



**Universidade Federal de Uberlândia**

**Faculdade de Odontologia**



**VALQUÍRIA BARROS CAVALCANTI**

**RESISTÊNCIA FLEXURAL DE RESINAS  
ACRÍLICAS TERMOATIVADAS  
PRODUZIDAS PARA A CARACTERIZAÇÃO  
DE BASES PROTÉTICAS**

**Uberlândia**

**2018**

VALQUÍRIA BARROS CAVALCANTI

**RESISTÊNCIA FLEXURAL DE RESINAS  
ACRÍLICAS TERMOATIVADAS  
PRODUZIDAS PARA A CARACTERIZAÇÃO  
DE BASES PROTÉTICAS**

Trabalho de conclusão de curso  
apresentado a Faculdade de  
Odontologia da UFU, como requisito  
parcial para obtenção do título de  
Graduado em Odontologia.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Andréa Gomes de Oliveira

Co-orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Simone Maria de Ávila Silva Reis

UBERLÂNDIA

2018

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por guiar meus passos e me abençoar nesta trajetória, por sempre me mostrar o caminho a ser forte nos momentos difíceis e nunca me deixar desistir de meus sonhos e objetivos.

Agradeço aos meus pais Maria Auxiliadora Freire Barros e João Batista da Silva por sempre me proporcionar o melhor, pelo carinho e dedicação em todos os momentos de minha vida.

Agradeço meus amigos que se fizeram presentes em todos os momentos, em especial Jéssica Rosa Diniz, que graças a faculdade me deu uma irmã que sempre levarei em meu coração com muito carinho.

Agradeço a toda equipe do laboratório de prótese FOUFU por toda atenção que me deram em toda as fases de minha pesquisas.

Agradeço as minhas grandes orientadoras Andréa Gomes e co- orientadora Simone Ávila pela oportunidade e confiança para desenvolver essa pesquisa e pela confiança depositada em meu trabalho.

Agradeço a todos os professores que foram essenciais para minha formação profissional.

## DEDICATÓRIA

**Dedico aos meus pais Maria Auxiliadora Freire Barros e João Batista da Silva e amigos pelo amor e carinho que tiveram em todos os momentos.**

## **SUMÁRIO**

**Resumo**

**Abstract**

**Lista de Siglas**

**Lista de Figuras**

**Lista de Tabelas**

**Lista de Quadros**

**Lista de Gráficos**

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1. Introdução</b>   | <b>10</b> |
| <b>2. Proposição</b>   | <b>15</b> |
| <b>3. Material e Método</b>                                    | <b>16</b> |
| <b>3.1. Materiais, instrumentais e equipamentos utilizados</b> | <b>16</b> |
| <b>3.2. Obtenção dos corpos de prova</b>                       | <b>17</b> |
| <b>3.3. Ensaio de flexão</b>                                   | <b>20</b> |
| <b>4. Resultados</b>   | <b>21</b> |
| <b>5. Discussão</b>  | <b>24</b> |
| <b>6. Conclusão</b>  | <b>26</b> |
| <b>7. Referências Bibliográficas</b>                           | <b>27</b> |

## Resumo

As resinas acrílicas possuem diversas indicações na Odontologia devido ao seu fácil manuseio, baixo custo, biocompatibilidade, facilidade de pigmentação e boas propriedades físicas e mecânicas. Tal material é utilizado para confecção de aparelhos ortodônticos, dentes artificiais, aparelhos ortopédicos maxilares, facetas, coroas, assim como para a confecção das bases de próteses removíveis. Como desvantagem, os polímeros a base de resina acrílica apresentam alta incidência de fraturas geralmente acarretadas pela fadiga flexural do material. Esta pesquisa tem como finalidade avaliar se há diferença na resistência por influência do tipo de pigmento comparativamente a resistência flexural de resinas acrílicas termoativadas pigmentadas (VIPICrilplus®, TDV®). Foram selecionadas as resinas Rosa médio(VIPICrilplus®), Black (VIPICrilplus®) e Incolor(TDV®). A medida da resistência à flexão foi realizada através da Máquina de Ensaio Mecânico (EMIC DL 2000, EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, PR, Brasil). Foi aplicado o teste de Mann-Whitney com nível de significância de 0,05. Não houve diferença estatística nos valores de resistência flexural entre as amostras estudadas. A partir da metodologia aplicada e dos resultados estatísticos obtidos, podemos concluir que comparativamente é possível utilizar as três cores estudadas para a caracterização de bases protéticas sem haver prejuízo em sua resistência flexural.

**PALAVRAS CHAVE:** Bases Protéticas, resistência à flexão, próteses removíveis, fratura.

## **ABSTRACT**

Resins are required by dentistry, low cost, biocompatibility, ease of pigmentation and good physical and mechanical properties. Such material is used for making orthodontic appliances, artificial dentures, orthopedic appliances, facets, crowns, as well as for making the bases of removable prostheses. As compensation, the acrylic-based polymers have a high rate of fractures generally caused by the flexural fatigue of the material. This research has as parameter the evaluation of the flexural strength of thermoactivated acrylic resins pigmented (VIPICrilplus®, TDV®). The medium pink (VIPICrilplus®), Preto (VIPICrilplus®) and Incolor (TDV®) resins were selected. The flexural strength was measured using the Mechanical Testing Machine (EMIC DL 2000, EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, PR, Brazil). The Mann-Whitney test with a significance level of 0.05 was published. Caloric insufficiency in flexural strength values among the studied samples. From the applied methodology and the statistical results for the comparative databases, it is possible to use the three cores studied for the characterization of protected bases, without prejudice to their flexural strength.

