



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Lucíola Maria Rodrigues de Vasconcelos
Cirurgiã-Dentista

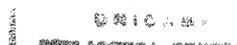
**AVALIAÇÃO DE UM CICLO DE POLIMERIZAÇÃO
ALTERNATIVO AO DO FABRICANTE PARA A RESINA DE
MICROONDAS ONDA CRYL**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica- Área de Prótese.

PIRACICABA - SP

2001

i



UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Lucíola Maria Rodrigues de Vasconcelos
Cirurgiã-Dentista

**AVALIAÇÃO DE UM CICLO DE POLIMERIZAÇÃO
ALTERNATIVO AO DO FABRICANTE PARA A RESINA DE
MICROONDAS ONDA CRYL**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica-Área de Prótese.

Orientadora: Prof^ª. Dr.^ª. Renata Cunha Matheus R. Garcia

Co-Orientadora: Prof^ª. Dr.^ª. Altair A. Del Bel Cury

Banca Examinadora: Prof^ª. Dr.^ª Ana Lúcia Machado Cucci
Prof^ª. Dr.^ª Eunice Therezinha Giampaolo
Prof^ª. Dr.^ª Renata Cunha M. R. Garcia

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

em 27/03/01

Renata C. M. Rodrigues Garcia
do Orientador

Profa. Dra. Renata C. M. Rodrigues Garcia
Área de Prótese Parcial Removível
Departamento de Prótese e Peridontia
Matr. 24538-6

PIRACICABA - SP

2001

Ficha Catalográfica

V441a Vasconcelos, Luciola Maria Rodrigues de.
Avaliação de um ciclo de polimerização alternativo ao do fabricação da resina de microondas Onda Ceryl. / Luciola Maria Rodrigues de Vasconcelos. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2001.
Ix, 77f. : il.

Orientadores : Prof^ª Dr^ª Renata Cunha Matheus R. Garcia, Prof^º Dr^º Altair A. Del Bel Cury.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Resinas acrílicas dentárias. 2. Porosidade. I. Garcia, Renata Cunha Matheus R. II. Del Bel Cury, Altair A. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 12 de Fevereiro de 2001, considerou a candidata LUCÍOLA MARIA RODRIGUES DE VASCONCELOS aprovada.

1. Profa. Dra. RENATA CUNHA MATHEUS RODRIGUES GARCIA

2. Profa. Dra. EUNICE THEREZINHA GIAMPAOLO

3. Profa. Dra. ANA LUCIA MACHADO

“Aqueles que se entregam à prática sem ciência são como o navegador que embarca em um navio sem leme nem bússola. Sempre a prática deve se fundamentar na boa teoria”

Leonardo da Vinci

Dedico este trabalho:

Aos meus pais **José Olavo** e **Lucimar** que me proporcionaram educação pautada no amor, e nos melhores padrões éticos.

Ao meu esposo **Francisco**, pelo seu amor, incentivo e compreensão nos meus momentos de ausência.

Aos meus filhos **Igor, Nayra, Victor e Caio**, que com sabedoria me apoiaram e incentivaram na realização deste sonho

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, minha fonte maior de energia e inspiração, por iluminar os meus caminhos e por conduzir-me sempre no seu amor.

Ao Prof. Dr. **Oton Bastos**, Reitor da Universidade Federal do Maranhão.

Ao Prof. Dr. **Hermano Tavares**, Reitor da Universidade Estadual de Campinas(UNICAMP) .

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, na pessoa do Senhor Diretor Prof. Dr. **Antônio Wilson Sallum**, pela oportunidade da realização deste trabalho.

À Prof^a. Dr.^a **Altair A. Del Bel Cury**, coordenadora dos Cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, da Área de Prótese Parcial Removível, pelo seu empenho decisivo à consecução dos nossos objetivos, e pela valorosíssima orientação profissional que nos transmitiu, de forma sábia e dedicada, no decorrer do curso.

