A plasma polymerization technique. **Dent Mater.**, v. 23, n.3, p. 335-42, 2007.

CONSANI, R.L. et al. Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base. **Braz Dent J.**, v. 13, n. 1, p. 57-60, 2002.

CORTES, D.F. Alteração dimensional de moldes em resina acrílica gelada e mercaptana e dos respectivos tróqueis em resina epóxica e/ou gesso. 133 f. Dissertação (Mestrado). Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru, Bauru, 1992.

DARBAR, U.R.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Denture fracture--a survey. **Br Dent J.**, v. 176, n. 9, p. 342-5, 1994.

DIAS, S.C. Resina epóxica carregada com diatomita para confecção de modelos odontológicos. 288p. Tese (Doutorado) Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, 2003.

DICOV, N.; RODE, S.M.; SANTOS, G.M. Estudo da alteração volumétrica das resinas acrílicas ativadas quimicamente. **Revista de Odontologia da UNESP- São Paulo**, v. 25, p. 31-39, 1996.

DIXON, D.L.; BREEDING, L.C. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. **J Prosthet Dent.**, v. 67, n. 3, p. 417-9, 1992.

DUMBRIGUE, H.B.; GURUN, D.C.; JAVID NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. **J Prosthet Dent.**, v. 84, n. 1, p. 108-10, 2000.

EKSTRAND, K.; RUYTER, E.; WELLENDORF, H. Carbon/graphite fiber reinforced poly(methyl methacrylate): properties under dry and wet conditions. **J Biomed Mater Res.**, v. 21, n. 9, p. 1065-80, 1987.

GARBELINI, J.W. et al. Alterações dimensionais ocorridas em uma resina acrílica ativada termicamente após polimerização por três diferentes técnicas. **Rev. Faculdade de Odontologia de Bauru**, v. 7, n. 3/4, p. 33-37, 1999.

GEGAUFF, A.G.; PRYOR, H.G. Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. **J Prosthet Dent.**, v. 58, n. 1, p. 23-9, 1987.

GRAIG, R.G.; POWER, J.M. **Materiais dentários restauradores**. 11. ed São Paulo, SP : Ed. Santos, 2001.

GRANT, A.A.; GREENER, E.H. Whisker reinforcement of polymethylmethacrylate denture base resins. **Aust. Dent. J.**, v. 12, n. 2, p. 29-33, 1967.

GUTTERIDGE, D.L. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. **Br Dent J.**, v. 164, n. 6, p. 177-80, 1988.

HAMZA, T.A. et al. The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. **J Prosthet Dent.**, v. 91, n. 3, p. 258-64, 2004.

HARGREAVES, A.S. The prevalence of fractured dentures. A survey. **Br Dent J.**, v.126, n.10, p.451-5, 1969.

HASELTON, D.R.; DIAZ-ARNOLD, A.M.; VARGAS, M.A. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. **J Prosthet Dent.**, v. 87, n.2, p. 225-8, 2002.

HERBST, D. et al. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. **J Prosthet Dent.**, v. 83, n. 5, p. 555-61, 2000.

HSU, C.C.; MILLSTEIN, P.L.; STEIN, R.S. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. **J Prosthet Dent.**, v. 69, n. 6, p. 588-93, 1993.

INTURREGUI, J.A. et al. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. **J Prosthet Dent.**, v. 69, n. 5, p. 503-9, 1993.

JAGGER, D. et al. The effect of the addition of surface treated chopped and continuous poly (methyl methacrylate) fibres on some properties of acrylic resin. **J Oral Rehabil.**, v. 28, n. 9, p. 865-72, 2001.

JAGGER, D. et al. The effect of the addition of poly(methyl methacrylate) fibres on some properties of high strength heat-cured acrylic resin denture base material. **J Oral Rehabil.**, v. 30, n. 3, p. 231-5, 2003.

JAGGER, D.C.; HARRISON, A.; JANDT, K.D. The reinforcement of dentures - Review. **J Oral Rehabil.**, v. 26, n. 3, p. 185-94, 1999.

JOHN, J.; GANGADHAR, S.A.; SHAH, I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. **J Prosthet Dent.**, v. 86, n. 4, p. 424-7, 2001.

