



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**MARGARETE CRISTIANE RIBEIRO**

**Cirurgiã - Dentista**

**ESTUDO COMPARATIVO DE UMA NOVA TÉCNICA DE INCLUSÃO  
SOBRE AS PROPRIEDADES FÍSICAS DE DUREZA, RUGOSIDADE  
E POROSIDADE DA RESINA ACRÍLICA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia  
de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas,  
para Obtenção do grau de mestre em Clínica  
Odontológica - Área de Prótese Dental

PIRACICABA

-2003-



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**MARGARETE CRISTIANE RIBEIRO**

**Cirurgiã - Dentista**

**ESTUDO COMPARATIVO DE UMA NOVA TÉCNICA DE INCLUSÃO  
SOBRE AS PROPRIEDADES FÍSICAS DE DUREZA, RUGOSIDADE  
E POROSIDADE DA RESINA ACRÍLICA**

Este exemplar foi devidamente corrigido,  
de acordo com a Resolução CCPG-036/83  
CPG. 28 / 04 / 03

Assinatura do Orientador

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia  
de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas,  
para Obtenção do grau de mestre em Clínica  
Odontológica - Área de Prótese Dental

**Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Célia Marisa Rizzatti-Barbosa**

Banca Examinadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Célia Marisa Rizzatti-Barbosa  
Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita  
Prof. Dr. Maximiliano Piero Neisser

PIRACICABA  
2003

|            |                                     |
|------------|-------------------------------------|
| UNIDADE    | 80                                  |
| Nº CHAMADA | 11/UNICAMP                          |
|            | R354e                               |
| V          | EX                                  |
| TOMBO BCI  | 54297                               |
| PROC.      | 124103                              |
| C          | <input type="checkbox"/>            |
| D          | <input checked="" type="checkbox"/> |
| PREÇO      | R\$ 11,00                           |
| DATA       | 14/06/03                            |
| Nº CPD     |                                     |

CM00185469-9

BIB ID 293053

### Ficha Catalográfica

R354e      Ribeiro, Margarete Cristiane.

Estudo comparativo de uma nova técnica de inclusão sobre as propriedades físicas de dureza, rugosidade e porosidade da resina acrílica. / Margarete Cristiane Ribeiro. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 200 ix, 79f. : il.

Orientadora: Profª Drª Célia Marisa Rizzatti-Barbosa.  
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária completa. 2. Microondas. I. Rizzatti-Barbosa, Célia Marisa. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA  
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 07 de Fevereiro de 2003, considerou a candidata MARGARETE CRISTIANE RIBEIRO aprovada.

1. Profa. Dra. CELIA MARISA RIZZATTI BARBOSA

2. Prof. Dr. MAXIMILIANO PIERO NEISSER

3. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

649078007

*A DEUS*, por me dar  
a felicidade de mais uma  
conquista.

A meus pais, *Judith e Joel (in meorian)*  
pelo exemplo de luta e dedicação que  
fizeram com que eu chegasse até aqui.

Aos meus irmãos *José Carlos e Alexandre*  
Pela compreensão e carinho.

A minha irmã *Maria Teresa* pela  
ajuda irrestrita, incentivo e carinho.  
Ao meu cunhado *Nelson* pela atenção  
e interesse.

Ao *Jorge* por todo carinho e  
incentivo ao longo desses anos.

*DEDICO ESTE TRABALHO*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Célia Marisa Rizzatti-Barbosa, professora de Prótese Parcial Removível da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP

*A Ciência e a Sabedoria são dons Divinos, e eu hoje agradeço a Deus  
por encontrar você no meu caminho, que se dispôs a desvendar-me a Ciência e  
a direcionar-me de como utilizá-la  
com Sabedoria*

## AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, na pessoa do Diretor, Prof. Dr. Thalles Rocha de Mattos Filho que contribuiu para mais essa etapa da minha vida.

À Profa. Dra. Brenda Gomes de Almeida, coordenadora do curso de Clínica Odontológica.

Aos meus amigos de Mestrado: Laís, Alessandra, Daniela, Luis Augusto, Juliana, Emilena, Guilherme, Silvia, Alexandre, Cláudio, Giuliana, Noéli, Ricardo e Rodrigo pelo companheirismo.

Aos meus amigos de Doutorado: Rosena, Joane, Manoel, Edwin, Viviane, Liliana, Samira e Andréa pelo apoio.

À técnica do Laboratório de Prótese Parcial Removível, FOP – Unicamp, Joselena Casati Lodi, pelo seu carinho, amizade, apoio e ajuda.

Ao técnico do Laboratório de Materiais Dentários, FOP – Unicamp, Marcos Blanco Cangiani, pela atenção e ajuda na realização desse trabalho.

Aos professores da pós-graduação em Clínica Odontológica pela contribuição fundamental para meu desenvolvimento.

À área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo uso do rugosímetro e microdurômetro de seu laboratório.

Ao Prof. Dr. Pedro Rosalen pela utilização da Lupa estereoscópica do departamento de Farmacologia.

À bibliotecária Marilene Girello da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela correção e orientação das referências bibliográfica.

À Profa. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano pela atenção e carinho com que realizou o trabalho de estatística da tese.

Aos meus amigos de graduação, principalmente Larissa, Leonardo, Tatiana, Mariana, Cátia, Amanda, Roberta Alonso, Patricia Freitas, Patrícia Damasceno, Rogério, Ciça, Eduardo, Marlise, Luciana, Fabio, Taís, Tânia e Juliana, obrigada pelo carinho em todos esses anos.

À minhas amigas de república Ana, Júlia e Roberta pelo apoio e atenção.

A todos os que contribuíram, direta ou indiretamente, para a realização deste trabalho.

## ÍNDICE

|                                                                                                                                     |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1 - RESUMO.....                                                                                                                     | 1  |
| 2 - ABSTRACT.....                                                                                                                   | 3  |
| 3 - INTRODUÇÃO.....                                                                                                                 | 5  |
| 4 - REVISÃO DA LITERATURA.....                                                                                                      | 9  |
| 4.1 - <i>Histórico das resinas acrílicas e de suas propriedades físicas mediante os diferentes métodos de processamento.</i> .....  | 9  |
| 4.2 - <i>Desenvolvimento das mufas de inclusão da resina acrílica e distorção inerente ao processamento.</i> .....                  | 28 |
| 5 - PROPOSIÇÃO.....                                                                                                                 | 32 |
| 6 - METODOLOGIA.....                                                                                                                | 33 |
| 6.1 - MATERIAL.....                                                                                                                 | 33 |
| 6.1.1 - <i>Resinas.</i> .....                                                                                                       | 33 |
| 6.1.2 - <i>Aparelhos utilizados na polimerização.</i> .....                                                                         | 33 |
| 6.1.3 - <i>Mufas.</i> .....                                                                                                         | 35 |
| 6.1.3.1 - <i>Mufas monomaxilares</i> .....                                                                                          | 35 |
| 6.1.3.2 - <i>Mufas monomaxilares bimaxilares.</i> .....                                                                             | 36 |
| 6.2 - MÉTODO.....                                                                                                                   | 37 |
| 6.2.1 - <i>Confecção das matrizes de silicone para obtenção dos moldes em gesso destinados à inclusão da Resina Acrílica.</i> ..... | 37 |
| 6.2.2 - <i>Inclusão das matrizes de silicone na mufla monomaxilares (metálica e em PVC).</i> .....                                  | 39 |
| 6.2.3 - <i>Inclusão das matrizes de silicone na mufla bimaxilares (metálica e em PVC).</i> .....                                    | 41 |
| 6.2.4 - <i>Obtenção dos corpos-de-prova.</i> .....                                                                                  | 43 |
| 6.2.5 - <i>Acabamento dos corpos-de-prova.</i> .....                                                                                | 47 |
| 6.2.6 - <i>Polimento dos corpos-de-prova.</i> .....                                                                                 | 47 |
| 6.2.7 - <i>Ensaio de dureza superficial.</i> .....                                                                                  | 48 |
| 6.2.9 - <i>Avaliação da porosidade superficial dos corpos-de-prova.</i> .....                                                       | 49 |
| 6.2.10 - <i>Avaliação da rugosidade superficial dos corpos-de-prova.</i> .....                                                      | 50 |
| 6.3 - ANÁLISE ESTATÍSTICA.....                                                                                                      | 51 |
| 7 - RESULTADOS.....                                                                                                                 | 52 |
| 7.1 - <i>Dureza Knoop.</i> .....                                                                                                    | 51 |
| 7.2 - <i>Rugosidade de superfície.</i> .....                                                                                        | 53 |
| 7.3 - <i>Porosidade de superfície.</i> .....                                                                                        | 54 |
| 7.4 - <i>Dureza Knoop em relação ao posicionamento da amostra.</i> .....                                                            | 55 |
| 7.5 - <i>Rugosidade de superfície em relação ao posicionamento da amostra.</i> .....                                                | 56 |
| 7.6 - <i>Porosidade de superfície em relação ao posicionamento da amostra.</i> .....                                                | 57 |
| 8 - DISCUSSÃO.....                                                                                                                  | 58 |
| 9 - CONCLUSÃO.....                                                                                                                  | 65 |
| 10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....                                                                                                | 66 |
| 11 - APÊNDICE.....                                                                                                                  | 73 |

## **4 - REVISÃO DA LITERATURA**

Em virtude deste estudo ter a necessidade de abranger dois aspectos correlatos, porém com literaturas distintas, a revisão será dividida em dois pontos de análise:

- 4.1 - Histórico das resinas acrílicas e de suas propriedades físicas mediante os diferentes métodos de processamento.
- 4.2 - Desenvolvimento das muflas de inclusão da resina e distorções inerentes ao processamento

### **4.1 - Histórico das resinas acrílicas e de suas propriedades físicas mediante diferentes métodos de processamento.**

Através de uma revisão do desenvolvimento dos materiais utilizados para base de prótese, constatou-se que anos anteriores a 1900 estes eram classificados como “plásticos”, ou como resinas naturais extraídas de exsudato e tecidos de plantas, animais e insetos. O aquecimento desses materiais permitia serem moldados e modelados previamente ao seu resfriamento. A guta percha foi introduzida em 1850 e utilizada em várias áreas da odontologia principalmente como material plástico de baixo custo para base de dentadura, sendo atualmente aplicada como material obturador em endodontia. Em 1839, Charles Goodyer Jr., desenvolveu a borracha natural e o seu processo de vulcanização. Em 1851, Nelson Goodyer, irmão de Charles, patenteou a manufatura da borracha dura, à

## 1 – RESUMO

O objetivo desse trabalho foi avaliar as propriedades de dureza Knoop (D), rugosidade de superfície (R) e porosidade de superfície (P) da resina acrílica termopolimerizável, quando aquecida em banho de água e por energia de microondas e quando incluída em muflas monomaxilares e bimaxilares. Foram confeccionadas 90 amostras de resina medindo 32,0 de diâmetro x 2.5 mm de espessura que foram divididas aleatoriamente em 4 grupos para a aplicação dos tratamentos (tipo de mufla e processo de aquecimento) em: Grupo I (GI), Grupo II (GII), grupo III (GIII) e Grupo IV (GIV). As amostras dos GI e GIII foram polimerizadas em muflas monomaxilares e bimaxilares metálicas, respectivamente, aquecidas em banho de água à 73°C durante 9 horas. As dos GII e GIV foram processadas em muflas monomaxilares e bimaxilares confeccionadas em Cloreto de Polivinila (PVC), aquecidas em forno doméstico de microondas (potência máxima de 960W, a 10% e 50% de potência, durante 20 minutos e 5 minutos, respectivamente). O experimento foi conduzido em cego, sendo que o operador, na mensuração, desconhecia o tipo de tratamento aplicado às amostras. Na propriedade D foram realizadas 3 penetrações sobre as amostras, num microdurômetro (Shimadzu - modelo HMV-2000) calibrado com carga de 25 g por 10 segundos; a análise R foi realizada com um rugosímetro (Surfcorder SE 1700), e a avaliação P foi realizada através da contagem do número de poros, presentes em uma área pré-estabelecida, com auxílio de uma lupa estereoscópica, após a imersão das amostras em tinta Nankin (Acrilex®)

durante 12 horas. Foi levado em consideração, para cada propriedade analisada, os valores médios em relação ao tipo de mufla e posicionamento das amostras. Os resultados encontrados, de acordo com o tipo de mufla, foram: Dureza - GI = 19,66 KHN; GII = 19,43 KHN; GIII = 19,90 KHN e GIV = 20,07 KHN; para propriedade de rugosidade de superfície observou-se: GI = 0,14  $\mu\text{m}$ ; GII = 0,14  $\mu\text{m}$ ; GIII = 0,13  $\mu\text{m}$  e GIV = 0,13  $\mu\text{m}$ , e para porosidade constatou-se o seguinte número médio de poros nas regiões delimitadas: GI = 8,06; GII = 7,73; GIII = 8,2 e GIV = 7,53. Quanto ao posicionamento das amostras os resultados encontrados foram : Mufla monomaxilar = 19,66 KHN; Mufla bimaxilar superior = 19,90 KHN; Mufla bimaxilar inferior = 19,92 KHN ; para propriedade de rugosidade de superfície observou-se: Mufla monomaxilar = 0,14  $\mu\text{m}$ ; Mufla bimaxilar superior = 0,14  $\mu\text{m}$ ; e Mufla bimaxilar inferior = 0,12  $\mu\text{m}$ , e para porosidade constatou-se o número médio de poros nas regiões delimitadas: Mufla monomaxilar = 8,06; Mufla bimaxilar superior = 7,73; e Mufla bimaxilar inferior = 7,53. A análise estatística (ANOVA e TUKEY) permitiu concluir que não houve diferença ( $p>0,05$ ) em relação ao tipo de mufla e tipo de processamento quanto às propriedades analisadas. Quanto ao posicionamento das amostras houve diferença significativa para as amostras posicionadas na parte inferior da mufla bimaxilar, que apresentaram valores menores de rugosidade em relação às demais amostras.

## 2 – ABSTRACT

The aim of this study was to EVALUATE the efficacy of bimaxilar flask on the processing of acrylic resin, by analyzing Knoop hardness (H), roughness (R) and porosity (P) variables. Ninety samples were made, measuring 32,5 x 10,0 x 2,5 mm and distributed in four groups (GI, GII, GIII e GIV). The samples of GI were polimerized in metallic conventional monomaxilar flask in boiling water (73° C for 9 hours); GII was polimerized in PVC conventional monomaxilar flask for microwave oven (20 minutes to 10% of potency and more 5 minutes to 50% of potency), the GIII was polimerized in metallic Bimaxilar flask in boiling water (73° C for 9 hours); the GIV was polimerized in Bimaxilar flask made of PVC for microwave oven (20 minutes to 10% of potency and more 5 minutes of 50% of potency). After, the samples were submitted to H test using Shimadzu microdurometer with a load of 25 g for 10 seconds, and to R test using Surfcoorder SE 1700, and to P test, immersing the samples into Nankin ink (Acrilex®) for 12 hours and washing on running water for 10 seconds and, therefore, the amount of porous was counted in pre-determined areas. The results were: H: GI- 19,66 KHN; GII – 19,43 KHN; GIII – 19,90 KHN e GIV – 20,07 KHN; for R: GI- 0,14 µm; GII – 0,14 µm; GIII – 0,13 µm e GIV – 0,13 µm; and for P: GI- 8,06; GII – 7,73; GIII – 8,2 e GIV – 7,53. For placement of the samples: monomaxilar flask = 19,66 KHN; upper bimaxilar flask = 19,90 KHN; lower bimaxilar flask i= 19,92 KHN; for R: monomaxilar flask = 0,14 µm; upper bimaxilar flask = 0,14 µm; e lower bimaxilar flask = 0,12 µm, and P:

monomaxilar flask = 8,06; upper bimaxilar flask = 7,73; lower bimaxilar flask = 7,53. The statistic analyses (ANOVA and Turkey's test) evaluating kind of flask, kind of processing and placement of the samples in the flask, showed that were no statistically significant differences ( $p>0.05$ ) between kind of flask and kind of processing, except for the samples placement at the low part of bimaxilar flask which showed lower values for roughness compared to the other samples.

### 3 – INTRODUÇÃO

Apesar dos avanços da Odontologia e do conseqüente decréscimo no número de pacientes totalmente desdentados, a realidade clínica tem mostrado que hoje há ainda, uma grande demanda por reabilitação de pacientes edêntulos através de próteses totais.

Reforçando esta idéia, DOUGLAS, em 2002, fez uma prospecção sobre a necessidade de prótese total na população dos Estados Unidos no ano de 2020, afirmando que haverá um incremento de quatro milhões, aproximadamente, de pacientes edêntulos em relação aos dados obtidos em 1991. Se esta prospecção for transposta para o Brasil, onde as condições sócio-econômicas estão aquém das norte americanas, estes números tenderão a aumentar. Este fato por si só justificaria a necessidade de pesquisa nesta área de reabilitação protética.

Há muito tempo que se pesquisa o desenvolvimento de materiais e métodos com intuito de aprimorar cada vez mais as técnicas de reabilitação para pacientes parcialmente ou totalmente desdentados.

Desde a descoberta da Vulcanite por John Goodyer, a busca por melhores propriedades dos materiais reabilitadores levou aos estudos com a resina à base de metilmetacrilato, comercializada a partir de 1936, e utilizada até os dias de hoje (RUEGGERBERG,2002).

Desde então, o tratamento térmico de polimerização das próteses, em resina acrílica, tem sido feita preferencialmente através da inclusão das próteses

em muflas metálicas através da técnica de compressão do molde, e mesmo diante de pesquisas de métodos alternativos para o seu processamento (AL DOORI *et al.*, 1988; KIMPARA *et al.*, 1999, KIMURA *et al.*, 1983, SANDERS *et al.*, 1987) o tempo despendido nesse processo ainda é muito grande.

Em 1968, NISHI diminuiu sensivelmente o período requerido no processamento da resina acrílica utilizando a energia de microondas como forma de aquecimento. Porém na época, o fator impeditivo para a eficácia do processo, era o material metálico com que eram confeccionadas as muflas, que refletiam as microondas geradas no interior do forno.