**KEYWORDS:** Prosthetic Bases, flexural resistance, removable prosthesis, fracture.

## LISTA DE SIGLAS

APROR/FOUFU– Área de Prótese Removível da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia

FOUFU– Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia

PMMA– Polimetilmetacrilato

EMIC– Máquina de Ensaio Mecânicos

RAAT– Resina Acrílica Ativada Termicamente

EGDMA– etilenoglicol dimetacrilato

Kgf– Quilograma-força

mm– Milímetros

Fig–Figura

Figs- Figuras

Fs– Fadiga flexural

Pm– Carga máxima

L– Distância entre apoios

b– Largura da amostra

h- espessura da amostra

## LISTA DE FIGURAS

**Figura 1.** Matriz acrílica (65,00mm X 10,00 mm)

**Figura 2.** Matriz acrílica (65,00mm X 2,50mm)

**Figura 3.** Gesso pedra tipo 4

**Figura 4.** Mufla e contra mufla metálicas

**Figura 5.** Vista superior da mufla com retenções adicionais

**Figura 6.** Imagem horizontal da mufla

**Figura 7.** Prensagem da mufla



**Figura 8.** Seleção das resinas, proporcionamento indicado pelo fabricante

**Figura 9.** Resinas na fase plástica para prensagem

**Figura 10.** Prensagem até 1250Kgf

**Figura 11.** Corpos de prova para polimento

**Figura 12.** Dispositivo para ensaio

## **LISTA DE TABELAS**

**TABELA 1 –** Materiais utilizados

**TABELA 2 –** Instrumentais utilizados

**TABELA 3 –** Equipamentos utilizados

**TABELA 4 –** Probabilidade para teste de Mann- Whitney

**TABELA 5 –** Média e desvio padrão dos resultados

## **LISTA DE QUADROS**

**Quadro 1 –** Valores de resistência flexural em Mpa

**Quadro 2 –** Corpo de Prova na cor Black

**Quadro 3 –**Corpo de Prova Incolor

**Quadro 4 –**Corpo de Prova na cor Rosa Médio convencional

## **LISTA DE GRÁFICOS**

**Gráfico 1:** Média obtida através dos dados do ensaio de flexão

## 1. INTRODUÇÃO

Indivíduos que apresentam comprometimento estético e funcional desencadeado pela ausência dos dentes permanentes ou por próteses com retenção diminuída e ausência de estabilidade, costumam apresentar distúrbios psicológicos devido à insegurança e autoestima diminuída (SHEIHAM *et al.*, 2001). Sabe-se que a percepção em saúde bucal, embora subjetiva, é uma medida que contribui para o impacto da qualidade de vida. Os indicadores sócio dentais de saúde bucal percebida compreendem a capacidade mastigatória, associadas com sintomas de dor, impactos psicológicos e outros sintomas bucais (SHEIHAM *et al.*, 2001).

Atualmente, a odontologia cresce no âmbito de promover estética e reabilitação para integrar o sujeito no seu contexto social e/ou profissional. Dentre as modalidades de tratamentos destacam-se as reabilitações protéticas parciais e totais com aparelhos removíveis. As próteses dentárias removíveis substituem um ou mais dentes e/ ou tecidos de proteção com o intuito de restabelecer o equilíbrio neuromuscular, a estabilidade funcional e a estética, sendo que uma reabilitação satisfatória deve levar em consideração também o aspecto biopsicossocial de cada indivíduo, além de restabelecer um padrão estético aceitável (VARGAS; PAIXÃO, 2005).

As próteses podem substituir os tecidos moles e duros a partir da utilização de materiais adequados, da combinação variada de tons de resina, da escultura da parte externa da base, bem como dos arranjos, cor e formas dentais para atender as expectativas do paciente (DONOVAN *et al.*, 2001). No que se refere à base das próteses removíveis, os resultados de percepção de cor podem ser afetados pelos fenômenos físicos da luz; assim, torna-se importante que o clínico compreenda alguns aspectos para interpretar a cor pois a percepção pode ser subjetiva e/ou individualizada (AMOROSO *et al.*, 2012).

Os polímeros à base de resina acrílica são bastante utilizados na odontologia para a confecção de aparelhos protéticos, confecção de dentes artificiais, aparelhos ortopédicos maxilares, facetas, coroas, implantes e na

finalização de tratamentos endodônticos. Os fatores que contribuem para a sua boa aceitação no uso odontológico são as suas características biológicas, físicas, estéticas e de manipulação, necessárias para o uso na cavidade bucal.

Para Phillips, *et al.* (1993) as resinas acrílicas à base de polimetilmetacrilato (PMMA), para serem utilizadas em odontologia, devem exibir algumas características, tais como: ter suficiente translucidez ou transparência capaz de reproduzir os tecidos orais que devem ser substituídos, sendo assim de fácil coloração para essa finalidade; ter um comportamento estável sob todas as condições sujeitas; ter suficiente dureza, resiliência e resistência ao desgaste, para suportar o uso normal.

