



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



LUIZ HENRIQUE BORGES
CIRURGIÃO-DENTISTA

***INFLUÊNCIA DE CICLOS DE POLIMERIZAÇÃO SOBRE O
POLIMENTO, RUGOSIDADE, POROSIDADE E DUREZA
SUPERFICIAL DA RESINA ACRÍLICA QC 20.***

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À FACULDADE
DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM
CLÍNICA ODONTOLÓGICA: ÁREA PRÓTESE.

PIRACICABA – SP
1998



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



LUIZ HENRIQUE BORGES
CIRURGIÃO-DENTISTA

**INFLUÊNCIA DE CICLOS DE POLIMERIZAÇÃO SOBRE O
POLIMENTO, RUGOSIDADE, POROSIDADE E DUREZA
SUPERFICIAL DA RESINA ACRÍLICA QC 20.**

ORIENTADOR: PROF. DR. SAIDE SARCKIS DOMITTI
CO-ORIENTADOR: PROF. DR. SIMONIDES CONSANI

*Este trabalho
foi desenvolvido
em função de acordo
com resolução C.C.P.G. 026/83
11/01/99*

DISSERTAÇÃO APRESENTADA À FACULDADE
DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM
CLÍNICA ODONTOLÓGICA: ÁREA PRÓTESE.

FACULDADE - Odontologia de Piracicaba

Área de Prótese Total

Saide M. Domitti

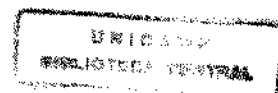
PROF. SAIDE SARCKIS DOMITTI

COORDENADOR DA ÁREA

PIRACICABA 11/01/99

PIRACICABA - SP

1998



| | |
|--------------|-------------------------------------|
| UNIDADE | BC |
| N.º CHAMADA: | |
| V. | Es. |
| T.º MSO BC/ | 36430 |
| PR.C. | 229199 |
| C | <input type="checkbox"/> |
| D | <input checked="" type="checkbox"/> |
| PREÇO | R\$ 11,00 |
| DATA | 03/02/99 |
| N.º CPD | |

CM-00120773-1

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

B644i

Borges, Luiz Henrique.

Influência de ciclos de polimerização sobre o polimento, rugosidade, porosidade e dureza superficial da resina acrílica QC20. / Luiz Henrique Borges. – Piracicaba, SP : [s.n.], 1998.

120f. : il.

Orientadores : Saide Sarckis Domitti, Simonides Consani.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas acrílicas. 2. Prótese dentária completa. 3. Materiais dentários. 4. Porosidade. I. Domitti, Saide Sarckis. II. Consani, Simonides. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 15 de Dezembro de 1998, considerou o candidato LUIZ HENRIQUE BORGES aprovado.

1. Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI *Saide Sarckis Domitti*
2. Prof. Dr. JOÃO NEUDENIR ARIOLLI FILHO *João Neudenir Ariolli Filho*
3. Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA *Marcelo Ferraz Mesquita*

À DEUS, pela vida

À **Luciana**, pelo incentivo e
compreensão em mais esta trajetória,
que sempre soube dividir
bons e maus momentos

À meus pais **Eloy e Maria**, pelo apoio
exemplo e grandes ensinamentos
durante a minha vida.

Aos meus irmãos **André e Heloísa**,
pelo exemplo de perseverança
na busca de novas conquistas.

DEDICO ESTE TRABALHO

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao *Prof. Dr. SAIDE SARCKIS DOMITTI*, Titular da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela amizade, paciência e habilidade na orientação deste trabalho.

Ao *Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI*, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela disponibilidade, atenção e auxílio na execução deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos

AGRADECIMENTOS

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP por ter me acolhido e dado a oportunidade da realização de mais esta etapa em minha carreira docente.

À Universidade de Uberaba pelo apoio, incentivo e ajuda financeira para que eu conseguisse esta qualificação.

A Área Dentística, pela utilização do Microdurômetro Future Tech, doado pela Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP.

Aos colegas da Universidade de Uberaba que me substituíram nas aulas, tornando possível meu afastamento para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos colegas e companheiros do curso de pós-graduação Sidney Kina, Eduardo Carrilho, Silvia H. Padovan e Rosemary Shinkai, pelo convívio, amizade, e incentivo na execução deste trabalho.

Ao Sr. Pedro Sérgio Justino, técnico da Faculdade de Odontologia de Piracicaba pelo auxílio na documentação fotográfica.

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

Aos Profs. Drs. Marcelo Ferraz de Mesquita e João Neudenir Arioli Filho, pela amizade.

Aos demais colegas de pós-graduação, pelo convívio durante o curso.

À Prof^a. Maria Izalina Ferreira Alves (Iza), pela Análise Estatística.

À todos aqueles que direta ou indiretamente possibilitaram a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

| | Pag. |
|---------|--|
| 1. | Listas..... 01 |
| 1.1 | Figuras..... 02 |
| 1.2 | Tabelas e Quadros..... 04 |
| 1.3 | Abreviaturas, Siglas e Significados..... 07 |
| 2. | Resumo..... 08 |
| 3. | Introdução..... 11 |
| 4. | Revisão da Literatura..... 15 |
| 5. | Proposição..... 59 |
| 6. | Material e Método..... 61 |
| 6.1 | Materiais..... 62 |
| 6.2 | Método..... 63 |
| 6.2.1 | Confecção das Matrizes..... 63 |
| 6.2.2 | Confecção dos corpos-de-prova..... 63 |
| 6.2.2.1 | Moldagem das Matrizes..... 63 |
| 6.2.2.2 | Inclusão dos moldes de silicona..... 64 |
| 6.2.2.3 | Prensagem da resina..... 65 |
| 6.2.2.4 | Acabamento e polimento dos corpos-de-prova..... 66 |
| 6.2.2.5 | Rugosidade superficial..... 67 |
| 6.2.2.6 | Polimento superficial..... 68 |
| 6.2.2.7 | Porosidade..... 69 |
| 6.2.2.8 | Dureza Superficial..... 71 |
| 6.2.2.9 | Análise Estatística..... 73 |
| 7 | Resultados..... 74 |
| 8 | Discussão dos Resultados..... 80 |
| 9 | Conclusão..... 87 |
| 10 | Summary..... 90 |
| 11 | Referências Bibliográficas..... 93 |
| 12 | Apêndice..... 103 |

1. LISTAS

1.1 - FIGURAS

| | Pág. |
|--|------|
| Figura 1 Resina acrílica ativada termicamente QC20. A) Monômero e B) Polímero | 62 |
| Figura 2 Matriz retangular de alumínio | 63 |
| Figura 3 Dispositivo de madeira com as matrizes fixadas com cola Super Bonder | 64 |
| Figura 4 Molde de silicona incluído em mufla da fibra de vidro (a) e metálica (b). | 65 |
| Figura 5 Corpo-de-prova após o polimento | 67 |
| Figura 6 Rugosímetro Prazis | 68 |
| Figura 7 Dispositivo metálico usado para limitar a área de contagem de poros | 69 |
| Figura 8 Lupa estereoscópica Carl Zeiss usada no exame e fotografia dos corpos-de-prova | 70 |
| Figura 9 Poros presentes na superfície do corpo-de-prova aumento (63x) | 71 |
| Figura 10 Microdurômetro Future Tech | 72 |
| Figura 11 Ilustração gráfica das médias de dureza, rugosidade e porosidade devido a cada método (ciclos de polimerização) estudado | 75 |

- Figura 12 Gráfico de raios de sol (“sun ray plots”) para os métodos 77
convencional, do fabricante e microondas, com relação às
variáveis estudadas
- Figura 13 Fotografia do polimento do corpo-de-prova polimerizado 78
pelo ciclo convencional (25x)
- Figura 14 Fotografia do polimento do corpo-de-prova polimerizado 79
pelo ciclo do fabricante (25x)
- Figura 15 Fotografia do polimento do corpo-de-prova polimerizado 79
pelo ciclo microondas (25x)
- Figura 16 Análise gráfica dos resíduos padronizados para as variáveis 108
Dureza, Rugosidade e Porosidade

1.2 – TABELAS E QUADROS

| | Pág. | |
|-----------|--|-----|
| Tabela 1 | Nome comercial, composição e fabricante da resina acrílica utilizada no estudo | 62 |
| Tabela 2 | Comparação, pelo teste de Tukey, das médias da dureza, rugosidade e porosidade, devida a cada método (ciclos de polimerização) | 75 |
| Tabela 3 | Análise da variância e teste F para as variáveis dureza, rugosidade e porosidade, em função do fator (causa da variação) e do método (ciclos de polimerização) | 106 |
| Tabela 4 | Valores individuais e médias de Porosidade para o método de polimerização convencional | 109 |
| Tabela 5 | Valores individuais e médias de Porosidade para o método de polimerização do fabricante | 109 |
| Tabela 6 | Valores individuais e médias de Porosidade para o método de polimerização microondas | 110 |
| Tabela 7 | Valores individuais e médias da 1ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização convencional | 110 |
| Tabela 8 | Valores individuais e médias da 2ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização convencional | 110 |
| Tabela 9 | Valores individuais e médias da 3ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização convencional | 111 |
| Tabela 10 | Média geral das três leituras de Rugosidade para o método de polimerização convencional | 111 |
| Tabela 11 | Valores individuais e médias da 1ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Fabricante | 112 |

| | | |
|-----------|--|-----|
| Tabela 12 | Valores individuais e médias da 2ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Fabricante | 112 |
| Tabela 13 | Valores individuais e médias da 3ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Fabricante | 112 |
| Tabela 14 | Média geral das três leituras de Rugosidade para o método de polimerização Fabricante | 113 |
| Tabela 15 | Valores individuais e médias da 1ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Microondas | 113 |
| Tabela 16 | Valores individuais e médias da 2ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Microondas | 113 |
| Tabela 17 | Valores individuais e médias da 3ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Microondas | 114 |
| Tabela 18 | Média geral das três leituras de Rugosidade para o método de polimerização Microondas | 114 |
| Tabela 19 | Valores individuais e médias da 1ª leitura de Dureza para o método de polimerização Convencional | 114 |
| Tabela 20 | Valores individuais e médias da 2ª leitura de Dureza para o método de polimerização Convencional | 115 |
| Tabela 21 | Valores individuais e médias da 3ª leitura de Dureza para o método de polimerização Convencional | 115 |
| Tabela 22 | Valores individuais e médias da 4ª leitura de Dureza para o método de polimerização Convencional | 115 |
| Tabela 23 | Valores individuais e médias da 5ª leitura de Dureza para o método de polimerização Convencional | 116 |
| Tabela 24 | Média geral das cinco leituras de Dureza para o método de polimerização Convencional | 116 |

| | | |
|-----------|--|-----|
| Tabela 25 | Valores individuais e médias da 1ª leitura de Dureza para o método de polimerização Fabricante | 116 |
| Tabela 26 | Valores individuais e médias da 2ª leitura de Dureza para o método de polimerização Fabricante | 117 |
| Tabela 27 | Valores individuais e médias da 3ª leitura de Dureza para o método de polimerização Fabricante | 117 |
| Tabela 28 | Valores individuais e médias da 4ª leitura de Dureza para o método de polimerização Fabricante | 117 |
| Tabela 29 | Valores individuais e médias da 5ª leitura de Dureza para o método de polimerização Fabricante | 118 |
| Tabela 30 | Média geral das cinco leituras de Dureza para o método de polimerização Fabricante | 118 |
| Tabela 31 | Valores individuais e médias da 1ª leitura de Dureza para o método de polimerização Microondas | 119 |
| Tabela 32 | Valores individuais e médias da 2ª leitura de Dureza para o método de polimerização Microondas | 119 |
| Tabela 33 | Valores individuais e médias da 3ª leitura de Dureza para o método de polimerização Microondas | 119 |
| Tabela 34 | Valores individuais e médias da 4ª leitura de Dureza para o método de polimerização Microondas | 120 |
| Tabela 35 | Valores individuais e médias da 5ª leitura de Dureza para o método de polimerização Microondas | 120 |
| Tabela 36 | Média geral das cinco leituras de Dureza para o método de polimerização Microondas | 120 |

1.2 – ABREVIATURAS, SIGLAS E SIGNIFICADOS

| | |
|-------------------|--|
| ABNT | Associação Brasileira de Normas Técnicas |
| A.D.A. | Associação Dentária Americana |
| µm | Micrometro |
| Cm | Centímetro |
| °C | Grau Celsius |
| Et al. | e colaboradores (abreviatura de et alii) |
| FOP | Faculdade de Odontologia de Piracicaba |
| kg | Quilograma |
| KHN | Número de dureza Knoop |
| P | Peso |
| I | Largura de penetração |
| MHz | Megahertz |
| mm | Milímetro |
| N.º | Número |
| % | Por cento |
| p. | Página |
| UNICAMP | Universidade Estadual de Campinas |
| V | Volume |
| W | Watts |
| h | Horas |
| g | Gramas |
| g/cm ³ | Gramas por centímetro cúbico |
| Cr-Co | Cromo Cobalto |
| mg | Miligramas |
| kgf | Kilograma força |
| mm/min | Milímetro por minutos |
| min | Minuto |
| °F | Grau Fahrenheit |
| ml | Mililitro |
| p.p.m | Partes por milhão |
| kpcm | Kilograma por centímetro |
| Ltda | Limitada |

2. RESUMO

2. RESUMO

Este trabalho teve o objetivo de analisar as condições de polimento, rugosidade, porosidade e dureza superficial da resina acrílica QC-20, sob influência de diferentes ciclos de polimerização. Para a confecção dos corpos-de-prova foram utilizadas três matrizes retangulares de alumínio (65x10 e 64x9 x 3,5 mm), fixadas com cola super bonder (Loctite) em um suporte de madeira. Em seguida, as matrizes foram moldadas com silicona por condensação para uso laboratorial, zetalabor, (zhermack spa – Itália, distribuidor no Brasil, labordental Ltda.) e os moldes incluídos em muflas metálicas (DCL n.º 5,5) e muflas com reforço de fibra de vidro (GC), próprias para utilização em forno de microondas. A proporção pó/líquido e mistura, assim como a prensagem da resina acrílica QC 20 foram feitas de acordo com as instruções do fabricante. Após a polimerização nos ciclos de água aquecida a 74°C por 9 horas; água em ebulição; e, por energia de microondas, e resfriamento em temperatura ambiente, os corpos-de-prova foram removidos das muflas e submetidos aos processos de acabamento e polimento convencional. Posteriormente, os corpos-de-prova foram submetidos aos testes de rugosidade, num Rugosímetro Prazis Rug 3; dureza em um Microdurômetro Future Tech, polimento superficial, utilizando uma lupa estereoscópica (Carl Zeiss), com aumento de 25 vezes e fotografias de áreas pré-determinadas; e, porosidade aparente, através da imersão dos corpos-de-prova em tinta Nankin (acrilex) por 2 horas, lavados em água corrente por 10 segundos, e posteriormente contada e fotografada na área previamente determinada. Os

resultados obtidos foram submetidos à análise de variância, e ao teste de Tukey ao nível de significância de 5%. Os resultados do teste de polimento superficial foram avaliados através da comparação fotográfica da superfície dos corpos-de-prova. Concluiu-se que o método recomendado pelo fabricante não diferiu estatisticamente dos outros métodos em dureza, diferiu estatisticamente de ambos em rugosidade e não apresentou diferença estatística em porosidade. Para a variável polimento convencional, observou-se que as superfícies mais lisas e polidas foram devidas ao processamento recomendado pelo fabricante, seguidos do ciclo convencional e por energia de microondas.

Palavras Chave: Resinas Acrílicas
 Prótese dentária completa
 Materiais dentários
 Porosidade

3. INTRODUÇÃO

3. INTRODUÇÃO

A descrição histórica das técnicas primitivas da reabilitação dental com próteses remonta a dezenas de anos e os estudos têm tentado a aproximação ideal entre técnicas e materiais, ambos evoluindo continuamente ao passar dos anos. Atualmente, a compreensão das características físicas e psicológicas dos pacientes edentados, assim como das reações teciduais da boca às próteses totais, encontram-se em fase de entendimento evolutivo.

Apesar disso, muitos pacientes ainda apresentam dificuldades com o uso das próteses totais. Em alguns casos, eles podem não estar preparados para aceitar a eficiência limitada das próteses. Como por exemplo, a reduzida força mastigatória, exercida na trituração dos alimentos, se mantém relacionada com a propriocepção, respostas sensitivas e fatores psicológicos, todos em desvantagens quando esses fatores são comparados aos dentes naturais.

Com a manutenção da saúde dental e periodontal, os dentes naturais permanecem por mais tempo na cavidade bucal, porém, infelizmente, nem todos conseguem conservar seus dentes por toda vida. A maioria dos pacientes, quando experimenta a condição de edentado, está num estágio mais avançado em idade, onde a habilidade de se ajustar às circunstâncias adversas está diminuída, enfrentando, portanto, dificuldades consideráveis com as próteses totais. Isso se reflete no crescente número de consultas para tratamento e aconselhamento especializado.

Atualmente, a maioria absoluta das bases de próteses totais é confeccionada com resina acrílica que, de acordo com WOELFEL & PAFFENBARGER⁵³, surgiu em 1936 com o propósito de proporcionar próteses totais com aparência natural, diminuindo sua artificialidade.

Além dos fatores citados, a preocupação mais evidente é o tipo de conforto que o aparelho protético pode oferecer ao paciente, como superfície da base totalmente lisa e polida, ausência de poros e rugosidades, os quais são capazes de causar irritação aos tecidos moles e interferir na resistência mecânica das próteses (SPENCER⁴² 1949).

Uma das condições relevantes diz respeito à limpeza e manutenção das bases, com o objetivo de evitar que os aparelhos protéticos transformem-se num problema de saúde ao portador. A mesma consideração deve ser feita quanto à dureza e resistência das próteses, uma vez que a ocorrência de fratura é, com frequência, um fator que interfere na preservação do tratamento.

Autores, como DE CLERCK¹⁰ 1987 ; JEROLIMOV²⁰ et al., 1985; ALKAHATIB⁰² et al., 1990, citaram que a quantidade excessiva de monômero na proporção pó/líquido, bem como o rápido aquecimento no ciclo de polimerização são causas da formação de porosidades nas bases de próteses totais.

Por outro lado, Mc CRACKEN²⁶, em 1952, realizou um estudo com o intuito de avaliar as resinas acrílicas ativadas quimicamente utilizadas como base de próteses, comparando suas propriedades físicas com as resinas acrílicas ativadas termicamente. O autor constatou que a dureza das resinas acrílicas ativadas quimicamente era inferior em relação às ativadas termicamente.

SKINNER³⁸ em 1984, teceu comentários sobre polimento das resinas acrílicas. O autor considerou que antes de ser colocado na boca, qualquer tipo de aparelho protético deve ser altamente polido, pois a superfície rugosa, além de desconfortável, favorece o acúmulo de alimentos e outros detritos, os quais podem causar manchas no aparelho protético.

Desde 1936, muitas técnicas de polimerização foram estudadas, tais como polimerização em banho de água aquecida (HARMAN¹⁴ 1949; PHILLIPS³⁰, 1993), polimerização química à temperatura ambiente (PHILLIPS³⁰, 1993), polimerização através da energia de microondas (NISHI²⁸, 1968; ILBAY¹⁷, 1994; HOGAN¹⁶ 1990; KIMURA²² 1983; HAYDEN¹⁵ 19869; LEVIN²³, et al. 1989; SADAMORI³⁴ 1994), polimerização através da luz visível (PHILLIPS³⁰, 1993; VALLITTU⁵⁰, 1996) e sistema de injeção utilizando energia de microondas (PHOENIX³¹ 1997).

AL DOORI⁰¹ et al., em 1988, observaram que a polimerização da resina acrílica por energia de microondas minimizava a formação de porosidades, enquanto JEROLIMOV²⁰ et al., em 1985, concluíram que o ciclo mais longo de polimerização (70°C por 07 H + 03 H a 100°C) evitava a formação de poros, mesmo em corpos-de-prova com até 10 mm de espessura.

As resinas acrílicas tem sido modificadas para melhorar as propriedades físicas e mecânicas, bem como facilitar o trabalho laboratorial (TAKAMATA⁴⁶, et al. 1989). Entretanto, o estágio atual das resinas acrílicas ainda permite a observação de uma série de deficiências consideradas clinicamente insatisfatórias. Assim, este trabalho tem o objetivo de estudar a influência de ciclos de polimerização sobre a dureza, polimento, porosidade e rugosidade superficial da resina acrílica QC - 20.

4. REVISÃO DA LITERATURA

4. REVISÃO DA LITERATURA

SPENCER & GARIEFF⁴², em 1949, compararam as características da resina acrílica com as da borracha vulcanizada (Vulcanite) para a confecção de base de próteses, verificando que a resina acrílica apresentava maiores vantagens, tais como: a) fácil manipulação e reparo, b) melhor condutibilidade térmica, c) resistência ao crescimento bacteriano, d) translucidez e estabilidade de cor, e) menor permeabilidade aos fluidos bucais, e f) menor contração durante o processamento. As vantagens da vulcanite sobre os plásticos seriam a maior tolerância dos tecidos orais e, em muitos casos, menor gravidade específica. Segundo os autores, os plásticos quando adequadamente processados apresentavam vantagens definitivas sobre a vulcanite.

HARMAN¹⁴ realizou, em 1949, um trabalho com o objetivo de avaliar o efeito do tempo e da temperatura de polimerização sobre a resina metacrilato para base de prótese total. Para este estudo foram confeccionadas 9 amostras de espessura comparável, 3 para cada uma das seguintes técnicas: 1) 71 °C durante 2 e ½ horas, 2) Elevação da temperatura ambiente para temperatura de ebulição durante 1 hora e manutenção desta última durante 15 minutos, e, 3) 71 °C durante 2 ½ horas seguidos por 15 minutos em ebulição. A polimerização das amostras foi realizada em uma prensa hidráulica com pressão de 450 pontos, simulando a pressão utilizada nas muflas dentais. A pressão não foi liberada até que os padrões tivessem atingido a temperatura ambiente, e então as amostras foram removidas e medidas imediatamente. Em seguida, as amostras foram divididas ao meio, pesadas, e uma parte de cada amostra foi armazenada em água destilada a 37 °C, e a outra parte colocada em um

dissecador a temperatura ambiente. Posteriormente, elas foram pesadas e medidas, diariamente na primeira semana, a cada semana no primeiro mês e a cada mês no primeiro semestre, sendo cada vez mais espaçadas as medidas até o período de 18 meses de observação. As leituras foram realizadas à temperatura ambiente e a 37°C para as amostras úmidas e 25°C para as secas. As dimensões das amostras não foram alteradas significativamente pela alteração do ciclo de polimerização. Todas as amostras comportaram-se similarmente, quando armazenadas em água, aumentando rapidamente em dimensão durante a primeira semana, permanecendo estável após aproximadamente 14 dias. O comportamento das amostras secas seguiu o mesmo padrão que o das amostras úmidas, só que em direção contrária. Elas contraíram rapidamente durante a primeira semana, reagindo ainda durante 14 dias e a partir daí permaneceram estáveis. No final de 2 semanas, a contração foi aproximadamente 5 vezes maior nas amostras secas, do que o mesmo material úmido e à temperatura ambiente. Os testes de resistência transversa mostraram que 2 e ½ horas a 71 °C não é tempo suficiente para produzir polimerização substancial em seções de 3 mm de espessura, embora sob inspeção visual isso não seja evidente. O peso de ambas amostras, secas e úmidas, tornou-se estável após 2 a 3 semanas, com pequena diferença entre ganho ou perda. O efeito do tempo e temperatura de polimerização torna-se muito mais evidente quando é considerada a resistência transversa do material estudado. A temperatura crítica não é do banho de água, do molde ou da prensagem, mas a temperatura no interior da resina durante a polimerização. Embora muitas das amostras tenham sido polimerizadas com sucesso a 71°C durante 2 ½ horas, as amostras com 3 mm de espessura polimerizadas por este técnica falharam, não obedecendo as especificações da American Dental Association. Uma diferença mais evidente entre as amostras de espessura desigual é registrada pela diferença de comportamento térmico durante a polimerização. Quanto maior o tempo de polimerização, maior a

dureza e a carga para fraturar as amostras. Os autores acreditam que a melhor técnica de polimerização é aquela em que as amostras permanecem durante toda a noite a 71°C. Visto que as amostras polimerizadas incompletamente caracterizam-se por uma perda contínua de peso, sempre em água, os autores acreditam que esta perda é representada pelo monômero residual ou moléculas de polímero com cadeias curtas os quais são bastante instáveis. Foi demonstrado que estes componentes instáveis podem ser polimerizados posteriormente com água em ebulição sempre vários dias após a polimerização original.

SEXON & PHILLIPS³⁶ realizaram, em 1951, um estudo com o objetivo de avaliar os efeitos abrasivos dos agentes de limpeza dental sobre as resinas acrílicas para base de próteses totais, sob a observação superficial através de microscópio, observando a perda de peso e alteração de brilho. As amostras foram polimerizadas de maneira convencional e o acabamento foi realizado através de lixas com granulação decrescente, sendo o polimento realizado em torno de bancada com roda de feltro e alumina. Todas as amostras foram examinadas microscopicamente para assegurar a ausência total de ranhuras. O teste de perda de peso, foi realizado segundo a especificação Nº 12 da American Dental Association, após as amostras terem sido escovadas ou imersas em agentes de limpeza. A escovação foi realizada em uma máquina com velocidade e pressão constantes, escovando simultaneamente até 6 amostras. Foram realizados 20.000 ciclos de escovação sobre cada amostra., correspondente a aproximadamente 2 anos de uso de uma prótese pelo paciente. Para a detecção de mudança no brilho das amostras foi utilizado um reflectômetro, sendo realizadas leituras antes e após a escovação ou imersão das próteses em cada produto. O terceiro método para a detecção dos efeitos dos agentes abrasivos sobre as resinas acrílicas foi a medição da quantidade de resina removida

durante a escovação. Os autores observaram que agentes de limpeza e de imersão não tem grande efeito abrasivo, podendo ser utilizados.