A alternativa para solução desse problema surgiu apenas em 1983, quando KIMURA *et al.* fizeram uma adaptação à técnica, eliminando a mufla metálica, e transferindo todo o material de seu interior para tubos de borracha. No ano seguinte os mesmos autores utilizaram experimentalmente uma mufla confeccionada de plástico reforçado com fibra de vidro para inclusão de próteses, obtendo assim melhores resultados mediante o aquecimento da resina com energia de microondas.

É sabido que a confecção de uma prótese total envolve uma série de cuidados, e mesmo quando estes são respeitados, o momento de sua instalação traz sempre o inconveniente das incorreções no relacionamento dentário, levando a desgastes das faces oclusais dos dentes artificiais (HOLT, 1977) .

Além disso, a reabilitação com próteses totais depende das condições anatômicas locais e dos referenciais clínicos existentes, que na grande maioria das vezes, são insuficientes para o sucesso do tratamento. Os erros técnicos

também são incorporados nas seqüências de fases laboratoriais, juntamente com as deficiências inerentes aos próprios materiais que são utilizados na confecção de próteses totais.

Entretanto erros técnicos poderiam ser corrigidos ou até mesmo evitados se as alterações dimensionais e possíveis distorções decorrentes da polimerização da resina fossem controladas durante o processamento da prótese.

Uma das principais conseqüências das distorções ocorridas no processamento da resina acrílica é a alteração da oclusão dos dentes artificiais e conseqüente aumento na dimensão vertical de oclusão ou devido às modificações na posição dos dentes, seja em decorrência dos contatos apresentados pela prótese (NADIN, 2001). Com intuito de solucionar este problema, SOUZA em 1987, estudou e desenvolveu uma nova mufla metálica “HH”, que permitia a inclusão dos pares de próteses simultaneamente, em oclusão. Segundo o autor, isto diminuía tanto as distorções das bases quanto as alterações sofridas pelos dentes após o processamento da resina.

RIZZATTI-BARBOSA, em 2000, por considerar que o método de processamento da resina acrílica com energia de microondas é um método simples, rápido e limpo, sem comprometimento de suas propriedades físicas, associou os conceitos de SOUZA (1987) com a possibilidade de processamento das próteses em oclusão, e desenvolveu um protótipo similar à mufla “HH”, em fibra de vidro reforçada (PVC), para uso específico em fornos de microondas doméstico.

Entretanto para analisar o comportamento das resinas e sugerir seu processamento nesse tipo de mufla, faz-se necessário submeter a resina termopolimerizável a testes laboratoriais, pois por possuir uma parte intermediária para permitir que as próteses se mantenham em oclusão, a mufla bimaxilar necessita de maior quantidade de gesso e o dobro da quantidade de resina em seu interior.

Estes fatores poderiam alterar as propriedades da resina acrílica polimerizada quanto à sua dureza, rugosidade de superfície e porosidade de superfície, já que a reação exotérmica presente resultaria numa elevação da temperatura muito acima daquela da evaporação do monômero (De CLERCK, 1987). Do mesmo modo, a maior quantidade de gesso poderia prejudicar o processo de polimerização da resina. Sabendo que essas propriedades relacionam diretamente com o acúmulo de biofilme sobre a base da prótese (ZISSIS, 2000) , com o aumento de monômero residual após a resina polimerizada (CRAIG, 1996), e com o comprometimento da estabilidade de sua cor (KIMPARA, *et al.* 1999), e que estes fatores comprometeriam a qualidade final da prótese, estudos que avaliem estas propriedades se fazem necessários, concretizando a segurança quanto ao uso desse tipo de mufla como técnica laboratorial.

qual nomeou de Vulcanite e utilizou-a na indústria automobilística. Em 1853 foi confeccionada a primeira base de prótese de Vulcanite com dentes de porcelana. Em 1854 Thomas Evans, em Paris, fez uma dentadura com base de Vulcanite para Charles Goodyer, e seu filho Charles Goodyer Jr. patenteou o uso desse material para fins odontológico um ano depois. Como as próteses de Vulcanite custavam um terço das próteses confeccionadas em metal ou cerâmica, em 1891 o uso da vulcanite como material para base de dentadura popularizou-se no meio odontológico. Entretanto os maiores problemas da Vulcanite eram o seu processamento dificultoso e a sua cor marrom escuro, tendendo ao acinzentado. Assim, mediante a necessidade de maior qualidade estética e facilitação de seu processamento, novos materiais foram sendo aprimorados para substituí-lo. Em 1869 foi introduzido no mercado o Celulóide, que se apresentava como a alternativa mais acessível para o grande custo de aquisição da licença de uso da Vulcanite. O Celulóide tinha mais proximidade com a cor das gengivas, porém, com o passar do tempo, este tendia a ficar com uma tonalidade esverdeada e a desenvolver odor fétido devido à absorção dos componentes salivares. Foi então desenvolvido um material borrachóide, também à base de celulóide, para ser utilizado como base de dentaduras, que se apresentava com melhores propriedades do que os anteriormente citados. Este era flexível, de fácil fabricação e simulava melhor o tecido gengival em relação ao Vulcanite. Entretanto também este não atendia totalmente os requisitos estéticos necessários às próteses. De 1910 a 1950 ocorreu a “era dos termoplásticos”. Estes polímeros eram facilmente plastificados por calor e permitiam serem prensados e modelados em função de

um novo molde, que se mantinha quando resfriado. Durante as três primeiras décadas do século XX, foram desenvolvidos outros materiais como o acetato de celulose (1903); a baquelite (1907), o poliestireno (1911,1929), o cloridato de polivinil (PVC) e acetato de polivinil (1912), o poliéster (1932) e a resina epóxica (1939). De particular interesse para odontologia ocorreu também nessa época o desenvolvimento das resinas acrílicas. O ácido acrílico e seus derivados já eram conhecidos desde 1890. No entanto, somente em 1901, foi realizada por Otto Rohm, a produção de um ácido acrílico de polímero transparente mais compatível com as necessidades odontológicas. Mas em virtude do atraso de sua produção, e devido à dificuldade em se extrair as unidades monoméricas desse ácido, somente em 1936 é que passou a ser desenvolvida com qualidade necessária e comercializada no setor odontológico. (RUEGGERBERG,2002).

A partir de então, o material passou a ser utilizado com mais frequência pelos dentistas, e as pesquisas passaram a se constituir como necessidade para a sua plena fundamentação no setor odontológico.

Um dos estudos pioneiros para analisar as propriedades físicas das resinas foi conduzido por McCracken em 1952. Ele dividiu o seu trabalho em duas partes, onde primeiramente realizou a comparação das propriedades físicas da resina acrílica com as dos materiais já existentes. Depois observou e registrou dados sobre temperaturas de polimerização e variações dimensionais ocorridas em próteses totais. Utilizou neste estudo 4 marcas comerciais de resina acrílica, que exibiram diferença de dureza quando química ou termicamente polimerizadas. Comparando as propriedades de dureza com o escoamento das resinas acrílicas

ativadas química e termicamente, o autor constatou que as ativadas quimicamente polimerizaram menos do que as resinas termicamente ativadas. O autor verificou ainda que as alterações na rugosidade destas resinas poderiam estar mais relacionadas as irregularidades proporcionadas por depressões e mesmo porosidade presentes na amostra polimerizada, do que com a dureza do material.

Após os estudos de McCracken, muitos outros investigaram as diversas propriedades das resinas.

Entretanto, somente 32 anos após a comercialização da resina acrílica, NISHI (1968) inovou o estudo das propriedades físicas da resina acrílica, introduzindo uma nova técnica de processamento, em que utilizou do aquecimento da resina através do uso da energia de microondas. Ele explicou que a energia de microondas é um método de aquecimento e polimerização da resina acrílica onde as ondas são geradas através de um magnetron de 2450 megahertz, e estas fazem com que as moléculas do metilmetacrilato se orientem alternadamente em um campo magnético, gerando inúmeras colisões intermoleculares que resulta no seu rápido aquecimento. Segundo o autor, o fato interessante é que, o aquecimento ocorre no interior da resina, sendo que a superfície externa da mufla se mantém com temperatura menor, dispersando o calor de maneira uniforme e diminuindo o risco de poros. Dentre as propriedades estudadas, o autor ressaltou a porosidade e a dureza. Relatou que através da redução da potência e aumento do tempo de exposição foi possível obter uma resina livre de porosidade. Quanto à dureza da resina acrílica, constatou que esse tipo de processamento admitiu

resultados tão satisfatórios quanto aos das resinas polimerizadas em banho de água.

Em 1973, ARAÚJO *et al.* definiram a resina acrílica como derivada do ácido acrílico ou ácido metacrilato como sendo fornecida na forma de pó (polímero: formado por partículas esféricas pequenas e polimerizadas a partir do monômero) e líquido (monômero de metacrilato de metila puro, contendo pequenas quantidades de hidroquinona). A proporção monômero/polímero é geralmente 3:1 em volume, ou 2:1 em peso, e nesta reação há pelo menos quatro etapas que podem ser observadas: a) fase arenosa ou fluída; b) fase fibrilar ou pegajosa; c) fase plástica ou de trabalho; d) fase borrachóide ou elástica. A resina acrílica contém, freqüentemente, peróxido de benzoila que se decompõe originando radicais livres, quando a massa plástica eleva-se acima de 60°C. O ponto de ebulição do monômero (100,8° C) é superior àquele da água utilizada para o seu processamento. Quando a temperatura de polimerização elevar-se acima deste ponto, este componente entrará em ebulição produzindo bolhas e, conseqüentemente, ocasionando o aparecimento de porosidade no interior das áreas mais espessas da resina.

Na tentativa de melhorar as propriedades físicas da resina acrílica, JAGGER & HUGGETT, em 1975, avaliaram o efeito da adição de agentes de ligação cruzada sobre a dureza, escoamento e recuperação desse material. Para avaliar a dureza foi utilizado um microdurômetro (WALLACE H6B) e as leituras relacionaram a profundidade de penetração em carga de 300g com recuperação em função do tempo. Os autores concluíram que o agente de ligação cruzada não

teve efeito sobre a dureza das resinas acrílicas e que não há relação entre a quantidade de agente de ligação cruzada adicionada ao monômero e o grau de recuperação ou escoamento da resina, bem como quanto à profundidade de penetração da agulha do microdurômetro. Desse modo, um aumento na dureza superficial causado pelo agente de ligação cruzada deve ser neutralizado pelo aumento do efeito plastificador do material intersticial não reagido, em função da concentração do agente de ligação cruzada.

A porosidade da resina acrílica devida aos ciclos curtos de polimerização também foi estudada por vários pesquisadores.

GAY & KING, em 1979, compararam a qualidade da resina acrílica polimerizada em calor e pressão e sob fervura, com um controle polimerizado pelo ciclo longo de 9 horas a 75°C. Foram confeccionadas amostras retangulares de 3.0 x 5.0 x 10.0 mm de espessura e uma amostra triangular com espessura que variou de 0.5 a 10.0 mm. A resina acrílica utilizada foi incolor para facilitar a visualização dos poros após a polimerização. A ausência ou presença de poros foi classificada através de escores (0 - ausência de porosidade; 1 – presença de pequenos poros; 2 – presença de porosidade grosseira). Os autores observaram que não houve porosidade em nenhuma das espessuras quando foi utilizada a polimerização pelo ciclo longo de 9 horas, assim como nas amostras com 3.0 mm ou menos, em quaisquer das técnicas utilizadas. As amostras com 5.0 mm de espessura apresentaram porosidade leve, porém as com 10 mm apresentaram porosidade severa.

KIMURA *et al.*, em 1983, fundamentando-se nos achados de NISHI, avaliaram as propriedades físicas de resinas acrílicas polimerizadas mediante a aplicação de energia de microondas, dentre as quais, a formação de fendas em próteses construídas com dentes de porcelana ou resina, e a porosidade de amostras com espessuras diferentes, polimerizadas durante 3 minutos em microondas e refrigeradas sob diferentes condições de temperatura. Os autores concluíram que raramente se observavam fendas entre dentes artificiais e base, e que em resinas polimerizadas por 3 minutos e que, raramente foi observada presença de poros mediante a utilização de grampo de Cr-Co.

Em 1985, REITZ *et al.*, analisaram a resistência transversa, dureza e porosidade da resina termopolimerizável convencional polimerizada em banho de água e por energia de microondas, em amostras com de diferentes graus de espessuras. A dureza foi analisada utilizando impressora de Barcol; a resistência transversal numa máquina Instron, e a porosidade foi analisada numa área de secção ao centro das amostras mais espessas. De acordo com os resultados, em relação à porosidade quanto aos métodos de polimerização, nas amostras mais finas não houve diferenças significativas para as variáveis analisadas. Mas nas mais espessas foi observada porosidade na região central das amostras polimerizadas por energia de microondas. Constataram também que a porosidade pode ser reduzida mediante o aumento do tempo de exposição das amostras em função de menor intensidade de potência, quando na utilização de energia de microondas.

Para explicar as causas da porosidade nas resinas acrílicas WOLFAARDT *et al.* (1986), confeccionaram 128 amostras de resinas acrílicas de acordo com a especificação nº 12 da Associação Dentária Americana, e observaram qual a relação entre a espessura da amostra (0,1 a 4,5 mm) com a ocorrência de poros. As amostras foram polimerizadas pelo ciclo lento (9 horas a 73°C) e pelo ciclo rápido (água fervente por 60 minutos). O número e tamanho dos poros foram observados em 3 regiões distintas da amostra (zona central, zona média e zona periférica). Os autores afirmaram que a contração de polimerização, inclusão de gases e homogeneidade inadequada da massa podem resultar em formação de poros e que isto se faz presente nas secções mais espessas das amostras.

DE CLERCK, em 1987, relatou que a resina comumente utilizada para manufatura de prótese dental requer um ativador (peróxido de benzoila) que, a uma temperatura de 60°C, cria radicais livres dentre os monômeros, ativando-os e polimerizando-os através de uma reação exotérmica (12.9 Kcal/gm molécula). Mediante a temperatura gerada pode ocorrer ebulição do monômero e conseqüente aprisionando de bolhas formando poros no interior da resina acrílica. Por esse motivo, para que as partes mais espessas possam polimerizar de forma correta, segundo o autor, a polimerização precisa ser conduzida numa temperatura relativamente baixa (menor que 100.8° C) por um longo período de tempo. O autor concluiu ainda que as resinas processadas por microondas apresentam baixo índice de monômero residual e propriedades físicas semelhantes às resinas polimerizadas por método convencional.

No mesmo ano SANDERS *et al.*, fizeram ensaios de porosidade com resinas acrílicas utilizando três técnicas diferentes de polimerização e esfriamento: a) banho de água a 74°C por 9 horas e esfriamento brusco em água corrente por 20 minutos, b) irradiação em microondas com potência de 90 W por 6,5 minutos em cada lado, e resfriado por 15 minutos sobre bancada e por mais 45 minutos em água corrente, e c) polimerização em microondas com potência de 90W por 6,5 minutos em cada lado e esfriamento em bancada por 2 horas e 30 minutos. Os resultados mostraram que não houve diferença no grau de porosidade entre amostras, e que as resinas especialmente formuladas para microondas exibiram menor nível de porosidade que o demais, fato este que pode ser atribuído à sua composição, modificadas por monômero de metil e etil metacrilato.

AL DOORI *et al.*, em 1988, também analisaram a porosidade, relacionando esta com a espessura da amostra. Utilizaram 4 tipos de resinas polimerizadas em 3 técnicas diferentes: a) através método convencional (7 horas a 70°C e mais 3 horas a 100°C), b) em microondas (70 W por 24 minutos) e c) pela polimerização rápida (20 minutos em água em ebulição). Os autores concluíram que as resinas de polimerização rápida não apresentaram porosidade nas amostras até 7,0 mm de espessura quando polimerizadas em banho de água a 20 minutos. Para as amostras polimerizadas em microondas, a espessura máxima sem porosidade foi de 3.0 mm.

TRUONG & THOMAZ, em 1988, avaliaram as propriedades de dureza e porosidade de 4 resinas acrílicas processadas sob dois métodos diferentes de polimerização: energia de microondas e banho de água quente. Para o banho de

água quente, as muflas foram imersas em água em ebulição, e a fonte de calor desligada por 20 minutos e depois religada por mais 10 minutos. Para a polimerização por energia de microondas as muflas foram pré-polimerizadas por 1 minuto a 90 W de potência e polimerizadas por 13 minutos, seguida por ciclo adicional de 2 minutos a 500W. Para o teste de porosidade, foram utilizados 4 ciclos de polimerização em microondas: ciclo A (90w por 13 minutos), ciclo B (90w por 24 minutos), ciclo C (90w por 13 minutos) e ciclo D (60w por 6 minutos), e para os demais testes foi utilizado somente o ciclo A. Os autores concluíram que não houve diferença em relação aos valores de dureza para os dois métodos de polimerização. Entretanto, a presença de porosidade foi observada em todas amostras, o que, segundo os autores, foi devida ao excesso de calor gerado pela reação, que poderia ser reduzido com o controle da potência.

TAKAMATA & SETCOS, em 1989, avaliaram a resistência transversal, a dureza e a porosidade de duas resinas para microondas e uma convencional, variando a potência e o tempo do ciclo, a espessura das amostras, e a marca das resinas acrílica, concluindo que não houve diferença estatística em relação à dureza e as resinas específicas para microondas não apresentaram porosidade, independente da espessura, potência ou tempo de duração do ciclo.

LEVIN *et al.*, em 1989, utilizando cinco diferentes resinas acrílicas polimerizadas por microondas e por banho de água, investigaram as propriedades de dureza, porosidade e resistência transversa. Dez corpos-de-prova foram polimerizados por banho de água e por energia de microondas. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os diferentes métodos de

polimerização quanto às propriedades analisadas. Segundo os autores, a resina processada por microondas apresentou como vantagens o tempo reduzido de processamento, facilidade de manipulação e limpeza de manuseio.