Segundo Yamamoto *et al.* (2009), a partir de 1963, muitos plásticos industriais foram sendo aperfeiçoados, mas nenhum foi considerado tão favorável e fácil de utilizar quanto as resinas acrílicas. Nesse sentido, El-Sheikh & Al-Zahrani (2006) destacaram suas propriedades estéticas favoráveis, a fácil manipulação e o seu baixo custo. E Schreiber (1971) aponta a biocompatibilidade e a facilidade de processamento, reparo e pigmentação. Como grande desvantagem, este autor apontou a sua alta incidência de fraturas, que normalmente ocorrem por fadiga flexural do material.

Segundo Smith *et al.* (1961), a principal causa das fraturas protéticas é a fadiga flexural. De acordo com Camacho *et al.* (2014), uma grande desvantagem das resinas acrílicas é a alta possibilidade de fraturas, que ocorrem principalmente por falhas nas resistências à fadiga flexural ou ao impacto.

Esta desvantagem reflete no grande número de reparos realizados anualmente em próteses. Dados da DENTAL PRACTICE BOARD, de 1997, indicam que o mercado protético investe anualmente cerca de 18 milhões de dólares em reparos de próteses (OLIVEIRA; PANZERI, 2004).

A fadiga por flexão é um modo de fratura por meio do qual a estrutura começa a falhar após ser submetida repetidamente a pequenas cargas, que inicialmente não causariam prejuízos ao material (FONSECA, 2015).

Esse tipo de falha pode provocar fratura na linha média em uma prótese e pode ser explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de tensões que, sob carga contínua, unem-se em uma fissura

crescente acarretando o enfraquecimento do material (WISKOTT, NICHOLLS & BELSER, 1995).

São múltiplos os fatores relacionados as fraturas, não estando elas vinculadas apenas ao material (BERTASSONI *et al.*, 2008). Por exemplo, qualquer fator que aumente a deformação da base protética (JAGGER, HARRISON & JANDT, 1999); fatores adicionais que formem áreas de concentração de tensão (REES, HUGGET & HARRISON, 1990); próteses para rebordos finos ou sub-extendidos; dentaduras mal ajustadas ou com alívio inadequado; planejamento incorreto da prótese e próteses com reparos prévios (YUNUS, HARRISON & HUGGET, 1994).

Muitos estudos estão sendo publicados trazendo propostas de melhoria das propriedades mecânicas do material usado para a confecção de bases protéticas. Segundo Fonseca *et al.*, (2011), geralmente, três caminhos têm sido investigados para melhorar as propriedades mecânicas das resinas acrílicas ou PMMA: o desenvolvimento de um material alternativo; a modificação química do PMMA, com a adição de um copolímero; e o reforço do PMMA com outros materiais, como fibras de carbono, fibras de aramida, fibras de vidro, fios metálicos e fibras de polietileno.

De acordo com Phillips *et al.* (1993), a frequente força causada pelos processos mastigatórios sobre as reabilitações torna a utilização de materiais odontológicos resistentes de suma importância, para que respondam eficazmente às forças de tração, compressão, cisalhamento e torção geradas.

Ilbay, *et al.*, (1994) realizou estudos sobre as propriedades físicas e mecânicas e diferentes métodos de polimerização de resina acrílica utilizando energia de micro-ondas, o mesmo avaliou 21 métodos de polimerização tendo como variante a potência e o tempo de cura deles. Como resultado observaram que a polimerização por energia de micro-ondas produziu bases com melhor resistência mecânica do que quando polimerizadas pelo método convencional, além de ser uma técnica segura para ser aplicada na produção das bases de dentadura.

Duarte, *et al.* (2006), procuraram avaliar por técnicas comparativas as características mecânicas de rugosidade e resistência flexional de resinas acrílicas fotopolimerizadas, ativadas por meio de micro-ondas,

termopolimerizadas em ciclo rápido em água e termopolimerizadas pelo método convencional.

Fonseca, *et al.* (2011) pesquisaram três caminhos para melhorar as propriedades mecânicas dos materiais usados para a confecção das bases protéticas, tais como: o desenvolvimento de um material alternativo, a modificação química das resinas acrílicas e o reforço das resinas acrílicas com outros materiais.

A Área de Prótese Removível da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia – APROR/FOUFU – realiza estudos sobre a caracterização da cor das bases protéticas desde 1996. A proposta tem sido a de viabilizar materiais de baixo custo para o uso rotineiro nos laboratórios de prótese e consultórios odontológicos, assim como de resinas acrílicas termoativadas que produzam cores e tonalidades mais aproximadas ao tecido gengival.

Em 1998, Reis, *et al.* selecionaram como pigmentos para a resina termopolimerizável (Palaton® – Dencril cor B – rosa com veias), usada comumente na confecção das bases. Entre eles as resinas autopolimerizáveis nas cores vermelha, (Dencrilay® – Dencril) e amarela nº 66 (Dencor® – Clássico) e o grafite em pó. Estes materiais foram combinados em diferentes proporções, obtendo-se 64 cores, que foram divididas em grupos segundo sua tonalidade de rosa, roxo, púrpuro e vermelho. A partir de então, estas resinas coloridas passaram a ser usadas na técnica de caracterização intrínseca desenvolvida pelos pesquisadores e aplicadas nas reabilitações protéticas realizadas nas clínicas de ensino do curso de graduação em Odontologia da FOUFU.