GRUNEWALD¹³ et al. realizaram, em 1952, um trabalho com o objetivo de avaliar as vantagens e desvantagens dos métodos usados para a inclusão de próteses. Foram investigadas as seguintes técnicas: 1) Inclusão por injeção. A mufla permaneceu em banho de água até a ebulição, ficando nessa temperatura por mais 45 minutos. Após a polimerização, a mufla permaneceu em bancada durante 1 hora. Depois foi colocada em água até atingir a temperatura ambiente; 2) Inclusão por injeção modificada: A parte superior da mufla foi cortada para reduzir a condutividade térmica do metal para a resina e o cilindro de injeção foi refrigerado com gelo; 3) Inclusão por injeção, usando o equipamento da Luxene; 4) Inclusão por compressão: Após a prensagem, a mufla foi colocada em prensa rígida. O conjunto foi colocado em água à temperatura ambiente até atingir a temperatura de ebulição, onde permaneceu 45 minutos. Após a polimerização, a mufla foi deixada resfriar em bancada durante 1 hora, após o que foi colocada em água até atingir a temperatura ambiente. 5) Inclusão por compressão utilizando um soldador de ferro: o calor foi fornecido por um soldador de ferro, a mufla aquecida durante 2 e ½ horas e então resfriada como descrito anteriormente. As causas mais prováveis para a instabilidade dimensional de próteses incluídas pelas várias técnicas foram: tensão produzida na prótese durante o processamento e posterior liberação; variações nas dimensões resultantes do ganho ou perda de água causado pelo processamento; e polimerização incompleta da resina, com posterior polimerização ou perda de monômero. Tem sido demonstrado que qualquer aumento ou diminuição do conteúdo de água foi acompanhado por um aumento ou diminuição na dimensão da prótese. Não foi notada grande diferença na sorpção de água entre o método

convencional por compressão ou injeção. A dureza e resistência transversa não foram influenciadas pelas técnicas de inclusão.

Mc CRACKEN²⁶, realizou, em 1952, um estudo com o intuito de avaliar as resinas acrílicas ativadas quimicamente utilizadas como base de próteses e comparar suas propriedades físicas e praticidade com as das resinas acrílicas ativadas termicamente. Muitas das propriedades físicas deste material indicam seu grau de polimerização. Este trabalho foi dividido em duas partes: na primeira, foi realizada a comparação das propriedades de dureza, resistência transversa e escoamento de amostras de teste confeccionadas com ambos tipos de resina acrílicas. A segunda parte observa e registra dados sobre temperaturas de polimerização e variações dimensionais ocorridas em próteses totais de teste. Foram utilizados neste estudo, produtos de 4 fabricantes e suas respectivas orientações foram seguidas. As quatro resinas acrílicas ativadas quimicamente exibiram diferenças na dureza, porém todas apresentaram aumento da dureza nos primeiros 15 dias. Após 15 dias, os valores de dureza foram próximos aos apresentados pelas resinas acrílicas ativadas termicamente. Comparando as propriedades de dureza e escoamento das resinas acrílicas ativadas química e termicamente, os autores puderam constatar que algumas resinas acrílicas ativada quimicamente foram menos polimerizadas que as resinas ativadas termicamente. Colocando as amostras de resina acrílica ativada quimicamente em água fervente durante 15 minutos após a polimerização convencional melhorou as propriedades físicas, indicando que houve uma polimerização mais completa das amostras. Sem este tratamento, a polimerização continua durante vários dias, até que no fim de 15 dias as amostras menos polimerizadas aproximam seus valores das amostras completamente polimerizadas. Com relação a variações dimensionais na região posterior de próteses totais, os autores constataram que a resina acrílica ativada quimicamente mostrou menor

variação que a ativada termicamente. Os autores acreditaram que devido aos princípios envolvidos na polimerização dos materiais a base de metil metacrilato, estes materiais polimerizados à baixas temperaturas tendem a apresentar pouca tensão interna, e portanto seria mais precisa como um material para base de prótese.

SMITH & BAINS⁴¹, em 1956, detiveram-se principalmente, em desenvolver um método para a estimacão e detecção de monômero residual. Com este intuito, utilizaram métodos qualitativos e quantitativos. No método qualitativo a detecção do monômero foi verificada através de uma reação química na qual o reagente é uma solução aquosa de permanganato de potássio a 0,001 N. Reagindo a solução de permanganato de potássio com a solução de monômero, ocorreram mudanças na coloração que variavam do vermelho até o amarelo, de acordo com a concentração do monômero. O limite inferior para o teste foi de 1 em 3 ppm. As alterações na coloração obtidas para os pós de polímero comerciais indicaram a presença de monômero residual nos mesmos. Além disso, foi observada semelhante alteração de cor quando uma mistura de polímero/monômero foi polimerizada por um curto espaço de tempo. No entanto, quando utilizado ciclo longo de polimerização, nenhuma alteração era verificada. Esta observação permitiu verificar que este teste era específico para metil metacrilato residual. Entretanto, este método é qualitativo, sendo necessária a utilização de métodos quantitativos. Dentre os métodos quantitativos existentes, o mais adequado era o de brometo de potássio a 50% em ácido acético. A partir deste, os autores desenvolveram um método químico o qual permitiu calcular o conteúdo de monômero residual, remanescente de vários ciclos de polimerização. De acordo com os resultados, observou-se que mesmo após 6 horas com água em ebulição, uma base de prótese normal apresentava 0,2% de monômero residual. Similarmente, após 20 horas a 72°C

uma 2ª amostra apresentava aproximadamente 0,1% de monômero residual. Corpos-de-prova que foram processados sob essas mesmas condições apresentaram resultados negativos, quando submetidos à reação com permanganato de potássio, apontando que o monômero residual não pode ser extraído ou não está acessível em polímeros bem polimerizados, enquanto em corpos-de-prova submetidos a ciclos de polimerização incompletos, o monômero foi rapidamente lixiviado pela água. Os autores também utilizaram a espectofotometria para determinar a presença de monômero residual através do espectofotômetro Perkin-Elmer na faixa de absorção infravermelho. Os resultados obtidos foram comparados com os anteriores e verificaram que, embora os resultados obtidos pelo espectofotômetro fossem positivos, a determinação não era tão boa quanto o método químico.

SMITH & BAINS⁴⁰, em 1958, determinou a concentração de monômero residual em próteses totais e em amostras feitas de resina acrílica rosa e incolor, submetidas à diferentes ciclos de polimerização. A concentração do monômero foi determinada por método químico. Foram confeccionadas próteses totais superiores, polimerizadas através dos ciclos: a) 336 horas à temperatura constante de 70 °C e b) 90 minutos a 70 °C, seguido de 1 hora até 9 horas à temperatura de 100°C. Após o término do processo, as próteses totais foram seccionadas, e uma das partes foi dividida em fragmentos, os quais foram pesados cuidadosamente e dissolvidos em ácido acético glacial, para determinação da concentração de monômero residual. As concentrações de monômero residual variaram conforme a área da qual o fragmento foi removido: vestibular, borda vestibular, lingual, borda lingual e palato. Esta variação foi atribuída à provável diferença de temperatura entre essas áreas durante o ciclo de cura a qual se deve a diferença de espessura do material e a taxa de perda de calor.

LOVE²⁴ et al. realizaram, em 1967, um trabalho com o objetivo de avaliar a influência de fatores não sistêmicos sobre a saúde da mucosa que suporta as próteses. Os questionários respondidos pelos portadores de próteses totais, foram analisados pelo autores e submetidos à análise estatística. De acordo com os resultados, os autores puderam observar que a adaptação da prótese teve efeito importante sobre a saúde da mucosa do paciente. Concluíram também que a retirada da prótese da boca durante a noite reduz drasticamente a incidência de inflamação de mucosa, assim como a estimulação da mucosa com escovas macias e a escovação da prótese.

A utilização da irradiação por microondas para a polimerização de resinas acrílicas foi relatada pela primeira vez por NISHI²⁸, em 1968. Esse método proporcionava um aquecimento rápido e uniforme tanto na superfície como no interior da resina. A energia de microondas é gerada por um oscilador magnético e, quando irradia um objeto, é absorvida e transformada imediatamente em calor. O autor avaliou a porosidade de amostras de 65,0 x 13,0 x 9,0 mm confeccionadas em resina acrílica termopolimerizável em muflas metálicas perfuradas irradiadas por 9 minutos, imersas em água para evitar um superaquecimento. Também verificou outras propriedades físicas, como: sorção de água, dureza, resistência a tração, resistência transversal, deflexão transversal, resistência à retenção de dentes artificiais e adaptabilidade das bases de próteses, com esta finalidade novas amostras foram confeccionadas através da irradiação por 9, 10, 11 e 12 minutos. Os resultados obtidos na pesquisa foram os seguintes: a) resina livre de poros foi obtida com a redução de energia de alta frequência; b) as propriedades físicas das resinas irradiadas por 11 minutos foram tão satisfatórias quanto as resinas polimerizadas em banho de água.

DAVENPORT⁰⁹, em 1970, investigou a distribuição e a concentração de *Candida sp* em próteses totais superiores e saliva. Foram preparados esfregaços da superfície de próteses totais superiores em contato com a mucosa palatal de 50 pacientes portadores de estomatite protética. Esse esfregaços foram comparados com aqueles de pacientes com mucosa sadia. Além disso, biópsias foram realizadas, retirando-se um amostra circular com 3,0 mm de diâmetro da mucosa palatal inflamada de 10 pacientes com estomatite protética. Os pesquisadores observaram que o número de células com cândida foi maior nos esfregaços das próteses em relação aos da mucosa palatal, resultado confirmado pelas biópsias. Segundo os autores, a estomatite protética está mais associada com a proliferação da cândida, que ocorre primeiramente na placa bacteriana existente sobre a prótese do que aquela existente sobre a mucosa inflamada, sugerindo que o tratamento deve ser direcionado para reduzir o número de candida, principalmente, sobre as próteses.

JAGGER¹⁹ et al. realizaram, em 1975, um trabalho com o objetivo de avaliar o efeito dos agentes de ligação cruzada sobre a dureza, o escoamento e recuperação das resinas acrílicas utilizadas como base de próteses totais. Para a confecção das amostras, foi utilizada uma proporção pó-líquido de 3,5:1 em volume, sendo a polimerização realizada a 70°C durante 7 horas, seguida por 100°C durante 1 hora, em banho de água. Após a polimerização, resfriamento lento e demuflagem, as amostras foram acabadas e polidas manualmente utilizando discos de carboneto de silício de granulação decrescente. As amostras foram armazenadas em ar durante 7 dias a temperatura constante de 23 a 25°C e umidade relativa de 50 a 60 %. O agente de ligação cruzada utilizado foi o etileno glicol dimetacrilato, o qual foi adicionado ao monômero em concentração variando de 0 a 100 % em volume. Neste estudo foi utilizada uma máquina de teste de microdureza Wallace modelo H6B. Foram

realizadas leituras relacionando profundidade de penetração em carga de 300 g e recuperação em função do tempo. Inicialmente, a carga foi aplicada durante 15 segundos e então a leitura foi feita. Esta carga foi mantida durante 60 segundos e então foi realizada uma segunda leitura. Após a remoção da carga, foram realizadas novamente leituras a 15 e 60 segundos. Este procedimento foi repetido imediatamente para verificar o efeito da carga sucessiva em um mesmo local da amostra. Posteriormente, a carga foi aplicada durante 2 minutos e a recuperação medida 20 minutos depois. Os autores concluíram que o agente de ligação cruzada não tem qualquer efeito sobre a dureza das resinas acrílicas, pelo menos dentro das temperaturas a que é submetida na boca. Não foi notada qualquer relação entre a quantidade de agente de ligação cruzada adicionado ao monômero e o grau de recuperação ou escoamento da resina, assim como não existe relação com a profundidade da penetração. Assim, qualquer aumento na dureza superficial devido ao endurecimento intermolecular causado pelo agente de ligação cruzada deve ser neutralizado pelo aumento do efeito plasticizante do material intersticial não reagido, devido ao aumento da concentração de agente de ligação cruzada

SABT²³ et al., em 1975, estudaram o efeito de diferentes ciclos de polimerização e materiais de inclusão utilizados na confecção de próteses totais sobre a porosidade. Setenta amostras com 27,0 mm de diâmetro x 10,0 mm de espessura foram confeccionadas e divididas em cinco grupos de 14 elementos. Cada grupo foi subdividido em 02 subgrupos de acordo com o material de inclusão utilizado, sendo que metade das amostras foram incluídas em gesso Paris, e metade em gesso especial. Resina acrílica convencional foi inserida nos moldes e polimerizada pelos seguintes métodos: 1)banho de água a 71°C por 03 hrs, seguido de 01 Hr a 100°C; 2)banho de água a 65,5°C por 90 min, seguido de 01 hr. a 100°C; 3)banho de água a 73,8°C por 08 hrs, seguido ½

hr. em água fervendo; 4) banho em água a 60°C por 30 min, 71,1°C por 20 min., e 100°C por 45 min.; 5) banho de água por 9 hrs. a 71,1°C. As amostras foram polidas, e a gravidade específica foi determinada usando o princípio de Archimedes, onde todos os corpos de prova foram pesados em ar com balança hidrostática e a densidade em g/cm³. Os resultados indicaram que o gesso utilizado não tem efeito sobre a porosidade quando do 2º e 3º ciclos de polimerização.

VON FRAUNHOFER & SUCHATLAMPONG⁵¹ realizaram em 1975, um estudo com o objetivo de avaliar o efeito da umidade sobre a dureza superficial dos polímeros para base de próteses totais e suas características superficiais. Foram utilizadas duas resinas acrílicas, uma ativada térmica e outra quimicamente ativada. A polimerização da resina acrílica ativada termicamente foi realizada através de um banho de água a 74°C durante 1 hora e 30 minutos e então aquecido, até a ebulição do monômero durante 30 minutos, com posterior resfriamento lento. A polimerização da resina acrílica ativada quimicamente foi realizada à temperatura ambiente. As amostras foram observadas através de espectroscopia infravermelha (Perkin-Elmer 157). O poder de penetração deste aparelho é de 5 a 10 mm no interior da massa de resina acrílica, portanto, caracteriza a natureza superficial dos polímeros para base de próteses totais. As amostras foram examinadas antes e após o desgaste superficial. O polimento foi realizado com discos de carboneto de silício de granulação decrescente, com velocidade constante de 300 revoluções por minuto. Ambas as amostras, polidas ou não, foram examinadas após armazenagem em água destilada a 37°C durante 12 dias. Foram realizadas várias séries de leituras de microdureza. Inicialmente, a dureza superficial de ambas resinas foi determinada após polimerização e após 12 dias de armazenagem. Posteriormente, a dureza das superfícies abrasionadas foi determinada antes e

após armazenagem de 12 dias. As amostras para estudo da microdureza foram abrasionadas com discos de carboneto de silício de granulação decrescente e polidas com pasta de diamante, inicialmente com partícula de 7 e depois de 1 mm de tamanho, lavadas com álcool ou água e finalmente secas com algodão. As leituras de microdureza foram realizadas em um aparelho Reichert, adaptado a um microscópio metalúrgico Reichert MeF 2, sob carga de 20g. Os resultados obtidos mostraram que a superfície é mais macia que o corpo da amostra em ambas as resinas, e a abrasão da superfície da amostra remove a camada superficial macia, resultando num aumento significativo na dureza. A armazenagem em água produziu amolecimento da superfície da resina acrílica ativada termicamente, embora, seja menor nas amostras ativadas quimicamente. Em todos os casos, as amostras ativadas termicamente foram significativamente mais duras que as amostras ativadas quimicamente, sendo esta diferença mantida após a armazenagem em água. Os estudos de espectroscopia infravermelha mostraram que a superfície como processada de ambos tipos de resina diferem significativamente das mesmas resinas abrasionadas. A diminuição da dureza produzida pela armazenagem em água indica que a água combina ou mais provavelmente penetra na camada amorfa superficial da resina acrílica, exercendo um efeito amolecedor ou plasticizante. Isto sugere que existe uma forma de interação química entre a água e a camada superficial da resina, a qual não pode ser prevenida.

Em 1976, **McCABE & BASKER**²⁵ utilizaram a cromatografia gás-líquida para investigar os efeitos das condições de cura sobre o conteúdo de monômero residual de resinas acrílicas dentais. Foram preparados corpos-de-prova com as dimensões de 50 mm x 50 mm x 3 mm de 02 tipos de resina: Stellan (termopolimerizável) e De Trey (autopolimerizável). A 1ª foi submetida a 4 diferentes ciclos de cura: a) 7 horas a 70°C seguidas por 3 horas a 100°C

calor úmido. b) o mesmo período em calor seco; c) 20 minutos em água fervente seguidos de 20 minutos em água aquecida e mais 20 minutos em água em ebulição; d) 20 minutos em água fervente. Observou-se que o nível menor de monômero residual ocorreu no ciclo longo em calor úmido. Quanto aos demais ciclos, o nível de monômero residual detectado foi semelhante. Na resina autopolimerizável, foi encontrado o mais alto nível de conteúdo de monômero residual apresentando-se 4 vezes maior que o 1º ciclo citado para a resina termopolimerizável.

WOELFEL⁵³, em 1977, em seu artigo sobre processamento de próteses totais, relatou que a borracha dura vulcanizada foi demonstrada e patenteada por **GOODYEAR**, em 1851, sendo o material mais usado durante 80 anos na confecção de próteses totais antes da introdução da resina acrílica em 1936.

Em 1978, **JAGGER**¹⁸ investigou o efeito do ciclo de cura sobre o grau de polimerização de resinas acrílicas e suas propriedades mecânicas. Amostras de resina termopolimerizáveis convencional foram preparadas misturando-se polímero e monômero na proporção de 3,5 para 1 por volume e polimerizada através de quatro diferentes ciclos: 1) 7 horas a 70°C; 2) 14 horas a 70 °C; 3) 1 hora a 100°C e 4) 7 horas a 70°C mais 1 hora a 100 °C. Para se estudar a estrutura do polímero, as amostras foram imersas no ácido nítrico 80% durante 5 segundos, lavadas em água e secas com ar comprimido. A seguir foram examinadas e fotografadas através de lupa **ZEISS ULTRAPHOT**. A viscosidade da solução foi investigada através da dissolução de 5 g de polímero em 100 ml de clorofórmio em banho de água com temperatura controlada a $20 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$, e medida com viscosímetro **B.S.S. 188**. A quantidade de monômero residual foi determinada através de cromatografia gasosa. Testes de dureza

foram realizados em microdurômetro WALLACE, e de resistência transversal em máquina INSTRON, com velocidade de 5,0 cm/min. Finalmente, a sorpção de água foi verificada através do peso de amostras secas e amostras imersas em água destilada a 37 °C durante 1 a 24 horas. O ganho de água foi expresso como a porcentagem de aumento do peso da amostra após remoção do dessecador. Os pesquisadores verificaram que o ciclo de cura não tem importância sobre a dissolução do polímero no monômero, sendo improvável que a proporção matrix/polímero residual interfira nas propriedades mecânicas. O ciclo de polimerização de 7 horas a 70°C, acrescido de 1 hora a 100°C, produziu amostras com alto grau de polimerização e, conseqüentemente, com maiores valores de dureza e resistência transversal, garantindo amostras sem poros e com alto peso molecular. Também foi observado que existe correlação entre o monômero residual, dureza, resistência transversal e sorpção de água, sugerindo que a concentração de monômero residual é o parâmetro mais importante na determinação das propriedades do material.

O efeito de gradientes de temperatura sobre as propriedades de resina acrílicas polimerizadas através de calor ou temperatura ambiente foi verificado por FARAJ & ELLIS¹¹, em 1979. Amostras de resina química e termopolimerizáveis foram feitas a partir da inclusão de discos metálicos com 50,0 mm de diâmetro x 8,0 mm de espessura. Após o preenchimento dos moldes, pares termoelétricos foram adaptados tanto no gesso próximo à parede da mufla, como na resina, no centro e na periferia da massa, através de orifícios na mufla metálica. A resina termopolimerizável foi curada a 70°C e 100°C. A densidade das amostras foi determinada pelo peso em ar e em água a $21 \pm 1^\circ\text{C}$ imediatamente após a abertura da mufla e após condicionar o peso constante em dessecador. As alterações dimensionais durante o processamento foram medidas relativas às dimensões de círculos marcados no gesso. O módulo de

elasticidade foi verificado em corpos de prova de 6,0 cm de comprimento x 1,0 cm de largura x 1,7 mm de espessura, através de carga de 100 g/min. em três pontos, e a deflexão foi medida através de microscópio. Segundo os autores, a resina autopolimerizável completa a cura satisfatoriamente sem temperatura exotérmica elevada, e isto depende da espessura da amostra. No entanto, durante a cura em banho de água aquecida, o centro da massa da resina termopolimerizável apresentou um "atraso" em atingir a temperatura da água do banho durante o processamento, ou seja, existe um determinado período de tempo para que o centro da massa de resina consiga atingir a mesma temperatura do banho de água. Nenhuma porosidade foi encontrada para esta resina, quando curada a 70°C, porém quando processada a 100°C, a porosidade foi observada quando a temperatura exotérmica atingiu 136°C, ultrapassando o ponto de ebulição do monômero. Houve contração dimensional de 0,53 e 0,26% e densidade de 1,19 e 1,18 para as resinas termo e autopolimerizáveis, respectivamente.

AUSTIN & BASKER⁰³, em 1980, desenvolveram um estudo cujos objetivos foram: descrever um método para a estimativa do monômero residual e a verificação de sua precisão; investigar o efeito dos procedimentos de manipulação sobre o conteúdo de monômero da resina acrílica; e a descrever casos clínicos nos quais foi atribuída à alta concentração de monômero residual a causa de danos a mucosa oral. Nesses trabalho, foram utilizados corpos-de-prova de resina termopolimerizável e resina de polimetil metacrilato (PERPEX). A resina termopolimerizável foi submetida a 2 tipos de ciclo de polimerização, um longo e outro curto; os corpos-de-prova também variaram de espessura, apresentando de 2 a 4 mm, e o armazenamento foi feito a seco e na água. A extração do monômero foi feita após 1 hora e, a seguir, analisado através da cromatografia gás-líquida. Os autores provaram que o método proposto nesse

trabalho é um método preciso, reproduzível e que requer pouca quantidade de material para ser executado. Também verificaram que há uma relação entre o conteúdo de monômero residual, temperatura atingida e tempo de polimerização, que em ciclos longos o nível de monômero residual detectado foi de 0,29%; que em ciclos curtos o nível de monômero aumentou mais de 700%. Igualmente, foi observado que amostras mais finas tendiam a apresentar uma maior concentração de monômero residual que as amostras mais espessas, quando submetidas ao mesmo ciclo de polimerização, e atribuíram isso ao fato de a polimerização ser uma reação química exotérmica e que atinge mais altas temperaturas nas regiões mais espessas convertendo maior quantidade de monômero em polímero. Observaram, ainda, que não havia diferença significativa quanto ao conteúdo de monômero entre as amostras que foram armazenadas em água e aquelas que foram mantidas em lugar seco. No caso clínico reportado nessa pesquisa, a irritação da mucosa foi atribuída a presença de monômero residual na base da prótese total, o qual encontrava-se 6 a 11 vezes maior que o conteúdo normal de uma resina termicamente ativada, quando submetida ao ciclo longo.

A aplicação de energia de microondas para polimerização de resinas acrílicas dentais foi estudada em 1983 por KIMURA²² et al. Os autores utilizaram resinas termopolimerizáveis convencionais, sendo uma transparente e outra colorida. Para a manipulação da resina transparente foi utilizada a proporção pó/líquido de 2,4:1, e para a resina colorida de 1:1 em peso. Através dessa proporção foram preparadas misturas com pesos de 7 g, 15g e 21g, polimerizadas através de microondas durante 5,10,15,20, 25, 30, 35 e 40 minutos, para se verificar quanto tempo seria necessário para que atingissem a fase plástica e a polimerização completa. Também foram verificadas as seguintes características: 1) adaptação das bases de próteses polimerizadas

através dos seguintes métodos: a) banho de água elevando a temperatura para 100°C em 60 minutos e permanecendo em água fervente por mais 30 minutos; e b) energia de microondas por 3 minutos. 2) Estabilidade de cor e formação de fendas em próteses totais construídas com dentes de resina e de porcelana, curadas através dos métodos descritos no item anterior. 3) Deformação do gesso pedra dental em amostras de 30,0 x 50,0 mm irradiados por energia de microondas durante 05 a 20 minutos, através da medida do diâmetro e da altura das mesmas, após refrigeração à temperatura ambiente. 4) Porosidade em amostra de: a) 5,0 mm de espessura de resina transparente curada em microondas durante 2,3,5,10 e 15 minutos refrigeradas em temperatura ambiente; b) 10,0 mm de espessura de resina transparente, polimerizada em microondas durante 3 minutos e refrigeradas através das seguintes condições: b.1) em gelo (0°C); b.2) em água corrente (15°C); e b.3) em ar (20°C); c) 1,5 e 3,0 mm de espessura irradiada por 3 minutos; d) 3,0 mm de espessura contendo grampos de Cr-CO com 0,9 mm de diâmetro, polimerizadas por: d.1) energia de microondas durante 3 minutos; e d.2) banho de água elevando a temperatura para 100 °C em 60 minutos e permanecendo em ebulição por 30 minutos. Os resultados indicaram que: 1) embora a mistura monômero-polímero geralmente atinja a fase plástica em 15 – 20 minutos à temperatura ambiente, este tempo pode ser diminuído com o uso do microondas, e a mistura se torna mais homogênea. 2) Quanto maior o peso da mistura monômero – polímero, maior será o tempo necessário para atingir a fase plástica. 3) A adaptabilidade da base de prótese curada em microondas foi superior àquela obtida pelo banho de água. 4) A alteração de cor ou fendas entre dentes artificiais e bases foram raramente observadas em ambas as próteses. 5) Deformação do gesso pedra foi raramente observada. 6) A porosidade foi raramente observada em resinas curadas por 3 minutos e foi menor para amostras refrigeradas em ar. Os grampos de Cr-CO

não influenciaram a polimerização da resina por microondas, e não foi observada porosidade ao redor dos mesmos.