Também em 1989, SHOLSBURG *et al.*, compararam o método de polimerização convencional e por energia de microondas quanto à porosidade, dureza de Knoop, monômero residual, resistência transversa, densidade, alteração dimensional e resistência ao impacto. Foram confeccionadas próteses totais e divididas em dois grupos, de acordo com o tratamento a ser empregado: banho de água ou irradiação por microondas. A porosidade foi verificada em secção transversa obtida na região de molar e observada em aumento de 10 vezes. A dureza de Knoop foi avaliada através de um microdurômetro, e o monômero residual foi quantificado por espectroscopia infravermelha. Os autores somente encontraram diferenças estatísticas no teste de dureza de Knoop, em que as resinas polimerizadas por microondas apresentaram valores inferiores.

ALKHATIB *et al.*, em 1990, analisaram a dureza e a porosidade de duas resinas acrílicas de polimerização por microondas (Acron MC<sup>®</sup> e Justi MC<sup>®</sup>) e outra convencional polimerizada em banho de água quente (Justi<sup>®</sup>). A dureza Knoop foi avaliada em diferentes espessuras, em microdurômetro M-400. A porosidade foi verificada através de microscópio metalográfico NEOPHOT-21. Os resultados sugeriram que, independentemente da espessura, tanto as amostras polimerizadas por banho de água quanto as feitas com Acron MC<sup>®</sup>, processada por energia de microondas, apresentaram-se livres de porosidade. Porém quando a resina convencional foi processada em microondas, as amostras com espessura

de 3,0 mm apresentaram porosidade severa. As amostras de resinas Justi MC<sup>®</sup>, quando polimerizadas pelo ciclo curto, apresentaram porosidade em espessura superior a 3,0 mm; quando polimerizadas pelo ciclo longo, estas resinas só apresentam porosidade em espessuras superiores a 9,0 mm. Os autores observaram também que as resinas especialmente formuladas para microondas (Acron MC<sup>®</sup>) apresentaram valores estatisticamente significantes quanto à porosidade quando comparado ao grupo submetido à polimerização com potência alta. Não houve diferença estatística significativa para o ensaio de dureza.

QUIRYNEN *et al.*, em 1990, após estudos clínicos, verificaram que alta energia livre de superfície e o aumento da rugosidade de superfície do substrato poderiam facilitar o acúmulo de placa subgengival. Para verificação dessa hipótese, realizaram um estudo clínico onde utilizaram duas tiras de propileno (FEP) e uma de acetato de celulose (CA) (polímeros de energia livre de superfície de 20 e 58 erg/cm<sup>2</sup>, respectivamente), presas à superfície vestibular de incisivos centrais de 16 voluntários. Metade da superfície da tira foi polida ( $Ra \pm 0,1 \mu m$ ) e a outra metade foi deixada rugosa ( $Ra \pm 2,2 \mu m$ ), e foram feitas leituras dos índices de placa bacteriana, 6 dias após o início do experimento. Os autores detectaram haver uma quantidade significativamente menor de placa bacteriana na FED lisa, quando comparada com a CA lisa. Entre a superfície FED rugosa e a superfície CA rugosa, não foi verificada diferença estatística. Os autores concluíram que a influência da rugosidade de superfície no acúmulo e na composição da placa é mais importante que a energia superficial livre.

BAFILE *et al.*, em 1991, compararam a porosidade entre resinas acrílicas polimerizadas em microondas e banho de água. Foram confeccionados corpos-de-prova, divididos em 10 grupos polimerizados em microondas, sendo que o grupo controle foi polimerizado por banho de água quente. As amostras foram pesadas em balança de precisão em ambiente de ar e após serem imersas em água, para calcular a porosidade percentual, e mergulhadas em tinta preta para contagem do número de poros em microscópio. Os resultados sugeriram que não existe diferença na porosidade total entre o grupo controle e os grupos experimentais. Os autores concluíram também que a irradiação por microondas pode ser empregada para a obtenção de resinas sem porosidades, desde que associada a combinações de tempo/potência adequadas.

SMITH *et al.*, em 1992, avaliaram a dureza Knoop, resistência transversa, resistência ao impacto e módulo de elasticidade 7 tipos de resinas, polimerizadas por diversos métodos: a) irradiação por energia de microondas, b) banho de água quente e c) luz visível. Através dos resultados os autores concluíram que a dureza Knoop da resina TRIAD<sup>®</sup> apresentou valores maiores que as demais.

PHILLIPS, em 1993, discutindo diferentes técnicas e ciclos de processamento, afirmou que quando ativada em água aquecida a 74°C durante 9 horas, a contração inerente à polimerização da resina, distribui-se uniforme e aleatoriamente por toda a superfície da base de prótese. O autor ainda faz referência a métodos alternativos de polimerização como ativação por luz visível, ativação química e por energia de microondas, destacando este último como mais

rápido e limpo do que a polimerização por banho de água, considerando que as bases de próteses totais, quando processadas por microondas, apresentam propriedades físicas semelhantes às processadas pelos métodos usualmente empregados.

ILBAY *et al.*, em 1994, concluíram que não havia diferença entre os resultados das resinas polimerizadas por microondas ou pelo ciclo longo em banho de água, quanto à sorção de água, dureza, força transversal e deflexão. Porém relacionaram a potência e tempo de polimerização com a presença de porosidade e tentou adequar estas variáveis para reduzi-las a níveis mínimos. Neste estudo, foram confeccionados corpos-de-prova com 20,0mm de diâmetro por 1,0 mm de espessura, preparados com resinas termopolimerizável convencional, polimerizadas através de 21 diferentes ciclos de polimerização, nos quais variaram a potência (110, 165, 220, 275 , 330 e 550 W) e os períodos de exposição das amostras (1, 2, 3, 6, 8 e 10 minutos). A dureza Vickers foi verificada de acordo com as especificações nº 9 da A.D.A. Relataram que a polimerização mais adequada ocorreu nos ciclos superiores a 2 minutos na potência máxima, e 10 minutos na potência mínima.

BOLLEN *et al.*, em 1996 investigaram a influência da rugosidade na superfície de pilares transmucosos de implantes osseointegrados sobre o acúmulo de placa e mucosite perimplantar, em seis pacientes portadores de prótese implantossuportada mandibular. Em cada paciente foram instalados, aleatoriamente, dois pilares diferentes, um standard ( $Ra=2,2\mu m$ ) e um

confeccionado em cerâmica de alto polimento ( $R_a = 0,06\mu\text{m}$ ). Ao final do trabalho os autores concluíram que uma redução na rugosidade de  $0,2\mu\text{m}$ , não promove nenhum impacto significativo na composição da placa microbiana supra ou subgengival.

RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY (1996) verificaram se o grau de porosidade de bases de prótese era influenciado por um segundo ciclo de polimerização da resina. A porosidade foi analisada através da imersão das amostras em nanquim e contagem dos poros em lupa estereoscópica, com aumento de 63 vezes. Concluíram que a resina polimerizada por microondas apresentou menor porosidade em relação à resina polimerizada por banho de água, sugerindo que não existe contra-indicação para o processamento da resina em microondas também para o reembasamento.

CRAIG (1996) afirmou que as resinas apresentam valores baixos de dureza e por isso podem ser riscadas e abrasionadas facilmente. Como possível solução sugeriu que partículas inorgânicas fossem adicionadas ao material para aumentar a sua resistência à abrasão sem alterar a sua dureza. No intuito de diminuir o tempo de polimerização das resinas o autor incluiu um iniciador formulado pela misturas de agentes químicos e termo-ativadores tornando a polimerização mais rápida sem causar porosidade. Segundo o autor a porosidade das resinas acrílicas pode ser atribuída a vários fatores, como por exemplo o aumento abrupto da temperatura de polimerização que promove a ebulição do monômero. Também considera a pressão inadequada no momento do fechamento

da mufla, e a mistura inadequada de monômero e polímero como elementos causadores de porosidade.

VERRAN & MARYAN (1997) realizaram um estudo sobre a retenção de *Cândida albicans* em diferentes superfícies de resina acrílica, com a intenção de determinar o efeito direto da rugosidade de superfície desses materiais sobre as infecções induzidas por prótese. Foram confeccionados padrões em resina acrílica, dos quais um grupo teve a superfície lisa e polida e outro, para a obtenção de uma superfície rugosa, foi desgastado manualmente com lixa de granulação média. A mensuração da rugosidade de superfície das amostras foi realizada através de um perfilômetro. As amostras foram incluídas em culturas de *C.albicans*, e após foram avaliadas quanto à proliferação e fixação destes microorganismos em sua superfície. Os valores de rugosidade encontrados para a resina acrílica foram 0,02  $\mu\text{m}$  para resina lisa, 1,26  $\mu\text{m}$  para resina rugosa e 1,96 $\mu\text{m}$  para resina prensada contra gesso selado com verniz. Quanto à adesão de microorganismos, os resultados mostraram um número bem menor de células aderidas nos grupos de superfície lisa. Os grupos de superfície rugosa não só diferiram estatisticamente em relação aos grupos de superfície lisa, mas também entre si. Os autores ressaltaram a importância das superfícies das próteses em resina acrílica e serem mantidas o mais lisas e regulares possível, com intuito de diminuir a retenção de microorganismos, prevenindo a ocorrência de infecções locais e deterioração precoce da prótese.

Mediante a análise de uma revisão bibliográfica, RIZZATTI– BARBOSA *et al.* (1998) consideraram que o método alternativo de processamento de resinas para próteses odontológica através do aquecimento da resina com energia de microondas tem sido proposto, no sentido de aprimorar as técnicas e os resultados de próteses removíveis, sejam parciais ou totais. Os autores, através de uma análise crítica deste método, afirmaram que este pode ser utilizado com segurança na elaboração de trabalhos protéticos, e de que se trata de uma técnica simples, limpa e rápida.

ANUSAVICE (1998), no capítulo referente às propriedades mecânicas dos materiais dentários, afirmou que a marcação produzida na superfície de um material, a partir de uma carga aplicada, ponta afiada ou partícula abrasiva, resulta da interação de numerosas propriedades, dentre as quais estão resistência, limite de proporcionalidade e ductibilidade. O teste de dureza Knoop utiliza uma ponta de diamante, cuja impressão é rômica em sua forma, no qual é medida a extensão diagonal mais longa desta impressão. Os testes de dureza Knoop e Vickers são classificados como testes de microdureza, e empregam cargas menores do que 9,8 N. As endentações resultantes são pequenas e limitadas a uma profundidade menor que 19  $\mu\text{m}$ . No capítulo sobre materiais de acabamento e polimento citou que estes promovem três benefícios em prótese: saúde, função e estética. A condição de saúde pode ser obtida evitando o acúmulo de alimentos e bactérias na superfície, além de facilitar a manutenção da higiene. A função é melhorada quando as superfícies lisas dos dentes e da prótese promovem melhor

deslocamento do bolo alimentar e dos contatos entre os dentes antagonistas. Esteticamente o acabamento promove, principalmente nas áreas visíveis, como nos dentes anteriores, compatibilidade com as estruturas remanescentes adjacentes. Segundo o autor, o processo de polimento é uma das etapas mais refinadas do acabamento, produzindo riscos finos não detectados visualmente.

BORGES, em 1998, analisou a porosidade, dureza de superfície, rugosidade e polimento da resina acrílica QC20®, quando a resina foi submetida a diferentes ciclos de polimerização (água aquecida a 74°C por 9 horas, água em ebulição e energia de microondas). Para a análise da dureza superficial utilizou um Microdurômetro Future Tech, com carga de 25g por 30 segundos, e a porosidade aparente foi analisada após a imersão dos corpos-de-prova em tinta nanquim por 2 horas e contagem do número de poros. O autor concluiu que o método de aquecimento da resina a 74°C por 9 horas permitiu confeccionar amostras que não diferiram das demais quanto à dureza e à porosidade.

KIMPARA *et al.*, em 1999, visando minimizar a porosidade dos corpos, analisaram alguns processamento alternativos das resinas acrílicas. Foram confeccionadas amostras com 18,0; 36,0 e 54,0 cm<sup>3</sup>, polimerizadas de acordo com 3 métodos: a) banho em água a 65° C por 90 minutos, elevando para 100° C por 1 hora, b) banho em água a 65° C por 30 minutos seguida de 1 hora a 50 ° C e ainda mantendo em fervura por 30 minutos e c) banho em água a 65 ° C por 30 minutos seguido de 23 horas e 30 minutos a 50 ° C e 1 hora em fervura. Pelo exame visual dos poros presentes nos corpos-de-prova, os autores concluíram que a temperatura acima daquela em que se desencadeia a polimerização, levou

à ocorrência de porosidade quando havia maior volume de material, e que a interrupção da temperatura que desencadeia a polimerização (65 ° C) após 30 minutos, e manutenção a 50 ° C por 23 horas e 30 minutos, seguida de fervura por 1 hora não causaram porosidade.

TANJI, em 2000, aplicou teste de dureza e análise do número de poros três diferentes resinas desenvolvidas para três técnicas de polimerização, água aquecida por 9 horas (água em ebulição por 20 minutos e microondas por 3 minutos a 1400 W de potência). Para mensuração desta propriedade foi utilizado o microdurômetro Shimadzu® (modelo HMV 2000), com carga de 25g por 10 segundos, e a porosidade foi analisada após a imersão das amostras em tinta nanquim por 12 horas. O autor concluiu que a porosidade foi maior na resina polimerizada através de microondas, e que a dureza destas resinas também se apresentou mais elevada.

Analisando a rugosidade dos materiais utilizados para confecção de base de próteses e sabendo da correlação dessa propriedade com o acúmulo de placa bacteriana, ZISSIS *et al.*, 2000, avaliaram 20 materiais comercializados para confecção de próteses totais, sendo 4 resinas para base de próteses, 9 reembasadores de alta consistência e 7 reembasadores de baixa consistência. Os resultados dos valores de rugosidade foram entre 3,4 a 7,6 µm para o grupo do material de base e de 0,7 a 4,4 µm para os reembasadores de alta consistência. Os reembasadores de baixa consistência autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis apresentaram rugosidade de 0,7 a 3,5 µm, enquanto os polimerizados com banho

de água apresentaram rugosidade de 3,5 a 4,0  $\mu\text{m}$ . Os autores afirmaram em sua discussão que os valores de rugosidade exibidos por todos os materiais testados (valores maiores que 0,7 $\mu\text{m}$ ) podem indicar uma forte possibilidade de acumularem placa, mas que todos os valores acima de 0,2  $\mu\text{m}$  certamente acumularão considerável quantidade placa.

OLIVEIRA (2001) avaliou se o número de muflas e de sua posição no interior do forno de microondas podem influenciar a liberação de monômero residual, porosidade de superfície e dureza de Knoop, de amostras de resina Acron MC<sup>®</sup> polimerizados em forno doméstico de microondas. Para o estudo foram confeccionados 90 corpo-de-prova medindo 32,5 x 10 x 2,5 mm, polimerizados em microondas a 500W. Como grupo controle foi considerada uma única mufla no centro do prato giratório do forno (GI) e, como grupo experimental, as posições de duas muflas no centro (GIIa) e na extremidade do mesmo (GIIb). Também investigou a utilização das duas muflas posicionadas de forma centralizadas sobre o prato, uma sobre a outra (GIIIa e GIIIb). Para o teste de dureza, foram feitas 12 endentações após 144 horas de estocagem, e para o de porosidade, as amostras foram submersas em nanquim e a leitura realizada em lupa com aumento de 40x. De acordo com os resultados, concluiu que a posição da mufla interfere na polimerização das resinas e quanto à liberação de monômero residual, mas que houve diferença significativa quanto à dureza e porosidade apresentada pela amostra. A autora justifica seus resultados tomando por base a maior quantidade de gesso e resina envolvida na irradiação.

## **4.2 - Desenvolvimento das mufas de inclusão e distorções inerentes ao processamento**

Desde o seu surgimento até a década de 60, o processamento da resina acrílica termopolimerizável tem sido feito predominantemente através da técnica de compressão do molde e aquecimento da resina em banho de água, com o uso de mufas metálicas monomaxilares. Este processo ocorre em função da propriedade de condução térmica, ou seja, a água se aquece passando o calor para mufla, desta para o gesso e finalmente este para resina.

NISHI, em 1968, utilizando de mufla metálica convencional, confeccionou perfurações nesta e polimerizou suas amostras em um forno doméstico de microondas, juntamente com um recipiente de água para evitar o superaquecimento da resina. Ele foi o primeiro autor a relatar o uso de microondas como método de polimerização mais rápido para as resinas acrílicas. Porém ele identificou esta mufla como não compatível para o uso nesses fornos, pois o material metálico de que era constituída, refletia as microondas geradas, não polimerizando corretamente a resina.

KIMURA *et al.*, 1983, concordando com a observação feita por NISHI, de que as mufas convencionais não eram compatíveis para uso em microondas, promoveram adaptações ao processo convencional de inclusão. Os autores incluíram suas amostras em mufas metálicas convencionais, e após a resistência úmida de 1 hora, do gesso, transferiram todo o seu conteúdo para tubos de borracha que foram levados ao forno de microondas doméstico para que se

processasse a polimerização da resina. Os autores obtiveram sucesso com esta adaptação e no ano seguinte confeccionaram uma mufla, semelhante à metálica comercializada na época, porém confeccionada em fibra de vidro reforçada, já que necessitavam de um material resistente e não translúcido, obtendo com este novo aparato melhores resultados de polimerização das amostras de resina. Através destas muflas mais apropriadas à técnica de aquecimento por energia de microondas, puderam observar bons resultados na redução do tempo despendido para polimerização da resina acrílica, sem comprometimento de suas propriedades físicas.

Porém a técnica de inclusão nesse tipo de mufla monomaxilar normalmente não é capaz de conter as grandes distorções oclusais presentes nos dentes artificiais, ocasionados pelas alterações dimensionais da resina. (NADIN,2001)

HOLT (1977) relatou que as deformações das próteses podem resultar do estresse presente na desinclusão dessas próteses do interior das muflas. Segundo o autor, tais alterações, mesmo quando pequenas, são suficientes para modificar a posição estabelecida aos dentes artificiais, com conseqüente modificação na inclinação das cúspides e na curva individual de compensação. Estas alterações podem ser capazes de modificar o posicionamento maxilo-mandibular e conseqüentemente, de criar alavancas e comprometer o assentamento e a estabilidade das próteses, através do seu deslizamento sobre os rebordos desdentados. A procura por melhor relacionamento da oclusão dentária da prótese polimerizada leva, na maioria das vezes, a um desgaste

excessivo das faces oclusais dos dentes artificiais, ocasionando perda da anatomia da superfície oclusal de determinados dentes artificiais, principalmente os posteriores, responsáveis pela estabilização da dimensão vertical de oclusão. Essas variações oclusais ocasionadas pela polimerização da resina são tidas como incorreções nocivas, que devem ser minimizadas ou corrigidas durante o processamento, que envolve uma série de critérios e cuidados, e a serem rigorosamente respeitados, já que o momento da instalação das próteses pode se tornar crítico mediante o comprometimento de toda a qualidade do trabalho clínico almejado.