Em 2015 Borges, *et al.* utilizaram a mesma metodologia de produção de resinas coloridas alterando a resina na cor vermelha para as marcas Cop Clas (Clássico®) e Duralay® (Reliance Co.), que por suas tonalidades diferentes da Dencrilay® (Dencril), produziram, a partir de uma tabela com 112 combinações, uma ampla gama de tonalidades: rosa, roxo, púrpura, cinza com fundo púrpura, castanho, grafite, marrom, laranja, caramelo e chumbo.

A variedade de cores das resinas acrílicas termoativadas produzidas até o momento (176 tonalidades), tem possibilitado à Área de Prótese Removível da

FOUFU a confecção de próteses com bases caracterizadas que primam pela qualidade estética.

A partir destes estudos, observou-se a necessidade de avaliar comparativamente a resistência à flexão de resinas termoativadas comumente utilizadas para a caracterização das bases de próteses removíveis.

## **2. Proposição**

O presente trabalho propõe-se a verificar comparativamente os valores da Resistência Flexural a fim de avaliar se há influência dos tipos de pigmentos na resistência final de corpos de prova confeccionados em três cores diferentes de Resina Acrílica Termoativada, comumente utilizadas para a caracterização de bases de próteses, sendo elas a Resina Black (Vipicril®, TDV®), Resina Rosa Médio (Vipicril®, TDV®) e Resina Incolor (TDV®).

### 3. Material e Método

#### 3.1. Materiais, instrumentais e equipamentos utilizados

As tabelas 1, 2 e 3 apresentam a relação dos materiais, instrumentais e equipamentos utilizados nesta pesquisa.

**TABELA 1 – MATERIAIS UTILIZADOS**

| MATERIAL  | MARCA           | FUNÇÃO  |
|---|-----------------|---|
| 1 - Gesso comum tipo II                               | Asfer Dent-Mix® | Inclusão  |
| 2 - Gesso especial tipo IV                            | Asfer Dent-Mix® | Inclusão  |
| 3-Resina termopolimerizável (polímero) incolor        | TDV®            | Confeção dos corpos de prova  |
| 4-Resina termopolimerizável (polímero) cor black      | Vipicril®       | Confeção dos corpos de prova  |
| 5-Resina termopolimerizável (polímero) cor rosa médio | Vipicril®       | Confeção dos corpos de prova  |
| 6- Resina termopolimerizável (monômero)               | TDV®            | Confeção dos corpos de prova  |
| 7- Vaselina Pastosa                                   | TDV®            | Isolamento entre superfícies de gesso e isolamento das superfícies da mufla |
| 8- Silicone laboratorial                              | Zetalabor®      | Adaptação das matrizes acrílicas  |

**TABELA 2 – INSTRUMENTAIS UTILIZADOS**

| INSTRUMENTAL                          | FUNÇÃO   |
|---------------------------------------|--|
| 1 - Espátulas nº 7, 31 e Lecron       | Manuseio da resina   |
| 2 - Cuba e espátula para gesso        | Manipulação do gesso   |
| 3 - Recipiente do fabricante          | Manipulação da resina  |
| 4 - Pincéis                           | Aplicação do isolante  |
| 5 - Instrumental para desinclusão     | Desinclusão e desmuflamento  |
| 6 - Brocas tipo Maxicut e PM82        | Acabamento dos corpos de prova                                       |
| 7 - Escovas de feltro, pelo e flanela | Polimento dos corpos de prova  |
| 8 - Muflas                            | Inclusão, acrilização e polimerização da resina dos corpos de prova. |

**TABELA 3 – EQUIPAMENTOS UTILIZADOS**

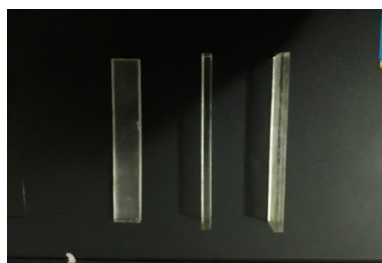
| EQUIPAMENTO                | MARCA           | FUNÇÃO   |
|----------------------------|-----------------|--|
| <b>1-Prensa de bancada</b> | Vipi Delta      | Prensar resina na mufla                                    |
| <b>2-Prensa de mão</b>     | VH Equipamentos | Manter mufla sobre pressão durante polimerização da resina |
| <b>3- Peça reta</b>        | GNATUS          | Acabamento dos corpos de prova                             |
| <b>4- EMIC</b>             | DL 2000         | Ensaio de flexão   |

### 3.2. Obtenção dos corpos de prova

As matrizes foram confeccionadas em recortador digital a laser. Foram obtidas quinze barras acrílicas retangulares com as seguintes dimensões: 65,00 mm de comprimento, 10,00 mm de largura e 2,50 mm de espessura, pois tal espessura é a média em bases protéticas, variando ente 2,50 mm a 3,00 mm (Fig. 1 e 2) (OLIVEIRA, 2004).