À Prof^a. Dr.^a **Flor de Maria Pires Mendes**, coordenadora do Mestrado Interinstitucional em Clínica Odontológica, da Área de Anatomia Dental da Universidade Federal do Maranhão - UFMA, pela seu empenho na condução do curso.

À Prof^a. Dr.^a **Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, da Área de Prótese Parcial Removível da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela sua prestimosa atenção e competente orientação, indispensáveis ao êxito desta pesquisa.

Ao Prof. Dr. **Jaime Aparecido Cury**, da Disciplina de Bioquímica, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pelo auxílio no desenvolvimento experimental deste estudo.

Ao Prof. Dr. **Luís André Freire Pimenta**, da Disciplina de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, por sua importante contribuição na realização desta pesquisa .

À Prof^a. Dr.^a **Gláucia Maria Ambrosano**, da Disciplina de Bioestatística da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela análise estatística dos dados.

Aos **professores do Curso de Pós Graduação em Clínica Odontológica**, pela presteza e competência na transmissão de conhecimentos fundamentais ao nosso enriquecimento profissional.

Aos colegas do Mestrado Interinstitucional do Maranhão, **Adriana de Fátima Vasconcelos Pereira, Antônio José Duarte Ferreira Júnior, Fernanda Ferreira Lopes, José Ferreira Costa, Josimar Camelo, Maria Áurea Lira Feitosa, Rosana Costa Casanovas, Soraya de Fátima Carvalho Sousa e Tetis Serejo Sauaia**, pela amizade, companheirismo e apoio no decorrer do curso.

À todos os colegas da Prótese Parcial Removível em especial, **Blanca Liliana Torres León e Viviane Maia**, pela amizade e cumplicidade vivenciada no decorrer do curso.

À **CAPES** pela auxílio financeiro a este trabalho.

SUMÁRIO

	p.
RESUMO	01
ABSTRACT.....	03
1. INTRODUÇÃO	04
2. REVISÃO DA LITERATURA	08
3. PROPOSIÇÃO.....	44
4. METODOLOGIA.....	45
4.1. PREPARO DAS AMOSTRAS.....	45
4.2. AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL.....	53
4.3. AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA SUPERFICIAL.....	54
4.4. AVALIAÇÃO DA POROSIDADE.....	55
4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	57
5. RESULTADOS.....	58
5.1. RESISTÊNCIA FLEXURAL.....	58
5.3. MICRODUREZA SUPERFICIAL.....	59
5.4. POROSIDADE.....	60
6. DISCUSSÃO.....	62
7. CONCLUSÃO.....	67
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	68
ANEXOS.....	73

RESUMO

A energia de microondas vem sendo amplamente utilizada na confecção de próteses removíveis, e existem várias resinas específicas para esta técnica de polimerização. O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência flexural, microdureza superficial e porosidade da resina para microondas *Onda Cryl*, quando submetida a dois diferentes ciclos de polimerização: o indicado pelo fabricante, e um ciclo alternativo com eliminação do período de pausa. Foram confeccionados 72 corpos-de-prova com dimensões específicas para cada ensaio, e divididos aleatoriamente em 02 grupos: G1) as amostras foram polimerizadas através do ciclo indicado pelo fabricante, ou seja, 3 minutos a 40% da potência do forno de microondas, seguido de 4 minutos de pausa, e mais 3 minutos a 90% da potência do forno; e G2) as amostras foram polimerizadas durante 06 minutos a 70% da potência do forno de microondas. Após a polimerização as amostras foram submetidas aos seguintes testes: resistência flexural (RF), microdureza superficial (MDS) e porosidade (P). Os resultados (médias e desvio-padrão) para os grupos G1 e G2 foram respectivamente: 1-RF (MPa) = $82,42 \pm 9,07^a$; $82,51 \pm 6,12^a$; 2-MDS (Kg/mm^2) = $16,93 \pm 4,11^a$; $16,86 \pm 4,10^a$; 3-P (n/mm^2) = $10,83 \pm 3,29^a$; $8,90 \pm 3,0^b$. Médias seguidas de letras distintas diferem estatisticamente entre si ($p < 0,05$). Com base nos resultados é possível concluir que o ciclo alternativo permitiu a polimerização da resina com a mesma qualidade do ciclo

indicado pelo fabricante quanto à resistência flexural e microdureza superficial , além de ter sido observado menor porosidade superficial.