Procurando contornar esses desajustes oclusais decorrentes das alterações dimensionais e das distorções inerentes aos materiais utilizados na confecção das próteses duplas totais, SOUZA (1987) desenvolveu a mufra "HH", que possibilita a inclusão do par de próteses total superior e inferior com os dentes em oclusão. Este sistema permite incluir, processar e polimerizar ambas as próteses simultaneamente. Segundo o autor, isto é capaz de diminuir sensivelmente as alterações oclusais inerentes às possíveis distorções ocorridas durante o processamento e às alterações intrínseca aos materiais utilizados. O fato de os dentes estarem em oclusão impedirá que eles invadam o espaço de seus antagonistas, evitando-se, desta forma, os contatos prematuros. O objetivo da mufra "HH" é portanto, facilitar a obtenção de múltiplos contatos simultâneos e bilaterais no fechamento mandibular, iguais aos observados por ocasião da prova dos dentes em cera, sem provocar deslizamentos das bases sobre a fibromucosa que reveste os rebordos. O autor confirmou as vantagens do processamento das

próteses nestas mufas em observações clínicas, durante a confecção de 25 pares de próteses totais.

RIZZATTI-BARBOSA, em 2000, considerando que o método por microondas economiza tempo e custo, bem como proporciona à resina as mesmas propriedades físicas, quando comparada ao método de aquecimento por banho de água em ciclo de 9 horas, patenteou um protótipo, similar à mufla metálica “HH” , para uso em microondas.

## **5 – PROPOSIÇÃO**

Este trabalho teve por objetivo, investigar se o processamento de amostras de resina acrílica incluídas em muflas bimaxilares, metálicas e de PVC, alterou-se quanto as propriedades de dureza Knoop, rugosidade de superfície e porosidade de superfície, quando comparadas com muflas monomaxilares, metálicas e de PVC. Objetivou também avaliar se houve diferença, destas mesmas propriedades, em relação ao posicionamento das amostras no interior da mufla bimaxilar.

## 6 – METODOLOGIA

### 6.1 – Material

#### 6.1.1 – Resinas

Os materiais utilizados para confecção dos corpos-de-provas foram a resina acrílica Vipi Wave® e Vipi Cril® (Dental Vipi Ltda. Ind. e Com. de Materiais Odontológico), ambas ativadas termicamente, em forno de microondas e em banho de água respectivamente (FIG. 1).



Figura 1 - Resinas utilizadas no estudo

#### 6.1.2 – Aparelhos utilizados na polimerização

Para o processo de polimerização foi utilizado um forno de microondas doméstico, (Continental® AW42), com 900W de potência máxima (FIG. 2), e uma polimerizadora por aquecimento de água (Termotron® P100) (FIG. 3).



Figura 2 - Forno doméstico de microondas utilizado no experimento



Figura 3 - Polimerizadora utilizada no experimento

### 6.1.3 – Muflas

#### 6.1.3.1 – Muflas monomaxilares

As muflas monomaxilares utilizadas no experimento, feitas em metal e em PVC, que foram utilizadas para o processamento da resina em banho de água e com energia de microondas, respectivamente, estão apresentadas na Figura 4. Esta se constitui de 3 partes: uma inferior, na qual se inclui a prótese, denominada de base (FIG. 4A); outra denominada de contra-mufla (FIG. 4B), utilizada para o preenchimento do molde, e por último a tampa (FIG. 4C).

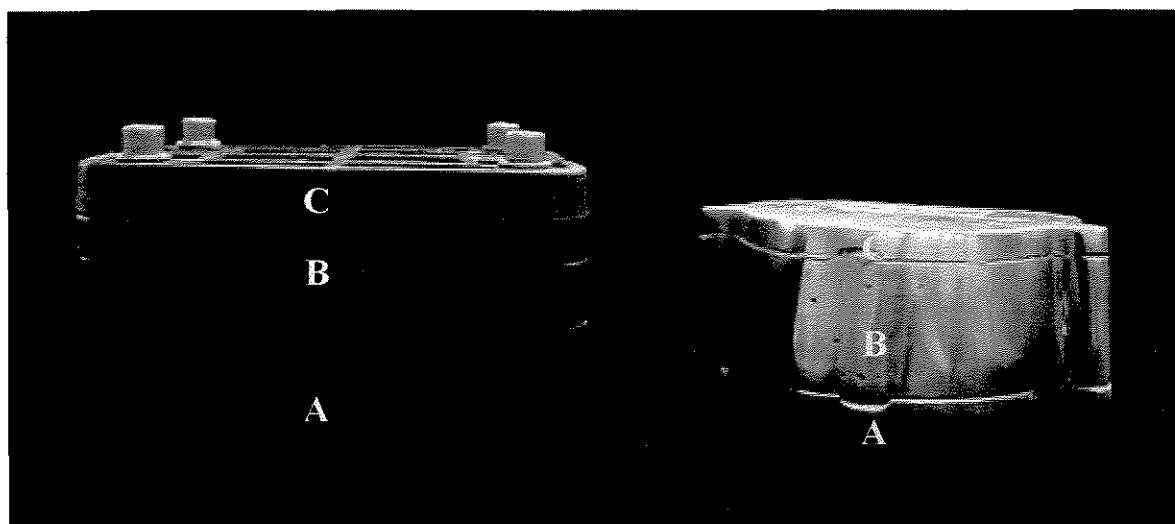


Figura 4 - Muflas monomaxilares, metálica e PVC, e suas partes constituintes (A - base da mufla; B – contra-mufla e C – tampa)

### **6.1.3.2 – Muflas Bimaxilares**

Foram utilizadas duas muflas bimaxilares, uma confeccionada em metal (HH), desenvolvida por SOUZA (1987), com patente nº 670044-5 (INPI) e outra em PVC, na Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), com patente nº 1938-0 (INPI) (RIZZATTI – BARBOSA, 2000), específicas para processamento de resina acrílica em banho de água e energia de microondas, respectivamente (FIG.5). Estas se constituem de 4 partes: uma inferior, na qual se inclui a prótese inferior, denominada de base (FIG. 5A); outra intermediária na qual os dentes de uma prótese permanece em oclusão com os de outra prótese (FIG. 5B); contra-mufra utilizada para o preenchimento do molde, na qual se inclui a prótese superior (FIG. 5C), e a tampa, presente somente na mufla metálica (FIG. 5D).

Estas muflas permitem a inclusão simultânea de próteses superiores e inferiores, em oclusão, diminuindo as alterações oclusais das próteses, inerentes às modificações no posicionamento dos dentes artificiais que ocorrem durante o processamento da resina. (SOUZA 1987, CUNHA 2000, RIZZATTI-BARBOSA 2000)

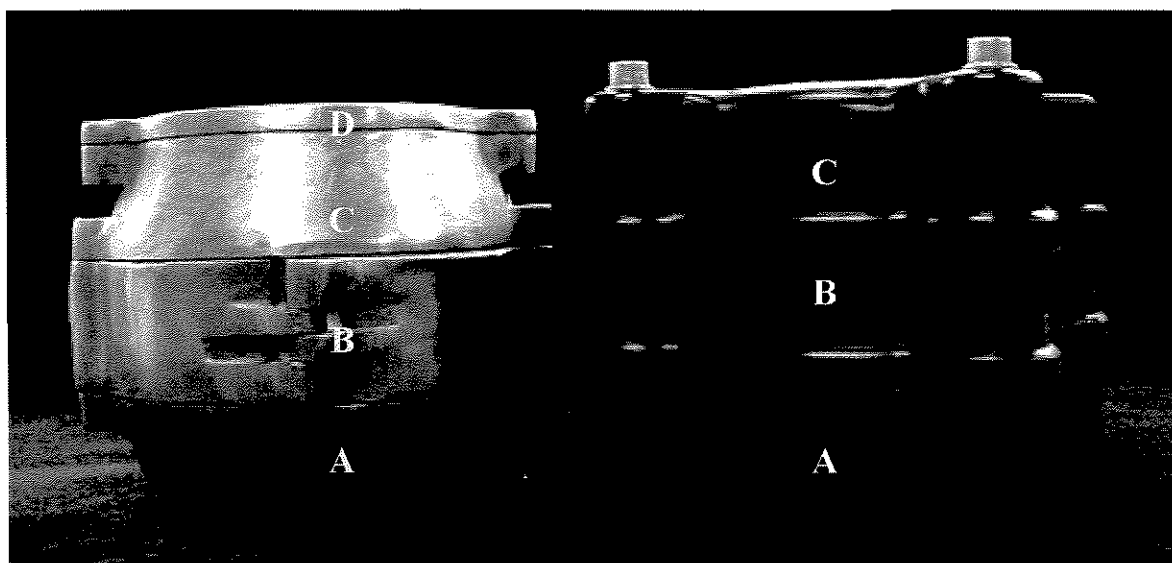


Figura 5 - Muflas bimaxilares, metálica e PVC, e suas partes constituintes (A - base da mufla; B - parte intermediária; C - contra-mufla e D - tampa)

## 6.2 – MÉTODO

### 6.2.1 - Confeção das matrizes de silicone para a obtenção dos moldes em gesso destinados à inclusão da resina acrílica

Foram confeccionadas 90 matrizes em silicone polimerizada por reação de condensação de consistência densa (Coltoflex<sup>®</sup>, Vigodent S.A), a partir de um molde de acrílico com perfurações circulares, nas dimensões de 32,5 mm de diâmetro por 3,0 mm de espessura. (FIG. 6 A). A massa de silicone foi manipulada segundo recomendação do fabricante, colocada nas perfurações do molde de acrílico e prensada entre duas placas acrílicas numa prensa hidráulica (Delta<sup>®</sup> Máquinas Especiais), sob pressão de 0,5 toneladas, até a sua completa polimerização (FIG. 6 B). Após transcorrido esse período, as placas foram

separadas e o excesso de silicone removido com uma lâmina de bisturi (FIG. 6 C).

As matrizes de silicone foram, então, removidas do molde (FIG. 6 D).

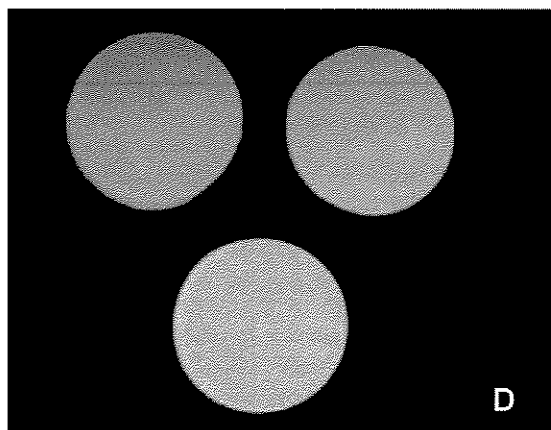
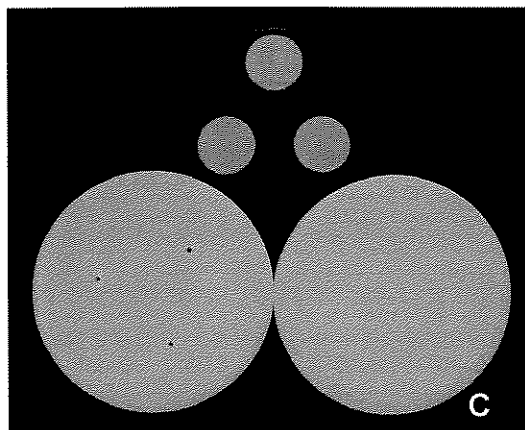
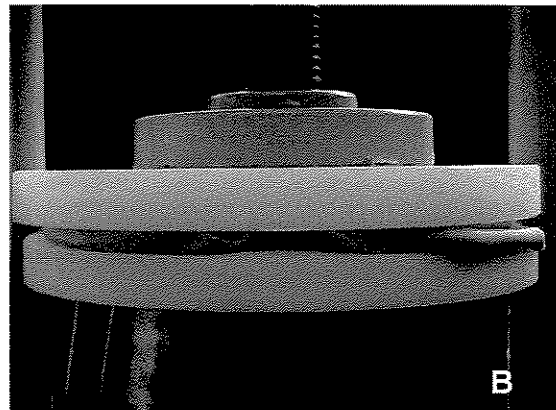
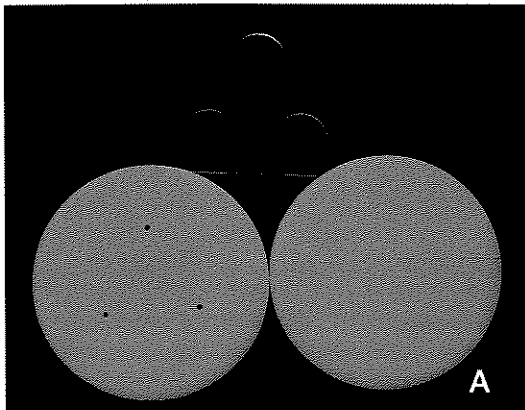


Figura 6 - Etapas da confecção das matrizes de silicone (A – molde de acrílico transparente perfurado e placas de acrílico; B – silicone sendo prensado entre as placas de acrílico; C – molde de acrílico contendo as matrizes em silicone e placas de acrílico; D – matrizes em silicone que serviram de molde para os corpos-de-prova em resina acrílica.)

### **6.2.2 - Inclusão das Matrizes de silicone na mufla monomaxilares (metálica e em PVC)**

As bases e as contra-muflas das muflas monomaxilares foram isoladas com vaselina sólida. Foram realizados os preenchimentos das bases com gesso tipo III (Herodent<sup>®</sup>, Vigodent S.A), preparado na proporção de 250 g de pó / 80 ml de água, de acordo com as instruções do fabricante, e espatulado a vácuo (Polidental<sup>®</sup>, Ind. e Com. Ltda) por 40 segundos. Após obtida a resistência úmida do gesso (1 hora) , as superfícies foram planificadas com lixas de carbetto de silício de granulações 320 e 400, e em seguida, foram isoladas com vaselina sólida (FIG. 7 A). As matrizes de silicone, após também terem sido isoladas com vaselina sólida (FIG. 7 B), foram dispostas nas bases, sempre na mesma posição (FIG. 7 C). As contra-muflas foram preenchidas com gesso tipo III, manipulado conforme as condições técnicas descritas anteriormente, na proporção de 270 g de pó / 85 ml de água, depositado inicialmente sobre as matrizes de silicone para que estas não se movimentassem durante o manuseio das muflas (FIG. 7 D). As muflas foram levadas à prensa de bancada e mantidas sob pressão de 0,5 toneladas durante 1 h. Após este período, as muflas foram abertas, as matrizes de silicone removidas, as condições dos moldes obtidos examinadas (FIG. 7E), e ambas as partes, mufla e contra mufla, foram lavadas com água e detergente neutro, com auxílio de escova dental macia para remoção de resíduos da vaselina.

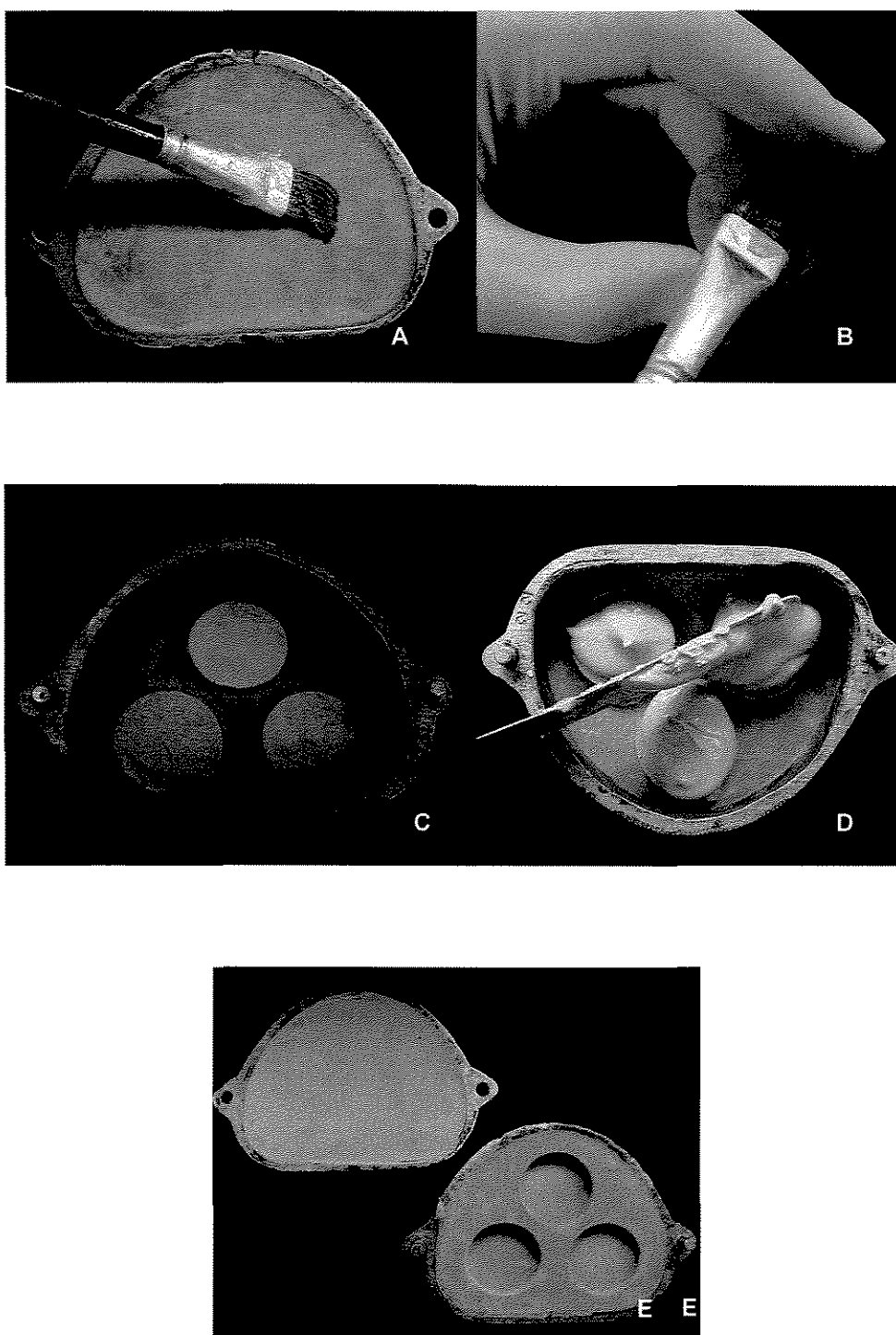


Figura 7 - Inclusão das matrizes de silicone na mufla monomaxilar metálica (A - vaselinando a base da mufla; B – vaselinando as matrizes de silicone; C – matrizes posicionadas na base da mufla; D – preenchimento da contra-mufla com gesso; E – averiguação do molde obtido)