SKINNER³⁸, em 1984, teceu comentários sobre a abrasão e polimento das resinas acrílicas, abordando também os efeitos dos dentifícios sobre este material. O autor considerou que antes de ser colocado na boca, qualquer tipo de aparelho protético deve ser altamente polido, pois uma superfície rugosa, além de desconfortável, favorece o acúmulo de alimentos e outros detritos, os quais podem causar manchas e corrosão no aparelho. O termo abrasão significa o desgaste de uma superfície por outra, pelo efeito do atrito. A abrasão pode ser útil para alisar uma superfície rugosa, como preparo para o polimento. Em contraste com os instrumentos de corte, as rodas abrasivas ou instrumentos rotatórios diamantados contém milhares de pontas abrasivas, distribuídas ao acaso. Os abrasivos existem com tamanhos variados de partículas, que devem ser usadas sempre em granulações progressivamente decrescentes. Um abrasivo pode ser tão fino, que a superfície resultante pode ser tão lisa que reflete regularmente a luz, sendo considerada então uma superfície polida. A ação do abrasivo sobre uma superfície é uma ação de corte. O distúrbio superficial de uma resina, como em uma base de prótese total, inclui a introdução de tensões superficiais, que podem causar distorção, se a abrasão for excessivamente rigorosa, o que causa uma verdadeira fusão da superfície da resina. Metalograficamente falando, o polimento implica em obter superfícies lisas e especulares em um metal, sem utilizar verniz. Se as partículas de abrasivo forem de tamanho suficientemente reduzido, os sulcos podem até desaparecer inteiramente, sendo a superfície então considerada polida. Quando os sulcos não são mais visíveis a olho nu, o polimento preliminar pode ser conseguido com pedra pomes, aplicado com roda amarela de lona. Após a limpeza, usa-se uma pasta da mistura de pedra pomes com água, sempre em torno de bancada em alta

velocidade. Este processo é repetido várias vezes, até que a superfície esteja razoavelmente bem polida. Após isto, o trabalho deve ser completamente limpo, após o que a roda de lona é substituída por uma roda de feltro ou algodão. Pode ser usado um tipo de cera, que favorece a obtenção de uma superfície altamente polida.

Em 1985, **JEROLIMOV²⁰ et al.**, verificaram se a alteração da proporção polímero/monômero das resinas acrílicas dentais termopolimerizáveis resultaria em alterações dos níveis de monômero residual do produto já pronto e se haveria relação entre a quantidade de monômero residual e a propriedades flexurais. Foram feitos 40 corpos-de-prova divididos em 10 grupos, onde foram combinados dois ciclos de polimerização com diferentes proporções pó/líquido. Os ciclos utilizados foram: a) 14 horas a 70°C e b) 7 horas a 70°C, mais 3 horas a 100°C. As proporções pó/líquido foram: 1,5/1; 2/1; 2,5/1; 3,5/1; 4,5/1. O monômero residual foi extraído pelo refluxo em metanol e analisado através da cromatografia gasosa. Segundo os autores: a) as propriedades flexurais das resinas termopolimerizáveis melhoram com a redução do monômero residual; b) o ciclo de polimerização tem maior influência que a razão polímero/monômero na redução dos níveis de monômero residual; c) o ciclo que utilizou o tempo adicional de 3 horas a 100°C produziu os menores níveis de monômero residual; d) para o ciclo que não utilizou o tempo final com água fervente à medida que a proporção pó/líquido aumentou houve uma diminuição significativa dos níveis de monômero com uma leve melhora das propriedades flexurais.

As propriedades físicas da resina termopolimerizável convencional curada pelo banho de água e por energia de microondas foram estudadas em 1985 por **REITZ³² et al.** Foram confeccionadas 20 amostras com 25,0 x 12,0 x 2,5 mm de dimensão e 20 corpos de prova com maior espessura

(3,0 x 1,0 x 1,0 cm). Metade das amostras de ambas as dimensões foram polimerizadas em banho de água a 165 °F durante 8 horas, e a outra metade em forno de microondas a 400 W por 2 e ½ minutos de cada lado. A seguir foram confeccionadas mais 10 amostras espessas, curadas em forno de microondas equipado com prato giratório a 90 W por 6 ½ minutos de cada lado. As propriedades investigadas foram: dureza com impressora BARCOL, resistência transversal em máquina INSTRON com velocidade de 0,125 cm/min e porosidade. Para estudar a porosidade, as amostras foram polidas, imersas em tinta preta e repolidas, sendo o número de poros contidos em uma área de 2,4 x 1,9 mm contados com aumento de 20 vezes. As amostras mais espessas foram seccionadas ao centro, e a superfície cortada foi examinada quanto à presença de poros. Os resultados demonstraram que não houve diferenças na porosidade entre os métodos de cura para as amostras mais finas, porém para aquelas mais espessas foi observada porosidade na região central, quando curadas por microondas. De acordo com os autores, a porosidade pode ser reduzida, aumentando-se o tempo e diminuindo-se a potência durante a cura através de microondas.

STOLF⁴³ et al. realizaram, em 1985, um estudo com o objetivo de verificar a influência do polimento químico sobre a resistência ao impacto das resinas acrílicas. Para a confecção dos corpos-de-prova foram utilizadas resinas acrílicas de cor rosa, fabricadas por Artigos Odontológicos Clássico Ltda., dos tipos térmica e quimicamente ativadas. Os corpos-de-prova, com 65x10x2,5 mm foram obtidos através de padrões de cera, que eram incluídos em muflas para posterior polimerização, de acordo com as especificações números 12 d 13 da Associação Dentária Americana. As amostras foram divididas em 2 grupos, cada grupo com 10 amostras confeccionadas em resina acrílica ativada quimicamente e 10 com resina acrílica ativada termicamente. Um grupo

sofreu polimento químico, o qual consistia de um banho em monômero de metilmetacrilato a 70°C, durante 1 minuto. O outro grupo recebeu polimento convencional ou mecânico, por meio de tiras de lixa, pasta de pedra-pomes com ponta de feltro e escovas e polidor Kaol com escova de pano, sucessivamente. Após o polimento, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37°C. A resistência ao impacto foi determinada em um aparelho Wolpert, após uma série de armazenagens de 24 horas, 7, 15 e 30 dias. De acordo com os resultados, os autores constataram que a resistência ao impacto foi maior nas amostras polidas quimicamente em todos os períodos de armazenagem, quando comparado com as amostras polidas mecanicamente. As amostras confeccionadas com ambos tipos de resina apresentaram diminuição nos valores de resistência ao impacto para as duas técnicas de polimento, na medida em que o período de armazenagem aumentou de 24 horas para 30 dias. Com relação ao polimento mecânico, existe diferença significativa na resistência ao impacto entre as duas formas de ativação. Há também diferença significativa entre os períodos de armazenagem, independentemente do tipo de ativação da resina. A diferença na resistência ao impacto é significativa, apenas entre os períodos de 24 horas e 7 dias, com superioridade para a ativação térmica. Os autores supõem que o tratamento térmico sofrido pelas resinas durante o polimento químico foi o responsável pelo aumento da resistência ao impacto, onde o aquecimento foi suficiente para liberar possíveis tensões residuais presentes na massa de resina polimerizada, resultando no aumento da resistência ao impacto. A diminuição da resistência ao impacto com o aumento do período de armazenagem comprovou informações de que a sorção da água provoca a deterioração das propriedades físicas das resinas acrílicas.

STOLF⁴⁴ et al. realizaram, em 1986, um estudo com o objetivo de verificar a influência do polimento químico sobre a reflexão de cor das

resinas acrílicas para base de dentadura. Desse modo, foi feito um estudo comparativo com o polimento convencional empregando resina acrílica ativada química e termicamente, nas cores rosa e incolor, fabricadas por Artigos Odontológicos Clássico Ltda. Os corpos-de-prova em cera possuíam 15 mm de diâmetro por 2mm de espessura, sendo incluídos em muflas e removidos com água fervente. O gesso foi isolado com Cel-Lac, e a prensagem das resinas foi realizada seguindo as orientações dos fabricantes. Para a resina acrílica ativada termicamente, a polimerização foi efetuada a 70°C durante 12 horas e para a resina acrílica ativada quimicamente, a polimerização foi efetuada durante 3 horas a temperatura ambiente. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram retirados da mufla e submetidos aos seguintes tratamentos: 1-Polimento mecânico, com técnica convencional, empregando-se sucessivamente tiras de lixa, pasta de pedra-pomes com pontas de feltro e escovas e, finalmente, polidor Kaol com escovas de pano; 2- Polimento químico, aquecendo-se o monômero de metil-metacrilato em recipiente de aço inoxidável com tampa até a ebulição (100,8°C). Em seguida, a fonte de calor foi desligada e o corpo-de-prova imerso no monômero aquecido durante 1 minuto. A temperatura da peça protética diminuiu a temperatura do líquido ao nível de 70°C, considerada ideal para o polimento químico. A secagem das amostras foi feita durante 15 minutos, sendo 5 minutos com ar quente e 10 minutos com ar frio. Os corpos-de-prova foram posteriormente lavados em água corrente durante 24 horas, para eliminação dos vestígios de monômero residual da superfície dos corpos-de-prova. A reflexão dos corpos-de-prova polidos por ambas técnicas foi medida num reflectômetro Grans, acoplado a um galvanômetro Unigalvo, tipo 20. A reflexão padrão para todas as amostras foi estabelecida por meio de pó de óxido de magnésio, considerada reflexão de 100%. De acordo com os resultados, foi verificado que não houve diferença estatisticamente entre os dois tipos de polimento, em todos os tipos e cores de resina estudados. Os índices de reflexão da resina rosa são

superiores aos da resina incolor. Isso pode ter ocorrido devido a maior absorção que reflexão da luz por parte da resina incolor.

Em 1986, um estudo comparando a resistência à compressão entre resinas acrílicas polimerizadas por banho d'água e por energia de microondas foi realizado por HAYDEN¹⁵. Foram utilizadas três resinas termopolimerizáveis: a) a primeira contendo copolímeros de metil metacrilato; b) a segunda, uma resina de polimetil metacrilato contendo partículas de borracha, resistente ao impacto; e c) e uma terceira, considerada padrão, sendo de polimetil metacrilato. Foram confeccionadas bases de próteses totais, com 2,0 mm de espessura. Os moldes foram prensados, e quatro métodos de polimerização foram utilizados: 1) banho de água aquecido a 163°F por 9 horas (ciclo longo). 2) banho de água aquecido a 163°F por 1,5 Hrs. (ciclo curto). 3) energia de microondas a 700 W por 2 minutos de cada lado da amostra; e, 4) Energia de microondas a 90 W por 6 e ½ minutos de cada lado do corpo de prova. Após a polimerização, as amostras foram refrigeradas por 30 minutos em ar e 15 minutos em água fria, e submetidas aos testes de resistência à compressão em máquina INSTRON. A análise estatística dos dados revelou diferenças significantes entre o ciclo curto em banho de água e os métodos de cura em microondas, sendo que as resinas curadas pelo último método apresentaram menores valores de resistência à compressão. A resina acrílica contendo partículas de borracha apresentou maior resistência em relação à resina padrão. De acordo com o autor, é possível que a menor resistência das amostras curadas em microondas seja devido à rápida polimerização e formação de cadeias curtas de polímeros com baixo peso molecular, enquanto amostras polimerizadas pelo ciclo longo contêm características de absorção de energia devido à formação de cadeias longas com alto peso molecular.

Em 1986, **WOLFAARDT⁵² et al.**, estudaram a ocorrência e a natureza da porosidade em resinas acrílicas dentais termopolimerizáveis. Foram confeccionadas 128 amostras com variação de espessura de 0,1 a 4,5 mm com resina acrílica convencional polimerizadas pelo ciclo padrão de acordo com a especificação n.º 12 da A.D.A , e pelo ciclo rápido, inserindo as amostras em água fervente por 60 minutos. Para verificação da porosidade, cada amostra foi dividida em três regiões: zona periférica, zona média e zona central; e foi examinada quanto à presença, concentração, tamanho, forma e posição dos poros em microscópio com transluminação e aumento de 25 ou 8 vezes. Segundo os autores, as seguintes variáveis durante o processamento da resina podem resultar em formação de poros: 1) contração de polimerização, 2) inclusão de gases, 3) homogeneidade inadequada da massa, sendo que estes fatores que afetam a porosidade são mais ativos em sessões espessas de polimetil metacrilato do que em sessões finas.

ULUSOY⁴⁹ et al. realizaram, em 1986, um estudo com o objetivo de selecionar o método de polimento que pudesse fornecer uma superfície mais lisa sobre resinas acrílicas ativadas quimicamente e termicamente, comparando a efetividade das diferentes técnicas de polimento. As amostras foram confeccionadas com 1 cm de diâmetro na base, 1 cm de altura e 0,5 cm de diâmetro no topo. Os materiais utilizados foram a resina acrílica Quick Rodex ativada termicamente e a resina Vertex ativada quimicamente, de acordo com as instruções dos fabricantes. Foram confeccionadas 10 amostras para cada grupo, que sofreram diferentes tipos de polimento, realizados pelo mesmo profissional, com baixa rotação, pressão suave e contato intermitente sob spray de água. A pedra abrasiva foi aplicada durante 15 segundos. Cada tipo de disco abrasivo foi aplicado durante 15 segundos sobre cada lado da amostra. Foram aplicados também um cone de feltro com pasta de pedra-pomes e escova macia com pó de

giz, durante 15 segundos cada. A rugosidade superficial das amostras foi determinada por um Perfilômetro (Perthen GmbH, Alemanha) com registros gráficos. A ponta do perfilômetro passou através das superfícies das amostras em linha reta, registrando a média aritmética de rugosidade, média de altura de picos e vales, obtendo valores em micrômetros. Foi realizada uma passagem sobre cada amostra de cada grupo, e os dados foram analisados estatisticamente para as diferenças entre as várias técnicas de polimento. As amostras foram também analisadas por microscopia eletrônica de varredura. De acordo com os resultados, os melhores valores foram obtidos com a utilização progressiva de pedras abrasivas, discos abrasivos grossos, médios e fino, cone de feltro com pasta de pedra-pomes e escova macia com pó de giz.

Segundo COMBE⁰⁶, em 1986, as resinas acrílicas próprias para uso em microondas utiliza uma combinação de metil e etil metacrilatos no monômero, que podem conter um grupo reativo em cada extremidade da cadeia molecular, com o propósito de diminuir a pressão de vapor em temperaturas mais elevadas, e permitir a polimerização dessas resinas acrílicas à temperaturas que variam de 100 a 150°C.

Em 1987, SANDERS³⁵ et al. estudaram a diferença na quantidade de porosidade formada em resinas acrílicas após a polimerização por microondas resfriadas subitamente ou então através do resfriamento lento sobre a bancada até a temperatura ambiente. O autor também comparou dois métodos de polimerização em microondas com o método convencional do banho de água. Os corpos-de-prova consistiram de blocos 4,3 x 1,0 x 1,0 cm preparados com cinco diferentes marcas de resina acrílica, sendo uma especialmente fabricada para a polimerização em microondas. Cada resina foi prensada nos moldes e então polimerizada por meio de três técnicas: 1) banho de água a 170°F por 9

horas e resfriadas subitamente por 20 minutos em água corrente; 2) irradiação de microondas a 90 W em forno com prato giratório por 61/2 minutos de cada lado da amostra e após 15 minutos foi resfriada em água corrente por 4,5 minutos; 3) polimerização em microondas da mesma forma anterior e resfriada à temperatura ambiente por 2 e ½ horas. As amostras foram polidas e tinta nanquim foi aplicada sobre a superfície para avaliação da porosidade. As mesmas foram repolidas e então examinadas por três pesquisadores previamente calibrados. Os resultados indicaram que houve uniformidade na formação dos poros para todas as resinas e técnicas de cura. A resina especialmente formulada para uso em microondas exibiu menor nível de porosidade que as demais, fato este que talvez possa se atribuído à diferença de composição destas resinas, que apresentam na sua formula monômeros de metil e etil metacrilato.

De acordo com De CLERCK¹⁰, em 1987, a energia de microondas pode ser utilizada para gerar calor no interior da resina, eliminando a necessidade da transferência de calor da água quente através de várias estruturas, como a mufla e gesso pedra e modelo até atingir a resina. Segundo o autor, a energia de microondas economiza tempo e custo, com a vantagem de conter menor quantidade de monômero residual e oferecer as mesmas propriedades físicas, quando comparada ao método convencional de polimerização.

AL DOORI⁰¹ et al., em 1988, compararam propriedades físicas das resinas acrílicas utilizadas para confecção de bases de prótese total polimerizada por energia de microondas e pela técnica convencional. Utilizaram 4 tipos de resina acrílica: 3 polimerizadas durante 7 horas a 70°C seguidas de 3 horas a 100°C (ciclo longo) e 1 polimerizada durante 20 minutos a 100°C (ciclo curto). As amostras incluídas em mufla plásticas especiais reforçadas com fibra de vidro foram polimerizadas em forno de microondas doméstico equipado com

prato giratório, para absorção uniforme das microondas durante a operação, por 24 minutos a 70 W. Os autores relatam que as moléculas do metil metacrilato dentro de um campo magnético mudam rapidamente de direção, conseqüentemente numerosas colisões intermoleculares causam rápido aquecimento por fricção molecular. Os resultados mostraram com vantagem da polimerização em microondas a limpeza de processamento e manejo do equipamento, porém não encontraram vantagem desta técnica em relação ao método super rápido de polimerização em água aquecida. Segundo os autores, uma microonda é uma onda eletromagnética produzida por um gerador (Magnetron), com comprimento entre 1 mm e 30 cm, comprimento maior que raios infravermelhos (porém menor energia), mas menor que as ondas de rádio e televisão (portanto maior energia).

Em 1988, **BAKER**⁰⁵ et al. desenvolveram um método através da cromatografia gás-líquida para detectar monômero residual em saliva, sangue e na urina. Também foi analisada a presença de monômero livre na saliva de voluntários saudáveis portadores de aparelhos palatinos de resina acrílica autopolimerizável e temopolimerizável. O monômero liberado na saliva foi detectado uma semana após a inserção dos aparelhos autopolimerizáveis, com concentração máxima de 45 µg/ml; não foi detectado monômero no sangue e urina. O monômero residual foi detectado na saliva de voluntários que usavam aparelhos polimerizados em banho de água a 70°C apenas por 1 hora, não sendo detectada a presença de monômero, quando o ciclo era de 70°C por 3 horas. Os aparelhos de resina autopolimerizáveis liberaram a quantidade máxima de monômero 29 µg na primeira hora de uso. Os autores sugerem que, para minimizar a liberação de monômero dos aparelhos autopolimerizáveis, os mesmos deverão permanecer imersos em água por 24 horas antes de colocar em uso.

As propriedades físicas de resinas acrílicas polimerizadas por microondas e pelo método convencional de banho de água foram estudadas, em 1988, por **TROUNG & THOMAZ**⁴⁸. Amostras com dimensões específicas para testes de resistência transversal (realizados de acordo com o padrão australiano 1043 – 1971), dureza Knoop, sorção de água, perda de massa por lixiviação, porosidade e extração do solvente, foram confeccionadas com quatro diferentes resinas. Na polimerização feita por banho de água, as amostras foram imersas diretamente em água fervendo, sendo a fonte de calor imediatamente desligada, após 20 minutos reaplicada e então permanecendo por 10 minutos. Para cura em microondas, a resina preparada foi pré-pólimerizada durante 1 min a 90 W, e posteriormente as amostras usadas para avaliação da porosidade foram curadas por um dos seguintes ciclos: 1) 13 min. a 90W, 2) 24 min. a 90W, 3) 30 min. a 90W, 4) 6 min a 60 W e 6 min. a 90W, todos os ciclos seguidos de 2 minutos a 500W. Para os demais testes o método n.º 1 de polimerização foi usado. Após a cura, as amostras foram resfriadas em água corrente por 20 minutos. Os resultados indicaram que não houve diferença entre os valores de resistência transversal e dureza para os dois métodos de cura. A porosidade foi observada em todas as amostras e foi atribuída ao excessivo calor de reação, que pode ser reduzida pelo controle da potência no início da reação. Segundo os autores, a resina deve ser curada durante os primeiros 6 minutos a 60 W e então a potência deve ser aumentada para 90W durante 6 minutos, com pós-cura a 500 W por 2 minutos, evitando-se assim a porosidade. O método de cura em banho de água mostrou maior concentração de monômero residual.

JEROLIMOV²¹ et al., em 1989, realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar os efeitos dos ciclos de curas (rápido e longo), nas propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas dentais. Foram

confeccionadas amostras retangulares de 65 x 50 mm e com espessura mínima de 3, 6, e 9 mm. A proporção pó/líquido de 3:2:1 v/v foi usada em todas os grupos. As muflas foram mantidas sob pressão por 15 minutos em uma prensa, depois foram polimerizadas em banho de água. As muflas foram deixadas em resfriamento de bancada e posteriormente foram abertas pelo processo de rotina. Os testes de Porosidade, Dureza, Monômero residual, e propriedades mecânicas, onde o autor concluiu que, se a taxa de polimerização é alta, o calor gerado pela reação exotérmica também é alto e se esse calor não pode ser dissipado causará a vaporização do monômero e conseqüentemente a porosidade. Segundo ainda o autor, essa taxa de polimerização é dependente também da concentração de peróxido de benzoíla presente no pó (polímero) e dimetil p-toluidina (ativador químico) presente no líquido para reagir com o peróxido de benzoíla e produzir radicais livres para iniciar a polimerização. Ainda segundo o autor, a quantidade ideal de dimetil p-toluidina é de aproximadamente $\frac{1}{4}$, ou 0,025%. A presença do dimetil p-toluidina significa que a polimerização começa em uma baixa proporção ou taxa depois da mistura evitando assim uma súbita polimerização e uma grande reação exotérmica. Porém grandes quantidades de dimetil p-toluidina podem produzir o oposto levando a um aumento da taxa de polimerização e um aumento do calor de reação exotérmica causando também a porosidade.

Em 1989, TAKAMATA⁴⁶ et al., fizeram uma revisão da literatura sobre precisão dimensional de resina acrílicas polimerizadas pelos métodos: a) convencional, b) químico, c) por energia de microondas, e d) através de luz visível. Concluíram que o stress introduzido durante o processamento das resinas termopolimerizáveis pode levar a uma distorção da base. A ativação química ou por luz visível ou por energia de microondas constituem-se em

alternativas na intenção de melhorar a precisão dimensional das próteses assim como a técnica de processamento.

Em 1989, LEVIN²³ et al. realizaram uma revisão bibliográfica sobre o uso de energia de microondas para polimerizar resinas acrílicas. Segundo os autores, as propriedades físicas das resinas curadas por este método podem ser exageradas, e existe a necessidade de desenvolvimento de materiais e métodos de processamento adequados, e pesquisas sobre as propriedades físicas devem continuar. Próteses polimerizadas em microondas têm a vantagem do curto tempo de cura, facilidade de manipulação e limpeza. As desvantagens estão relacionadas à mufla plástica especial para este método, que são de custo elevado e podem se quebrar após processamento de muitas próteses.