Palavras-chaves: resina acrílica de microondas, resistência flexural, microdureza superficial, porosidade.

ABSTRACT

The microwave energy has been widely used to make removable prosthesis and various different resins may be used for that purpose. The aim of this study was to evaluate the flexure strength, microhardness and porosity of the microwave resin *Onda-Cryl*, when submitted to two different cycles of polymerization; one of them according to the manufacturer and an alternative cycle was tested in order to eliminate the resting time. Seventy-two samples were made for all tests and randomly divided into 2 groups: (G1) the specimens were polymerized using the cycle suggested by the manufacturer (3 minutes at 40% oven potency of microwave followed by 4 minutes of resting and more 3 minutes at 90% potency) and (G2) the specimens were polymerized during 6 minutes at 70% potency of microwave oven. After the polymerization the samples were submitted to the following analysis: Flexure strength (FS); Microhardness (MH); Porosity (P). The results (means and standard deviation) for G1 e G2 were respectively: 1- FS (MPa)= 82.4 ± 9.07^a ; 82.51 ± 6.12^a ; 2- MH(Kg/ mm²)= 16.93 ± 4.11^a ; 16.86 ± 4.10^a ; 3- P(n/mm²) = 10.83 ± 3.29^a ; 8.90 ± 3.0^b . Means followed by different letters are statistically significant ($p < 0.05$). In conclusion, the alternative cycle studied can be used to polymerize resin with the same quality for flexure strength and microhardness and in a lower porosity than polymerization cycle recommended by the manufacturer.

Keywords: acrylic microwave resin, flexure strength, microhardness, porosity.

1. INTRODUÇÃO

A perda total ou parcial dos dentes naturais, desde épocas mais remotas, levou à busca de alternativas para substituição dos mesmos e de parte dos tecidos moles, na tentativa de se devolver ao paciente as condições estéticas e funcionais anteriormente existentes.

Muitos materiais têm sido introduzidos com a intenção de melhorar não somente as propriedades físico-químicas e comportamento clínico das próteses, mas também de aperfeiçoar as técnicas de processamento das mesmas (WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959; GOODKING & SHULTE, 1970).

Desde 1938 a resina acrílica, composta pelo polimetimetacrilato, é o material mais utilizado para a confecção de próteses removíveis (HAYDEN, 1986; AL DOORI et al., 1988; TAKAMATA & SETCOS, 1989). A principal vantagem da resina sobre o material anteriormente utilizado, o vulcanite, está na capacidade de imitação da cor natural dos tecidos moles (SPENCER & GARIAEFF, 1949; WOELFEL & PAFFENBARGER, 1959)

O método convencional de processamento das resinas acrílicas se constitui na técnica de compressão do molde contido no interior de mufas metálicas, quando o material se encontra na fase plástica. As mufas são colocadas em banho de água com temperatura controlada durante um período de tempo prolongado, para permitir que ocorra a polimerização do monômero e polímero (HAYDEN, 1986; AL DOORI et al., 1988; TAKAMATA & SETCOS, 1989;

SCHNEIDER, 1995; BLAGOJEVIC & MURPLY, 1999). No entanto, esta técnica leva ao aumento da porosidade, principalmente em porções espessas de resina, quando a temperatura da água ultrapassa o ponto de ebulição do monômero (SABIT *et al.*, 1975; DE CLERK *et al.*, 1987), acarretando uma diminuição das propriedades físicas e estéticas do material.