**Figura 1.** Matrizes acrílicas (65,00mm X 10,00 mm)



**Figura 2.** Matrizes acrílicas (65,00mm X 2,50 mm)

As matrizes foram incluídas em muflas metálicas utilizadas na etapa de polimerização convencional de próteses removíveis (Fig. 3) (Tab.2.8).

Foi realizado o isolamento da superfície interna da mufla com vaselina sólida. A base da mufla foi preenchida com gesso comum tipo II (ASFER Indústria Química Ltda) manipulado conforme orientações do fabricante (100g de gesso e 40ml de água) (Fig. 4) (Tab.1.1) e sob vibração. Sobre o gesso comum e após seu tempo de presa, foi aplicada uma camada de silicone



laboratorial (Zetalabor®, Zermack). Na superfície do silicone foram posicionadas simetricamente as três matrizes acrílicas. As matrizes foram isoladas com vaselina sólida e pincel e uma camada de gesso pedra especial tipo IV (DENT-MIX4) (Tab.1.1) foi cuidadosamente depositada para não incluir bolhas de ar, recobrando totalmente o silicone e as matrizes. Com a contra mufla posicionada, uma última camada de gesso comum tipo II foi acrescentada, sob vibração, a mufla foi fechada e mantida em prensa de bancada até a presa total dos materiais (Fig.8) (Tab.1.1).



**Figura 3.** Gesso pedra tipo 4



**Figura 4.** Mufla e contra mufla metálicas



**Figura 5.** Visão superior da mufla com retenções adicionais na camada de gesso especial



**Figura 6.** Imagem horizontal da mufla



**Figura 7.** Prensagem da mufla

O passo seguinte foi realizar a abertura da mufla e a remoção das matrizes (Fig.9). As resinas coloridas foram selecionadas e proporcionadas conforme a prescrição do fabricante, sendo 3 medidas de polímero para 1 medida de monômero. Para proporcionar a resina foi utilizado o medidor fornecido pelo fabricante. Foram prensadas as três cores simultaneamente em cada mufla. A prensagem ocorreu de forma lenta e gradual, até atingir a carga de 1250Kgf em prensa hidráulica. Foi realizada a polimerização mais comumente utilizada em laboratórios de prótese dentária, sendo iniciada em temperatura ambiente acrescida de calor até a fervura e mantida em banho quente por 4 horas com resfriamento lento e espontâneo.

Após a polimerização e a abertura da mufla, os corpos de prova sofreram acabamento, com broca de tungstênio, tipo maxicut. Para promover a lisura das barras de resina foi realizado polimento mecânico com lixa de granulação fina umedecida, atendo-se sempre às dimensões e espessura dos corpos de prova, sendo estas avaliadas com espécímetro.

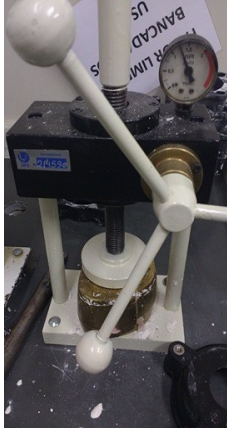
O critério de seleção dos corpos de provas foi dado pelos corpos que mantiveram suas espessuras e comprimentos como estabelecidos e que após devido acabamento apresenta-se uma lisura satisfatória.



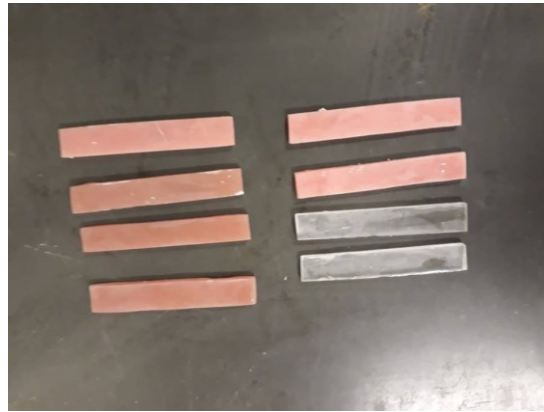
**Figura 8.** Seleção das resinas, proporção indicada pelo fabricante



**Figura 9.** Resinas na fase plástica para prensagem



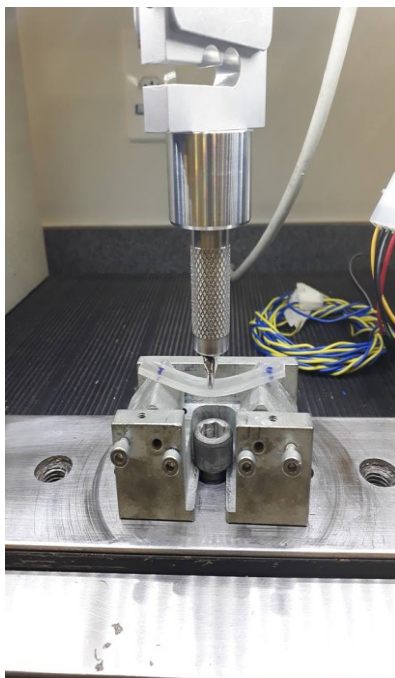
**Figura 10.** Prensagem até 1250Kgf.