### **6.2.3 - Inclusão das Matrizes de silicone na mufla bimaxilar (metálica e em PVC)**

A base da mufla bimaxilar foi isolada com vaselina sólida e devidamente preenchida com gesso tipo III (Herodent<sup>®</sup>, Vigodent S.A.), preparado na proporção de 250 g de pó / 80 mL de água, de acordo com as instruções do fabricante, e espatulado a vácuo (Polidental<sup>®</sup>, Ind. e Com. Ltda) por 40 segundos. A contra-mufla, após ter sido isolada, também foi preenchidas com gesso tipo III (Herodent<sup>®</sup>, Vigodent S.A.), preparado na proporção de 300 g de pó / 90 mL de água, de acordo com as instruções do fabricante e espatulado a vácuo (Polidental<sup>®</sup>, Ind. E Com. Ltda) por 40 segundos. Após obtida a resistência úmida do gesso (1 hora) da base e da contra-mufla, as suas superfícies foram planificadas com lixas de carbeto de silício de granulação 320 e 400, e em seguida foram isoladas com vaselina sólida (FIG. 8 A). As matrizes de silicone, após terem sido isoladas com vaselina sólida (FIG. 8 B), foram dispostas sempre na mesma posição, inicialmente sobre o gesso da base (FIG. 8 C). A parte intermediária da mufla foi preenchida com gesso tipo III proporcionado em 310 g de pó / 91mL de água, depositado primeiramente sobre as amostras para que estas não se movimentassem (FIG. 8 D). As três outras amostras foram disposta na parte superior do gesso da parte intermediária, antes que este cristalizasse (FIG. 8 E). Logo após a parte intermediária da mufla ter sido preenchida, a contra-mufla foi delicadamente posicionada sobre esta e o conjunto foi levado à prensa sob pressão de 0,5 toneladas e mantido durante 1 hora. Após este período, as muflas foram abertas, as matrizes de silicone removidas, as condições dos moldes

examinadas (FIG. 8 F) e ambas as partes, mufla e contra-mufla, foram lavadas com água e detergente neutro, com auxílio de escova dental macia para remoção da vaselina.

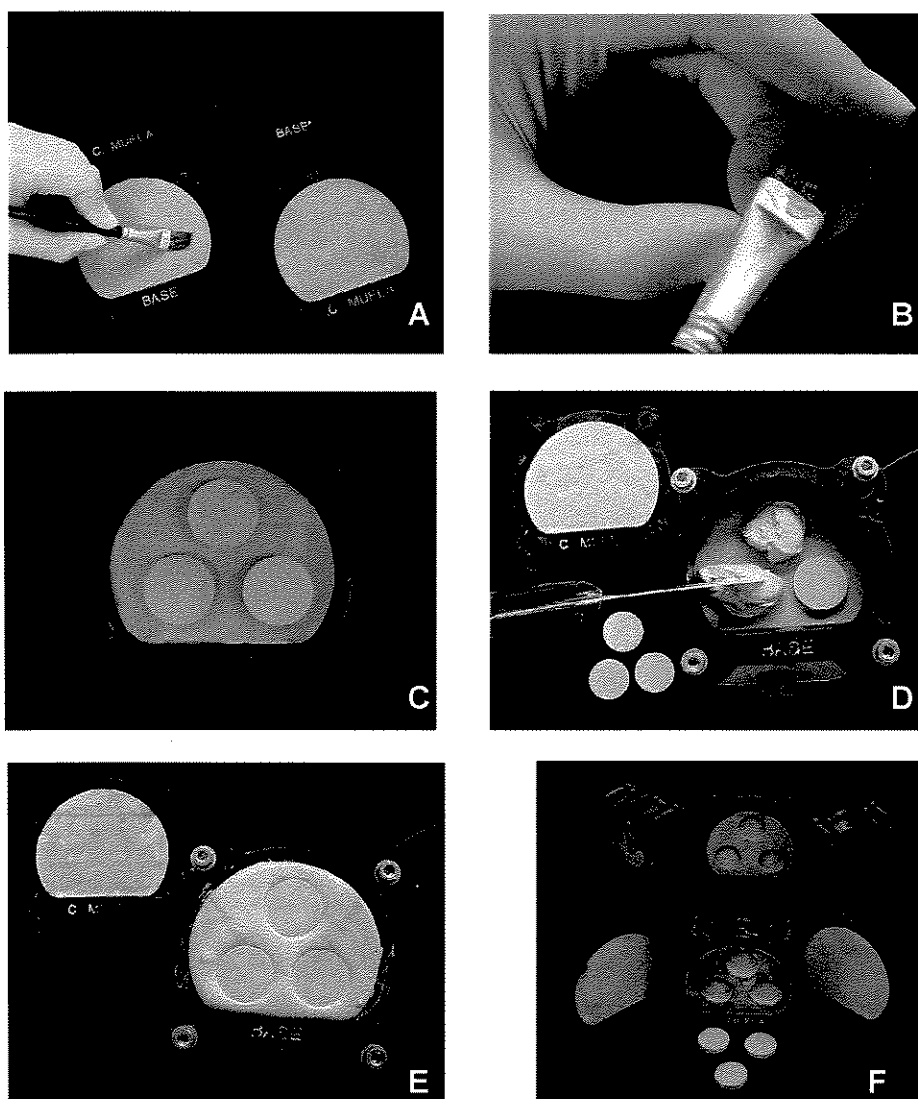


Figura 8 - Inclusão das matrizes na mufla bimaxilar (A - vaselinando a base e contra-mufla; B – vaselinando a matriz de silicone; C – matrizes posicionadas na base da mufla; D – parte intermediária posicionada e preenchimento da mesma; E – Parte intermediária preenchida e posicionamento das outras três matrizes em sua porção superior, antes da cristalização do gesso; F – averiguação dos moldes, tanto da parte superior como da inferior da parte intermediária)

#### **6.2.4 - Obtenção os corpos-de-prova**

As duas superfícies do gesso das muflas monomaxilares, e as quatro superfícies do gesso das muflas bimaxilares foram revestidas com uma fina camada de isolante para resina (Al-Cote<sup>®</sup>, Dentisplay LTDA). A resina Vipi Wave<sup>®</sup> e Vipi Cri<sup>®</sup> foram preparadas conforme instruções do fabricante, na proporção de 14g de polímero para 7 ml de monômero para as muflas monomaxilares e na proporção de 28g de polímero para 14 ml de monômero para as muflas bimaxilares, quantificadas em balança de precisão de 0,01 mg (polímero) e através de pipeta milimetrada (monômero), respectivamente, e manipuladas em potes de vidro (Jon<sup>®</sup>) (FIG. 9), até atingir a fase plástica, quando foram inseridas no interior dos moldes da base das muflas monomaxilares e bimaxilares. Nestas foram primeiramente inseridos nos moldes da base e depois nos moldes da contra-mufra (FIG. 10 A e 10 B). As partes da mufla foram fechadas e comprimidas lentamente em prensa hidráulica de bancada (Delta<sup>®</sup> Máquinas Especiais) com 1,25 toneladas até a estabilização da pressão. A seguir as muflas metálicas foram colocadas em prensa de mola, e nas muflas de PVC, os parafusos foram instalados e apertados. As muflas permaneceram sobre a bancada por 10 minutos antes de serem levadas para polimerização, de acordo com o tratamento selecionado para cada grupo conforme segue:

GI – Mufla monomaxilar, de banho de água, 73°C por 9 horas .

GII – Mufla monomaxilar para microondas, 20 min. a 90W (10% de potência) e mais 5 minutos a 450W (50% de potência).

GIII – Mufla bimaxilar de banho de água, 73°C por 9 horas.

GIV – Mufla bimaxilar para microondas, 20 min. a 90W (10% de potência) e mais 5 minutos a 450W (50% de potência).

O ciclo de polimerização utilizado para o microondas foi o proposto pelo fabricante para fornos de 900W a 1100W, e o ciclo para polimerização em banho de água é o preconizado por PHILLIPS (1993).

A desinclusão foi feita por um segundo operador, que marcou um número aleatório em cada amostra da mufla bimaxilar (FIG. 10D) e da mufla monomaxilar (FIG. 11), e transferiu estas anotações para uma planilha específica e determinada à identificação das amostras nos diferentes grupos de processamento (FIG. 12).

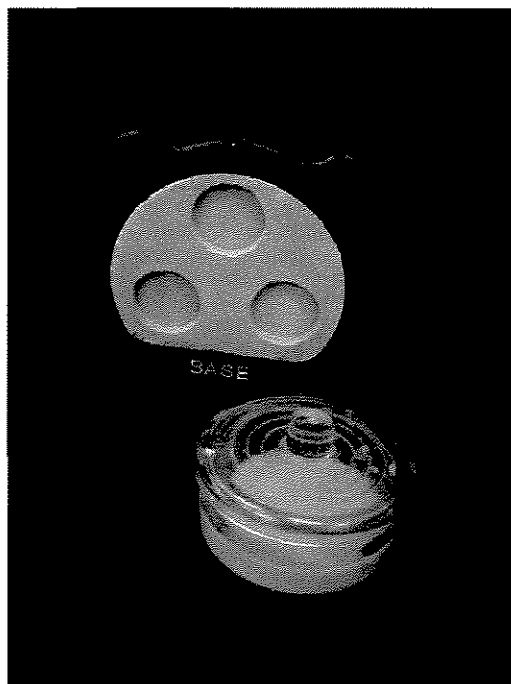


Figura 9 - Molde da mufla bimaxilar (visão da base), e pote Jon® com resina

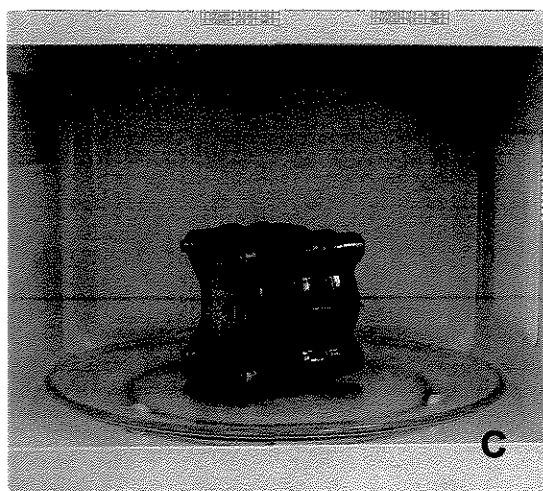
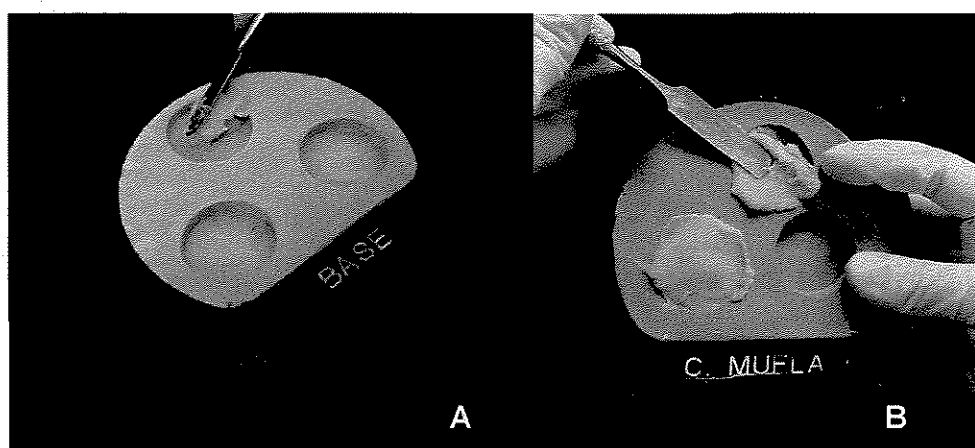


Figura 10 - Inclusão da resina na mufla bimaxilar de PVC (A – inserindo a resina na base da mufla; B – inserindo resina na contra-mufla; C – mufla, sobre o prato giratório do forno de microondas, pronta para ser polimerizada; e D – base e contra-mufla com os corpos-de-prova, feitos em resina, numerados de forma aleatória)

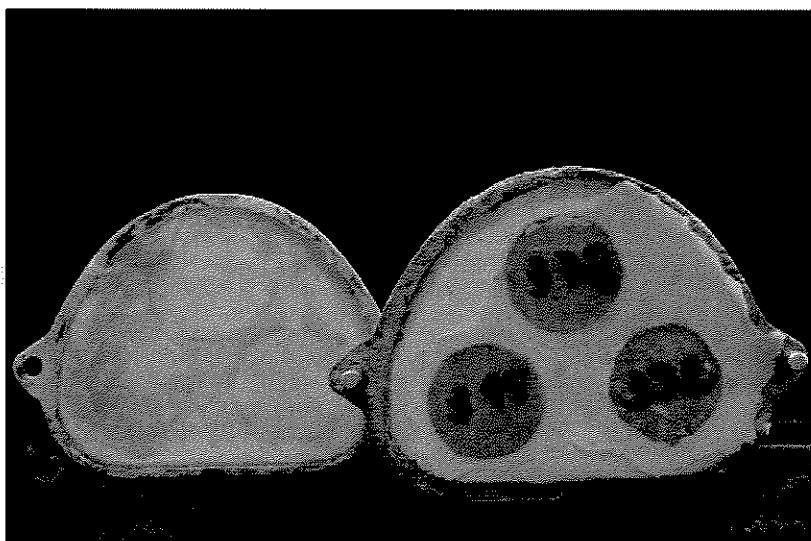


Figura 11 - Corpos-de-prova polymerizados na mufla metálica monomaxilar numeradas de forma aleatória

| Mufla monomaxilar                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | Mufla bimaxilar                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Processamento _____<br><br><div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> <div style="border: 1px solid black; border-radius: 50%; width: 60px; height: 60px; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">Nº.</div> <div style="border: 1px solid black; border-radius: 50%; width: 60px; height: 60px; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">Nº.</div> </div> <div style="display: flex; justify-content: center; align-items: center; margin-top: 10px;"> <div style="border: 1px solid black; border-radius: 50%; width: 60px; height: 60px; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">Nº.</div> </div> | Processamento _____<br><br><div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> <div style="border: 1px solid black; border-radius: 50%; width: 60px; height: 60px; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">Nº.</div> <div style="border: 1px solid black; border-radius: 50%; width: 60px; height: 60px; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">Nº.</div> </div> <div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center; margin-top: 10px;"> <div style="border: 1px solid black; border-radius: 50%; width: 60px; height: 60px; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">Nº.</div> <div style="border: 1px solid black; border-radius: 50%; width: 60px; height: 60px; display: flex; align-items: center; justify-content: center;">Nº.</div> </div> |

Figura 12 - Amostra da planilha, onde foram marcados: o tipo de mufla, o tipo de processamento e o número das amostras

### **6.2.5 - Acabamento dos corpos-de-prova**

Todos os corpos-de-prova receberam acabamento com lixa de carboneto de silício granulação 320 sob refrigeração, em politriz automática (Arotec APL 4), até alcançarem aproximadamente a medida final de 30,0 x 2,5 mm (medida inicial de 32,5 x 3,0 mm), aferida com um paquímetro digital de precisão 0.015 mm (Mauser® Junior). A cada troca de lixa os corpos-de-prova foram limpos em ultra-som (Thornton® modelo T7) com água, por 2 minutos.

### **6.2.6. Polimento dos corpos-de-prova**

Para o teste de dureza e porosidade, além da lixa 320, os corpos-de-prova foram submetidos ao polimento com lixas 400, 600, 1200, com tempo de 6 minutos para cada lixa, em politriz automática (Arotec APL-4) (FIG. 13).



Figura 13 - Politriz horizontal usada no acabamento e polimento das amostras

### **6.2.7 – Avaliação da dureza de superfície**

Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de dureza de superfície num microdurômetro (Shimadzu®, modelo 2000) (FIG. 14), calibrado com carga de 25g por 10 segundos (OLIVEIRA, 2001). Cada corpo-de-prova foi submetido a 3 penetrações distantes 9 mm umas das outras como ilustra a Figura 15.