- KANIE, T. et al. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. **Dent Mater.**, v. 16, n. 2, p. 150-8, 2000.
- KANIE, T. et al. Deformation and flexural properties of denture base polymer reinforced with glass fiber sheet. **Dent Mater J.**, v. 24, n. 3, p. 297-303, 2005.
- KIM, S.H.; WATTS, D.C. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. **J Prosthet Dent.**, v. 91, n. 3, p. 274- 80, 2004.
- LADIZESKY, N.H. et al. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber--properties and denture construction. **Dent Mater.**, v. 9, n. 2, p. 128- 35, 1993a.
- LADIZESKY N.H., et al. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction. **Aust Dent J.**, v. 38, n. 1, p. 28-38, 1993b.
- LADIZESKY, N.H.; CHOW, T.W.; CHENG, Y.Y. Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. **Int J Prosthodont.**, v. 7, n. 4, p. 307-14, 1994.
- LARSON, W.R. et al. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. **J Prosthet Dent.**, v. 66, n. 6, p. 816-20, 1991.
- LIEBENBERG, W.H. Direct pressure provisionalization technique: a new open-tray technique for complete-arch rehabilitations. **Quintessence Int.**, v. 31, n. 2, p. 83-93, 2000.
- MANLEY, T.R.; BOWMAN, A.J.; COOK, M. Denture bases reinforced with carbon fibres. **Br Dent J.**, v. 146, n. 1, p. 25, 1979.
- MCDONNELL, T. et al. The effect of time lapse on the accuracy of two acrylic resins used to assemble an implant framework for soldering. **J Prosthet Dent.**, v. 91, n. 6, p. 538-40, 2004.
- MIETTINEN, V.M.; VALLITTU, P.K.; DOCENT, D.T. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. **J Prosthet Dent.**, v. 77, n. 5, p. 531- 4, 1997.
- MOJON, P. et al. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. **J Prosthet Dent.**, v. 64, n. 6, p. 684-8, 1990.
- MOON, P.C. et al. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. **J Prosthet Dent.**, v. 40, n.1, p. 35-8, 1978.

- NACONECY, M.M. et al. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 19, n. 2, p. 192-8, 2004.
- NAGAI, E. et al. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. **J Prosthet Dent.**, v. 85, n. 5, p. 496-500, 2001.
- NESS, E.M. et al. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. **Int J Prosthodont.**, v. 5, n. 6, p. 542-9, 1992.
- OGAWA, T.; Tanaka, M.; Koyano, K. Effect of water temperature during polymerization on strength of autopolymerizing resin. **J Prosthet Dent.**, v. 84, n. 2, p. 222-4, 2000.
- PEGORARO, L.F. **Prótese fixa.** São Paulo : Artes Médicas, 2002.
- POWELL, D.B. et al. A comparison of wire- and Kevlar-reinforced provisional restorations. **Int J Prosthodont.**, v. 7, n. 1, p. 81-9, 1994.
- RODRIGUES, D.M. Avaliação comparativa de moldagem com resina acrílica gelada na técnica do casquete por meio de desajuste cervical de infra-estrutura metálica. 102 f. Dissertação (Mestrado) Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, 2000.
- SAMADZADEH, A. et al. Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. **J Prosthet Dent.**, v. 78, n. 5, p. 447-50, 1997.
- SAYGILI, G.; SAHMALI, S.M.; DEMIREL, F. The effect of placement of glass fibers and aramid fibers on the fracture resistance of provisional restorative materials. **Oper Dent.**, v. 28, n. 1, p. 80-5, 2003.
- SCHREIBER, C.K. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. **Br Dent J.**, v.130, n. 1, p. 29-30, 1971.
- SCHREIBER, C.K. The clinical application of carbon fibre/polymer denture bases. **Br Dent J.**, v. 2, n. 1, p. 21-2, 1974.
- SKIRVIN, D.R.; VERMILYEA, S.G.; Brady, R.E. Polymethylmethacrylate reinforcement: effect on fatigue failure. **Mil Med.**, v. 147, n. 12, p. 1037-40, 1982.
- SOARES, J.C.F.; MONDELLI, J. Avaliação do reembasamento na moldagem com resina acrílica gelada. **Rev. Faculdade de Odontologia de Bauru.**, v. 8, n. 1/2, p. 23-29, 2000.

STIPHO, H.D. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. **J Prosthet Dent.**, v. 79, n. 5, p. 580-4, 1998.

TANER, B. et al. A study on impact and tensile strength of acrylic resin filled with short ultra-high molecular weight polyethylene fibers. **J Oral Sci.**, v. 41, n. 1, p. 15-8, 1999.