Um estudo comparando a precisão dimensional, porosidade e outras propriedades físicas, usando o método convencional e a polimerização por microondas, foi conduzido por SHOLSBERG³⁷ et al., em 1989. Para a confecção das próteses totais os autores utilizaram resina convencional. Os ciclos de polimerização usados foram: a) banho de água a 74°C durante 8 horas, seguido de aquecimento a 100°C por 1 hora; b) irradiação de microondas por 90 segundos a 90 W com mufla em posição vertical e 90 Seg. a 500 W em posição horizontal. As muflas foram removidas do forno, resfriadas durante 20 minutos em bancada e a seguir colocadas sob água corrente. As próteses foram acabadas e a seguir armazenadas em água destilada por 21 dias a 37°C. A precisão dimensional foi verificada através do peso de uma silicona de adição interposta entre a base de resina e o modelo mestre metálico sob carga de 3,36 Kg. A porosidade foi verificada através de um corte nas próteses, na região dos primeiros molares, sendo a superfície do corte polida e avaliada com aumento de 10 vezes. Amostras de 6,5 x 1,0 x 0,3 cm das resinas curadas pelos dois métodos

foram polidas e armazenadas 21 dias em água para a realização dos seguintes testes: 1) densidade: calculada pela divisão do peso pelo volume da amostra; 2) resistência transversal: observada através de uma máquina INSTRON – 1123 com velocidade de 1mm/min; 3) dureza Knoop: avaliada sob carga de 20g; 4) monômero residual: verificado por espectroscopia infra-vermelha; 5) resistência da resina em reparos: sendo as amostras reparadas com o uso de resina convencional polimerizada em microondas e resina autopolimerizável. As amostras foram posicionadas com 1,5 mm de distância e testadas pelos métodos já descritos. Além disso, próteses parciais removíveis foram confeccionadas e polimerizadas com energia de microondas e banho de água e testadas quanto à Dureza Knoop, porosidade e adaptação da resina tanto ao metal quanto aos dentes artificiais. Os resultados indicaram que não houve diferença na adaptação das próteses com os dois métodos de polimerização. O mesmo ocorreu com as demais propriedades, apenas a dureza Knoop das resinas em região próxima à estrutura metálica das PPR foi menor, quando da polimerização por microondas.

Um estudo comparando a resistência transversal, dureza e porosidade de duas resinas formuladas para polimerização por energia de microondas (ACRON-MC e JUSTI-MC) com uma resina convencional foi realizado, em 1990, por ALKHATIB⁰² et al.. Amostras com espessura variando de 3,0 a 17,0 mm foram incluídas em muflas metálicas e polimerizadas em banho de água a 163°F por 8 horas. Aquelas processadas em forno de microondas foram incluídas em mufla reforçada em fibra de vidro e curadas pelos seguintes métodos: 1) 75,9 W por 7 min 43 s, seguido de 513 W por 59 Seg. de cada lado da amostra – (ciclo longo); 2) 513 por 2 minutos 56 segundos de cada lado (ciclo curto); 3) 513 W por 2 minutos e 55 segundos apenas sobre um lado da mufla. Para resistência transversal foram confeccionadas amostras de 3.0 x 10,0 x 68,0 mm, que foram mantidas em água destilada a 37°C ± 1°C

por 50 ± 2 horas antes de serem testadas, usando uma máquina INSTRON com velocidade de 10 mm por minuto. Para o teste de dureza, as amostras com diferentes espessuras foram cortadas longitudinalmente, sendo que uma metade foi fotografada e a outra embebida em resina ortodôntica, e a dureza Knoop medida em microdurômetro M-400 com carga de 200,0 g aplicados por 20 segundos. Essas mesmas amostras foram repolidas e a porosidade verificada através de microscópio metalográfico NEOPHOT-21. Os resultados indicaram que as amostras polimerizadas em banho de água e uma curada por microondas não apresentaram porosidade independente da espessura. Quando a resina convencional foi polimerizada em microondas, houve apenas nas amostras que excederam 3 mm de espessura. Quando a resina formulada para microondas foi curada pelo ciclo curto, ou seja, alta potência (513 W) por 4:52 minutos, também houve porosidade nas amostras com espessura maior que 3 mm, sendo que esta não ocorre quando do uso do ciclo longo em amostras com até 9 mm de espessura. Com relação à dureza e resistência transversal, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi notada entre os materiais.

Um método de registro contínuo da temperatura durante a polimerização através de energia de microondas foi desenvolvido por **HOGAN & MORI**¹⁶, em 1990. Os autores mediram a temperatura durante o aquecimento de 50 ml de água à potência de 50 e 500 W durante 1,5 a 15 minutos, através de dois métodos: 1) por meio de um termômetro de mercúrio e 2) através de um par termoeletrico adaptado ao forno. Além disso, o tempo em que a água entrou em ebulição foi anotado através de observação visual. A temperatura da resina termopolimerizável convencional e do gesso de inclusão também foi medida através do par termoeletrico em amostras de 40,0 x 25,0 x 10,0 mm durante a polimerização à potência de 50 W. Foi demonstrado que o uso de um par termoeletrico é um método eficaz para se medir a temperatura durante a

irradiação por microondas. Com o ciclo de 500 W, a água atingiu a temperatura de ebulição em 1 minuto, sendo que este tempo coincidiu com a observação visual da ebulição. Com 50 W de potência, a água ferveu em 6 minutos, no entanto pelo observação visual este tempo foi de 10 minutos. Dessa forma, a observação visual ou por medida de termômetro intermitente pode subestimar a temperatura atingida durante a irradiação. Os resultados também mostraram que, durante a polimerização da resina, a temperatura da mesma apresentou picos e depressões que não foram evidentes no gesso, e o calor gerado na massa de resina é dissipado lentamente uma vez que o gesso é um bom isolante térmico. Os autores salientam ainda a importância da água livre no gesso durante a irradiação.

Com o objetivo de comparar a porosidade de bases de próteses curadas com energia de microondas e com o método convencional de banho de água, **BAFILE⁰⁴ et al.**, em 1991, desenvolveram um estudo na tentativa também de desenvolver uma técnica capaz de polimerizar próteses por microondas sem a presença de porosidade visível. As resinas acrílicas e métodos de polimerização utilizados foram: a) resina convencional curada em banho de água a 165°F por 9 horas (controle); b) mistura de polímero com monômero micro-líquido (HD JUSTI Co) polimerizada em forno de microondas com prato giratório a 90 W por 13 minutos, seguido de 450 W por 2 minutos. c) H.D. JUSTI Co, curada em forno de microondas a 90 W durante 6 ½ min. de cada lado da mufla, seguido de 1 min. de cada lado a 450 W. d) H.D. JUSTI Co, curada em forno de microondas com prato giratório durante 10 minutos a 225 W. e) H.D. JUSTI Co, curada em forno de microondas por 2 ½ min. de cada lado a 450 W. f) Resina convencional polimerizada em microondas por 6 ½ min. de cada lado a 90 W, seguido de 1 min por lado a 450 W. g) Resina convencional curada em microondas com prato giratório durante 13 minutos a 90 W, seguido de 2

minutos a 450 W. As amostras foram pesadas em ar e em água para calcular a porcentagem de porosidade ou colocadas em tinta preta e observadas sob microscópio. Os resultados revelaram que não existe diferença na porosidade total entre o grupo controle e os grupos experimentais que continham o micro-líquido especial b,c,d,e. Quando o micro líquido não foi usado (grupos f e g), ocorreu porosidade significativa. Os autores concluíram que a irradiação por microondas pode ser usada para obtenção de resina sem poros, desde que o monômero líquido – “micro líquido” – especial e combinações de tempo/potência adequadas sejam utilizadas.

Em 1991, **NOWLIN²⁹ et al.**, compararam a resistência à tração e porosidade de duas resinas específicas para polimerização através de energia de microondas (ACRON G-C e JUSTI) com uma resina termopolimerizável convencional (PARAGON). Amostras com 5,0 x 10,0 x 30,0 mm de cada resina foram processadas pelos seguintes métodos: a) pré-polimerização sobre bancada por 04 horas e processamento durante 7 minutos a 70 W. b) processamento durante 1,5 min a 490 W para resina ACRON G-C. c) pré-polimerização sobre bancada durante 30 minutos e processamento a 70 W por 13 minutos a 490 W por mais 1,5 minutos para resina JUSTI e PARAGON. A resistência à tração foi determinada por meio de máquina INSTRON, e a porosidade foi determinada através de contagem dos vazios corados em superfícies seccionadas e polidas. Os resultados demonstraram que não houve diferenças significantes para a resistência à tração, e as resinas polimerizadas por meio de microondas apresentaram o menor número de poros.

Em 1992, **TAUBERT & NOWLIN⁴⁷** estudaram a relação entre as técnicas de pré-polimento à temperatura ambiente, tempo de processamento e a potência quando da polimerização em microondas sobre a porosidade de resinas

acrílicas termopolimerizáveis. As amostras de 1,0 x 1,0 x 3,0 cm foram pré-polimerizadas sobre a bancada em intervalos de tempo, variando de 4 a 12 horas e posteriormente curadas em forno de microondas durante 2,5, 4,5 e 7,0 minutos de cada lado da mufla e potência de 490, 280 e 70 W respectivamente. A seguir, as amostras foram seccionadas, polidas e imersas em tinta preta. Os poros foram contados com aumento de 45 vezes. Os resultados indicaram que, com o aumento do tempo e diminuição da potência, a porosidade diminuiu. As amostras que não receberam polimerização à temperatura ambiente mostraram altos valores de porosidade e aquelas curadas com alta potência apresentaram porosidade moderada. Assim como aquelas com tempo de cura menor que 7 minutos. Com o aumento do tempo de polimerização em temperatura ambiente, a porosidade tende a diminuir. De acordo com os autores, os melhores resultados foram obtidos com maior tempo de polimerização em temperatura ambiente, baixa potência e longo tempo de processamento.

SMITH³⁹ et al. em 1992 estudaram sete resinas, Accelar 20(A), Acron (AMC), Compak 20(C), L-Lucitone 199 (L), Perma-cryl 20(P20), PERform (PF) e Triad(T), as quais apresentam métodos de polimerização variados: energia de microondas, banho de água quente e luz visível. As propriedades mecânicas avaliadas foram: dureza Knoop, resistências transversa, módulo de elasticidade, resistência ao impacto. Os resultados mostraram que: 1) as resinas A, AMC, C, P20, PF, T apresentaram em geral valores maiores de dureza e menores de resistência transversa, porém valores de resistência ao impacto menores que a resina termopolimerizável Lucitone 199; 2) a polimerização em microondas melhorou o módulo de elasticidade de duas resinas (A e C), reduziu a resistência ao impacto de uma (L), e pouco influenciou nas propriedades de duas outras (C e P20); 3) a resina fotopolimerizável Triad apresentou a maior dureza Knoop seguidas dos ciclos

polimerizados por energia de microondas, autopolimerizável e banho de água, por 20 minutos/ 100°C e 74°C/ 9 horas; 4) A resina Lucitone modificada com borracha apresentou a maior resistência ao impacto. Os autores afirmaram também, que os valores encontrados para dureza knoop são considerados baixos o que indica que esses materiais podem ser aranhados.

CRAIG⁰⁷, em 1993, teceu considerações sobre as aplicações protéticas dos polímeros. O autor tratou da resistência ao impacto das resinas, citando que embora a adição de agentes plasticizantes possa aumentar a resistência ao impacto das resinas, este aumento é acompanhado pela diminuição da dureza, do limite proporcional, do módulo de elasticidade e da resistência à compressão. Os baixos valores de dureza encontrados nestes materiais mostram que as resinas podem ser facilmente abrasionadas. A adição de partículas inorgânicas pode aumentar a resistência à abrasão, mas a matriz da resina permanece com a mesma dureza. Com relação a estabilidade dimensional, o autor cita que o excesso de calor gerado pelo acabamento da prótese pode distorcer a base da prótese. Com as resinas ativadas quimicamente, é observada uma grande quantidade de monômero residual. Com relação à temperatura, os picos para as resinas ativadas quimicamente não são tão elevados quanto aqueles das resinas ativadas termicamente. A utilização de escovas, agentes de limpeza e dentifrícios podem produzir abrasão na superfície das próteses, e foi estabelecido que o uso de água com sabão produziu menos abrasão na superfície das resinas quando comparado com os agentes de limpeza e dentifrícios.

PHILLIPS³⁰, em 1993, relatou que existem muitos fatores, além da adaptação da base de prótese, que serão responsáveis por sua eficiência durante a função a ser desempenhada na boca. Relatou também que a força máxima de

mordida de um paciente que usa dentadura artificial é de somente 1/6 daquela exercida por uma pessoa com dentição natural. No processamento da base, existem inúmeros ciclos de polimerização, sendo o mais aceito aquele que utiliza um tempo de 9 horas a 74 °C, sem ebulição no final. É um ciclo longo que utiliza baixa temperatura. Observou que a contração de polimerização é distribuída por toda a superfície da base da prótese total. Segundo o autor existem métodos alternativos para a ativação da reação de polimerização, como o método de ativação por luz visível, quimicamente ativadas e energia de microondas, sendo este último, um método mais limpo e rápido que a polimerização em água quente. Bases de prótese total processadas por microondas apresentam propriedades físicas comparáveis e adaptação semelhante ou superior às processadas pelos métodos convencionais

Em 1994, **ILBAY¹⁷ et al.** investigaram se as resinas acrílicas convencionais podem ser polimerizadas através de energia de microondas e estudaram algumas de suas propriedades físicas. Corpos-de-prova com dimensões de 20,0 mm de diâmetro x 1,0 mm de espessura foram preparados com resina termopolimerizável convencional MELIODENT e polimerizadas através de 21 diferentes ciclos de cura, variando-se a potência: 110, 165, 220, 275, 330 e 550 W; e o tempo: 1,2,3,6,8 e 10 minutos. A dureza Vickers foi verificada de acordo com a técnica padrão descrita pela especificações Alemã de 1981, e a especificação n.º 09 da ADA foi utilizada para verificação da resistência transversal e deflexão em amostras que apresentaram maior dureza no teste anterior. Testes de sorção de água e solubilidade foram realizados em amostras de $50,0 \pm 1,0$ mm de diâmetro e $0,5 \pm 0,05$ mm de espessura. Os pesquisadores verificaram que a polimerização ocorreu em 15 dos 21 ciclos de cura realizados, sendo que o tempo mínimo foi de 2 minutos na potência máxima (550W) e 10 minutos na potência mínima (110W). Não houve

porosidade significativa em qualquer das amostras polimerizadas, porém aquelas curadas com alta potência foram mais porosas. Com relação à dureza, resistência transversal e deflexão, a técnica de polimerização através da energia de microondas forneceu valores tão satisfatórios quanto o método convencional do banho de água aquecida. Os valores de sorção de água e solubilidade encontrados estão de acordo com as especificações da ADA. Os autores concluíram que as resinas convencionais para base de prótese podem ser adequadamente polimerizadas por energia de microondas.

CURY⁰⁸ et al., em 1994, compararam as propriedades físicas de sorção e solubilidade em água, resistência transversal, flexão máxima antes da fratura e resistência ao impacto de quatro marcas comerciais de resinas acrílicas dentais: 1) especificamente formulada para microondas, que foi polimerizada a 500 W de potência por 3 minutos; 2) duas resinas termopolimerizáveis que foram curadas em banho de água aquecida a 73 °C durante 12 horas; e 3) uma resina quimicamente ativada que foi polimerizada durante 1 hora à temperatura ambiente. Para o ensaio de sorção de água, foram confeccionadas dez discos de 50,0 x 05 mm que foram colocados em dessecador a $37 \pm 2^\circ\text{C}$. As amostras foram então pesadas e o valor da sorção de água calculado. Para o teste de solubilidade, os discos foram novamente recondicionados a um peso constante até que a variação não fosse superior a 0,5 mg em um período de 24 horas, e a solubilidade foi calculada. A resistência transversal e a flexão máxima foram verificadas em amostras de 65,0 x 10,0 x 2,5 mm através de máquina INSTRON com velocidade de deformação de 50 mm/min. e carga de 10 Kgf. Essa amostras também foram utilizadas para o teste de resistência ao impacto realizado em máquina WOLPERT com ação de impacto de 40 Kpcm. Os autores observaram que as resinas diferenciam entre si em relação às propriedades físicas estudadas

e que as diferenças observadas estão relacionadas ao método de cura e à composição das mesmas.

Em 1994, **SADAMORI³⁴ et al.** examinaram a influência da espessura e localização de monômero residual em amostras de resina acrílica polimerizada por 3 métodos: convencional, resina fluida e microondas. Os resultados sugerem que a alteração dimensional, estabilidade além de outras propriedades físicas e mecânicas da prótese total confeccionada em resina acrílica pode ser influenciada pelo método de processamento, espessura das bases e pela forma e tamanho das próteses.

STOLF⁴⁵ et al. realizaram, em 1994, um trabalho com o objetivo de verificar se o polimento químico de bases de resina acrílica para dentaduras promoveria um desgaste superficial na área chapeável, que poderia comprometer a estabilidade da dentadura. Para este estudo, foi utilizada resina acrílica de cor rosa, dos tipos térmica e quimicamente ativadas, fabrica pelo Artigos Odontológicos Clássico Ltda. Os corpos-de-prova foram obtidos a partir de padrões metálicos simulando bases de dentadura e coroas totais. Obtidos os corpos-de-prova em cera, os mesmos foram incluídos em muflas, após o que foi realizada a remoção da cera das muflas e posterior prensagem da resina acrílica. A resina foi preparada de acordo com as orientações dos fabricantes. Para as resinas termicamente ativadas, a polimerização foi realizada durante 12 horas, à temperatura de 70°C, e para as resinas ativadas quimicamente, a polimerização foi realizada durante 3 horas a temperatura ambiente. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram removidos das muflas e levados ao microscópio Leitz, com sensibilidade de 0,01 mm, para serem analisados antes do polimento químico. Após a análise, o polimento químico foi realizado da seguinte maneira: a) aquecimento do monômero até a temperatura de ebulição e em seguida a

fonte elétrica de calor foi desligada, b) introdução dos corpos-de-prova no monômero aquecido durante 1 minuto sob agitação. Para os corpos-de-prova de coroas totais, foi aguardado o tempo necessário para que a temperatura do monômero atingisse 75°C, diminuindo a possibilidade de acontecerem alterações dimensionais; c) retirada dos corpos-de-prova do monômero e secagem por 15 minutos, sendo 5 com ar quente e 10 com ar frio; d) colocação das amostras em uma cuba para lavagem com água corrente durante 24 horas, para eliminação do excesso de monômero residual. e) secagem e ensaio no microscópio comparador para serem novamente analisados. A análise dos corpos-de-prova foi realizada, sendo que as amostras apresentavam algumas ranhuras, que serviram como referência para padronizar os locais das medições. Estas medições foram realizadas nas seguintes regiões: 1) distância entre a região do molar esquerdo e direito; 2) distância entre a região do pré-molar esquerdo e direito, e 3) distância entre a região do canino esquerdo e direito. As medições foram sempre realizadas no lado interno das amostras, sempre comparando antes e depois do polimento químico. As medições foram sempre realizadas no lado interno das bases das próteses. Foi realizado também um estudo sobre a ação do polimento químico em coroas totais esquemáticas, confeccionadas com resina acrílica para base de dentadura. Foram feitas medições do diâmetro interno e da espessura das paredes, antes e depois do polimento químico. De acordo com os resultados, os autores concluíram que o polimento químico promoveu desgaste superficial em todos os corpos-de-prova ensaiados independente do tipo de ativação da resina e que o desgaste superficial foi estatisticamente significativo ao nível de 1% tanto para as resinas ativadas térmica como quimicamente.

GARCIA¹², em 1995, verificou a adaptação e porosidade de bases de próteses submetidas a dupla ciclo de polimerização. Foram confeccionados

modelos em gesso pedra, e sobre estes, bases de resina acrílica convencional polimerizadas em banho de água aquecida durante 9 horas a 74°C formando o grupo 1 e 2; e bases de resina específica para irradiação em microondas foram construídas sobre os modelos e polimerizadas em forno de microondas doméstico, equipado com prato giratório, durante 3 minutos a 500 W, formando o grupo 3. A seguir todas as bases foram reembasadas pelo método de adição, sendo que aquelas dos grupos 1 e 3 foram reembasadas com o mesmo material e técnica de polimerização. As bases do grupo 2 foram preenchidas com resina convencional, porém polimerizadas em forno de microondas durante 3 minutos a 500 W. A porosidade foi verificada através da imersão das amostras polidas em tinta preta, e os poros contados em lupa estereoscópica com aumento de 63 vezes. O autor conclui que tanto após o primeiro como o segundo ciclo de cura, a resina convencional apresentou maior média de número de poros.

Em 1995, MESQUITA²⁷ avaliou o efeito do polimento químico sobre a Dureza, Rugosidade Superficial e Resistência ao Impacto de resinas acrílicas ativadas química e termicamente, em diferentes períodos de armazenagem. Foram confeccionadas 80 amostras divididas em 4 grupos de variáveis, com 5 repetições cada variável, nos períodos de 1 hora, 1 dia, 1 semana e 1 mês. Para confecção das amostras foi utilizada uma matriz retangular de alumínio incluída em mufla, cujo molde impresso no gesso foi preenchido com resina acrílica. Após polimerizadas, as amostras divididas em dois grupos foram polidas pelos processos de polimento químico e convencional. Em seguida, foram armazenadas em água destilada a 37°C durante os períodos de tempos propostos. Após a armazenagem, as amostras foram submetidas aos testes de Rugosidade Superficial, num rugosímetro Prazis (Rug-3); Resistência ao Impacto, numa máquina OTTO Wolpert Werke (Sistema Charpy); e Dureza, com penetrômetro Durimet. A análise estatística dos dados de rugosidade

superficial revelou diferença entre as resinas quando polidas de modo convencional apenas no período de armazenagem de 1 mês. No polimento químico, em todos os períodos de armazenagem, com superioridade estatística para os valores apresentados pela resina acrílica ativada quimicamente com polimento químico em todos os períodos de armazenagem e com polimento convencional no período de armazenagem de 1 mês. Para ambas as resinas, os melhores valores foram obtidos com o polimento convencional em todos os períodos de armazenagem. Com relação a resistência ao impacto, a análise estatística revelou semelhança entre as resinas quando polidas de maneira convencional, apenas no período de armazenagem de 1 mês, e no polimento químico, em todos os períodos de armazenagem, com superioridade estatística para os valores apresentados pela resina acrílica ativada quimicamente, com polimento convencional nos períodos de 1 hora, 1 dia e 1 mês de armazenagem, e para a resina acrílica ativada quimicamente, nos períodos de 1 hora e 1 mês de armazenagem. A análise estatística dos dados de Dureza revelou diferença entre as resinas quando polidas de maneira convencional, com superioridade para a resina acrílica ativada termicamente com 1 dia de armazenagem, e para a resina acrílica ativada quimicamente com 1 mês de armazenagem. Com o polimento químico, a resina acrílica ativada termicamente apresentou superioridade estatística apenas nos períodos de 1 dia e 1 semana de armazenagem. Para a resina acrílica ativada termicamente, foi apresentada diferença estatística entre os polimentos apenas no período de armazenagem de 1 dia, com superioridade para o polimento convencional. Para a resina acrílica ativada quimicamente, o polimento convencional apresentou valores superiores estatisticamente em todos os períodos de armazenagem.

VALLITTU⁵⁰, em 1996, realizou um estudo com o objetivo de avaliar os efeitos do tratamento da superfície da resina acrílica sobre o conteúdo

de monômero residual. Para isso o autor usou após a polimerização do polimetil metacrilato, um complemento de polimerização por luz visível e em outro grupo o polimento convencional. O autor concluiu que tanto a polimerização por luz visível como o polimento convencional reduzem significativamente o nível de monômero residual nas bases de próteses totais.

PHOENIX³¹ em 1997, descreveu a técnica de utilização do sistema de injeção para microondas. O autor considera que o método de injeção tem vantagens sobre o método convencional, ou compressão. O método de injeção elimina a necessidade de manipulação direta da resina durante o processo de prensagem, reduzindo significativamente a exposição ao metil metacrilato. Ocorre também uma redução no tempo de trabalho, e a técnica pode ser completada em um período de 7 minutos, não requerendo também a necessidade de abertura e fechamento repetitivo da mufla. Como desvantagem do sistema, o autor cita que: a) o custo adicional de uma prensa pneumática e outros componentes da mufla; b) a necessidade de adicionar e remover os canais de alimentação. Porém o autor sugere que outros estudos deverão ser feitos no sentido de avaliar a técnica.

5. PROPOSIÇÃO

5. PROPOSIÇÃO

À partir do conhecimento da existência de novos métodos de polimerização, e considerando a possibilidade de que eles também possam influenciar as propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas ativadas termicamente, o propósito deste estudo foi analisar a ação dos ciclos de polimerização: água a 74°C por 9 horas, água em ebulição por 20 minutos e energia de microondas 3 minutos a 500W, sobre a resina acrílica QC-20, nas seguintes propriedades:

- Polimento superficial;
- Dureza;
- Rugosidade superficial; e
- Porosidade aparente.

6. MATERIAIS E MÉTODO

6. MATERIAIS E MÉTODO

6.1 – MATERIAIS

O material para base de prótese total utilizado neste estudo foi a resina acrílica ativada termicamente QC-20, rosa médio com veias, fabricado pela Dentsply/De Trey (Tabela 1 e Figura 1).