Com a finalidade de diminuir o tempo de processamento, simplificar a técnica de polimerização e melhorar as propriedades físicas, foi introduzida em 1968, a técnica de polimerização de resinas acrílicas através da irradiação por microondas (NISHII, 1968). A energia de microondas atua sobre as moléculas livres de monômero fazendo com que ocorra uma vibração de forma ordenada destas moléculas, gerando o calor necessário para a polimerização da resina. Portanto, este calor é gerado no interior da massa plástica de resina, não sendo oriundo de uma fonte externa, como na técnica do banho de água aquecida (NISHII, 1968; AL DOORI *et al.*, 1988). Este método de processamento é considerado mais rápido e limpo que o tradicional, além de diminuir as distorções e porosidade devido ao controle de energia (NISHII, 1968; KIMURA *et al.*, 1983, BARONCINI NETO *et al.*, 1999) e melhorar a precisão dimensional (TAKAMATA & SETCOS, 1989). Também tem aplicação em reparos e reembasamentos, mesmo com um segundo ciclo de polimerização (YUNUS *et al.*, 1994; RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY, 1996; RIZZATTI-BARBOSA *et al.*, 1998; RACHEAD, 1998).

Desde a introdução desta técnica de processamento, surgiram no mercado várias resinas acrílicas especialmente formuladas para polimerização através de energia de microondas. A principal diferença entre estas resinas e as termopolimerizáveis convencionais está na sua composição. Em geral os fabricantes não fornecem informações detalhadas sobre a composição dos materiais, mas sabe-se que a resina especial para polimerização através de irradiação por microondas não utiliza o metilmetacrilato, mas um monômero que consiste na mistura de metil e etilmetacrilato (SANDERS *et al.*, 1987) ou ainda podem conter trietileno ou tetraetilenoglicol (BAFILE *et al.*, 1991).

Devido provavelmente à composição, as resinas para polimerização em microondas apresentam propriedades físicas diferentes e menor porosidade em relação às resinas convencionais (SANDERS, 1987; ALKHATIB *et al.*, 1990; BAFILÉ *et al.*, 1991; NOWLIN *et al.*, 1991), mesmo quando submetidas a um segundo ciclo de polimerização (RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY, 1996).

Em geral, para que se alcance as melhores propriedades físico-químicas, os fabricantes sugerem um ciclo de polimerização ideal para cada resina. No entanto vários ciclos de polimerização têm sido experimentados na intenção de melhorar ainda mais estas propriedades e facilitar a técnica de processamento (KIMURA *et al.*, 1984; REITZ *et al.*, 1985; AL DOORI *et al.*, 1988; TRUONG & THOMAZS, 1988).

Como as resinas para microondas estão sendo amplamente utilizadas na prática clínica, existe no mercado nacional uma resina específica para este fim. O fabricante desta resina sugere um ciclo especial de polimerização, levando em consideração a potência de cada forno de microondas. Este ciclo inclui um período de pausa, que representa um fator desfavorável nos laboratórios de prótese dental, pois exige um cuidadoso controle do tempo de polimerização por parte do técnico. Com o objetivo de se facilitar ainda mais a técnica de processamento deste material, foi propósito deste trabalho investigar um ciclo alternativo de polimerização desta resina, onde eliminou-se o período de pausa, sobre a resistência flexural, microdureza superficial, e porosidade.

2. REVISÃO DA LITERATURA

SPENCER & GARIAEF (1949) compararam as vantagens e desvantagens do uso de plásticos como material para base de prótese com o vulcanite através de uma revisão da literatura. As vantagens dos plásticos sobre o vulcanite, para estes autores são: facilidade de manipulação e reparo, melhor condução térmica, resistência ao crescimento bacteriano, translucidez e estabilidade de cor, imitação da cor natural dos tecidos moles, menor permeabilidade aos fluidos orais e menor contração de reprocessamento. A vantagem do vulcanite sobre o plástico seria a maior tolerância aos tecidos orais. Os autores concluem que os plástico, quando processados adequadamente, têm vantagens superiores sobre o vulcanite.