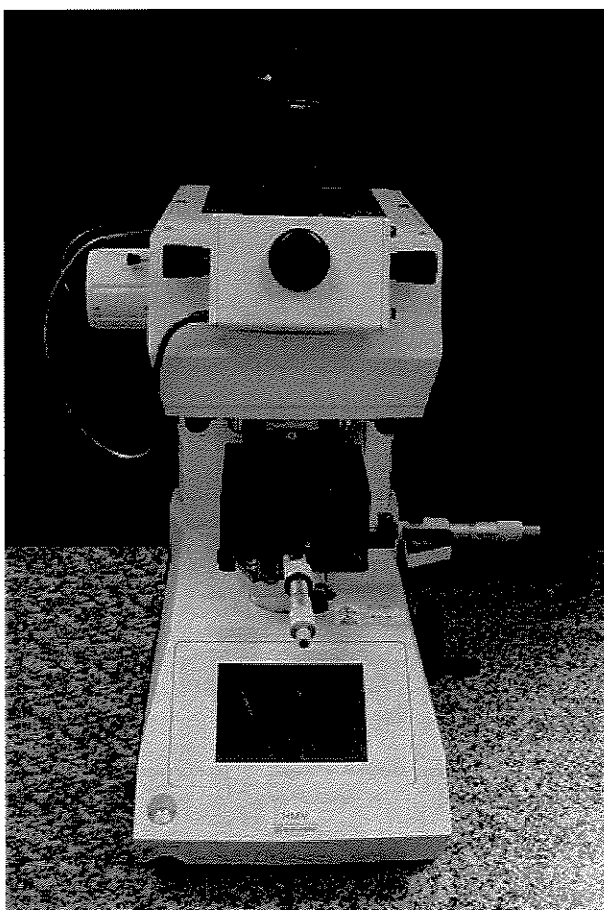


Figura 14 - Microdurômetro HM V-2000  
Utilizado no experimento.

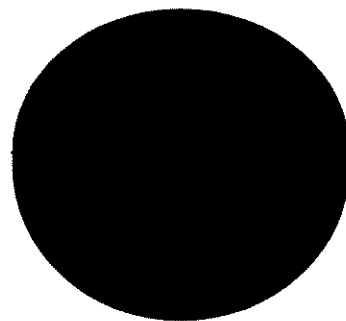


Figura 15 - Esquema das penetrações a que  
foram submetidos os corpos-de- prova

### **6.2.8 - Avaliação da rugosidade de superfície dos corpos-de-prova**

Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de rugosidade num rugosímetro (Surfcorder SE 1700) (FIG. 18). Cada corpo-de-prova foi submetido a 3 leituras: 1 em cada extremidade e uma no centro, conforme a seguinte programação:

- Comprimento de amostragem – 0,25 mm
- Comprimento de leitura – 1,25mm
- Pré e pós – leitura – 0,500 mm
- Velocidade de leitura – 0,5mm/seg
- Modo de leitura – seqüencial
- Tipo de Leitura - Ra

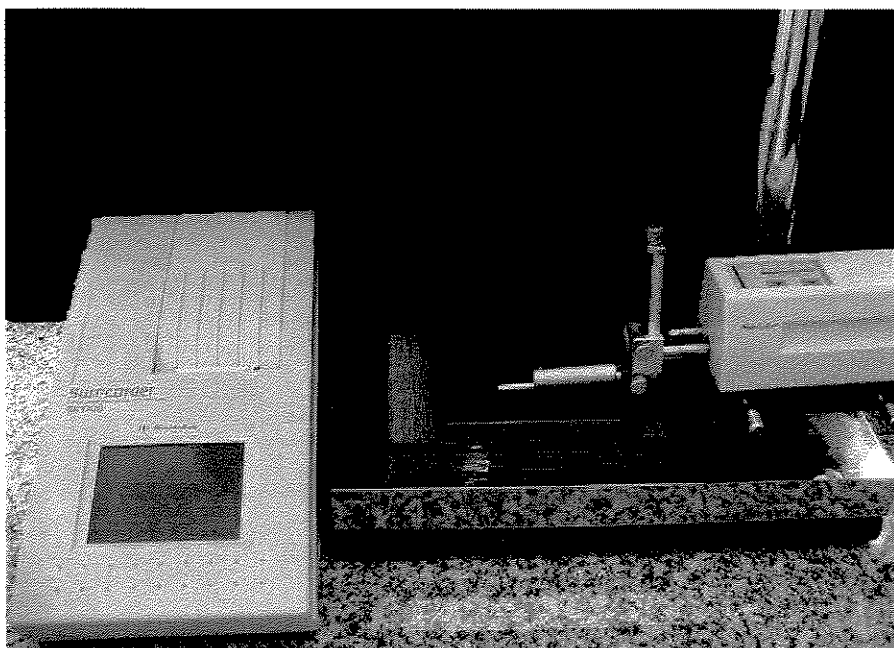


Figura 18 - Rugosímetro SUFCORDER SE 1700 utilizado no experimento

### **6.2.9- Avaliação da porosidade de superfície dos corpos-de-prova**

Para a contagem dos poros foram delimitadas três áreas, através de uma etiqueta adesiva contendo 3 perfurações de 1 cm de diâmetro (FIG. 17). Os corpos-de-prova foram imersos em tinta Nankin (Acrilex®) por 12 horas, lavados em seguida com água corrente por 10 segundos e secos com papel absorvente (RODRIGUES GARCIA e DEL BEL CURY, 1996). A quantidade de poros nas áreas delimitadas, foi contada com auxílio de lupa estereoscópica (Leika® modelo MK6) (FIG. 16), com aumento de 40 vezes e iluminação lateral.

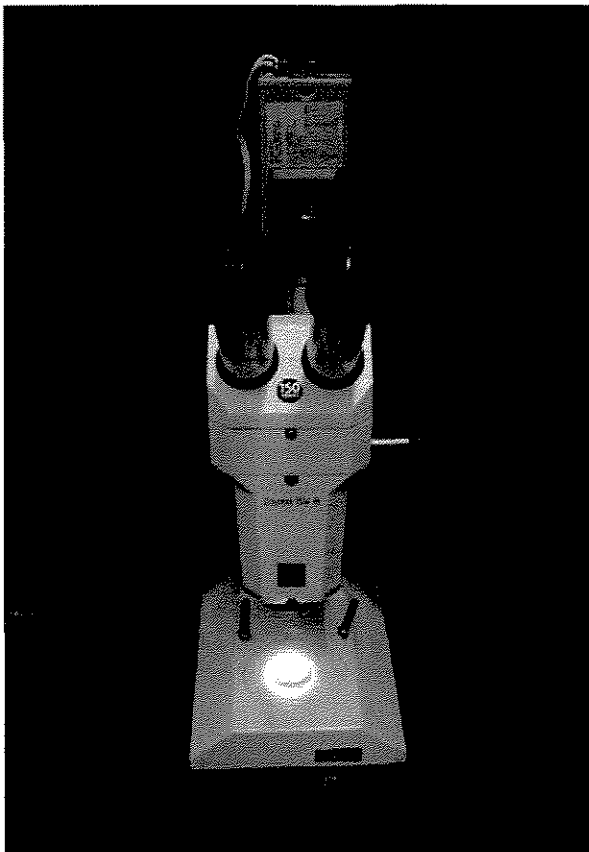


Figura 16 - Lupa estereoscópica Leika modelo MK6 utilizado no experimento

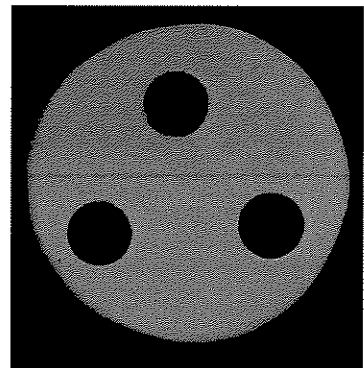


Figura 17 - Esquema das delimitações no corpo-de-prova através de etiqueta adesiva, para realização da contagem da porosidade.

### 6.3 - ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após a análise exploratória dos dados, observou-se que os mesmos não atendiam as pré-suposições da análise paramétrica havendo necessidade de utilização de dados transformados. Para o teste de dureza foi utilizado  $1/\text{dureza}$ , para o teste de porosidade e rugosidade foi utilizada a transformação  $\log 10$ .

Os fatores testados tinham os seguintes níveis:

*Polimerização*: 1 – banho de água, e 2 - energia de microondas

*Mufla*: 1 - mufla monomaxilar, 2 - mufla bimaxilar superior, e 3- mufla bimaxilar inferior

Foi utilizada a análise de variância em esquema fatorial  $2 \times 3$  (polimerização X mufla) e teste de Tukey ( $\alpha = 0.05$ )

## 7 - RESULTADOS

### 7.1 – Dureza Knoop

Na Tabela 1 e Gráfico 1 estão demonstradas as médias e os desvios padrão da Dureza Knoop da resina acrílica, onde se observa que na comparação entre os fatores tipo de mufla e tratamento utilizado ( $p=0.9578$ ), não foi encontrada diferença significativa em nível de 5%.

Tabela 1. Média e desvios-padrão da dureza Knoop (KHN) da resina acrílica

|                       | Mufla Monomaxilar    | Mufla Bimaxilar      |
|-----------------------|----------------------|----------------------|
| Banho de água         | $19,66 \pm 2,25$ a A | $19,43 \pm 1,56$ a A |
| Energia de microondas | $19,90 \pm 2,00$ a A | $20,07 \pm 2,28$ a A |

\* valores seguidos de letras minúsculas iguais na coluna e maiúscula iguais na linha não diferem entre si ( $p>0.05$ )

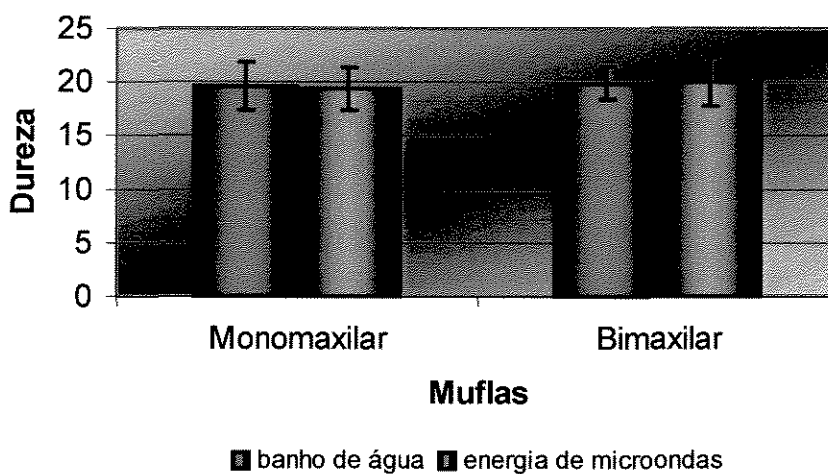


Gráfico 1. Representação gráfica da dureza Knoop (KHN) em relação ao tipo de mufla e tipo de tratamento

## 7.2 – Rugosidade de superfície

Na Tabela 2 e Gráfico 2 estão demonstradas as médias e os desvios padrão da rugosidade de superfície da resina acrílica, onde se observa que na comparação entre os fatores tipo de mufla e tratamento utilizado ( $p=0.9154$ ), não foi encontrada diferença significativa, em nível de 5%.

Tabela 2 . Média e desvios-padrão da rugosidade de superfície ( $\mu\text{m}$ ) da resina acrílica.

|                       | Mufla Monomaxilar   | Mufla Bimaxilar     |
|-----------------------|---------------------|---------------------|
| Banho de água         | $0,14 \pm 0,03$ a A | $0,13 \pm 0,03$ a A |
| Energia de microondas | $0,14 \pm 0,02$ a A | $0,13 \pm 0,03$ a A |

\* valores seguidos de letras minúsculas iguais na coluna e maiúscula iguais na linha não diferem entre si ( $p>0.05$ )

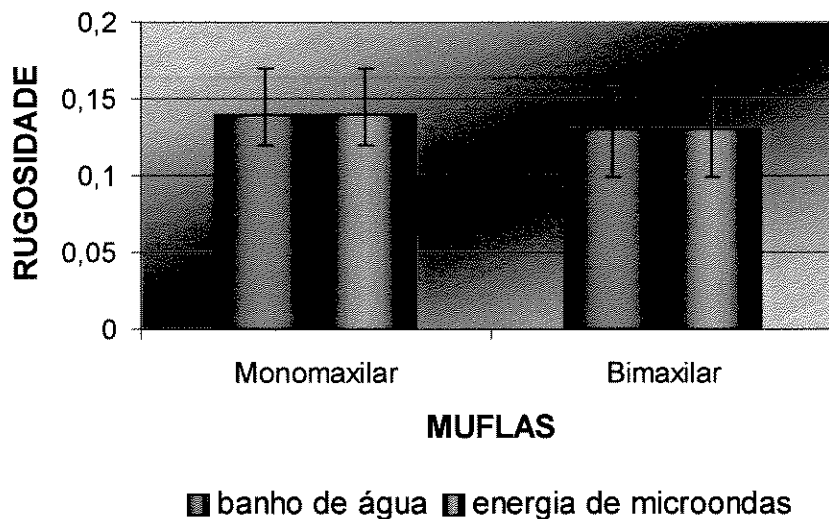


Gráfico 2. Representação gráfica da rugosidade de superfície ( $\mu\text{m}$ ) em relação ao tipo de mufla e tipo de tratamento

### 7.3 – Porosidade de superfície

Na Tabela 3 e Gráfico 3 estão demonstradas as médias e os desvios padrão, da rugosidade de superfície da resina acrílica, onde se observa que na comparação entre o tipo de mufla e de tratamento utilizado ( $p=0.4880$ ), não foi encontrado diferença significativa, em nível de 5%

Tabela 3 – Média e desvios-padrão de porosidade de superfície das áreas delimitadas

|                       | Mufla Monomaxilar   | Mufla Bimaxilar     |
|-----------------------|---------------------|---------------------|
| Banho de água         | $8,06 \pm 3,28$ a A | $8,13 \pm 2,20$ a A |
| Energia de microondas | $8,14 \pm 2,18$ a A | $7,53 \pm 2,11$ a A |

\* valores seguidos de letras minúsculas iguais na coluna e maiúscula iguais na linha não diferem entre si

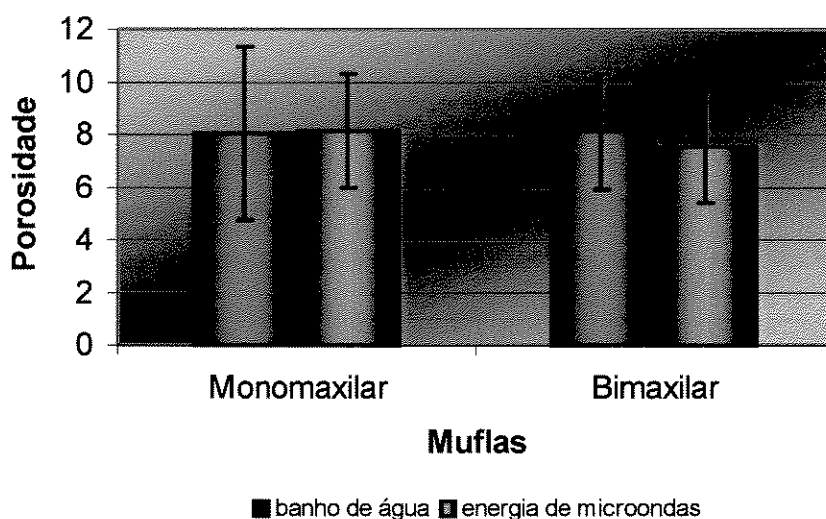


Gráfico 3 – Representação gráfica de porosidade de superfície das áreas delimitadas em relação ao tipo de mufla e tipo de tratamento

#### 7.4 – Dureza Knoop em relação ao posicionamento da amostra

Na Tabela 4 e Gráfico 4 estão demonstradas as médias e os desvios padrão da Dureza de Knoop da resina acrílica, onde se observa que em relação ao posicionamento das amostras não foi encontrado diferença significativa, em nível de 5%.

Tabela 4 – Média e desvios-padrão da dureza Knoop (KHN) da resina acrílica

|        | Mufla Monomaxilar | Mufla BimaxilarSuperior | Mufla Bimaxilar Inferior |
|--------|-------------------|-------------------------|--------------------------|
| Dureza | 19,66 ± 2,25 a    | 19,90 ± 1,02 a          | 19,92 ± 2,00 a           |

\* valores seguidos de letras iguais linha não diferem entre si (p>0.05)

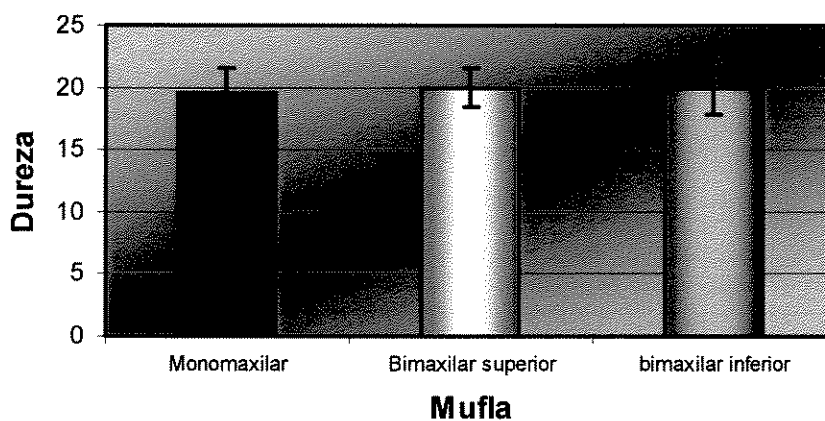


Gráfico 4. Representação gráfica da dureza Knoop (KHN) em relação ao posicionamento da amostra

## 7.5 – Rugosidade de superfície em relação ao posicionamento da amostra

Na Tabela 5 e Gráfico 5 estão demonstradas as médias e os desvios padrão da Rugosidade de superfície da resina acrílica, onde se observa que em relação ao posicionamento das amostras foi encontrada diferença significativa, em nível de 5%, sendo que as amostras posicionadas na porção inferior das muflas bimaxilares apresentaram os menores valores.