Tabela 1 – Nome comercial, Composição e fabricante da resina acrílica utilizada no estudo.

| Nome Comercial | Composição | Fabricante |
|----------------|--|--------------------|
| QC-20 | Pó – Co-polímero metil/nbutil metacrilato, peróxido de benzoíla e corantes minerais Líquido – Metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato, hidroquinona, terpinolene e N,N-dimetil p-toluidina. | Dentsply / De Trey |

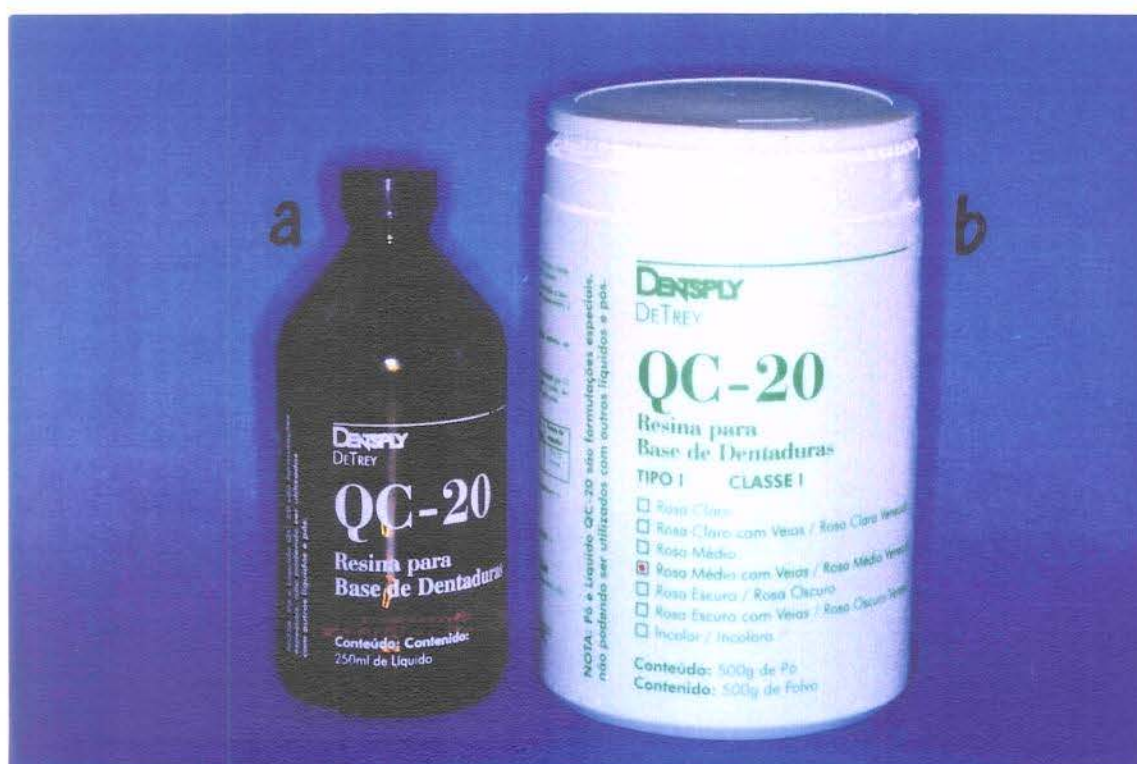


Figura 1 – Resina acrílica ativada termicamente QC-20. a) monômero; e; b) polímero.

6.2 - MÉTODOS

6.2.1 - Confeção das Matrizes

Foram confeccionadas três matrizes retangulares de alumínio, (Figura 2), medindo 65x10 mm na superfície superior, 64x9 mm na superfície inferior, e espessura de 3,5 mm (STOLF^{43,44,45} et al. 1985, MESQUITA²⁷ 1995).

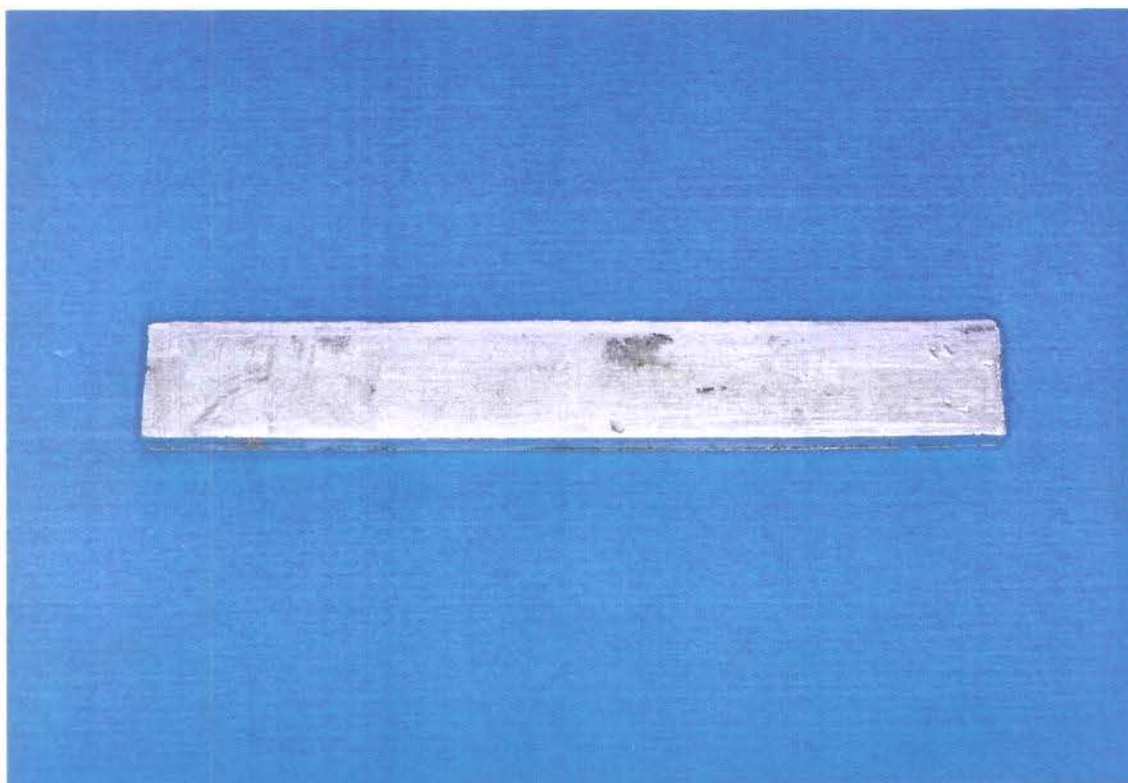


Figura 2 – Matriz retangular de alumínio.

6.2.2 – Confeção dos corpos-de-prova

6.2.2.1 - Moldagem das Matrizes

As matrizes foram fixadas num dispositivo de madeira* (Figura 3), com cola Super Bonder (Loccite), antes de serem moldadas com silicona por condensação para uso laboratorial ZETALABOR (ZHERMACK SpA –
(* Semelhante ao desenvolvido por Rodrigo Nunes Rached

ITÁLIA), distribuída no Brasil por LABORDENTAL LTDA, proporcionada e manipulada de acordo com as instruções do fabricante.

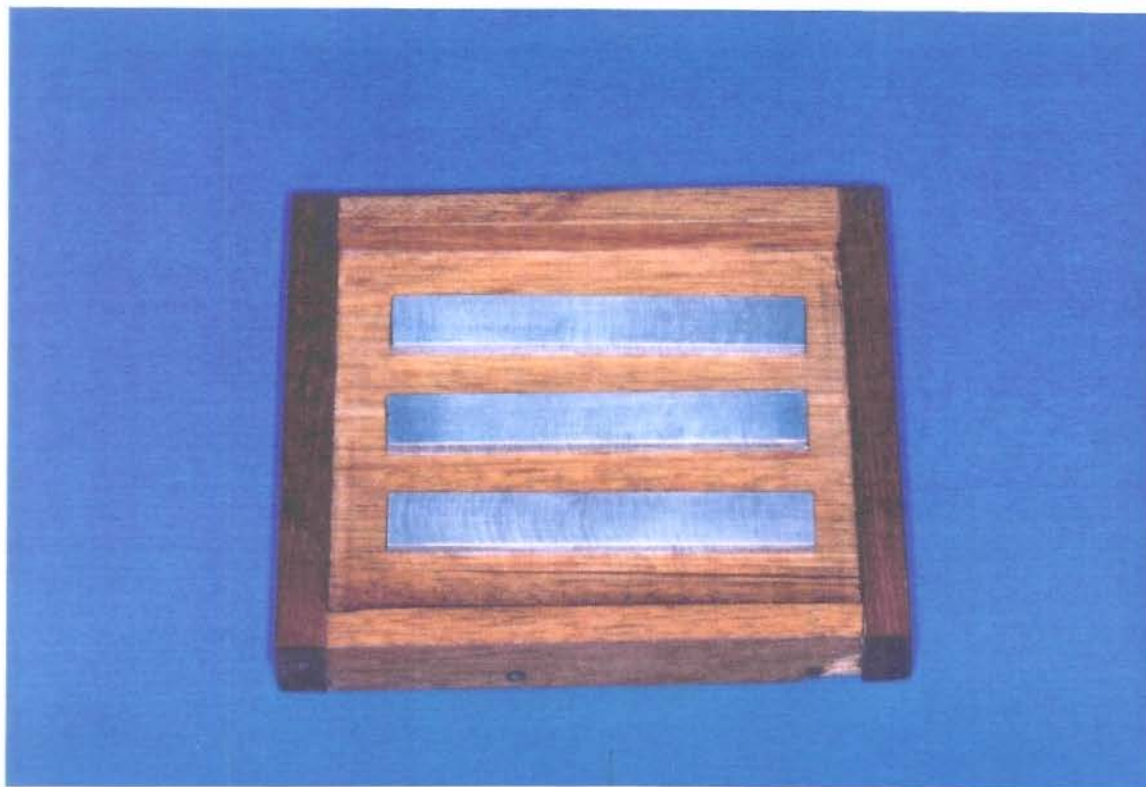


Figura 3 – Dispositivo de madeira com as matrizes metálicas fixadas com cola Super Bonder.

6.2.2.2 - Inclusão dos moldes de silicona

A parte inferior das muflas metálicas e de fibra de vidro foram isoladas com vaselina sólida (Sidepal) e devidamente preenchidas sob vibração com gesso pedra tipo III (Herodent), proporcionado e espatulado de acordo com as instruções do fabricante. Em seguida, os moldes de silicona foram inseridos na mufla sob vibração, ainda com o gesso fluido. Após a presa, gesso e molde foram isolados com Cel Lac (SS WHITE) e a parte superior da mufla adaptada e

preenchida com gesso pedra tipo III, conforme condições técnicas descritas anteriormente. As muflas permaneceram na prensa hidráulica (GRUNEWALD¹³ et al.), com 1 tonelada de pressão por 1 hora, quando foram abertas e as condições do molde de silicona examinadas quanto à qualidade da inclusão (Figura 4).

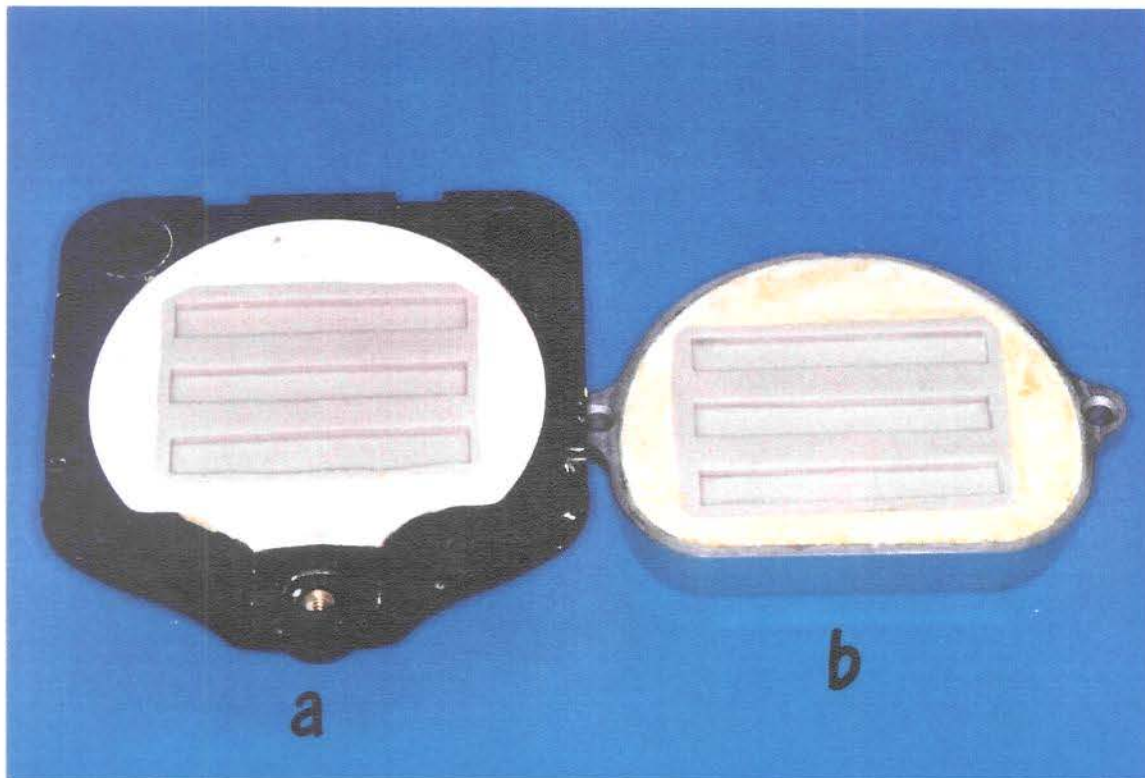


Figura 4 – Molde de silicona incluído em mufla de fibra de vidro (a) e metálica (b).

6.2.2.3 - Prensagem da resina.

Após fixação dos moldes de silicona nas muflas metálicas e de fibra de vidro, os corpos-de-prova em resina foram confeccionados utilizando a resina acrílica QC-20 (DENTSPLY S/A) manipulada de acordo com as instruções do fabricante, e polimerizadas por três ciclos distintos, segundo os grupos:

Grupo 1: Polimerização em banho de água aquecida a 74°C, por 9 horas (método convencional). As muflas foram levadas à termopolimerizadora automática Termotrom, com água a temperatura ambiente, a qual foi aquecida até atingir a temperatura de 74°C, onde permaneceram por 9 horas. Em seguida, foram deixadas imersas até a água atingir a temperatura ambiente. (PHILLIPS³⁰, 1993)

Grupo 2: Polimerização conforme especificação do fabricante. As muflas foram colocadas numa panela termostática contendo água em ebulição, durante 20 minutos. Após este período, foram removidas da água e deixadas esfriar em temperatura ambiente.

Grupo 3: Polimerização por energia de microondas. As muflas especiais foram submetidas ao aquecimento gerado por forno de microondas doméstico (Continental) com potência de 500 W, durante 3 minutos. Após este período, foram removidas e mantidas à temperatura ambiente para resfriamento.

Após resfriamento lento à temperatura ambiente, todas as muflas foram abertas de acordo com o processo de rotina.

6.2.2.4 – Acabamento e Polimento dos corpos-de-prova

Após a desinclusão, os corpos-de-prova foram acabados com pontas abrasivas e lixas d'água com abrasividade decrescente, isto é, 200, 400 e 600, (JAGGER¹⁸; SEXON & PHILLIPS³⁶, ULUSOY⁴⁹ et al., MESQUITA²⁷).

O polimento convencional foi efetuado num torno de bancada (Nevoni), sequencialmente com escova branca n.º 30, escova preta n.º 29 e ponta de feltro, todas com pasta de pedra pomes (Herjos) e água. O passo final do polimento foi realizado com roda de flanela, pasta de branco de espanha (K.

Dent) e água (ULUSOY⁴⁹ et al.). O corpo-de-prova após o polimento pode ser visto na Figura 5.

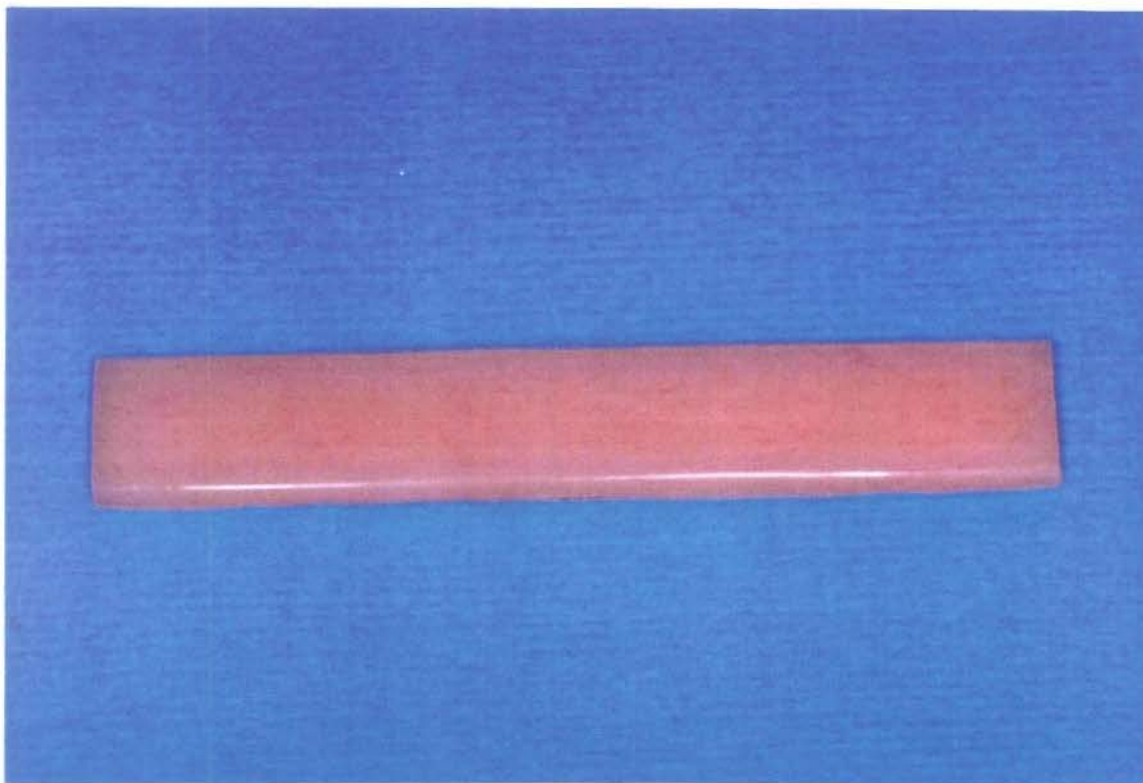


Figura 5 – Corpo-de-prova após o polimento.

6.2.2.5 - Rugosidade Superficial

Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de rugosidade superficial média (RA), num Rugosímetro Prazis, modelo Rug – 3 (Argentina), com precisão de $0,01 \mu\text{m}$ e percurso de medição de 4,8 mm. Para cada amostra, foram realizadas 3 leituras, posteriormente transformadas em valores médios.



Figura 6 – Rugosímetro Prazis

6.2.2.6 - Polimento Superficial

As regiões examinadas foram as zonas centrais e periféricas do corpo-de-prova (WOLFAARDT⁵² et al, 1986). Os exames foram feitos numa Lupa Esteroscópica (Carl Zeiss), com aumento de 25 vezes e fotografadas com filme Kodak Gold Asa 100 e posteriormente comparadas visualmente.

6.2.2.7 - Porosidade

Para contagem dos poros em área pré-determinada, foi confeccionado um dispositivo metálico nas mesmas dimensões do corpo-de-prova, com três orifícios circulares de 0,5 cm de diâmetro, sendo um em cada uma das extremidades e um na parte central (WOLFAARDT⁵² et al, 1986), conforme Figura 7.

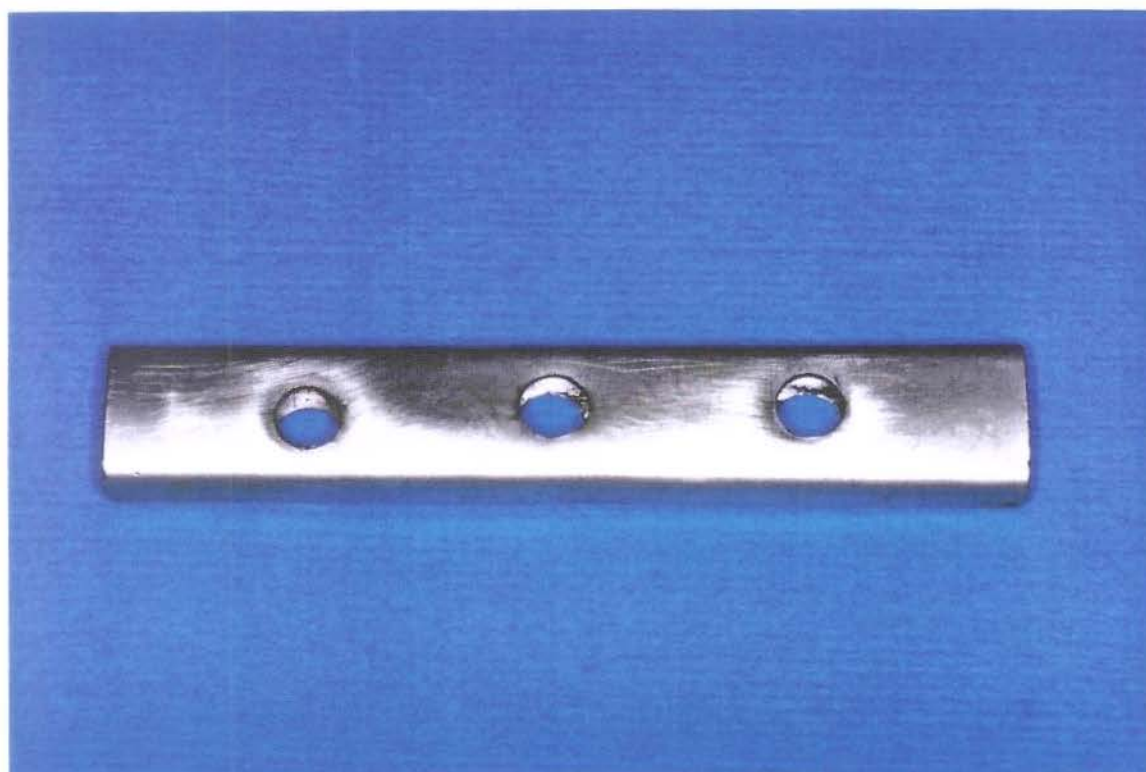


Figura 7 – Dispositivo metálico para limitar a área de contagem de poros

Os corpos-de-prova foram imersos em tinta Nankin (ACRILEX) por 2 horas, lavados em seguida em água corrente por 10 segundos e secos com jatos de ar e papel absorvente (NOWLIN²⁹ et al.,1991; GARCIA¹² 1995). Em seguida, a quantidade de poros nas áreas delimitadas foram contadas através da utilização da lupa estereoscópica com aumento de 63 vezes, e fotografados com filme Kodak Gold Asa 100 (figura 8 e 9).



Figura 8 – Lupa estereoscópica usada no exame e fotografia dos corpos-de-prova.

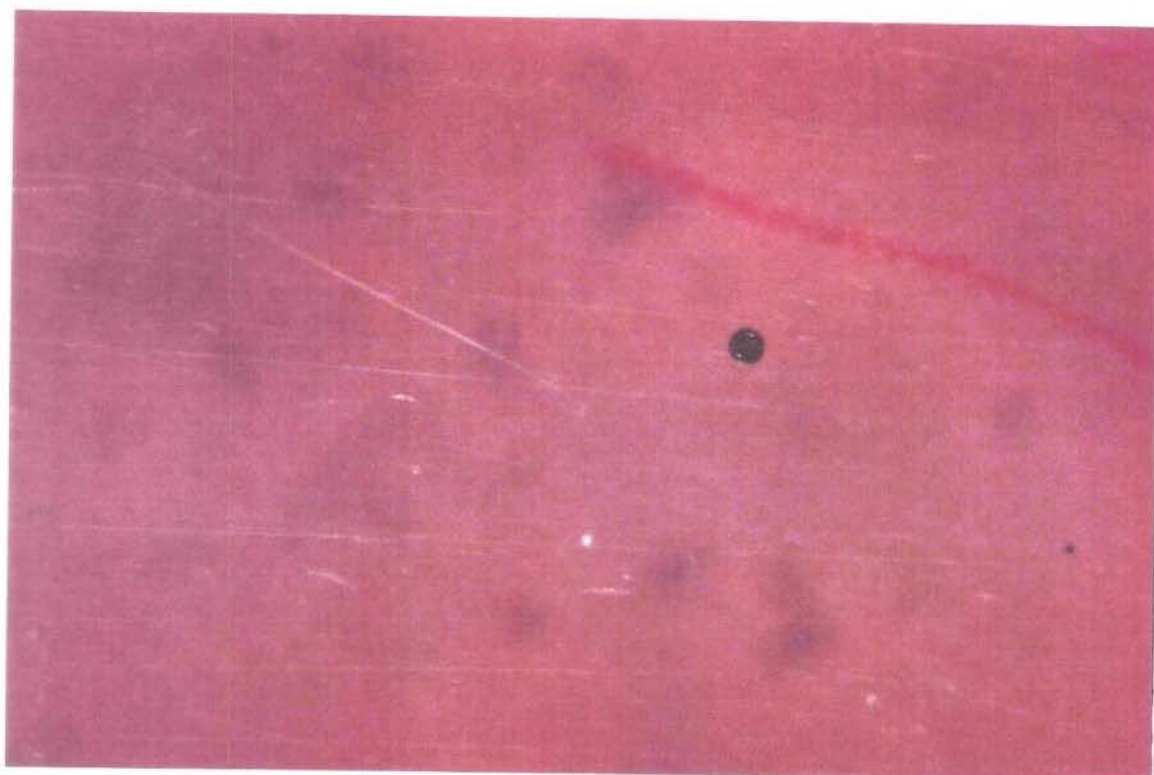


Figura 9 – Poros presentes na superfície do corpo-de-prova (aumento 63x).