Em 1959, WOELFEL & PAFFENBARGER pesquisaram as alterações dimensionais das próteses totais e as dividiram em dois grupos: as que ocorrem durante a sua confecção e as que ocorrem durante o uso clínico das mesmas. Durante a confecção, as alterações ocorrem devido às propriedades físicas da resina e do gesso de revestimento. Ocorre uma contração linear de molar a molar, principalmente quando a prótese polimerizada é removida do modelo de gesso. Durante o uso clínico, ocorre sorção de água pela resina, que compensa em parte a contração de polimerização, e depois de três meses de uso, a alteração dimensional é insignificante.

Em 1968, NISHII utilizou, pela primeira vez, a energia de microondas para polimerizar resinas acrílicas dentais. Este método foi denominado de “método de aquecimento dielétrico”, no qual as microondas são geradas em um oscilador de magnetron, e são transmitidas para uma câmara de aquecimento com guia de ondas e irradiação. Segundo o autor, a vantagem deste método é que o aquecimento ocorre rápido e uniformemente, inclusive nas partes mais profundas da resina, diminuindo o tempo de polimerização, prevenindo porosidade e aumentando o grau de polimerização das resinas. O autor avaliou a porosidade de amostras confeccionadas com resina acrílica convencional termopolimerizável, processadas em muflas metálicas perfuradas e irradiadas durante 9 minutos. Também foi avaliada a sorção de água, dureza, resistência à tração, resistência e deflexão flexural, resistência à retenção de dentes artificiais e adaptação das bases de prótese. Com esta finalidade foram confeccionadas novas amostras irradiadas por 9, 10, 11 e 12 minutos. Os resultados obtidos demonstraram que as propriedades físicas das resinas polimerizadas durante 11 minutos foram tão satisfatórias quanto às da resina processadas em banho de água aquecida.

GOODKING & SCHULTE (1970) analisaram a estabilidade dimensional de resinas para base de dentaduras pela técnica de resina fluida e pelo método convencional de polimerização a frio. Um modelo metálico simulando uma maxila edêntula foi utilizado para reproduzir modelos em gesso tipo IV. Sobre estes

modelos foram confeccionadas bases de resina acrílica, utilizando as técnicas de resina fluída e a técnica convencional de polimerização a frio. A alteração dimensional foi avaliada em um comparador óptico onde foi verificada a diferença na base de resina comparada ao modelo de gesso sobre a qual foi confeccionada. De acordo com os pesquisadores, houve alteração da base em ambos os métodos, sendo que esta foi maior para a técnica de resina fluída em comparação com a técnica de polimerização à frio, principalmente na região do palato. Também foi observado o efeito da absorção de água pelas bases. Os resultados demonstraram que não houve alterações dimensionais significantes para ambas as bases após armazenagem em água por seis meses.

SABIT *et al.* (1975) avaliaram o efeito de vários ciclos de polimerização e materiais de inclusão usados para confecção das próteses quanto a porosidade. Foram confeccionadas 70 amostras com 27,0 mm (diâmetro) X 1,0 mm (espessura), divididas em cinco grupos de 14 elementos. Metade das amostras foi incluída em gesso Paris, e a outra metade em gesso especial (Moldano). A resina acrílica utilizada foi a convencional e os métodos de polimerização foram os seguintes: 1) banho de água a 75,47°C por 3 horas, seguido de 1 hora a 100°C; 2) banho de água a 70,75°C por 90 minutos, seguido de uma hora a 100°C; 3) banho de água a 77,83°C por 8 horas, seguido de 30 minutos em água fervendo; 4) banho de água a 66,04°C por 30 minutos, 77,83°C por 20 minutos e 100°C por 45 minutos; 5) banho de água por 9 horas a 66,04°C. Após a polimerização, as

amostras foram polidas, e a porosidade, determinada por gravidade específica, onde os corpos-de-prova foram pesados em ar, com balança hidrostática, e a densidade calculada em g/cm^2 . Como resultado, foi observado que o gesso utilizado não tem efeito sobre a porosidade nos segundo e terceiro ciclos de polimerização.