Tabela 5 – Média e desvios-padrão da rugosidade de superfície ( $\mu\text{m}$ ) da resina acrílica.

|            | Mufla Monomaxilar | Mufla Bimaxilar Superior | Mufla Bimaxilar Inferior |
|------------|-------------------|--------------------------|--------------------------|
| Rugosidade | $0,14 \pm 0,03$ a | $0,14 \pm 0,03$ a        | $0,12 \pm 0,02$ b        |

\* valores seguidos de letras iguais não diferem entre si ( $p > 0,05$ )

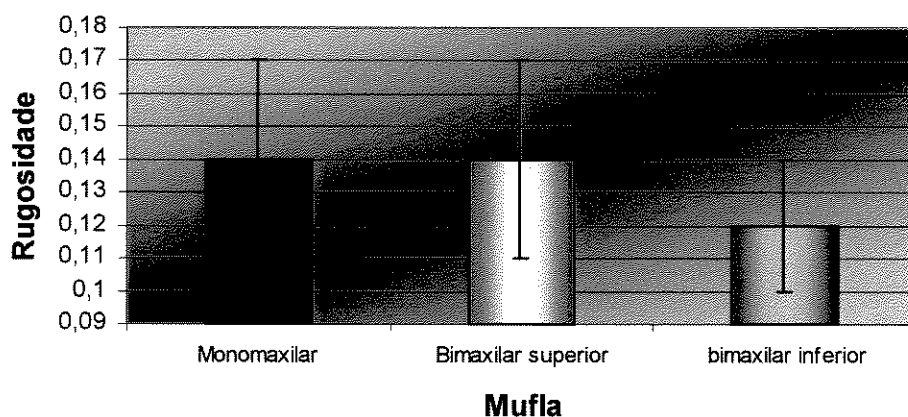


Gráfico 5. Representação gráfica da rugosidade de superfície ( $\mu\text{m}$ ) em relação ao posicionamento das amostras

## 7.6 – Porosidade de superfície em relação ao posicionamento da amostra

Na Tabela 6 e Gráfico 6 estão demonstradas as médias e os desvios padrão da porosidade de superfície da resina, onde se observa que em relação ao posicionamento das amostras não foi encontrada diferença significativa, em nível de 5%.

Tabela 6 . Média e desvios-padrão da porosidade de superfície das áreas delimitadas da resina acrílica.

|            | Mufla Monomaxilar | Mufla BimaxilarSuperior | Mufla Bimaxilar Inferior |
|------------|-------------------|-------------------------|--------------------------|
| Porosidade | 8,00 ± 2,77 a     | 7,90 ± 1,97 a           | 7,87 ± 2,34 a            |

\* valores seguidos de letras iguais não diferem entre si (p>0.05)

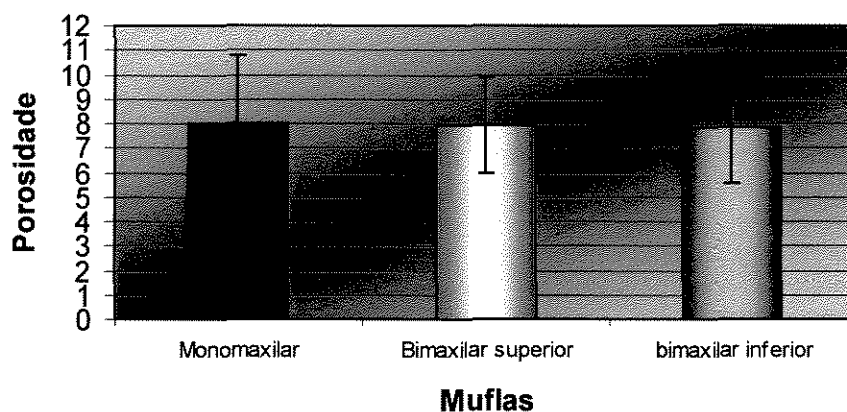


Gráfico 6 . Representação gráfica da porosidade das áreas delimitadas da resina acrílica em relação ao posicionamento da amostra

## 8 - DISCUSSÃO

Tomando por base o suporte literário quanto ao comportamento das resinas acrílicas processadas em muflas monomaxilares metálicas, aquecidas em banho de água, e de PVC para aquecimento através de energia de microondas, esta pesquisa buscou comparar os achados às muflas bimaxilares metálicas e de PVC.

Os resultados obtidos são discordantes dos encontrados por SANDERS *et al.* (1987), SHOLSBERG (1989), RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY (1996) e TANJI (2000), que encontraram diferenças em algumas das propriedades físicas da resina acrílica em relação ao tipo de processamento (banho de água X energia de microondas), os resultados deste estudo demonstram não haver diferença significativa quanto ao tipo de aquecimento para as propriedades de porosidade de superfície, dureza Knoop e rugosidade de superfície, o que corrobora com os estudos de NISHI (1968), JAGGER & HUGGET (1975), KIMURA *et al.* (1983), REITZ (1985), DE CLERCK (1987), TRUONG & TOMAZ (1988), LEVIN (1989), TAKAMATA & SETCOS, (1989), AL DOORI *et al.* (1988), ALKATIB *et al.* (1990), BAFILE *et al.* (1991), SMITH, (1992), ILBAY *et al.* (1994), RIZZATTI-BARBOSA *et al.* (1998), BORGES (1998), KIMPARA *et al.* (1999).

Na Tabela 1 e Gráfico 1, estão dispostos os valores médios e seus respectivos desvios padrão para a propriedade de Dureza Knoop, em relação ao tipo de mufla e tipo de processamento. Observa-se que, apesar da mufla bimaxilar

para banho de água apresentarem os maiores valores numéricos, não houve diferença estatística ( $p>0,05$ ) em relação as amostras processadas nos outros tipos de muflas (GI, GII, GIII e GIV).

Os valores encontrados foram próximos ao 21,1 KHN, conforme o preconizado para base de prótese (ANUSAVICE,1998). A importância deste achado é que, quanto maior o valor de dureza da resina, menor a taxa de monômero residual, visto que são duas grandezas inversamente proporcionais, o que torna o material mais difícil de ser riscado (CRAIG, 1996), provoca menores alterações das propriedades mecânicas e diminui os efeitos adversos do monômero residual (JAGGER & HUGGETT,1975).

Os valores médios de dureza apresentados pelas amostras posicionadas na parte superior da mufla bimaxilar, em relação às posicionadas em sua parte inferior, bem como a média de cada conjunto comparativamente com as amostras posicionadas nas muflas monomaxilares (Tabela 4, Gráfico 4) não apresentaram diferença estatística entre si. Uma possível explicação está baseada no estudo de OLIVEIRA (2001), a qual relata que, quando duas muflas monomaxilares são dispostas eqüidistantes do magnetron, localizado na lateral do forno de microondas, e paralelas entre si, estas receberão a mesma quantidade de energia durante o seu processamento, admitindo aquecimento homogêneo da resina acrílica. No presente estudo, o funcionamento das muflas bimaxilares no interior do forno teve o mesmo princípio, visto que a mufla bimaxilar foi colocada no centro do prato giratório, com as amostras posicionadas verticalmente, paralelas entre si, e eqüidistantes do magnetron, recebendo quantidade semelhante de

energia, e polimerizando-se de forma homogênea. Para as muflas de banho de água, devido ao aquecimento homogêneo que ocorre na água no interior da polimerizadora, as amostras posicionadas na região inferior da polimerizadora (mufla monomaxilar e parte inferior da mufla bimaxilar), assim como as amostras posicionadas na região superior da polimerizadora (parte superior da mufla bimaxilar) receberam a mesma quantidade de calor, o que proporcionou uma correta polimerização, e conseqüentemente valores semelhantes ao preconizado na literatura (ANUSAVICE,1998).

Quanto à porosidade pode-se constatar através das Tabelas 3 e 6 e Gráfico 3 e 6, que não houve diferença estatística para os valores da mufla bimaxilar com os valores das muflas monomaxilares, nem entre as amostras da parte inferior com a parte superior da mufla bimaxilar, e entre cada um desses conjuntos com as amostras polimerizadas nas muflas monomaxilares.

A porosidade foi reportada em alguns estudos utilizando energia de microondas e banho de água, onde KIMURA *et al.* (1983) e REITZ (1985) encontraram porosidade em certas espessuras da resina. Para a resina de processamento em forno de microondas com espessura até 2.5 mm, e na resina polimerizadas em banho de água com espessura até 10 mm, os autores não encontraram porosidade excessiva. ALKATIB *et al.* (1990) também relacionaram a espessura com a porosidade, relatando que amostras com 3.0 mm polimerizadas em microondas, e com 9,0 mm processadas em banho de água não apresentaram porosidade. Eles notaram também que em altas potências (400W) e ciclos curtos

(5 minutos) ocorria mais porosidade que nas potências baixas (90W) por ciclos longos (13 minutos).

Considerando que as amostras do presente estudo apresentavam 2,5 mm de espessuras e que foram polimerizadas através de ciclo longo (20 minutos à 90W e mais 5 minutos à 450W para o microondas e 9 horas à 73°C para o banho de água), e os relatos bibliográficos citados anteriormente, era esperada a ausência de poros entre as variáveis estudadas (tipo de processamento e tipo de mufla).

Outro fator a ser considerado é que, segundo ARAUJO (1973), WOLFARRD *et al.* (1986), PHILIPS (1993) e CRAIG (1996), as principais causas da porosidade, além da espessura, são a contração de polimerização, a homogeneidade inadequada da massa, a temperatura de polimerização e o aprisionamento de gases resultantes da ebulição do monômero. Os resultados permitem concluir que a metodologia foi conduzida de maneira rigorosa, com correta manipulação dos materiais. Também a temperatura preconizada pelo fabricante, que poderia ser um fator passível de variação e interferência no resultado com a alteração do processo, no presente experimento atingiu, nas muflas bimaxilares, níveis tão adequados quanto os observados nas muflas monomaxilares, resultando em uma correta polimerização.

Cabe ressaltar também que a mufla bimaxilar necessita de uma maior quantidade de gesso em seu interior. Isto conduz a um aquecimento mais lento do conjunto e conseqüentemente a uma energia de polimerização menor e mais lenta, induzindo a que uma maior quantidade de monômero efetue a conversão

polimérica num mesmo período de tempo, diminuindo a contração de polimerização, que é um dos fatores causadores de porosidade

Assim esse resultado foi de grande valia, pois as muflas bimaxilares se igualaram às monomaxilares, sem produzir porosidade excessiva, o que acarretaria numa fragilização da resistência da prótese, depósito de cálculos e aderência de substâncias salivares que resultariam em odor desagradável, além de prejuízo à estética, devido a alteração de cor.

Os resultados encontrados para rugosidade em relação ao tipo da mufla e tratamento, estão expressos na Tabela 3 e Gráfico 3, onde podemos observar que não houve diferença estatística na análise de rugosidade entre as variáveis (tipo de mufla, tipo de processamento). Porém na Tabela 5 e Gráfico 5, nota-se a diferença estatística quanto ao posicionamento das amostras na mufla. As amostras incluídas na mufla bimaxilar e posicionadas na base da mufla apresentaram os menores valores de rugosidade.

A literatura é escassa para justificar as causas da rugosidade das resinas acrílicas. McCracken (1952), justifica que ela encontra-se relacionada com a porosidade, onde uma superfície mais porosa apresentará mais irregularidades, depressões e vales, que podem aumentar o valor na leitura da rugosidade. Porém nossos dados são discrepantes em relação ao autor visto que no presente estudo não houve correlação entre a porosidade e rugosidade. Isto possivelmente se deve às diferentes técnicas de elaboração das amostras pelos autores, bem como variações observadas no procedimento de leitura, e equipamentos utilizados para este fim. No entanto a literatura sustenta a relação existente entre a rugosidade e

as conseqüências clínicas das próteses que apresentam valores superiores a 0,2  $\mu\text{m}$ .

Estudo feito por QUIRYNEN *et al.* (1990) mostrou que o aumento na rugosidade de superfície a níveis superiores a 0,2  $\mu\text{m}$  resultou em um grande aumento na colonização bacteriana dessas superfícies em comparação às superfícies lisas (0,12  $\mu\text{m}$ ). Recente estudo feito em abutments de implantes (BOLLEN *et al.*, 1996), também indicou que um aumento na rugosidade de superfície (acima de 0,8  $\mu\text{m}$ ) tem um efeito significativo na retenção bacteriana, sendo que para valores de 0,2  $\mu\text{m}$ , isto não foi observado, demonstrando assim a importância de se obterem superfícies lisas no meio intra-bucal (VERRAN & MARYAN, 1997).

A Figura 6 e Gráfico 6 mostram que a diferença estatística observada entre os resultados das amostras processadas na parte inferior das muflas bimaxilares (0,12  $\mu\text{m}$ ), em relação às incluídas na parte superior da mufla bimaxilar (0,14  $\mu\text{m}$ ) ou nas muflas monomaxilares (0,14  $\mu\text{m}$ ), não são significativos em relação ao valor crítico de 0,20  $\mu\text{m}$  relatados por QUIRYNEN (1990) , BOLLEN *et al.* (1996), TAYLOR *et al.* (1998) e ZISSIS (2001).

Os resultados observados para as variáveis de dureza, rugosidade e porosidade, em amostras incluídas em muflas monomaxilares e bimaxilares, metálicas ou em PVC, permitiram observar que existe compatibilidade entre estas propriedades, independentemente do tipo de mufla utilizada. Este pode ser considerado como um fator positivo na elaboração de reabilitações por próteses

removíveis, parciais ou totais, pois a inclusão de próteses em muflas bimaxilares pode minimizar as alterações inerentes ao processamento, diminuindo as modificações na oclusão dos dentes artificiais, e conseqüentemente a necessidade de ajustes clínicos oclusais (SOUZA, 1987; RIZZATTI-BARBOSA, 2000).

## **9 – CONCLUSÃO**

Diante dos resultados encontrados e das condições experimentais estabelecidas no presente estudo, foi possível constatar que:

- a maior quantidade de gesso e resina, no interior da mufla bimaxilar, não interferiu na dureza Knoop e porosidade de superfície da resina acrílica.
- Em relação às propriedades estudadas a resina processada em muflas bimaxilares apresentou-se satisfatória, quando comparada com a mufla monomaxilar, tanto quando aquecida através de banho de água quanto em forno de microondas.

## 10 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

AL DOORI, D. *et al.* A comparison of denture base acrylic resins polymerized by microwave irradiation and by conventional water bath curing system. **Dent Mater**, Oxford, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.

ALKATIB, M. *et al.* Comparison of microwave polymerized denture base resins. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.3, n.3, p.249-255, May/June 1990.

ANUSAVICE, K.J. **Phillips: materiais dentários**. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. cap. 4 e 30, pág. 28-43, 394-405.

ARAÚJO, P.A. *et al.* **Materiais Dentários I – Materiais não metálicos**. Bauru Faculdade de Odontologia, 191p., 1973.

BAFILE, M. *et al.* Porosity of denture resin cured by microwave energy. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.66, n.2, p.269-274, Aug. 1991.

BOLLEN, C.M.L.; LAMBRECHTS, P.; QUIRYNEN, M. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v.7, n.3, p.201-211, Sept.1996.

---

\* De acordo com NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas – ABNT. Abreviatura dos

BOLLEN, C.M.L.; LAMBRECHTS, P.; QUIRYNEN, M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. **Dent Mater**, Belgium, v.13, , p.258-269, July.1997.

BORGES, L.H. **Influência de ciclos de polimerização sobre o polimento, rugosidade, porosidade e dureza superficial de resinas acrílica QC – 20.** Piracicaba, 1998, 103p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

CRAIG, R.G. Prosthetic Application of Polymers In: CRAIG, R.G. **Rest Dent Mater**, 10 ed., Saint Louis: C.V. Mosby, Chap. 19, p.500-540,1996.

De CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental protheses. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.57, n.5, p.650, May. 1987.

DOUGLAS, C.W.; SHIN, A.; OSTRY, L. Will there be a need for complete dentures in the united States in 2020. **J Prosth Dent**, Saint Louis, v.87, n.1, p. 5-8, Jan.2002.

GAY, W. D.; KING, G. E. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. **J Prosth Dent**, Saint Louis, v.42, n.4, p. 437-440, Oct. 1979.

HOLT, J.E. Research on remounting procedures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.38, n.3, p.338-41, 1977.

ILBAY, S.G.; GUVERNER,S.; ALKUMRU, H.N. Processing dentures using a microwave technique. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.21, n.1, p.103-109, Jan. 1984.

JAGGER R.G.; HUGGETT, R. The effect of cross-linking on indentation resistance, creep and recovery of an acrylic resin dentadure base material. **J Dent**, Bristol, v3, n.1, p. 15-18, Jan. 1975.

KIMPARA, E.T. *et al.* Processamento alternativo para eliminar porosidade em resina acrílica para base de próteses totais. **Rev Bras Prot Clin Lab**, São Paulo, v.4, n.1, p.325-329, out./dez.1999.

KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SUGITA, M. Applications of microwave for dental technique (part 1) – dough-forming and curing of acrylic resin. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.23, p. 43-49, dec. 1983.

KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SAITO, T. Applications of microwave for dental technique (part 2). **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.24, p. 21-29, dec. 1984.

LEVIN, B.; SANDERS, J.L.; REITZ, P.V. The use of microwave energy processing acrylic resin. **J Prosth Dent**, Saint Louis, v.61, n.3, p. 381-383, mar. 1989.

McCRACKEN, W.L. An evaluation of activated methacrylate denture base materials. **J Prosth Dent**, Saint Louis, v.2, n.1, p. 68-83, Jan. 1952.

**NADIN P.S. Análise da adaptação e da inclinação dental de prótese total superiores submetidas a diferentes métodos de processamento em função da sorção de água com alteração de temperatura e pressão.** Piracicaba, 2001, 126p. Tese (Doutorado em Odontologia, área de Clínica Odontológica – Concentração Prótese) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

NISHII, M. Studies on the curing of dentadure bases resin with microwave irradiation: with particular reference to heat – curing resins. **J Osaka Dent Univ**, Osaka, v.2, p.23-40, feb. 1968.

**OLIVEIRA, V. M. B. Influência da posição e do número de mufas no microondas sobre a liberação de monômero residual, porosidade e dureza superficial de resinas acrílica Acron MC.** Piracicaba, 2001. 101p. Dissertação

(Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

PHILLIPS, R. W. **Skinner materiais dentários**, 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993, pág. 92-123.

QUIRYNEN, M.; BOLLEN, C. M. L. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra and subgingival plaque formation in man, a review of the literature. **J. Clin Periodontol**, Copenhagen, v.22, n.1, p.1-14, Jan. 1995.

REITZ, P. V.; SANDERS, J.L.; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintess Int**, Berlim, v.6, n.8, p.547-551, Aug. 1985.

RODRIGUES-GARCIA, R.C.M.; DEL BEL CURY, A. A. Reembasamento de bases de próteses : método convencional e por microondas. **Rev Odontol Univ São Paulo** , São Paulo, v.10, n.4, p.295-302, Out./Dez. 1996.