**Figura 11.** Corpos de prova para polimento

### 3.3. Ensaio de Flexão

O ensaio de flexão foi realizado na Máquina de Ensaio Mecânicos (EMIC DL 2000, EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, PR, Brasil). Foi utilizado o sistema de três pontos em que a amostra foi apoiada sobre um suporte com extremidades arredondadas permitindo que a barra se deslocasse livremente durante a aplicação da força (Fig. 13).



**Figura 12.** Dispositivo durante o ensaio

A máquina foi calibrada para o ensaio tendo como limite de força 480 N, distância entre os dois pontos de 4,4 cm e célula de carga com 50 Kgf ou 500N.

A Resistência flexural foi calculada de acordo com Kanie *et al.*, (2000):

$$F_s = 3Pml / 2bh^2$$

Sendo Pm a carga máxima, l a distância entre os apoios, b a largura da amostra e h a sua espessura.

#### 4. Resultados

Os valores obtidos para a Resistência flexural dos corpos de prova, nos diferentes grupos encontram-se no Quadro 1.

**Quadro 1:** Resultados de resistência flexural (valores em Mpa)

| Black  | Incolor | Rosa   |
|--------|---------|--------|
| 107,97 | 110,56  | 95,15  |
| 93     | 67,56   | 94,32  |
| 83     | 121,12  | 90,04  |
| 99,93  | 71,35   | 92,62  |
| 94,03  | 80,51   | 92,85  |
| 66,21  | 100,83  | 109,24 |
| 82,06  | 92,45   | 88,19  |
| 64,43  | 105,01  | 97,11  |

Com o objetivo de verificar a existência ou não de correlações, estatisticamente significantes, entre os diferentes grupo de coloração de resinas estudado, deve-se ser aplicados o teste de Mann- Whitney quando se tem dois grupos diferentes e/ou Kruskal- Wallis para dados estatísticos de três grupos, ambos para testes não paramétrico e com variância de normalidade ( SIEGEL, 1975).

**Tabela 4: Probabilidade para o teste de Mann- Whitney**

| <b>Comparações</b>              | <b>Resultados de p &lt;0,05*</b> |
|---------------------------------|----------------------------------|
| <b>Resina Black com Incolor</b> | 90448 MPa                        |
| <b>Resina Black com Rosa</b>    | 75656 Mpa                        |
| <b>Resina Rosa com Incolor</b>  | 86502 Mpa                        |

Valores em Mpa\*

Para o teste de Mann- Whitney foi estabelecido nível de significância de 0,05, assim como para o teste de Kruskal- Wallis com  $p < 0,05$ .

Obtivemos os valores de U com 108,5 para os grupos das resinas Black e Incolor; sendo o valor crítico de U em  $p < 0,05$  de 64. O valor de U foi de 104 para as resinas Black e Rosa; com valor de U em  $p < 0,05$  sendo de 64. O valor de U foi 123 para as resinas Incolor e Rosa com valor crítico de U em  $p < 0,05$  sendo de 75. Dessa forma não houve diferença significativa em  $p < 0,05$  entre estes realizados.

No teste de Kruskal- Wallis, com  $p < 0,05$  o valor crítico foi de  $p = 0,5434$  indicando dessa forma que não houve diferença significativa.

A média dos valores da Resistência flexural dos corpos de prova nos diferentes grupos estudados e seu desvio padrão, encontram-se na Tabela 5 e no Gráfico 1.

**Tabela 5: Média e desvio padrão dos materiais**

| <b>Materiais</b> | <b>Média ± desvio padrão</b> |
|------------------|------------------------------|
| <b>Black</b>     | 86,32 B ± 15,44 A            |
| <b>Incolor</b>   | 93,67 A ± 19,17 A            |
| <b>Rosa</b>      | 94,94 A ± 6,42 A             |

\*Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos.

Os valores abaixo foram obtidos através do teste de flexão, contendo a força máxima aplicada (Kgf), deformação (mm) e espessura (mm) de cada corpo de prova analisado.

**Quadro 2:** Corpos de Prova Black

| <b>Corpos de prova</b> | <b>Força Máx. - kgf</b> | <b>DEFORMAÇÃO - mm</b> | <b>Espessura - mm</b> |
|------------------------|-------------------------|------------------------|-----------------------|
| <b>Black 11</b>        | 8,646 Kgf               | -3,68 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Black 12</b>        | 7,571 Kgf               | -6,48 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Black 4</b>         | 10,225 Kgf              | -5,40 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Black 6</b>         | 9,688 Kgf               | -4,55 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Black 20</b>        | 5,643 Kgf               | -2,80 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Black 19</b>        | 8,014 Kgf               | -4,72 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Black 21</b>        | 6,994 Kgf               | -6,38 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Black 24</b>        | 5,492 Kgf               | -4,70 mm               | 2,50 mm               |

**Quadro 3:** Corpos de Prova Incolor

| <b>Corpos de prova</b> | <b>Força Máx. - kgf</b> | <b>DEFORMAÇÃO - mm</b> | <b>Espessura - mm</b> |
|------------------------|-------------------------|------------------------|-----------------------|
| <b>Incolor 1</b>       | 10,477 Kgf              | -7,3 mm                | 2,50 mm               |
| <b>Incolor 2</b>       | 6,398 Kgf               | -3,18 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Incolor 7</b>       | 7,433 Kgf               | -3,88 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Incolor 13</b>      | 8,594 Kgf               | -4,84 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Incolor 3</b>       | 10,323 Kgf              | -6,37 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Incolor 8</b>       | 6,862 Kgf               | -3,01 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Incolor 22</b>      | 7,880 Kgf               | -3,33                  | 2,50 mm               |
| <b>Incolor 23</b>      | 8,950                   | -4,14                  | 2,50 mm               |