TANJI, M. et al. Influência de ciclos de polimerização sobre a rugosidade e porosidade de resinas acrílicas. **PGR – Pós. Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos.**, v. 4, n. 2, p. 71-78, 2001.

TIRAPELLI, C. Avaliação da resistência ao impacto e à flexão de resinas acrílicas reforçadas com fibra de vidro. 76p. (Dissertação de Mestrado) Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, 2004.

UZUN, G.; HERSEK, N.; TINÇER, T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. **J Prosthet Dent.**, v. 81, n. 5, p. 616-20, 1999.

VALLITTU, P.K. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. **J Oral Rehabil.**, v. 20, n. 5, p. 533-9, 1993.

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

VALLITTU, P.K. Some aspects of the tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. **J Oral Rehabil.**, v. 25, n. 2, p. 100-5, 1998b.

VALLITTU, P.K. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. **J Prosthet Dent.**, v. 81, n. 3, p. 318-26, 1999.

VALLITTU, P.K.; LASSILA VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. **J Oral Rehabil.**, v. 19, n. 3, p. 225-30, 1992.

VALLITTU, P.K.; LASSILA, V.P.; LAPPALAINEN, R. Acrylic resin-fiber composite--Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. **J Prosthet Dent.**, v. 71, n. 6, p. 607-12, 1994.

VALLITTU, P.K.; RUYTER, I.E.; EKSTRAND, K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. **Int J Prosthodont.**, v. 11, n. 4, p. 340-50, 1998.

VALLITTU, P.K.; VOJTKOVA, H.; LASSILA, V.P. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. **Acta Odontol Scand.**, v. 53, n. 6, p. 392-6, 1995.

VIGOLO, P. et al. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. **J Prosthet Dent.**, v. 92, v. 5, p. 470-6, 2004.

VIGOLO, P.; MAJZOUN, Z.; CORDIOLI, G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. **J Prosthet Dent.**, v. 89, n. 2, p. 186-92, 2003.

WYLEGALA, R.T. Reinforcing denture base material with carbon fibres. **Dent Tech.**, v. 26, n. 11, p. 97-100, 1973.

YAZDANIE, N.; MAHOOD, M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. **J Prosthet Dent.**, v. 54, n. 4, p. 543-7, 1985.

## ANEXO

ARTIGO 1		
Contração de Polimerização (mm)		
Duralay	Duralay 5%	Duralay 10%
0,1575	0,1165	0,1270
0,1400	0,1525	0,1395
0,1885	0,1045	0,1085
0,1880	0,1145	0,1240
0,1620	0,1380	0,0735
0,2250	0,1965	0,1620
0,2450	0,1855	0,1960
0,1466	0,1451	0,1156
0,2545	0,1895	0,1310
0,2625	0,1380	0,1075
Pattern	Pattern 5%	Pattern 10%
0,1065	0,0985	0,0930
0,1170	0,0955	0,0735
0,0835	0,0705	0,0305
0,0945	0,1045	0,0545
0,1390	0,0575	0,0130
0,0790	0,1495	0,0925
0,1235	0,1140	0,0780
0,1506	0,1136	0,0601
0,1245	0,0980	0,0715
0,1060	0,0505	0,0530

<b>Valores de Resistência à Flexão (MPa)</b>		
<b>Duralay</b>	<b>Duralay 5%</b>	<b>Duralay 10%</b>
67,36219519	74,19634359	62,98061723
61,04594630	46,63536590	59,58963421
78,97517319	49,17664633	48,36260168
66,43160996	55,21588360	47,49898379
70,74535086	51,00487154	60,51425437
64,70611360	49,17664633	41,45365858
70,84932945	52,68069111	40,59004069
74,27113829	54,51784189	46,51297885
74,03030255	57,92078632	49,22621956
69,01985450	56,48630400	57,97929217

<b>Pattern</b>	<b>Pattern 5%</b>	<b>Pattern 10%</b>
62,11786905	49,17664633	62,98061723
59,13904244	56,56530553	57,00170296
56,13508764	57,91715392	50,49735589
60,45325210	58,80818705	59,58963421
61,25512087	53,54344540	58,78527567
68,22581308	63,70530518	59,64976502
60,51425437	59,96962608	56,94137996
54,90115979	56,13425727	59,22353180
56,94137996	55,27154477	58,66687633
65,63495942	61,68304397	59,52962451