RIZZATTI-BARBOSA, C. M. **Mufia para inclusão dupla em fornos de microondas**. 23.03.2000; Disponibilidade restrita; INPI: 1938-0; Protótipo;

RIZZATTI – BARBOSA C.M.; NADIN, P. S.; DEL BEL CURY, A.A.; RODRIGUES-GARCIA, R.C. Uso de la energia de microondas em el procesamiento de prótesis

odontológicas. **Rev. Asoc. Odontol. Argent. Buenos Aires**, v. 86, n.2, p.105-108, Marzo/abril.1998.

RUEGGEBERG, F. From vulcanite to vinyl, a history of resin in restorative dentistry. **J Prosth Dent**, Saint Louis, v.87, n.4, p. 364-379, Apr.2002.

SANDERS, J.L.; LEVIN, B.; REITZ, P. V. Porosity in denture acrylic resins by microwave energy. **Quintess Int**, Berlin, v.18, n.7, p.453-456, July,1987.

SOUZA, H.R. Mufla "HH"- Instrumento utilizado para minimizar os desajustes oclusais das próteses totais. **Rev Ass Paul Cirurg Dent**, v.41, n.5, p.270-4. set/out. 1987.

SHLOSBERG, S. R. *et al.* Microwave energy polymerization poly (methyl metacrylate) denture base resin. **Int J Prosth**, Saint Louis, v.2, n.5, p.453-458, Sept./Oct.1989.

SMITH, L.T.; POWERS, J. M.; LADD, D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. **Int J Prosth**, Saint Louis, v.5, n.4, p.315-320, Jan.1979.

TAKAMATA, T.; SETCOS, J.C. Resin dentures bases review of accuracy and methods of polymerization, **Int J Prosth**, Saint Louis, v.2, n.6, p.555-562, Nov../Dec.1989.

TANJI, M. **Estudo comparativo entre os tipos de resinas acrílicas sobre as variáveis resistência ao impacto, rugosidade, porosidade e dureza superficial.** Piracicaba, 2000, 128p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

TAYLOR, R.; VERRAN, J.; MARYAN, C.J. Retention of *oral microorganisms* on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.80, n.5, p.592-597, Nov. 1998.

TRUONG, V. T. ; THOMAZ, F.G.V. Comparason of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. **Aust Dent J**, St. Leonards, v.33, n.3, p.201-204, June, 1988.

VERRAN, J.; MARYAN, C.J. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.77, n.5, p.535-539, May. 1997.

WOLFAARDT, J.F.; CLEATON-JONES, P.; FAATTI,P. The occurency of porosity in heat-cured poly ( metyl metacrylate) denture base resins. **J Prosth Dent**, Saint Louis, v.55, n.3, p. 393-400,Mar. 1986.

ZISSIS, A.J.; POLYSOIS, G. L.; YANNIKAKIS, S.A.; HARRISON A. Roughness of denture materials: a comparative study. **Int J Prosthodont**, v.13, n.2, p. 136-40, Mar-Apr. 2000.

## APENDICE

### I –Valores dos ensaios de dureza

**Tabela 1- Resultados dos valores médios da dureza Knoop**

|                 | GRUPO I | GRUPO II<br>superior | GRUPO II<br>inferior | GRUPO III | GRUPO IV<br>superior | GRUPO IV<br>inferior |
|-----------------|---------|----------------------|----------------------|-----------|----------------------|----------------------|
| <b>CORPO 1</b>  | 24,40   | 19,87                | 19,50                | 20,10     | 25,81                | 18,90                |
| <b>CORPO 2</b>  | 20,13   | 21,63                | 21,70                | 19,60     | 19,60                | 23,93                |
| <b>CORPO 3</b>  | 23,40   | 18,77                | 19,83                | 24,50     | 19,30                | 19,53                |
| <b>CORPO 4</b>  | 19,17   | 20,63                | 25,06                | 19,07     | 20,57                | 26,80                |
| <b>CORPO 5</b>  | 18,87   | 21,57                | 17,37                | 19,07     | 21,17                | 19,90                |
| <b>CORPO 6</b>  | 20,43   | 20,15                | 22,70                | 20,67     | 20,07                | 21,87                |
| <b>CORPO 7</b>  | 18,30   | 19,80                | 18,36                | 15,07     | 18,06                | 17,63                |
| <b>CORPO 8</b>  | 19,50   | 18,46                | 18,56                | 18,50     | 16,83                | 16,86                |
| <b>CORPO 9</b>  | 17,93   | 18,90                | 17,87                | 21,27     | 18,60                | 18,40                |
| <b>CORPO 10</b> | 16,97   | 19,80                | 18,90                | 18,17     | 20,37                | 21,33                |
| <b>CORPO 11</b> | 22,13   | 18,53                | 19,70                | 20,37     | 21,67                | 20,37                |
| <b>CORPO 12</b> | 16,13   | 20,76                | 19,73                | 18,80     | 20,37                | 19,27                |
| <b>CORPO 13</b> | 19,73   | 19,30                | 20,53                | 19,43     | 21,00                | 19,70                |
| <b>CORPO 14</b> | 18,30   | 19,56                | 18,56                | 18,56     | 18,46                | 18,36                |
| <b>CORPO 15</b> | 19,50   | 20,83                | 20,43                | 18,30     | 18,90                | 18,56                |
| <b>MÉDIA</b>    | 19,66   | 19,90                | 19,92                | 19,43     | 20,05                | 20,09                |
| <b>D. PAD</b>   | 2,25    | 1,02                 | 2,00                 | 2,00      | 2,06                 | 2,56                 |

## II – Valores dos ensaios de Rugosidade superficial

**Tabela 2 - Resultados dos valores médios da rugosidade superficial**

|                 | GRUPO I  | GRUPO II<br>superior | GRUPO II<br>inferior | GRUPO III | GRUPO IV<br>superior | GRUPO IV<br>inferior |
|-----------------|----------|----------------------|----------------------|-----------|----------------------|----------------------|
| <b>CORPO 1</b>  | 0,17     | 0,14                 | 0,11                 | 0,13      | 0,16                 | 0,11                 |
| <b>CORPO 2</b>  | 0,09     | 0,13                 | 0,16                 | 0,15      | 0,12                 | 0,09                 |
| <b>CORPO 3</b>  | 0,11     | 0,15                 | 0,08                 | 0,13      | 0,14                 | 0,13                 |
| <b>CORPO 4</b>  | 0,13     | 0,16                 | 0,12                 | 0,12      | 0,18                 | 0,13                 |
| <b>CORPO 5</b>  | 0,17     | 0,19                 | 0,11                 | 0,18      | 0,20                 | 0,10                 |
| <b>CORPO 6</b>  | 0,11     | 0,10                 | 0,14                 | 0,12      | 0,20                 | 0,11                 |
| <b>CORPO 7</b>  | 0,14     | 0,15                 | 0,16                 | 0,14      | 0,08                 | 0,12                 |
| <b>CORPO 8</b>  | 0,17     | 0,15                 | 0,13                 | 0,18      | 0,15                 | 0,12                 |
| <b>CORPO 9</b>  | 0,12     | 0,11                 | 0,10                 | 0,16      | 0,14                 | 0,16                 |
| <b>CORPO 10</b> | 0,21     | 0,11                 | 0,11                 | 0,13      | 0,18                 | 0,11                 |
| <b>CORPO 11</b> | 0,13     | 0,20                 | 0,12                 | 0,13      | 0,10                 | 0,15                 |
| <b>CORPO 12</b> | 0,16     | 0,10                 | 0,10                 | 0,11      | 0,10                 | 0,12                 |
| <b>CORPO 13</b> | 0,15     | 0,12                 | 0,11                 | 0,14      | 0,09                 | 0,12                 |
| <b>CORPO 14</b> | 0,15     | 0,12                 | 0,14                 | 0,14      | 0,15                 | 0,11                 |
| <b>CORPO 15</b> | 0,13     | 0,12                 | 0,11                 | 0,19      | 0,13                 | 0,13                 |
| <b>MÉDIA</b>    | 0,14     | 0,14                 | 0,12                 | 0,14      | 0,14                 | 0,12                 |
| <b>D. PAD</b>   | 0,030582 | 0,030394             | 0,022361             | 0,024103  | 0,03852              | 0,017915             |

### III –Valores dos ensaios de Porosidade superficial

**Tabela 3 - Resultados dos valores médios da porosidade superficial**

|                 | GRUPO I  | GRUPO II<br>superior | GRUPO II<br>inferior | GRUPO III | GRUPO IV<br>superior | GRUPO IV<br>inferior |
|-----------------|----------|----------------------|----------------------|-----------|----------------------|----------------------|
| <b>CORPO 1</b>  | 10       | 10                   | 8                    | 5         | 10                   | 7                    |
| <b>CORPO 2</b>  | 5        | 8                    | 8                    | 5         | 6                    | 10                   |
| <b>CORPO 3</b>  | 9        | 8                    | 9                    | 9         | 9                    | 6                    |
| <b>CORPO 4</b>  | 7        | 6                    | 8                    | 8         | 6                    | 5                    |
| <b>CORPO 5</b>  | 18       | 12                   | 10                   | 9         | 7                    | 8                    |
| <b>CORPO 6</b>  | 7        | 5                    | 7                    | 9         | 9                    | 5                    |
| <b>CORPO 7</b>  | 9        | 7                    | 13                   | 8         | 5                    | 6                    |
| <b>CORPO 8</b>  | 7        | 9                    | 10                   | 10        | 9                    | 9                    |
| <b>CORPO 9</b>  | 5        | 8                    | 6                    | 5         | 7                    | 15                   |
| <b>CORPO 10</b> | 5        | 5                    | 9                    | 8         | 9                    | 7                    |
| <b>CORPO 11</b> | 7        | 13                   | 10                   | 9         | 8                    | 8                    |
| <b>CORPO 12</b> | 9        | 5                    | 7                    | 5         | 8                    | 5                    |
| <b>CORPO 13</b> | 5        | 9                    | 9                    | 7         | 8                    | 5                    |
| <b>CORPO 14</b> | 10       | 9                    | 7                    | 9         | 9                    | 6                    |
| <b>CORPO 15</b> | 8        | 7                    | 5                    | 13        | 6                    | 8                    |
| <b>MÉDIA</b>    | 8,066667 | 8,066667             | 8,4                  | 7,933333  | 7,733333             | 7,333333             |
| <b>D. PAD</b>   | 3,283436 | 2,404361             | 1,956674             | 2,250926  | 1,486447             | 2,636737             |

### III – Análise Estatística

10:23 Wednesday, July 3, 2002

17

#### The ANOVA Procedure

##### Class Level Information

| Class | Levels | Values |
|-------|--------|--------|
| cura  | 2      | 1 2    |
| mufla | 3      | 1 2 3  |

Number of observations 90

10:23 Wednesday, July 3, 2002 18

#### The ANOVA Procedure

Dependent Variable: poros2

| Source          | DF | Sum of Squares | Mean Square | F Value | Pr > F |
|-----------------|----|----------------|-------------|---------|--------|
| Model           | 5  | 0.03703038     | 0.00740608  | 0.48    | 0.7915 |
| Error           | 84 | 1.30068546     | 0.01548435  |         |        |
| Corrected Total | 89 | 1.33771584     |             |         |        |

| R-Square | Coeff Var | Root MSE | poros2 Mean |
|----------|-----------|----------|-------------|
| 0.027682 | 14.11806  | 0.124436 | 0.881397    |

| Source     | DF | Anova SS   | Mean Square | F Value | Pr > F |
|------------|----|------------|-------------|---------|--------|
| cura       | 1  | 0.01409897 | 0.01409897  | 0.91    | 0.3427 |
| mufla      | 2  | 0.00052040 | 0.00026020  | 0.02    | 0.9833 |
| cura*mufla | 2  | 0.02241100 | 0.01120550  | 0.72    | 0.4880 |

10:23 Wednesday, July 3, 2002 19

#### The ANOVA Procedure

Dependent Variable: rugos

| Source          | DF | Sum of Squares | Mean Square | F Value | Pr > F |
|-----------------|----|----------------|-------------|---------|--------|
| Model           | 5  | 0.00926333     | 0.00185267  | 2.30    | 0.0517 |
| Error           | 84 | 0.06754667     | 0.00080413  |         |        |
| Corrected Total | 89 | 0.07681000     |             |         |        |

|          |           |          |                   |
|----------|-----------|----------|-------------------|
| R-Square | Coeff Var | Root MSE | <b>rugos</b> Mean |
| 0.120601 | 21.10953  | 0.028357 | 0.134333          |

| Source      | DF | Anova SS   | Mean Square | F Value | Pr > F |
|-------------|----|------------|-------------|---------|--------|
| cura        | 1  | 0.00013444 | 0.00013444  | 0.17    | 0.6837 |
| mufila      | 2  | 0.00898667 | 0.00449333  | 5.59    | 0.0053 |
| cura*mufila | 2  | 0.00014222 | 0.00007111  | 0.09    | 0.9154 |

0:23 Wednesday, July 3, 2002 20

The ANOVA Procedure

Dependent Variable: dur2

| Source          | DF | Sum of Squares | Mean Square | F Value | Pr > F |
|-----------------|----|----------------|-------------|---------|--------|
| Model           | 5  | 0.00003544     | 0.00000709  | 0.29    | 0.9148 |
| Error           | 84 | 0.00202295     | 0.00002408  |         |        |
| Corrected Total | 89 | 0.00205839     |             |         |        |

|          |           |          |                  |
|----------|-----------|----------|------------------|
| R-Square | Coeff Var | Root MSE | <b>dur2</b> Mean |
| 0.017217 | 9.647871  | 0.004907 | 0.050865         |

| Source      | DF | Anova SS   | Mean Square | F Value | Pr > F |
|-------------|----|------------|-------------|---------|--------|
| cura        | 1  | 0.00000018 | 0.00000018  | 0.01    | 0.9308 |
| mufila      | 2  | 0.00003318 | 0.00001659  | 0.69    | 0.5050 |
| cura*mufila | 2  | 0.00000208 | 0.00000104  | 0.04    | 0.9578 |

0:23 Wednesday, July 3, 2002 21

The ANOVA Procedure

**Tukey's Studentized Range (HSD) Test for poros2**

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher

Type II error rate than REGWQ.

|                                     |          |
|-------------------------------------|----------|
| Alpha                               | 0.05     |
| Error Degrees of Freedom            | 84       |
| Error Mean Square                   | 0.015484 |
| Critical Value of Studentized Range | 3.37428  |
| Minimum Significant Difference      | 0.0767   |

Means with the same letter are not significantly different.

| Tukey Grouping | Mean    | N  | mufila |
|----------------|---------|----|--------|
| A              | 0.88448 | 30 | 2      |
| A              | 0.88109 | 30 | 1      |
| A              | 0.87862 | 30 | 3      |

10:23 Wednesday, July 3, 2002 22

# The ANOVA Procedure

## Tukey's Studentized Range (HSD) Test for rugos

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

|                                     |          |
|-------------------------------------|----------|
| Alpha                               | 0.05     |
| Error Degrees of Freedom            | 84       |
| Error Mean Square                   | 0.000804 |
| Critical Value of Studentized Range | 3.37428  |
| Minimum Significant Difference      | 0.0175   |

Means with the same letter are not significantly different.

| Tukey Grouping | Mean     | N  | mufila |
|----------------|----------|----|--------|
| A              | 0.143000 | 30 | 1      |
| A              |          |    |        |
| A              | 0.139667 | 30 | 2      |
| B              | 0.120333 | 30 | 3      |

10:23 Wednesday, July 3, 2002 23

# The ANOVA Procedure

## Tukey's Studentized Range (HSD) Test for dur2

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

|                                     |          |
|-------------------------------------|----------|
| Alpha                               | 0.05     |
| Error Degrees of Freedom            | 84       |
| Error Mean Square                   | 0.000024 |
| Critical Value of Studentized Range | 3.37428  |
| Minimum Significant Difference      | 0.003    |

Means with the same letter are not significantly different.

| Tukey Grouping | Mean     | N  | mufila |
|----------------|----------|----|--------|
| A              | 0.051717 | 30 | 1      |
| A              |          |    |        |
| A              | 0.050536 | 30 | 3      |
| A              |          |    |        |
| A              | 0.050344 | 30 | 2      |

# TETE T

Mufila x 0.2

- 1 -

|                    |         |
|--------------------|---------|
| Tamanho da Amostra | 15      |
| Média da População | 0.2000  |
| Média Amostral     | 0.1427  |
| Erro Padrão        | 0.0079  |
| (t)=               | -7.2609 |
| Graus de liberdade | 14      |
| (p) unilateral =   | 0.0000  |

Mufia x 0.2

|                          |                 |
|--------------------------|-----------------|
| Tamanho da Amostra       | 15              |
| Média da População       | 0.2000          |
| Média Amstral            | 0.1367          |
| Erro Padrão              | 0.0078          |
| (t)=                     | -8.0702         |
| Graus de liberdade       | 14              |
| (p) unilateral =         | 0.0000          |
| (p) bilateral =          | 0.0000          |
| Poder unilateral (0.05)= | 1.0000          |
| Poder unilateral (0.01)= | 1.0000          |
| Poder bilateral (0.05)=  | 1.0000          |
| Poder bilateral (0.01)=  | 1.0000          |
| IC (95%) =               | 0.1198 a 0.1535 |
| IC (99%) =               | 0.1133 a 0.1600 |

Mufla x 0.2

|                           |                 |
|---------------------------|-----------------|
| Tamanho da Amostra        | 15              |
| Média da População        | 0.2000          |
| Média Amostral            | 0.1200          |
| Erro Padrão               | 0.0058          |
| (t) =                     | -13.8564        |
| Graus de liberdade        | 14              |
| (p) unilateral =          | 0.0000          |
| (p) bilateral =           | 0.0000          |
| Poder unilateral (0.05) = | 1.0000          |
| Poder unilateral (0.01) = | 1.0000          |
| Poder bilateral (0.05) =  | 1.0000          |
| Poder bilateral (0.01) =  | 1.0000          |
| IC (95%) =                | 0.1076 a 0.1324 |
| IC (99%) =                | 0.1028 a 0.1372 |