**Quadro 4:** Corpos de Prova Rosa convencional

| <b>Corpos de prova</b> | <b>Força Máx. - kgf</b> | <b>DEFORMAÇÃO - mm</b> | <b>Espessura - mm</b> |
|------------------------|-------------------------|------------------------|-----------------------|
| <b>Rosa 5</b>          | 7,209 Kgf               | -4,56 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Rosa 9</b>          | 8,932 Kgf               | -3,96 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Rosa 10</b>         | 7,674 Kgf               | -3,94 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Rosa 14</b>         | 7,899 Kgf               | -5,47 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Rosa 15</b>         | 7,914 Kgf               | -5,03 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Rosa 16</b>         | 8,276 Kgf               | -6,16 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Rosa 17</b>         | 8,352 Kgf               | -4,22 mm               | 2,50 mm               |
| <b>Rosa 18</b>         | 8,277 Kgf               | -4,64                  | 2,50 mm               |

## 5. Discussão

Segundo a *American Dental Association (2012)*, o conhecimento das propriedades físicas e químicas das resinas termoativadas empregadas em odontologia é fundamental.

De acordo com Skinner e Phillips (1993) e Oliveira (2004) são boas características de uma resina odontológica: coloração de qualidade sem alteração em seu aspecto visual após a instalação da prótese, sua dureza, resistência ao desgaste e resiliência para suportar o tempo de uso dos aparelhos.

Para Phillips, *et al.* (1993); Yamamoto *et al.* (2009); El-Sheikh & Al-Zahrani (2006) e Schreiber (1971) as resinas acrílicas são materiais que apresentam características favoráveis para o uso em odontologia. Entretanto Schreiber (1971) e Smith *et al.* (1961) destacam como desvantagem sua alta incidência de fraturas que ocorrem normalmente por fadiga flexural.

Outros fatores também estão relacionadas à fratura, não estando vinculadas apenas as propriedades do material (BERTASSONI *et al.*, 2008); (JAGGER, HARRISON & JANDT, 1999); (REES, HUGGET & HARRISON, 1990); e (YUNUS, HARRISON & HUGGET, 1994).

Diversos estudos tem sido publicados visando a melhoria das propriedades mecânicas das resinas acrílicas (FONSECA, *et al.* 2011); (ILBAY, *et al.*, 1994) e (DUARTE, *et al.* 2006).

Outros estudos tem sido realizados com a finalidade de produzir resinas acrílicas com pigmentos que aprimorem sua caracterização, aproximando-as das características do tecido gengival (REIS, *et al.* 1998) e (Borges, *et al.* 2015)

Neste estudo avaliamos a Resistência flexural das resinas acrílicas pigmentadas mais comumente utilizadas na caracterização de próteses removíveis. Os valores médios para a Resistência flexural obtidos variaram entre 86,32 e 94,94 Mpa, concordando com os valores obtidos por (DUBOIS, 1944).

Entre estudos nota-se algumas diferenças de resultados normalmente devido a fatores como proporcionamento pó e líquido, polimerização e armazenamento dos corpos de prova.

Segundo Hayden (1986) a resistência á flexão está relacionada com a eficiência de polimerização e com isso a formação de cadeias curtas de polímeros de baixo peso molecular.

Alguns estudos relataram a importância de reforçar o uso de polímeros na composição dos materiais para diminuir o número de incidentes causados com as resinas, buscando melhorar as propriedades mecânicas dos materiais, indicaram ainda a importância de se diminuir a resistência transversal, diminuir sua flexão e aumentar sua resistência ao impacto (OLIVEIRA 2004).

Voltando ao propósito desta investigação, destaca-se a importância de preservar as características das resinas e de avaliar as propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas termoativadas.

Entre as cores estudadas não houve diferença estatisticamente significativa para os valores de Resistência Flexural admitindo a possibilidade de utilizarmos estas cores no processo de caracterização das bases sem haver prejuízos estruturais aos aparelhos processados.



## 6. Conclusão

A partir dos resultados, conclui-se que:

- Não houve diferença significativa para a Resistência Flexural entre as resinas termoativadas selecionadas para análise deste estudo.