6.2.2.8 - Dureza superficial

Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de dureza superficial num microdurômetro FUTURE TECH (Figura 13), calibrado com carga de 25 g por 30 segundos. Cada corpo-de-prova foi submetido a cinco penetrações em três áreas da superfície, (central e duas extremidades). Os

valores obtidos foram transformados em números de dureza Knoop (KHN), através da seguinte fórmula:

$$\text{KHN} = \frac{14,23 \times 10^{-3} \times P}{I^2}, \text{ onde}$$

KHN = Número de Dureza Knoop

P = Peso usado sobre a amostra (g)

I = Largura da penetração, em mm ($1 \text{ mm} = 10^{-3} \text{ m}$).

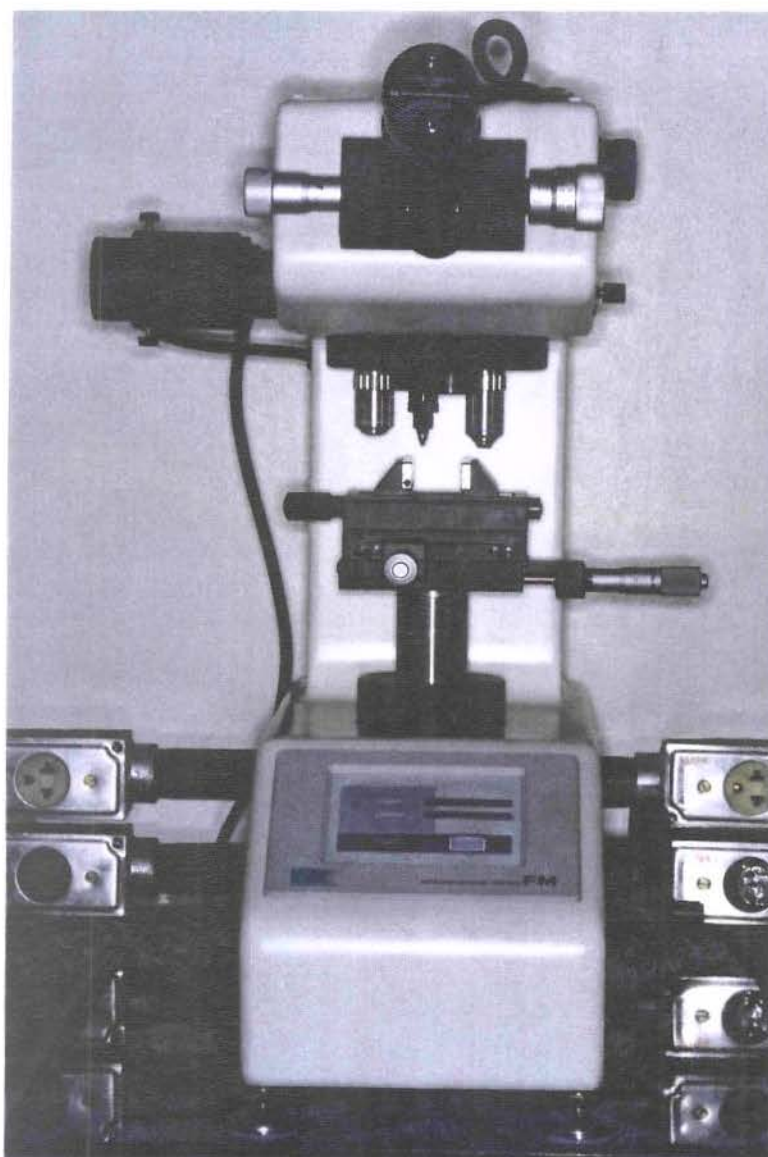


Figura 10 – Microdurômetro FUTURE TECH.

6.2.2.9 - Análise Estatística.

Os dados de todos os ensaios foram submetidos à análise de variância, sendo que as comparações de médias entre os três grupos foram feitas pelo teste de Tukey ao nível de significância 5%. Os resultados do teste de polimento superficial foram avaliados através de comparação fotográfica da superfície dos corpos-de-prova.

7. RESULTADOS

7. RESULTADOS

Tabela 2 - Comparação, pelo teste de Tukey, das médias de dureza, rugosidade e porosidade, devidas a cada Método (ciclos de polimerização).

| MÉTODOS | MÉDIAS | | |
|--------------|----------|------------|------------|
| | DUREZA | RUGOSIDADE | POROSIDADE |
| Convencional | 17,42 b | 0,12 c | 1,87 a |
| Fabricante | 18,53 ab | 0,16 b | 1,83 a |
| Microondas | 18,91 a | 0,19 a | 1,92 a |

Médias seguidas de letras minúsculas diferentes nas colunas diferem entre si ao nível de 5%.

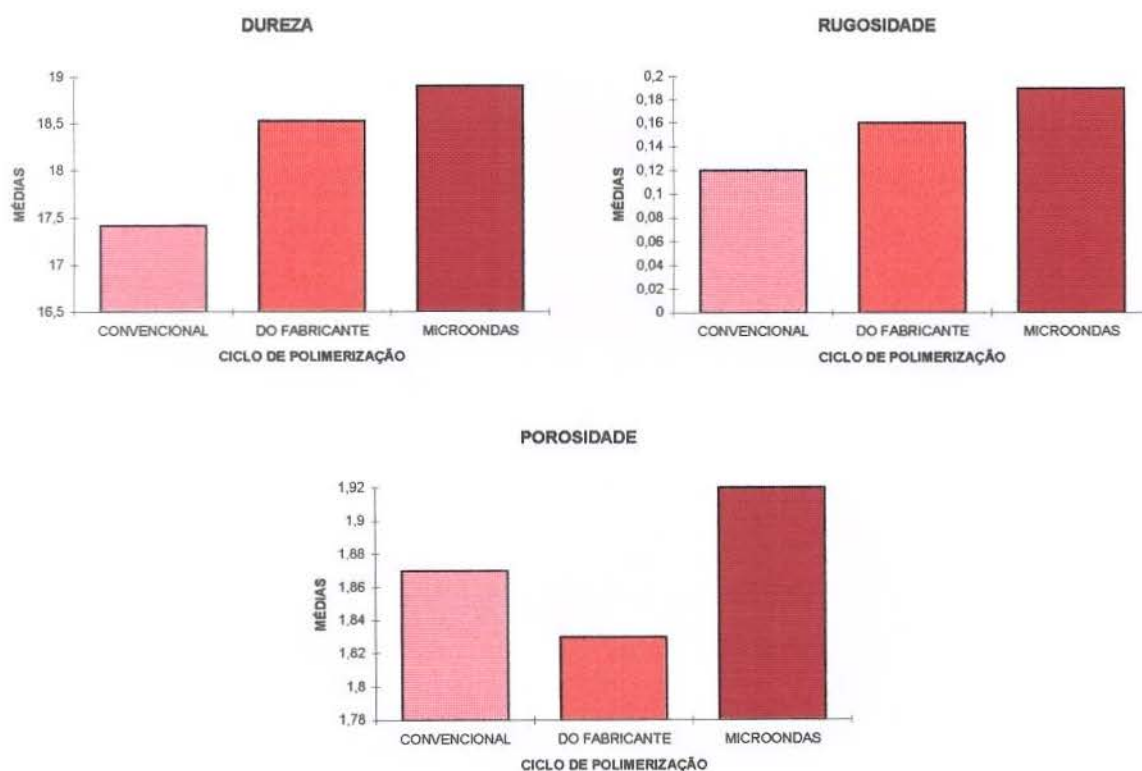


Figura 11 – Ilustração gráfica das médias de dureza, rugosidade e porosidade devidas a cada método (ciclos de polimerização) estudado.

Os resultados da análise da variância (Apêndice) mostram que houve diferença significativa entre as médias obtidas pelos métodos para as variáveis dureza e rugosidade, o mesmo não ocorrendo para a variável porosidade.

A maior média de dureza foi obtida pelo microondas, significativamente maior que a menor média, obtida pelo ciclo convencional; o ciclo do fabricante ficou com média intermediária, não diferindo significativamente do convencional e do microondas.

Para a variável rugosidade, a maior média também foi obtida pelo microondas, estatisticamente diferente das duas outras. A menor média foi obtida pelo ciclo convencional e a intermediária pelo ciclo do fabricante. Observe-se que para essa variável, os três métodos foram estatisticamente diferentes entre si.

Para a variável porosidade observa-se que não houve diferença estatística significativa entre os métodos.

A ilustração gráfica desses resultados pode também ser observada no gráfico de raios de sol (“sun ray plots”), mostrado na figura 15, que resume o comportamento das variáveis medidas, em função de cada método em estudo.

Este gráfico consiste em aplicar um fator de ponderação às médias de cada uma das variáveis estudadas (para transformá-las em uma medida comparável em grandeza) e estabelecer em cada eixo as distâncias (médias ponderadas) referentes a cada variável considerada.

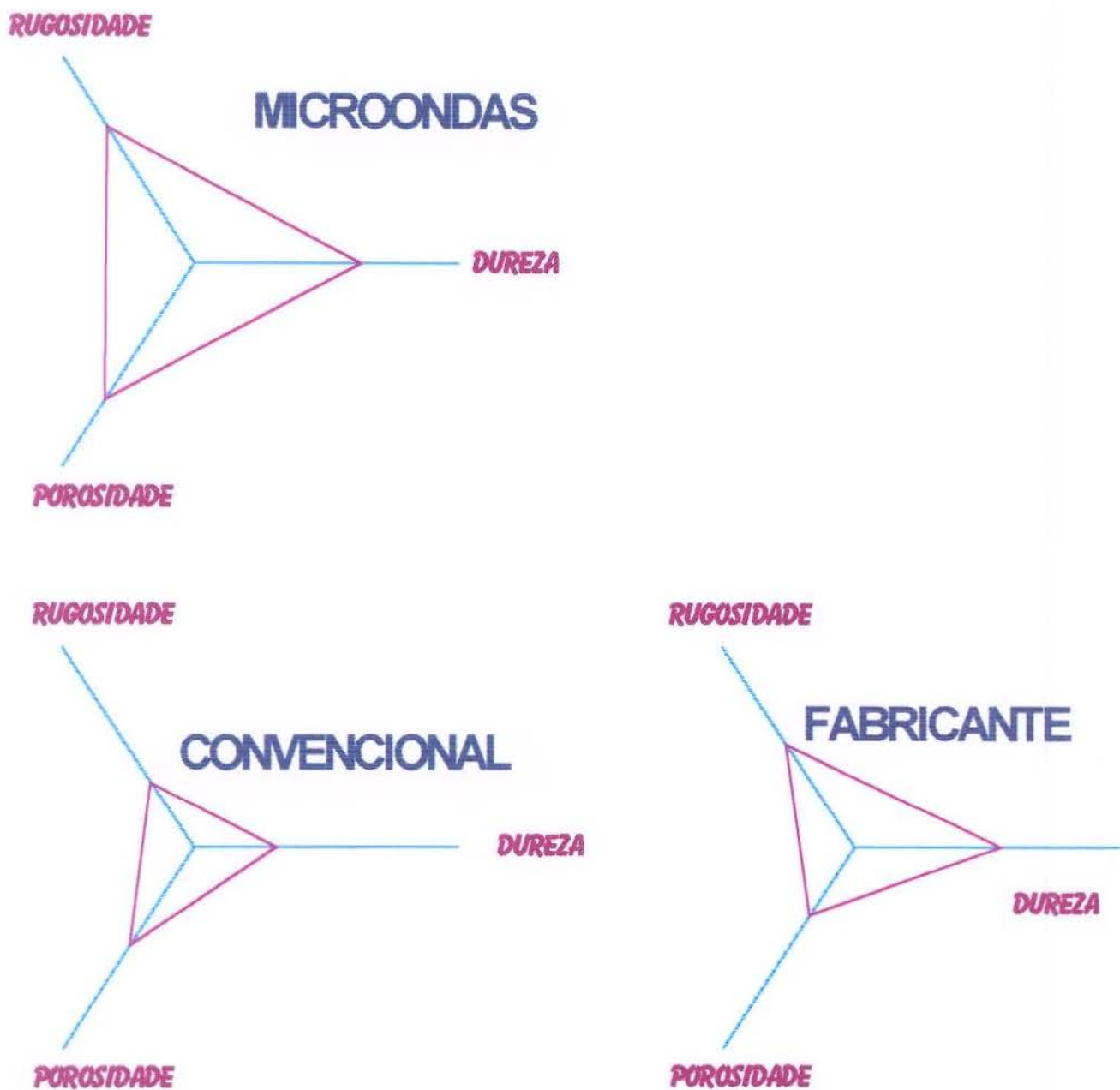


Figura 12 - Gráfico de raios de sol (“sun ray plot”) para os métodos convencional, do fabricante e microondas, com relação às variáveis estudadas.

Pela observação da Figura 12, pode-se inferir que:

- O método de polimerização por energia de microondas apresentou maior dureza, maior rugosidade e, embora não significativamente, também maior porosidade.
- O método convencional apresentou menor dureza, menor rugosidade e, embora não significativamente, a segunda maior porosidade.
- O método fabricante foi intermediário em dureza (não diferindo estatisticamente da menor nem da maior média), em rugosidade (estatisticamente diferente da maior e da menor) e, embora não significativamente, apresentou a menor porosidade .

Para a variável Polimento superficial, observou-se que o método do fabricante proporcionou superfícies mais lisas e polidas, seguido do ciclo convencional e microondas, conforme demonstra as figuras 13, 14 e 15.

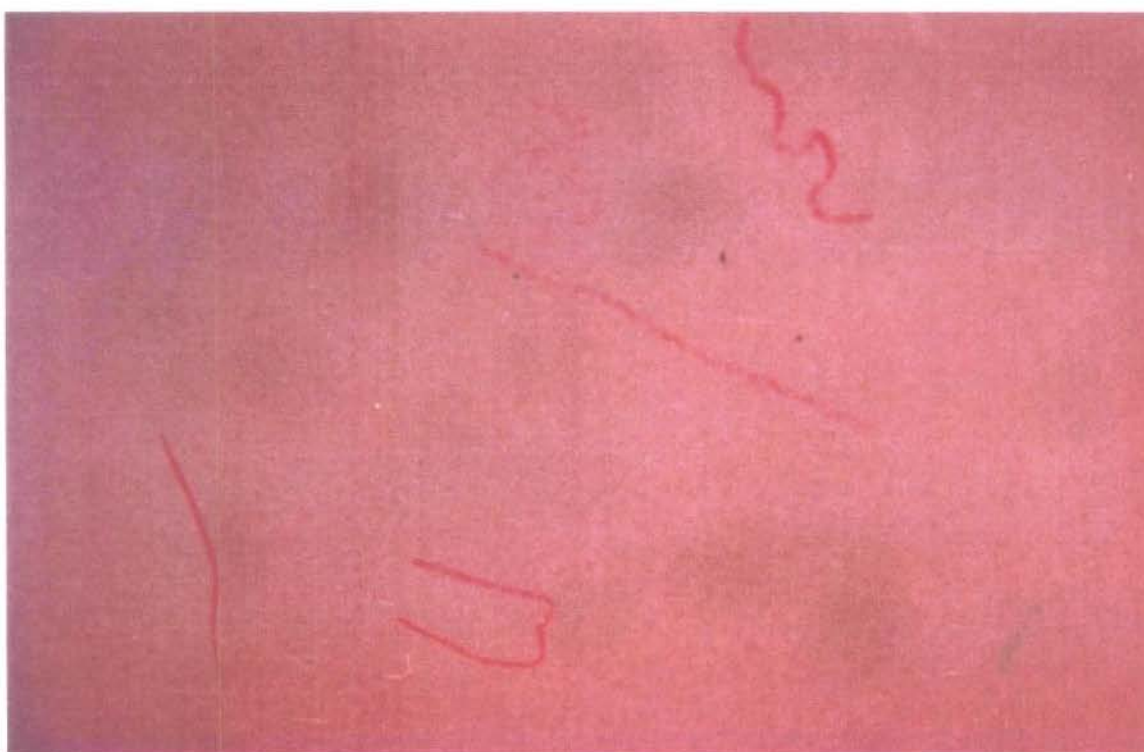


Figura 13 – Fotografia do polimento do corpo-de-prova polimerizado pelo ciclo Convencional (25x).



Figura 14 – Fotografia do polimento do corpo-de-prova após polimerização pelo ciclo do Fabricante (25x).

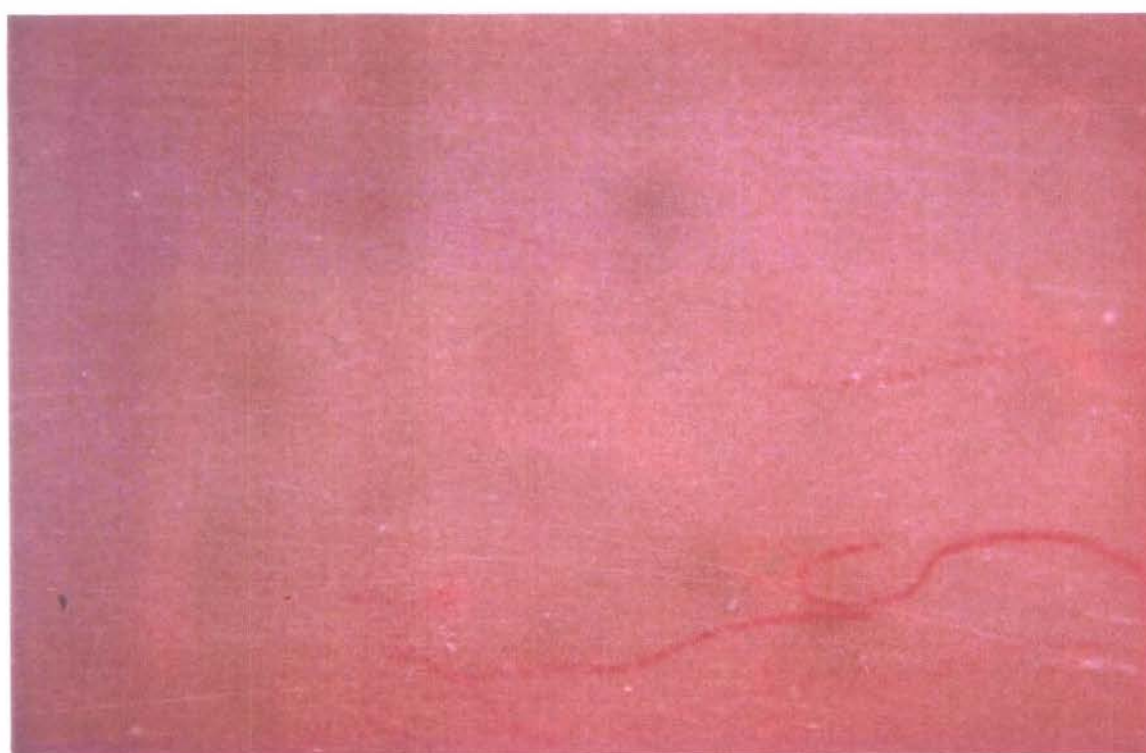


Figura 15 – Fotografia do polimento do corpo-de-prova após polimerização pelo ciclo Microondas (25x).

8. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

8. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A Odontologia está experimentando rápidas mudanças e progressos, onde criam e investigam-se novas técnicas, teorias e idéias com tanta rapidez, que cada vez mais torna-se difícil dominar todos os campos do saber.

A história da reabilitação dental com prótese total é longa, e durante anos os estudos tentam a aproximação ideal entre técnicas e materiais usados, ambos, evoluindo-se continuamente.

Desde o surgimento das resinas acrílicas em 1936 (WOEFEL & PAFFENBARGER⁵³), várias transformações aconteceram no sentido de melhorar as propriedades físicas e mecânicas, bem como reduzir o tempo de processamento deste material.

Diversas avaliações dos métodos de processamento das próteses totais foram verificadas desde o surgimento da resina acrílica, porém as dificuldades continuam, devido aos inúmeros fatores envolvidos. Em geral, os processamentos envolvendo resinas quimicamente polimerizáveis ofereciam métodos mais simples e necessitavam de menos equipamentos. Conseqüentemente, eram melhores adaptáveis às variadas condições e podiam ser empregados por técnicos sem treinamentos especiais. Em algumas oportunidades ocorriam erros sérios neste método, tais como consistência inadequada e pressão excessiva ou demora no momento de prensagem.

O método de polimerização por calor úmido vem sendo empregado satisfatoriamente por vários anos, embora o tempo de processamento seja relativamente longo. As possibilidades de erro são semelhantes aos ocorridos com as resinas quimicamente polimerizáveis, existindo o cuidado adicional no controle do calor e tempo do ciclo.

Os métodos de injeção especiais (PHOENIX³¹ 1997) requerem pessoal altamente treinado e o equipamento é mais complicado e caro.

Resinas com um tempo de processamento menor e técnicas de processamento mais rápidos estão sendo estudados por vários autores, no sentido de facilitar e diminuir o tempo gasto na confecção de próteses totais, porém as propriedades físicas e mecânicas das mesmas não podem sofrer redução na qualidade e durabilidade.

Assim, neste trabalho avaliamos a influência de ciclos de polimerização em resinas acrílicas para base de prótese total, no que diz respeito às condições das superfícies, acreditando que essas técnicas são capazes de influenciar na durabilidade da prótese total e no conforto do usuário (LOVE²⁴, 1967).

Os resultados de Porosidade (Tabela 2 e Figura 11), demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os três métodos de polimerização utilizados, resultados que confirmam os achados de REITZ³², 1985 ; SANDERS³⁵ 1987 e SHLOSBERG³⁷ 1989.

Em nosso trabalho, a maior média numérica de poros, embora não estatisticamente significativa, foi obtida no método de polimerização por energia de microondas. Neste sistema de aquecimento pode ter ocorrido um aumento excessivo da temperatura exotérmica durante o processamento, o que acarretaria a evaporação do monômero (FARAJ & ELLIS¹¹, 1979; CURY⁰⁸ et al., 1994), resultando na formação de maior quantidade de poros (SABT³³ et al., 1975). De acordo com CRAIG⁰⁷, 1980, o polimetil metacrilato tem alta pressão de vapor, e processamentos que elevam a temperatura acima de 108,3 °C causam a evaporação do monômero. Segundo De CLERCK¹⁰ (1987), a temperatura de polimerização deverá ser rigorosamente controlada no aquecimento por energia de microondas, onde alguns watts a mais de potência podem levar a um resultado insatisfatório.

Em geral, os fabricantes não fornecem informações detalhadas sobre a composição das resinas acrílicas. Entretanto, segundo SANDERS³⁵ et al., 1987 e BAFILE⁰⁴ et al., 1991, a resina especial para uso em forno de microondas utiliza a mistura de metil e etil metacrilatos ao invés do monômero metil-metacrilato, encontrado nas resina acrílicas convencionais. Além disso, esses materiais podem conter um grupo reativo em cada extremidade da cadeia molecular, com o propósito de diminuir a pressão de vapor em temperaturas que variam de 100 a 150°C (COMBE⁰⁶, 1986).

Trabalho realizado por TROUNG & THOMAZ⁴⁸, em 1988, avaliando as resinas acrílicas dentais polimerizadas em ciclo rápido e por energia de microondas em diferentes tempos e potências mostrou porosidade em todas amostras (TAUBERT⁴⁷, 1992), fato atribuído ao excessivo calor da reação exotérmica. Segundo os autores, a porosidade pode ser reduzida se houver um controle da potência no início da reação, ou seja, 60W/6 min. + 90W/6 min., e pós cura de 500W/2 min.

Com intuito de comparar as características das resinas acrílicas polimerizadas nos ciclo rápido e ciclo longo, JEROLIMOV²¹ et al., em 1989, concluíram que a porosidade é dependente da taxa de polimerização e da eficiência da dissipação do calor. Portanto, se a taxa de polimerização for alta, o calor gerado pela reação exotérmica também será alto, e quando não pode ser dissipado causará a evaporação do monômero e, conseqüentemente, a porosidade. Segundo os autores, essa taxa de polimerização também depende da concentração do iniciador peróxido de benzoíla presente no pó, cujo aquecimento produz radicais livres para iniciar a polimerização. Na composição da resina QC-20, existe o dimetil p-toluidina numa concentração de aproximadamente 1/4, ou 0,025%, conferindo-lhe condições de ativação química dos radicais livres, além da térmica. A presença do dimetil p-toluidina significa que a ativação química começa em baixa taxa logo após a mistura monômero-

polímero, evitando rápida polimerização e grande reação exotérmica. Porém maiores quantidades de dimetil p-toluidina podem produzir um aumento da taxa de polimerização e do calor de reação exotérmica, causando também porosidade.

A porosidade em resinas para base de próteses totais também foi analisada por BAFILE⁰⁴ et al., em 1991. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo convencional e os grupos processados por energia de microondas, cujas resinas continham “micro líquido” (mistura de metil e etil – metacrilato). Porém, quando processadas por energia de microondas as resinas sem micro líquido, mostraram uma média significativamente alta de porosidade.

Segundo COMBE⁰⁶, em 1986, a baixa pressão de vapor do monômero usado em plásticos ativados por energia de microondas permite o processamento da resina à temperaturas mais elevadas sem causar aumento da porosidade, fato que não ocorre com aquelas contendo metil-metacrilato. Embora, sem diferença estatística, esta condição explicaria em nossos dados, o maior número de poros encontrado nos corpos-de-prova da resina QC-20, processados pelo método de microondas, material não especialmente formulado para este tipo de aquecimento.