<b>Valores de Resistência à Fratura por Impacto (J)</b>		
<b>Duralay</b>	<b>Duralay 5%</b>	<b>Duralay 10%</b>
0,208	0,300	0,184
0,192	0,160	0,184
0,192	0,304	0,180
0,224	0,360	0,136
0,204	0,248	0,160
0,260	0,316	0,144
0,228	0,292	0,152
0,192	0,284	0,156
0,244	0,288	0,164
0,364	0,256	0,168

<b>Pattern</b>	<b>Pattern 5%</b>	<b>Pattern 10%</b>
0,152	0,164	0,216
0,144	0,116	0,292
0,145	0,156	0,184
0,144	0,200	0,260
0,136	0,100	0,218
0,140	0,128	0,248
0,140	0,124	0,16
0,140	0,188	0,152
0,128	0,120	0,180
0,140	0,192	0,200

<b>ARTIGO 2</b>
-----------------

<b>Contração de Polimerização (mm)</b>		
----------------------------------------	--	--

<b>Dencrilon</b>	<b>Dencrilon 5%</b>	<b>Dencrilon 10%</b>
0,1325	0,1205	0,0940
0,2115	0,1725	0,0525
0,1385	0,2180	0,0700
0,2490	0,1685	0,0850
0,0805	0,1565	0,0230
0,2265	0,2385	0,1325
0,2320	0,1835	0,1235
0,1845	0,1760	0,0745
0,1475	0,1540	0,0475
0,1430	0,1830	0,0650

<b>Vipi Flash</b>	<b>Vipi Flash 5%</b>	<b>Vipi Flash 10%</b>
0,1980	0,1040	0,0625
0,1510	0,0565	0,0640
0,1720	0,0475	0,0400
0,2765	0,1885	0,0940
0,1735	0,1050	0,1010
0,2585	0,1605	0,1305
0,2345	0,1950	0,1650
0,1890	0,0721	0,0270
0,2035	0,0905	0,0125
0,1820	0,0865	0,0940

<b>Pattern</b>		
0,1065	0,1390	0,1505
0,1170	0,0790	0,1245
0,0835	0,1235	0,1060
0,0945		

<b>Valores de Resistência à Flexão (MPa)</b>		
<b>Dencrilon</b>	<b>Dencrilon 5%</b>	<b>Dencrilon 10%</b>
80,23558086	74,39179593	65,29263795
66,49857731	72,61710524	56,82692493
77,63712350	64,70611360	62,98061723
83,77093505	74,27113829	59,58963421
74,34608394	63,90772365	57,92078632
69,07809622	45,77174802	70,81666674
62,68093244	71,75261590	59,67702946
74,34608394	69,15914785	56,99878055
76,93955198	67,43016915	74,27113829
57,92078632	49,27589284	71,75261590
<b>Vipi Flash</b>	<b>Vipi Flash 5%</b>	<b>Vipi Flash 10%</b>
70,80587581	57,68793894	68,02010711
76,47652559	49,93881282	67,02437074
78,11493087	56,37502275	56,76986978
69,67211292	48,26529262	64,57605106
68,81196337	54,24388289	61,13199500
59,59615798	52,28724009	67,22665758
74,95540435	55,85364229	57,30631545
53,95363726	53,38286887	59,82798504
74,12169938	49,22621956	65,56886178
81,55045058	56,96875044	62,91725645

	<b>Pattern</b>	
62,11786905	61,25512087	54,90115979
59,13904244	68,22581308	56,94137996
56,13508764	60,51425437	65,63495942
60,45325210		

<b>Valores de Resistência à Fratura por Impacto (J)</b>		
<b>Dencrilon</b>	<b>Dencrilon 5%</b>	<b>Dencrilon 10%</b>
0,356	0,208	0,248
0,308	0,216	0,16
0,328	0,232	0,184
0,312	0,2	0,184
0,332	0,24	0,16
0,268	0,204	0,176
0,352	0,252	0,212
0,296	0,264	0,16
0,308	0,228	0,188
0,296	0,22	0,108
<b>Vipi Flash</b>	<b>Vipi Flash 5%</b>	<b>Vipi Flash 10%</b>
0,212	0,16	0,2
0,328	0,164	0,152
0,264	0,16	0,152
0,32	0,144	0,176
0,268	0,184	0,196
0,276	0,164	0,208
0,192	0,168	0,168
0,268	0,176	0,112
0,236	0,172	0,104
0,240	0,144	0,168

	<b>Pattern</b>	
0,152	0,136	0,140
0,144	0,140	0,128
0,145	0,140	0,140
0,144		

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)