## 7. Referências bibliográficas

- 1 AMOROSO, A. P. *et al.* Cerâmicas odontológicas: propriedades, indicações e considerações clínicas. **Revista Odontológica de Araçatuba**, p. 19-25, 2012.
- 2 BORGES, G. A. **Produção de resinas acrílicas termoativadas coloridas para a caracterização das bases de próteses dentárias removíveis – utilizando os polímeros autopolimerizantes cop clas® e duralay® como pigmentos.** Trabalho de Conclusão de Curso. FOUFU, 2015.
- 3 BERTASSONI, L.E *et al.* Effect of pre- and postpolymerization on flexural strength and elastic modulus of impregnated, fiber-reinforced denture base acrylic resins. **J Prosthet Dent.**, v.100, n. 6, p. 449-57. 2008.
- 4 CALLISTER Jr WD. **Ciência e Engenharia de Materiais – Uma introdução**, 5ª. Ed., Rio de Janeiro: LTC Editora. 2002.
- 5 CAMACHO, D. P. *et al.* Resinas acrílicas de uso odontológico à base de polimetilmetacrilato. **Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research – BJSCR.** v.6, n.3, p.63-72, Mar/ Mai, 2014. Openly accessible at <http://www.mastereditora.com.br/bjscr>.
- 6 DUARTE VARGAS, A.M.; PAIXÃO, H.H. Perda dentária e seu significado na qualidade de vida de adultos usuários de serviço público de saúde bucal do Centro de Saúde Boa Vista, em Belo Horizonte. **Ciência & Saúde Coletiva** [On- line] out/dez. 2005. Disponível em <<http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=63010424>> acesso em 25 de julho de 2014. YER, D.B. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. **Operative Dentistry** 2001. 26:406–11.
- 7 DONOVAN, T. E. *et al.* Esthetic considerations in removable prosthodontics. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 13, n. 4, p. 241-253 2001.
- 8 DUMMETT, C.O. Oral Pigmentation. **J. Periodont.** v.31, p. 356-60. 1960.

- 9 EL-SHEIKH, M.A.; AL-ZAHRANI, B.S. Causes of denture fracture: a survey. **Saudi Dent J**; v.18, n.3, p.149-54. 2006
- 10 FONSECA, R. B. *et al.* Próteses reforçadas. UNOPAR: **Cient. Ciênc. Biol. Saúde**, v.13, n.4, p. 271-8. 2011 KUCUKYILMAZ, E.; SAVAS, S. Evaluation of shear bond strength, penetration ability, microleakage and remineralisation capacity of glass ionomer-based fissure sealants. **Eur J Paediatr Dent**. Mar 2016. 17(1):17-23.
- 11 GERALDINO, A. M. *et al.* Caracterização das bases de próteses removíveis – Incidência e prevalência de pigmentação na mucosa alveolar. **Horizonte Científico**. Universidade Federal de Uberlândia. p.1-19. 2007 seer.ufu.br
- 12 GERHARD, D.R.; SAWYER, N. Dentures to harmonize with heavily-pigmented tissues. **J. Amer. Dent. ASS.** v.73, p.94-5. 1966. RAHIMIAN-IMAM, S.; RAMAZANI, N.; FAYAZI, M.R. Marginal Microleakage of Conventional Fissure Sealants and Self-Adhering Flowable Composite as Fissure Sealant in Permanent Teeth. **J Dent (Tehran)**. Jun 2015. 12(6):430-5.
- 13 HAYDEN WJ, Flexural strength of microwave cured denture baseplates. **Gen Dent**. 1986; 34(5): 367-71.
- 14 ILBAY SG, GUVENER S, ALKUMUURU HN, Processing dentures using a microwave technique. **J Oral**. 1994: 21(1): 103-
- 15 JAGGER, D.C.; HARRISON, A.; JANDT, K.D. The reinforcement of dentures. **J Oral Rehabil**, v.26, p.185-94, 1999.
- 16 KANIE, T .Flexural properties na impact strenght of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. **Dent Mater**, v.16, p.150-158, 2000.
- 17 SHEIHAM, A. *et al.* The relationship among dental status, nutrient intake, and nutritional status in older people. **Journal of dental research**, v. 80, n. 2, p. 408-413, 2001.
- 18 OLIVEIRA, A. G.; PANZERI, H. Resistência à flexão e à fadiga da resina acrílica quimicamente ativada acrescida de fibras híbridas. Uberlândia: **Biosci. J.**, v.20, n.2, p. 103-112, may/aug. 2004.
- 19 PHILLIPS, R.W. **Skinner materiais dentários**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993; 334p.

- 20 REES, J.S.; HUGGET, R.; HARRISON, A. Finite element analysis of the stress concentrating effect of frenal notches in complete dentures. **Int J Prosthodont** v.3, p.238-40, 1990.
- 21 REIS, S.M.A.S. *et al.* Caracterização das bases das próteses removíveis totais e parciais – Parte II. **ROBRAC**. Dez, v.7, n.24, p. 37-43. 1998.
- 22 SCHEREIBER, C. K. Polymethyl methacrylate reinforced with carbon fibers. **Brit. D. J.**, London, v.130, p.29-30, Jan. 1971
- 23 WISKOTT, H.W.A.; NICHOLLS, J.I.; BELSER, U.C. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. **Int J Prosthodont**, v.8, p. 105-15, 1995.
- 24 YAMAMOTO, E. T. C. *et al.* Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por dois métodos. São Paulo: **RSBO**, v.6, n.2, 2009.
- 25 YUNUS, N.; HARRISON, A.; HUGGET, R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels on an acrylic repair material. **J Oral Rehabil** v.21, p.641-8. 1994;
- 26 ZIMMERMAN, D.E. Denture esthetics (III). **Quintessence International**. v.7, n.7, p.16-27. 1982.
- 27 WOELFEL, J. B. (1977). Processing complete dentures. **Dental Clinics of North America**, 21(2), 329-338.
- 28 YEUNG KC, Chow TW, Clark RK. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing technique for complete dentures. **J Dent. Kindlington**. 1995; 23(4):245-53.