Os nossos resultados encontrados para dureza estão representados na Tabela 2 e na Figura 11. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos de polimerização indicado pelo fabricante em relação aos de energia por microondas e método convencional. A polimerização por energia de microondas apresentou a maior média numérica e diferiu estatisticamente do método convencional.

A presença de monômero residual nas bases de resina acrílica pode causar dois tipos de efeitos adversos: reações alérgicas (SMITH & BAINS^{40,41}, 1958,1956, McCABE & BASKER²⁵, 1976, AUSTIN & BASKER,⁰³ 1980,

BAKER⁰⁵ et al., 1988; DAVENPORT⁰⁹ 1970) e alteração das propriedades mecânicas (JAGGER^{18,19}, 1978, 1975; VON FRAUNHOFER⁵¹,1975).

Com base na segunda premissa, alguns autores procuraram verificar a influência do monômero residual sobre a dureza das resinas acrílicas. Assim, JAGGER¹⁸, em 1978 realizou um trabalho com o objetivo de determinar o efeito do ciclo de cura no grau de polimerização da resina acrílica, e concluiu que os ciclos de cura de 7 H. a 70°C e 14 H a 70°C produziram maior nível de monômero residual do que o ciclo curto de 1 H. a 100°C ou 7 H a 70°C + 1 H a 100°C. O autor afirmou também que a dureza foi proporcional ao nível de monômero residual. Esses resultados são semelhantes aos nossos, já que no ciclo longo a resina QC-20 apresentou o menor valor de dureza, provavelmente pela presença de maior quantidade de monômero residual.

Já, JEROLIMOV²⁰ et al., em 1989, concluíram que as resinas acrílicas processadas pelo ciclo curto produziram maior taxa de monômero residual quando comparadas àquelas curadas em ciclo longo (9 horas), fato já relatado anteriormente por McCABE & BASKER²⁵ (1976).

Resultados semelhantes foram obtidos por TROUNG & TOMAZ⁴⁸, em 1988, quando verificaram que as resinas acrílicas polimerizadas pelo ciclo em banho de água apresentaram maior taxa de monômero residual, quando comparadas ao processamento por energia de microondas. Por outro lado, os valores de dureza Knoop não foram diferentes estatisticamente, resultados concordes com nosso trabalho.

Os resultados de rugosidade estão expressos na Tabela 2 e na Figura 11. Os dados mostram diferença estatisticamente significativa entre os três métodos. A polimerização por energia de microondas produziu superfície com maior índice de rugosidade, seguido pelos ciclos do fabricante e convencional.

A literatura é escassa em trabalhos que avaliam a rugosidade das resinas acrílicas, porém, uma explicação para este fato pode estar baseada na relação entre rugosidade e porosidade, estabelecida por Mc CRAKEN,²⁶ em 1952, onde uma superfície mais porosa apresentará maiores quantidades de irregularidades, depressões e vales, os quais poderão contribuir para maior valor de rugosidade.

Outra correlação que poderia ser considerada diz respeito ao grau de eficiência da abrasão do agente polidor, empregado com o propósito de se obter uma superfície mais lisa. Os agentes abrasivos tem diferentes poder de abrasividade sobre a resina acrílica, e este fato depende da dureza do material a ser abrasionado. No presente estudo a resina processada por energia de microondas apresentou maior valor de dureza superficial dificultando a ação do abrasivo, conseqüentemente, a superfície ficou mais rugosa.

Para a variável polimento superficial, analisada através da comparação fotográfica, os valores convencionados para classificar as superfícies foram estabelecidos seqüencialmente dentro dos três processamentos, isto é fabricante, ciclo convencional e por energia de microondas.

A influência da dureza superficial no polimento de várias resinas acrílicas foi verificada por SMITH³⁹ et al., em 1992, onde concluíram que esses materiais podem ser riscados facilmente devido ao baixo valor de dureza Knoop. Os autores citam que a polimerização por energia de microondas foi o método que proporcionou maior valor para dureza, seguido dos ciclos rápido (20 minutos a 100°C) e convencional (9 horas a 74°C), resultados que estão coincidentes com o encontrados no nosso trabalho.

Embora, a seqüência dos valores estabelecidos para o polimento seja evidente, não se deve descartar o fato que a avaliação deve ser considerada subjetiva, onde os resultados estão sujeitos à contestação.

9. CONCLUSÃO

9. CONCLUSÃO

Diante dos resultados analisados e discutidos podemos afirmar que:

DUREZA

1 - Para a variável Dureza, a maior média foi obtida pelo método de polimerização por energia de microondas, significativamente maior que a média obtida pelo ciclo convencional.

2 - O ciclo de polimerização recomendado pelo fabricante, ficou com a média intermediária, não diferindo significativamente do Convencional e do Microondas.

RUGOSIDADE

1 - Para a variável Rugosidade, a maior média foi obtida pelo método de polimerização por energia de microondas, com diferença estatisticamente significativa dos outros dois métodos.

2 - A menor média foi obtida no método de polimerização convencional, e a intermediária pelo ciclo recomendado pelo fabricante, ambas diferentes estatisticamente entre si.

POROSIDADE

1 - Nesta variável, não houve diferença estatisticamente significativa nos três métodos de polimerização.

POLIMENTO SUPERFICIAL

1 - Para a variável polimento superficial, observou-se que as superfícies mais lisas e polidas foram obtidas quando processadas pelo ciclo recomendado pelo fabricante, seguidos do ciclo convencional e por energia de microondas.

10. SUMMARY

10. SUMMARY

The aim of this study was to evaluate the conditions of polishing, roughness, porousness and surface hardness of the acrylic resin QC-20, under the influence of different cycles of curing. The specimens consisted of three rectangular aluminium matrixes (65 x 10 and 64 x 9 x 3,5 mm) attached to a wooden holder by super bonder glue (Loctite). Then the matrixes were printed using a silicone for condensation for laboratory purposes, zetalabor, (zhermack sp a – Italy, distributed in Brazil by, labordental ltda) and the molds were included into metal flasks (DCL n° 5,5) and into reinforced fiberglass flasks (GC), especially designed for microwave oven use. The proportion powder/liquid and mixture as well as pressing of the acrylic resin QC -20 were done following the manufacture's instructions. After curing in cyclos hot water (74°C) for 9 hours; boiling water; microwave energy and cooling in room temperature, the specimens were submitted to tests of roughness in a praxis (rug-3) roughness gauge; hardness in a hardness gauge future tech, surface polishing using a stereoscopic magnifying glass (carl zeiss), magnification of 25 times and photographs of pre determined areas; and aparent porousness by the immersion of the specimens into nankin ink (acrilex) for 2 hours, washed into running water for 10 seconds and thereafter the porousness was counted and photographed in the pre determined area. The obtained results were submitted to the statistical analysis, where it can be concluded that the manufacturer's recommended method was no statistical difference from the others in hardness, it differed statistical of both in roughness and it didn't present statistical difference in porousness. For the conventional polish, it was observed the the

flatest surfaces and polished form owed to the processing recommended by the maker, followed by the conventional cycle and for energy of microwaves.

KEY WORDS: Acrylic Resins
Complete denture
Dental Materials
Porousness

11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

1. AL DOORI, D. et al. A comparison of denture base acrylic resins polymerized by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dent. Mater.*, Washington, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.
2. ALKHATIB, B. et al. Comparasion of microwave polymerized denture base resins. *Int. J. Prosth.*, Sant Louis, v.3, n.3, p. 249-255, May/June, 1990.
3. AUSTIN, A.T., BASKER, R.M. The level of residual monomer in acrylic denture base materials with particular reference to a modified method of analysis. *Br. Dent J.*, London, v.149, n.18, p.281-286, Nov. 1980.
4. BAFILE, M. et al. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J. Prosth. Dent.*, Sant Louis, v. 66, n.2, p.269-274, Aug. 1991.
5. BAKER, S., BROOKS, S.C., WALKER, D.M. The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: na assay for monomer in saliva *J. Dent. Res.*, Washington, v.67, n.10, p. 1295-99, Oct. 1988.
6. COMBE, E.C. Notes on dental materials. 5 ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1986. P.50-2, 258-63. *Apud* Bafile, M., et al Op. Cit Ref.04.

De acordo com NBR-6023/89 da ABNT. Abreviaturas de periódicos de conformidade com a "World List of Scientific Periodicals".

7. CRAIG, R.G. Prosthetic applications of polymers. In: _____.
Restorative dental materials. 8. ed. Sant Louis : C.V. Mosby, 1993. p.
509-559.
8. CURY, A.A.D.B., RODRIGUES JUNIOR, A.L., PANZERI, H. Resinas
acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método
convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades
físicas. *Revta Odont. Univ. S. Paulo*, São Paulo, v.8, n.4, p. 243-249,
out./dez. 1994.
9. DAVENPORT, J.C. The oral distribution of *Candida* in denture stomatitis.
Br. Dent. J., London, v. 129, n.3, p. 151-6, Aug. 1970.
10. DE CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in
dental prostheses. *J. prosth. Dent.*, Sant Louis, v. 57, n.5, p.650-658, May
1987.
11. FARAJ, S.A.A., ELLIS, B. The effect of processing temperatures on the
exotherm, porosity and properties of acrylic denture base. *Br. Dent. J.*,
London, v. 147, n.8, p.209-212, Oct. 1979.

12. GARCIA, R.C.M.R. *Estudo da adaptação e porosidade de bases de prótese confeccionadas com resina acrílica dental submetida a dois ciclos de polimerização*. Piracicaba, 1995. 106p. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
13. GRUNEWALD, A.H., PAFFENBARGER, G.C., DICKSON, G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v.44, n.3, p. 269-284, Mar. 1952
14. HARMAN, I.M. Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. *J. Am. dent. Ass.*, Chicago, v.38, n.2, p. 188-203, Feb. 1949.
15. HAYDEN, W.J., Flexural strength of microwave-cured denture baseplate. *Gen. Dent.*, Chicago, v.34, n.5, p. 367-371, Sept./Oct. 1986.
16. HOGAN, P.F., MORI, T. Development of a method of continuous temperatures measurement for microwave denture processing. *Dent. Mater.*, Washington, v. 9, n.1, p.1-11, June 1990.
17. ILBAY, S.G., GÜVENER, S., ALKUMRU, H.N. Processing dentures using microwave technique. *J. Oral. Rehabil.*, Oxford, v. 21, n.1, p.103-109, Jan. 1994
18. JAGGER, R. G. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 5, n.8, p. 151-157, 1978.

19. JAGGER, R.G. et al. The effect of cross-linking on indentation resistance, creep and recovery of an acrylic resin denture base material. *J. Dent.*, Bristol, v.3, n.1, p.15-18, Jan. 1975.
20. JEROLIMOV, V. et al. The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. *Quintess. int.*, Berlin, v.9, n.7, p.431-434, July/Aug. 1985.
21. _____ et al. Rapid curing of acrylic denture-base materials. *Dent. Mater.*, v.5, p.18-22, January, 1989.
22. KIMURA, H., TERAOKA, F., SUGITA, M. Applications of microwave for dental technique (part 1) – dough-forming and curing of acrylic resins. *J. Osaka Univ. dent. Sch.*, Osaka, v.23, p.43-49, Dec. 1983.
23. LEVIN, B., SANDERS, J.L., REITZ, P.V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v. 61, n.3, p.381-383, Mar. 1989.
24. LOVE, W.S. et al. The etiology of mucosal inflammation associated with dentures. *J. prosth. Dent.*, Saint Louis, v. 18, n.6, p. 515-527, Dec. 1967.
25. MCCABE, J.F., BASKER, R.M. Tissue sensitivity to acrylic resin. A method of measuring the residual monomer content and its clinical application. *Br. Dent. J.*, London, v.140, n.10, p. 347-350, May 1976

26. McCRAKEN, W.L. An evaluation of activated methyl metacrylate denture base materials. *J. prosth. Dent.*, St. Louis, v.2, n.1, p.68-83, jan. 1952.
27. MESQUITA, M.F. *Efeito do Polimento químico sobre a Dureza, Rugosidade Superficial e Resistência ao Impacto de resinas acrílicas ativadas química e termicamente em vários períodos de armazenagem.* Piracicaba, 1995. 121p. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
28. NISHI, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: With particular reference to heat – curing resins. *J. Osaka dent. Univ.*, Osaka, v. 2, p. 23-40, Feb. 1968.
29. NOWLIN, T. P., TAUBERT, T., BOESEL, B.J. Tensile strength and porosity in two new microwave process acrylics. *J. Dent. Res.*, Washington, v. 70, p. 476, Apr. 1991. (Abstract)
30. PHILLIPS, R.W. *Skinner materiais dentários.* 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. p.92-123.
31. PHOENIX, R.D., Introduction of a Denture Injection System for Use With Microwaveable Acrylic Resins. *J. Prosthodont.*, vol 6, n.4, p. 286-291, December, 1997.

32. REITZ, P.V., SANDERS, J.L., LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintess. Int.*, Berlin, v. 6, n.8, p. 547-551, Aug. 1985.
33. SABT, E.M., RAMADAN, F.A., MOHAMED, F.A. The effect of curing cyclos and mold materials on porosity of acrylic resin. *Egypt dent. J.*, Cairo, v.21, n.1, p.75-88, Jan. 1975.
34. SADAMORI, S. *et al.* Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. *J. prosth. Dent.*, Sant Louis, v.72, n.1, p.19-22, July 1994.
35. SANDERS, J.L., LEVIN,B., REITZ, P.V. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. *Quintess. Int.*, Berlin, v. 18, n.7, p. 453-456, 1987.
36. SEXON, J.C., PHILLIPS, R.W. Studies on the effects of abrasives on acrylic resins. *J. prosth. Dent.*, Sant Louis, v.1, n.4, p. 454-471, July 1951.
37. SHOLSBERG, S.R. *et al.* Microwave energy polymerization of poly (methyl methacrylate) denture base resins. *Int. J. Prosth.*, Sant Louis, v.2, n.5, p. 453-458, 1989.

38. SKINNER, E.W. Abrasão e polimento. Dentifricios. In: _____
Materiais Dentários de Skinner; ed. Por Ralph W. Phillips; trad. Por
Doiracy Fonterrada Vieira. 8. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984.
Cap.36, p.423-436.
39. SMITH L.T., POWERS, J.M., LADD, D. Mechanical properties of new
denture resins polymerizes by visible ligh, heat and microwave energy.
Int. J. Prosthodont. 5: 315. 1992.
40. SMITH, D.C., BAINS M.D., The detection and estimation of residual
monomer in polymethyl methacrylate. *Dent. Res.*, Washington, v.35, n.1,
p. 16-24, Feb. 1958.
41. _____, _____. The acrylic denture base. Residual monomer. *Br.*
Dent. J. , London, v.105, n. 5, p. 86-91. Aug. 1956.
42. SPENCER, H.R, GARIAEFF, P. The present status of vulcanite versus
plastics a baseplate material. *Contact Pr.*, San Francisco, v.27, p. 263-
267, June 1949.
43. STOLF, W.L., CONSANIS, RUHNKE, L.A. Influência do polimento
químico sobre a resistência ao impacto das resinas acrílicas. *Revta paul.*
Odont., São Paulo, v.7, p.26-30, nov./dez. 1985.
44. _____. *et al.* Reflexão das resinas acrílicas sob influência dos polimentos
químico e mecânico. *Revta paul Odont.*, São Paulo, v.8, n.1, p.18-22,
jan./fev. 1986.

45. STOLF, W.L. *et al.* Polimento químico e desgaste superficial de bases de resina acrílicas para dentaduras. *Revta paul. Odont.*, São Paulo, v.16, n.4, p.17-21, jul./ago. 1994.
46. TAKAMATA, T. *et al.* Adaptation of acrylic resin denture as influenced by the activation mode of polymerization. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v. 119, n.2, p. 271-276, Aug. 1989.
47. TAUBERT, T.R., NOWLIN, T.P. Controlling porosity in microwave processed acrylic, *Trends Technol. Contemp. Dent. Lab.*, v.9, n.3. p. 45-48, Apr. 1992
48. TROUNG, V.T., THOMAZ, F.G.V. Comparasion of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. *Aust. Dent. J.*, Sant Leonards, v. 33, n.3, p. 201-204, June 1988.
49. ULUSOY, M., ULUSOY, N., AYDIN, A.K. Na evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *J. prosth. Dent.*, Sant Louis, v.56, n.1, p.107-112, July 1986
50. VALLITTU, P. K., The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. *Acta Odontol Scand.*, v. 54, p. 188-192, Oslo 1996
51. VON FRAUNHOFER, J.A, SUCHATLAMPONG, C. The surface characteristics of denture base polymers. *J. Dent.*, Bristol, v.3, n.3, p.105-109, May 1975.

52. WOLFAARDT, J.F., CLEATON-JONES, P., FATTI, P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resins. *J. prosth. Dent.*, Sant Louis, v.55, n.3, p. 393-400, Mar. 1986.

53. WOELFEL, J.B. Processing complete dentures. *Dent. clin. N. Am.*, Philadelphia, v.21, n.2, p.329-338, Apr. 1977.

12. APÊNDICE

12. APÊNDICE

Análise Estatística

O modelo matemático para análise da variância foi o de delineamento inteiramente ao acaso, cuja expressão é a seguinte:

$$Y_{ij} = m + M_i + e_{ij}$$

onde:

y_{ij} = valor observado referente à j-ésima repetição (amostra) do i-ésimo método (ciclo de polimerização);

m = fator fixo, estimado pela média geral;

M_i = efeito do i-ésimo método (ciclo de polimerização);

e_{ij} = erro aleatório (variação do acaso sobre as observações j-ésima repetição do i-ésimo método), supostos homocedásticos, independentes e normalmente distribuídos.

O esquema de análise da variância e teste F para os métodos foi o seguinte:

| Causas da Variação | G.L. | S.Q. | Q.M. | F |
|--------------------|------|------------|------------|-----------------------|
| Métodos | 2 | SQ Métodos | QM Métodos | QM Métodos/QM Resíduo |
| Resíduo | 21 | SQ Resíduo | QM Resíduo | |
| Total | 23 | SQ Total | | |

onde as SQ (somadas de quadrados) e QM (quadrados médios) podem ser obtidos em literatura da área.

A razão QM Métodos/QM Res. testa a hipótese:

H_0 : não existe diferença entre as médias de nenhum dos Métodos (QM Método/QM Res).

Considerou-se como nível mínimo de significância (erro) para rejeição dessa hipótese 5%, ou seja, sempre que o valor da probabilidade do teste F for menor ou igual a 0,05 ($\alpha \leq 0,05$) não se rejeita que há diferença significativa entre pelo menos duas médias de Métodos (ciclo de polimerização), e procede-se então ao detalhamento da análise através do teste de Tukey para comparação das médias duas a duas, considerando-se, também, um nível mínimo de significância de 5% ($\alpha \leq 0,05$).

O teste de Tukey testa a hipótese:

$$H_0: m_C - m_F = 0 ; m_C - m_M = 0 ; m_F - m_M = 0 ;$$

sendo m_C , m_F e m_M , respectivamente, as médias obtidas pelos métodos convencional, do fabricante e microondas; isto é, verifica se as médias, em pares, são estatisticamente iguais ou diferentes, utilizando, para rejeitar a hipótese de igualdade uma *diferença mínima significativa*, dada por:

$$\Delta = d.m.s. = q \sqrt{\frac{QM \text{ Resíduo}}{r}}$$

onde:

$\Delta = d.m.s.$ = diferença mínima significativa;

q é obtido em tabela do teste de Tukey, com um nível de probabilidade (erro) α pré-definido (aqui tomado $\alpha \leq 0,05$), chamado de amplitude total estudentizada;

QM Resíduo = quadrado médio do resíduo, obtido na análise da variância do modelo adotado;

r = número de repetições (amostras).

As médias dos métodos são consideradas diferentes estatisticamente se, por exemplo, $m_C - m_F \geq d.m.s.$ calculada.

Análise da Variância e Teste de Tukey

A análise da variância para as variáveis dureza, rugosidade e porosidade encontra-se na Tabela 3.

Tabela 3 - Análise da variância e teste F para as variáveis dureza, rugosidade e porosidade, em função do fator (causa da variação) e do métodos (ciclos de polimerização).¹

| Causas da Variação | G.L. | QUADRADOS MÉDIOS | | |
|--------------------|------|------------------|-------------|-------------------------|
| | | DUREZA | RUGOSIDADE | POROSIDADE |
| Métodos | 2 | 4,8489128* | 0,0088257** | 0,0138889 ^{ns} |
| Resíduo | 21 | 1,3812234 | 0,0002283 | |
| Total | 23 | | | |

** = Significativo pelo teste F, ao nível de 1% ($\alpha \leq 0,01$).

* = Significativo pelo teste F, ao nível de 5% ($\alpha \leq 0,05$).

ns = Não significativo, considerando-se como n.m.s. 5% ($\alpha > 0,5$).

Pela Tabela 3 pode-se observar que foram detectadas diferenças significativas entre métodos (ciclos de polimerização) para a variável dureza (ao nível de 5%) e para rugosidade (ao nível de 1%), enquanto que para a variável porosidade, o teste F não acusou diferença significativa. O detalhamento da análise, através do teste de Tukey, é mostrado na Tabela 3 e na Figura 14.

¹ Serão apresentados na tabela de análise da variância apenas os graus de liberdade e os quadrados médios, já que as somas de quadrados relativas podem ser obtidas pela multiplicação dos gl x qm e o valor do teste F calculados pela divisão do QM Métodos./QM Resíduo.

Análise Exploratória dos Dados

Para que os modelos de análise descritos tenham validade e os testes tenham poder, são necessárias serem satisfeitas as pressuposições:

- homogeneidade de variâncias, ou seja, só podem ser comparados tratamentos com variâncias homogêneas entre si;
- independência dos erros;
- erros com distribuição normal (ou aproximadamente normal).

Para testar essas pressuposições procedeu-se à análise exploratória de dados, através da *Análise Gráfica dos Resíduos*, que consiste em plotar num diagrama de dispersão os valores estimados pelo modelo da análise da variância versus os resíduos padronizados (erro referente a cada observação dividido pelo desvio padrão amostral). A forma desse gráfico permite a detecção falta de independência e existência de heterogeneidade regular (que pode ser eliminada através do uso de uma transformação adequada) ou irregular (que não permite transformação). O intervalo dos resíduos padronizados detecta se há algum(uns) valor(es) desviando-se da normalidade. Consideram-se normalmente distribuídos os resíduos que estiverem no intervalo de -3 a 3.

A análise gráfica dos resíduos, apresentada na Figura 16, permite afirmar que as pressuposições de independência e de homogeneidade de variâncias (através da forma do gráfico), e também de normalidade (através dos intervalos dos resíduos padronizados), não foram violadas, para nenhuma das variáveis em estudo, ou seja, as três variáveis podem ser analisadas segundo o modelo matemático.

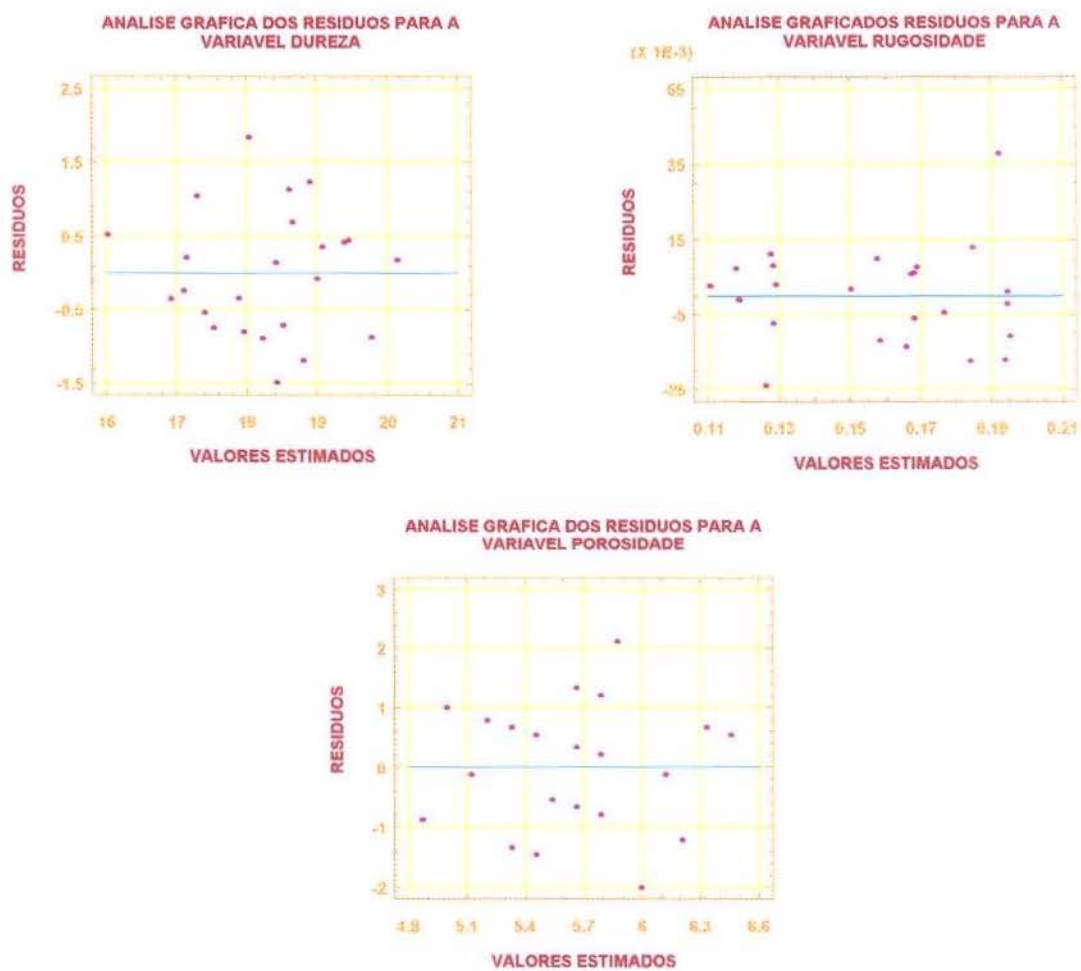


Figura 16 - Análise gráfica dos resíduos padronizados para as variáveis Dureza, Rugosidade e Porosidade.

RESULTADOS ORIGINAIS

Tabela 4 – Valores individuais e médias de Porosidade para o método de polimerização Convencional.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | Total | Média |
|----------------|--------|------|-----|-------|-------|
| 01 | 04 | 02 | 01 | 07 | 2,33 |
| 02 | 03 | 03 | 01 | 07 | 2,33 |
| 03 | 02 | 02 | 00 | 04 | 1,33 |
| 04 | 02 | 02 | 02 | 06 | 2,00 |
| 05 | 03 | 01 | 02 | 06 | 2,00 |
| 06 | 03 | 02 | 01 | 06 | 2,00 |
| 07 | 00 | 02 | 02 | 04 | 1,33 |
| 08 | 02 | 01 | 02 | 05 | 1,67 |

Tabela 5 – Valores individuais e médias de Porosidade para o método de polimerização Fabricante

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | Total | Média |
|----------------|--------|------|-----|-------|-------|
| 01 | 01 | 02 | 02 | 05 | 1,67 |
| 02 | 01 | 04 | 00 | 05 | 1,67 |
| 03 | 04 | 03 | 01 | 08 | 2,67 |
| 04 | 00 | 04 | 02 | 06 | 2,00 |
| 05 | 00 | 02 | 03 | 05 | 1,67 |
| 06 | 00 | 01 | 03 | 04 | 1,33 |
| 07 | 03 | 01 | 02 | 06 | 2,00 |
| 08 | 03 | 01 | 01 | 05 | 1,67 |

Tabela 6 – Valores individuais e médias de Porosidade para o método de polimerização Microondas.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | Total | Média |
|----------------|--------|------|-----|-------|-------|
| 01 | 01 | 03 | 03 | 07 | 2,33 |
| 02 | 01 | 02 | 02 | 05 | 1,67 |
| 03 | 02 | 02 | 02 | 06 | 2,00 |
| 04 | 03 | 00 | 01 | 04 | 1,33 |
| 05 | 03 | 01 | 02 | 06 | 2,00 |
| 06 | 01 | 02 | 02 | 05 | 1,67 |
| 07 | 01 | 03 | 02 | 06 | 2,00 |
| 08 | 03 | 02 | 02 | 07 | 2,33 |

Tabela 7 – Valores individuais e médias da 1ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Convencional.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 1ª Média |
|----------------|--------|------|------|----------|
| 01 | 0,11 | 0,08 | 0,1 | 0,10 |
| 02 | 0,11 | 0,15 | 0,12 | 0,13 |
| 03 | 0,15 | 0,15 | 0,1 | 0,13 |
| 04 | 0,1 | 0,12 | 0,09 | 0,10 |
| 05 | 0,18 | 0,15 | 0,2 | 0,18 |
| 06 | 0,15 | 0,12 | 0,15 | 0,14 |
| 07 | 0,09 | 0,16 | 0,09 | 0,11 |
| 08 | 0,12 | 0,18 | 0,16 | 0,15 |

Tabela 8 – Valores individuais e médias da 2ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Convencional.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 2ª Média |
|----------------|--------|------|------|----------|
| 01 | 0,11 | 0,1 | 0,08 | 0,10 |
| 02 | 0,16 | 0,15 | 0,23 | 0,18 |
| 03 | 0,12 | 0,13 | 0,16 | 0,14 |
| 04 | 0,1 | 0,18 | 0,11 | 0,13 |
| 05 | 0,12 | 0,14 | 0,1 | 0,12 |
| 06 | 0,16 | 0,13 | 0,08 | 0,12 |
| 07 | 0,08 | 0,12 | 0,11 | 0,10 |
| 08 | 0,11 | 0,16 | 0,09 | 0,12 |

Tabela 9 – Valores individuais e médias da 3ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Convencional.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 3ª Média |
|----------------|--------|------|------|----------|
| 01 | 0,11 | 0,12 | 0,11 | 0,11 |
| 02 | 0,11 | 0,09 | 0,07 | 0,09 |
| 03 | 0,06 | 0,16 | 0,1 | 0,11 |
| 04 | 0,12 | 0,15 | 0,09 | 0,12 |
| 05 | 0,11 | 0,16 | 0,07 | 0,11 |
| 06 | 0,07 | 0,11 | 0,12 | 0,10 |
| 07 | 0,14 | 0,11 | 0,12 | 0,12 |
| 08 | 0,11 | 0,14 | 0,18 | 0,14 |

Tabela 10 – Médias geral das três leitura de Rugosidade para o método de polimerização Convencional.

| Corpo-de-prova | Média 1 | Media 2 | Média 3 | Média geral |
|----------------|---------|---------|---------|-------------|
| 01 | 0,10 | 0,10 | 0,11 | 0,10 |
| 02 | 0,13 | 0,18 | 0,09 | 0,13 |
| 03 | 0,13 | 0,14 | 0,11 | 0,13 |
| 04 | 0,10 | 0,13 | 0,12 | 0,12 |
| 05 | 0,18 | 0,12 | 0,11 | 0,14 |
| 06 | 0,14 | 0,12 | 0,10 | 0,12 |
| 07 | 0,11 | 0,10 | 0,12 | 0,11 |
| 08 | 0,15 | 0,12 | 0,14 | 0,14 |

Tabela 11 – Valores individuais e médias da 1ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização ciclo Fabricante.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 1ª Média |
|----------------|--------|------|------|----------|
| 01 | 0,13 | 0,23 | 0,16 | 0,17 |
| 02 | 0,19 | 0,16 | 0,14 | 0,16 |
| 03 | 0,23 | 0,11 | 0,28 | 0,21 |
| 04 | 0,14 | 0,16 | 0,14 | 0,15 |
| 05 | 0,14 | 0,17 | 0,11 | 0,14 |
| 06 | 0,14 | 0,18 | 0,21 | 0,18 |
| 07 | 0,11 | 0,12 | 0,14 | 0,12 |
| 08 | 0,21 | 0,23 | 0,16 | 0,20 |

Tabela 12 – Valores individuais e médias da 2ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização ciclo Fabricante.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 2ª Média |
|----------------|--------|------|------|----------|
| 01 | 0,16 | 0,12 | 0,14 | 0,14 |
| 02 | 0,26 | 0,23 | 0,16 | 0,22 |
| 03 | 0,17 | 0,13 | 0,12 | 0,14 |
| 04 | 0,12 | 0,14 | 0,14 | 0,13 |
| 05 | 0,14 | 0,16 | 0,13 | 0,14 |
| 06 | 0,08 | 0,15 | 0,25 | 0,16 |
| 07 | 0,1 | 0,12 | 0,15 | 0,12 |
| 08 | 0,16 | 0,15 | 0,13 | 0,15 |

Tabela 13 – Valores individuais e médias da 3ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização ciclo Fabricante.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 3ª Média |
|----------------|--------|------|------|----------|
| 01 | 0,17 | 0,14 | 0,12 | 0,14 |
| 02 | 0,14 | 0,14 | 0,17 | 0,15 |
| 03 | 0,15 | 0,21 | 0,11 | 0,16 |
| 04 | 0,18 | 0,17 | 0,13 | 0,16 |
| 05 | 0,22 | 0,12 | 0,27 | 0,20 |
| 06 | 0,14 | 0,2 | 0,22 | 0,19 |
| 07 | 0,26 | 0,13 | 0,24 | 0,21 |
| 08 | 0,16 | 0,15 | 0,21 | 0,17 |

Tabela 14 – Médias geral das três leitura de Rugosidade para o método de polimerização ciclo Fabricante.

| Corpo-de-prova | Média 1 | Media 2 | Média 3 | Média geral |
|----------------|---------|---------|---------|-------------|
| 01 | 0,17 | 0,14 | 0,14 | 0,15 |
| 02 | 0,16 | 0,22 | 0,15 | 0,18 |
| 03 | 0,21 | 0,14 | 0,16 | 0,17 |
| 04 | 0,15 | 0,13 | 0,16 | 0,15 |
| 05 | 0,14 | 0,14 | 0,20 | 0,16 |
| 06 | 0,18 | 0,16 | 0,19 | 0,17 |
| 07 | 0,12 | 0,12 | 0,21 | 0,15 |
| 08 | 0,20 | 0,15 | 0,17 | 0,17 |

Tabela 15 – Valores individuais e médias da 1ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Microondas.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 1ª Média |
|----------------|--------|------|------|----------|
| 01 | 0,18 | 0,21 | 0,22 | 0,20 |
| 02 | 0,25 | 0,26 | 0,36 | 0,29 |
| 03 | 0,13 | 0,15 | 0,14 | 0,14 |
| 04 | 0,17 | 0,17 | 0,18 | 0,17 |
| 05 | 0,38 | 0,13 | 0,14 | 0,22 |
| 06 | 0,3 | 0,11 | 0,16 | 0,19 |
| 07 | 0,29 | 0,23 | 0,27 | 0,26 |
| 08 | 0,21 | 0,12 | 0,11 | 0,15 |

Tabela 16 – Valores individuais e médias da 2ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Microondas.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 2ª Média |
|----------------|--------|------|------|----------|
| 01 | 0,24 | 0,26 | 0,4 | 0,30 |
| 02 | 0,16 | 0,15 | 0,18 | 0,16 |
| 03 | 0,16 | 0,2 | 0,2 | 0,19 |
| 04 | 0,2 | 0,14 | 0,19 | 0,18 |
| 05 | 0,17 | 0,14 | 0,13 | 0,15 |
| 06 | 0,22 | 0,21 | 0,15 | 0,19 |
| 07 | 0,07 | 0,11 | 0,23 | 0,14 |
| 08 | 0,24 | 0,28 | 0,15 | 0,22 |

Tabela 17 – Valores individuais e médias da 3ª leitura de Rugosidade para o método de polimerização Microondas.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 3ª Média |
|----------------|--------|------|------|----------|
| 01 | 0,13 | 0,28 | 0,15 | 0,19 |
| 02 | 0,09 | 0,14 | 0,07 | 0,10 |
| 03 | 0,15 | 0,28 | 0,09 | 0,17 |
| 04 | 0,37 | 0,17 | 0,19 | 0,24 |
| 05 | 0,2 | 0,15 | 0,29 | 0,21 |
| 06 | 0,13 | 0,18 | 0,3 | 0,20 |
| 07 | 0,18 | 0,09 | 0,08 | 0,12 |
| 08 | 0,21 | 0,11 | 0,16 | 0,16 |

Tabela 18 – Médias geral das três leituras de Rugosidade para o método de polimerização ciclo Fabricante.

| Corpo-de-prova | Média 1 | Média 2 | Média 3 | Média geral |
|----------------|---------|---------|---------|-------------|
| 01 | 0,20 | 0,30 | 0,19 | 0,23 |
| 02 | 0,29 | 0,16 | 0,10 | 0,18 |
| 03 | 0,14 | 0,19 | 0,17 | 0,17 |
| 04 | 0,17 | 0,18 | 0,24 | 0,20 |
| 05 | 0,22 | 0,15 | 0,21 | 0,19 |
| 06 | 0,19 | 0,19 | 0,20 | 0,20 |
| 07 | 0,26 | 0,14 | 0,12 | 0,17 |
| 08 | 0,15 | 0,22 | 0,16 | 0,18 |

Tabela 19 – Valores individuais e médias da 1ª leitura de Dureza para o método de polimerização Convencional.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 1ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 19,23 | 20,42 | 19,82 | 19,82 |
| 02 | 17,90 | 17,15 | 21,05 | 18,70 |
| 03 | 16,68 | 16,68 | 16,02 | 16,46 |
| 04 | 17,15 | 17,40 | 18,41 | 17,65 |
| 05 | 17,15 | 16,68 | 17,40 | 17,08 |
| 06 | 17,15 | 16,24 | 16,02 | 16,47 |
| 07 | 17,90 | 16,02 | 17,65 | 17,19 |
| 08 | 16,68 | 15,81 | 16,24 | 16,24 |

Tabela 20 – Valores individuais e médias da 2ª leitura de Dureza para o método de polimerização Convencional.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 2ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 19,23 | 20,73 | 19,82 | 19,93 |
| 02 | 16,68 | 18,68 | 20,12 | 18,49 |
| 03 | 16,68 | 17,40 | 16,46 | 16,85 |
| 04 | 17,15 | 17,40 | 16,68 | 17,08 |
| 05 | 17,15 | 16,46 | 17,15 | 16,92 |
| 06 | 16,68 | 16,46 | 15,81 | 16,32 |
| 07 | 16,91 | 16,68 | 16,91 | 16,83 |
| 08 | 17,65 | 17,65 | 16,46 | 17,25 |

Tabela 21 – Valores individuais e médias da 3ª leitura de Dureza para o método de polimerização Convencional.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 3ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 18,95 | 22,05 | 17,65 | 19,55 |
| 02 | 17,15 | 18,68 | 19,82 | 18,55 |
| 03 | 17,15 | 17,15 | 16,02 | 16,77 |
| 04 | 17,65 | 18,68 | 17,90 | 18,08 |
| 05 | 17,15 | 16,68 | 16,68 | 16,84 |
| 06 | 17,90 | 16,91 | 16,46 | 17,09 |
| 07 | 17,90 | 16,91 | 17,40 | 17,40 |
| 08 | 15,40 | 16,68 | 17,40 | 16,49 |

Tabela 22 – Valores individuais e médias da 4ª leitura de Dureza para o método de polimerização Convencional.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 4ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 18,95 | 21,38 | 17,40 | 19,24 |
| 02 | 17,15 | 20,12 | 19,52 | 18,93 |
| 03 | 17,40 | 17,15 | 17,15 | 17,23 |
| 04 | 16,68 | 18,41 | 16,68 | 17,26 |
| 05 | 17,15 | 16,68 | 16,68 | 16,84 |
| 06 | 16,24 | 17,15 | 15,81 | 16,40 |
| 07 | 16,91 | 16,68 | 17,40 | 17,00 |
| 08 | 16,46 | 16,46 | 15,81 | 16,24 |

Tabela 23 – Valores individuais e médias da 5ª leitura de Dureza para o método de polimerização Convencional.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 5ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 19,52 | 18,68 | 16,46 | 18,22 |
| 02 | 16,68 | 16,24 | 18,41 | 17,11 |
| 03 | 17,15 | 16,91 | 17,15 | 17,07 |
| 04 | 17,90 | 18,68 | 16,46 | 17,68 |
| 05 | 17,90 | 16,46 | 15,81 | 16,72 |
| 06 | 17,65 | 16,68 | 15,60 | 16,64 |
| 07 | 17,90 | 17,90 | 16,46 | 17,42 |
| 08 | 15,81 | 17,40 | 16,46 | 16,56 |

Tabela 24 – Médias geral das três leitura de Dureza para o método de polimerização ciclo Convencional.

| Corpo-de-prova | Média 1 | Media 2 | Média 3 | Média 4 | Média 5 | Média geral |
|----------------|---------|---------|---------|---------|---------|-------------|
| 01 | 19,82 | 19,93 | 19,55 | 19,55 | 18,22 | 19,35 |
| 02 | 18,70 | 18,49 | 18,55 | 18,55 | 17,11 | 18,36 |
| 03 | 16,46 | 16,85 | 16,77 | 16,77 | 17,07 | 16,88 |
| 04 | 17,65 | 17,08 | 18,08 | 18,08 | 17,68 | 17,55 |
| 05 | 17,08 | 16,92 | 16,84 | 16,84 | 16,72 | 16,88 |
| 06 | 16,47 | 16,32 | 17,09 | 17,09 | 16,64 | 16,58 |
| 07 | 17,19 | 16,83 | 17,40 | 17,40 | 17,42 | 17,17 |
| 08 | 16,24 | 17,25 | 16,49 | 16,49 | 16,56 | 16,56 |

Tabela 25 – Valores individuais e médias da 1ª leitura de Dureza para o método de polimerização Fabricante.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 1ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 19,52 | 17,15 | 18,41 | 18,36 |
| 02 | 19,52 | 19,23 | 16,91 | 18,55 |
| 03 | 16,46 | 16,46 | 17,40 | 16,77 |
| 04 | 19,82 | 19,23 | 18,41 | 19,15 |
| 05 | 16,46 | 16,46 | 17,65 | 16,86 |
| 06 | 19,82 | 18,95 | 20,12 | 19,63 |
| 07 | 20,12 | 18,15 | 19,23 | 19,17 |
| 08 | 16,46 | 18,41 | 17,90 | 17,59 |

Tabela 26 – Valores individuais e médias da 2ª leitura de Dureza para o método de polimerização Fabricante.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 2ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 19,82 | 16,91 | 18,15 | 18,29 |
| 02 | 18,68 | 18,41 | 18,15 | 18,41 |
| 03 | 17,90 | 17,90 | 18,15 | 17,98 |
| 04 | 19,82 | 18,68 | 18,41 | 18,97 |
| 05 | 17,90 | 16,68 | 18,15 | 17,58 |
| 06 | 20,12 | 19,52 | 20,42 | 20,02 |
| 07 | 19,52 | 19,23 | 19,52 | 19,42 |
| 08 | 17,65 | 17,90 | 17,90 | 17,82 |

Tabela 27 – Valores individuais e médias da 3ª leitura de Dureza para o método de polimerização Fabricante.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 3ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 20,12 | 17,15 | 20,12 | 19,13 |
| 02 | 18,41 | 18,41 | 18,41 | 18,41 |
| 03 | 17,90 | 17,90 | 18,15 | 17,98 |
| 04 | 17,90 | 18,95 | 18,15 | 18,33 |
| 05 | 17,90 | 17,90 | 18,15 | 17,98 |
| 06 | 20,12 | 19,82 | 20,42 | 20,12 |
| 07 | 19,52 | 19,23 | 19,52 | 19,42 |
| 08 | 18,15 | 16,02 | 17,90 | 17,36 |

Tabela 28 – Valores individuais e médias da 4ª leitura de Dureza para o método de polimerização Fabricante.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 4ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 20,12 | 18,68 | 20,12 | 19,64 |
| 02 | 18,68 | 18,95 | 17,90 | 18,51 |
| 03 | 16,91 | 17,90 | 17,90 | 17,57 |
| 04 | 19,82 | 18,95 | 18,15 | 18,97 |
| 05 | 17,65 | 16,24 | 17,15 | 17,01 |
| 06 | 19,82 | 18,95 | 20,12 | 19,63 |
| 07 | 19,52 | 20,12 | 19,52 | 19,72 |
| 08 | 17,40 | 17,15 | 17,90 | 17,48 |

Tabela 29 – Valores individuais e médias da 5ª leitura de Dureza para o método de polimerização Fabricante.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 5ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 21,05 | 19,82 | 16,46 | 19,11 |
| 02 | 19,52 | 18,95 | 18,41 | 18,96 |
| 03 | 19,52 | 18,68 | 18,15 | 18,78 |
| 04 | 19,82 | 18,95 | 18,95 | 19,24 |
| 05 | 18,15 | 16,02 | 17,65 | 17,27 |
| 06 | 20,12 | 19,52 | 20,42 | 20,02 |
| 07 | 18,41 | 20,42 | 19,52 | 19,45 |
| 08 | 17,40 | 16,02 | 16,46 | 16,63 |

Tabela 30 – Médias geral das três leitura de Dureza para o método de polimerização ciclo Fabricante.

| Corpo-de-prova | Média 1 | Media 2 | Média 3 | Média 4 | Média 5 | Média geral |
|----------------|---------|---------|---------|---------|---------|-------------|
| 01 | 18,36 | 18,29 | 19,13 | 19,64 | 19,11 | 18,91 |
| 02 | 18,55 | 18,41 | 18,41 | 18,51 | 18,96 | 18,57 |
| 03 | 16,77 | 17,98 | 17,98 | 17,57 | 18,78 | 17,82 |
| 04 | 19,15 | 18,97 | 18,33 | 18,97 | 19,24 | 18,93 |
| 05 | 16,86 | 17,58 | 17,98 | 17,01 | 17,27 | 17,34 |
| 06 | 19,63 | 20,02 | 20,12 | 19,63 | 20,02 | 19,88 |
| 07 | 19,17 | 19,42 | 19,42 | 19,72 | 19,45 | 19,44 |
| 08 | 17,59 | 17,82 | 17,36 | 17,48 | 16,63 | 17,37 |

Tabela 31 – Valores individuais e médias da 1ª leitura de Dureza para o método de polimerização Microondas.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 1ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 19,52 | 22,05 | 18,41 | 19,99 |
| 02 | 16,91 | 17,15 | 17,90 | 17,32 |
| 03 | 20,12 | 21,05 | 19,82 | 20,33 |
| 04 | 19,23 | 20,42 | 19,82 | 19,82 |
| 05 | 19,23 | 20,42 | 19,82 | 19,82 |
| 06 | 16,91 | 17,15 | 16,24 | 16,77 |
| 07 | 20,73 | 20,73 | 19,82 | 20,43 |
| 08 | 17,15 | 17,15 | 16,46 | 16,92 |

Tabela 32 – Valores individuais e médias da 2ª leitura de Dureza para o método de polimerização Microondas.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 2ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 20,73 | 22,05 | 19,52 | 20,77 |
| 02 | 17,15 | 17,40 | 17,90 | 17,48 |
| 03 | 20,42 | 20,73 | 19,82 | 20,32 |
| 04 | 19,23 | 20,12 | 19,82 | 19,72 |
| 05 | 19,23 | 20,12 | 19,82 | 19,72 |
| 06 | 17,15 | 17,40 | 16,46 | 17,00 |
| 07 | 20,73 | 19,52 | 19,52 | 19,92 |
| 08 | 16,91 | 17,15 | 16,46 | 16,84 |

Tabela 33 – Valores individuais e médias da 3ª leitura de Dureza para o método de polimerização Microondas.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 3ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 20,42 | 21,38 | 20,12 | 20,64 |
| 02 | 16,91 | 17,65 | 17,90 | 17,49 |
| 03 | 20,73 | 19,23 | 19,82 | 19,93 |
| 04 | 19,52 | 19,23 | 20,73 | 19,83 |
| 05 | 20,12 | 20,73 | 19,52 | 20,12 |
| 06 | 16,91 | 17,65 | 16,24 | 16,93 |
| 07 | 20,73 | 19,82 | 19,23 | 19,93 |
| 08 | 16,91 | 17,15 | 16,68 | 16,91 |

Tabela 34 – Valores individuais e médias da 4ª leitura de Dureza para o método de polimerização Microondas.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 4ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 20,12 | 21,71 | 20,12 | 20,65 |
| 02 | 17,15 | 18,15 | 17,65 | 17,65 |
| 03 | 20,12 | 20,12 | 19,82 | 20,02 |
| 04 | 18,95 | 20,12 | 20,73 | 19,93 |
| 05 | 20,12 | 20,42 | 19,52 | 20,02 |
| 06 | 17,15 | 18,15 | 16,46 | 17,25 |
| 07 | 19,82 | 19,52 | 19,52 | 19,62 |
| 08 | 17,15 | 16,91 | 16,24 | 16,77 |

Tabela 35 – Valores individuais e médias da 5ª leitura de Dureza para o método de polimerização Microondas.

| Corpo-de-prova | Início | Meio | Fim | 5ª Média |
|----------------|--------|-------|-------|----------|
| 01 | 19,52 | 18,95 | 20,42 | 19,63 |
| 02 | 16,91 | 20,12 | 17,40 | 18,14 |
| 03 | 19,52 | 21,05 | 19,82 | 20,13 |
| 04 | 18,68 | 19,82 | 20,73 | 19,74 |
| 05 | 20,12 | 18,68 | 18,41 | 19,07 |
| 06 | 16,91 | 17,40 | 16,02 | 16,78 |
| 07 | 19,52 | 19,82 | 19,52 | 19,62 |
| 08 | 16,91 | 16,68 | 16,02 | 16,54 |

Tabela 36 – Médias geral das três leitura de Dureza para o método de polimerização ciclo Microondas.

| Corpo-de-prova | Média 1 | Media 2 | Média 3 | Média 4 | Média 5 | Média geral |
|----------------|---------|---------|---------|---------|---------|-------------|
| 01 | 19,99 | 20,77 | 20,64 | 19,63 | 19,63 | 20,34 |
| 02 | 17,32 | 17,48 | 17,49 | 18,14 | 18,14 | 17,62 |
| 03 | 20,33 | 20,32 | 19,93 | 20,13 | 20,13 | 20,15 |
| 04 | 19,82 | 19,72 | 19,83 | 19,74 | 19,74 | 19,81 |
| 05 | 19,82 | 19,72 | 20,12 | 19,07 | 19,07 | 19,75 |
| 06 | 16,77 | 17,00 | 16,93 | 16,78 | 16,78 | 16,95 |
| 07 | 20,43 | 19,92 | 19,93 | 19,62 | 19,62 | 19,90 |
| 08 | 16,92 | 16,84 | 16,91 | 16,54 | 16,54 | 16,80 |