KIMURA *et al.* em 1983 usaram as microondas para polimerizar resinas acrílicas para bases de prótese. Os autores utilizaram duas resinas termopolimerizáveis convencionais: uma transparente e outra rósea, nas proporções polímero-monômero de 2,4 : 1,0 e 2,0 : 1,0 respectivamente. Também foram utilizados dentes artificiais de resina acrílica e porcelana, além de grampos de liga Cobalto-Cromo com 0,9 mm de diâmetro que foram colocados no interior da resina. Foram confeccionadas amostras com diferentes pesos de resina: 7, 15 e 21g e polimerizadas com energia de microondas variando de 5 a 40 segundos. A energia utilizada foi de 200 a 500 W. Os resultados mostraram que à temperatura ambiente, a mistura monômero-polímero atinge a fase plástica em aproximadamente 30 minutos, e que a utilização da energia de microondas pode reduzir acentuadamente este tempo, tornando a massa mais homogênea. Neste trabalho, também foi avaliada a adaptação de base de próteses polimerizadas com energia de microondas e comparadas ao método tradicional do banho de água aquecida, onde a temperatura foi elevada a 100°C por 60 minutos e mantendo-a em ebulição durante 30 minutos. A adaptação da base de prótese

polimerizada por energia de microondas foi melhor quando comparada ao banho de água aquecida, os dentes de resina acrílica e porcelana não sofreram fraturas, assim como a cor da resina manteve-se estável. Também foi avaliada a alteração dimensional do modelo de gesso. Para tanto foram confeccionados moldes em gesso pedra medindo 30,0 x 50,0 mm, irradiados durante 1,5 a 2,0 minutos, e resfriados à temperatura ambiente. De acordo com os resultados, os autores afirmam que não houve alteração dimensional do gesso. Posteriormente, amostras de resina incolor com 10,0 mm de espessura foram confeccionadas e polimerizadas em microondas por 3 minutos e submetidas ao resfriamento em gelo (0°C), água corrente (15°C) e à temperatura ambiente (20°C). Em relação à porosidade das resinas polimerizadas por 3 minutos, a que apresentou menor porosidade foi aquela resfriada a ar (20°C). Os grampos de Cobalto-Cromo não influenciaram a polimerização das resina e também não foi observada porosidade ao redor dos mesmos.

No ano seguinte, os mesmos autores estudaram a adaptação das bases de próteses confeccionadas com resina acrílica convencional, polimerizadas por microondas e por banho de água aquecida. As bases foram confeccionadas com espessura de 3,0 a 4,5 mm na região da crista alveolar e 1,5 mm na região do palato. A adaptação foi verificada com o auxílio de um microscópio, medindo-se o espaço existente entre o modelo mestre original e a base de resina em cinco pontos diferentes na região posterior da base da prótese.

A proporção em peso do polímero: monômero foi de 2,0 : 1,0 e a polimerização foi realizada em forno de microondas durante 2,5 minutos a 500 W e 200 W. Para o método convencional o período de polimerização foi de 40 minutos à temperatura de 60°C e mais 30 minutos em água em ebulição. Um par termoelétrico foi utilizado para o registro das alterações de temperatura ocorrida na base de resina e no gesso de revestimento. A adaptação da prótese foi verificada em diferentes tempos: imediatamente após a abertura da mufla; após 20 dias de armazenagem à temperatura de 20°C; e mais dois dias em solução salina. Os resultados mostraram que as bases polimerizadas por energia de microondas apresentaram melhor adaptação e não houve alteração durante a armazenagem; enquanto que as bases polimerizadas pelo método tradicional mostraram desadaptação ao serem armazenadas por 20 dias à temperatura de 20°C. Os autores concluíram que, quanto menor o gradiente de temperatura de polimerização, melhor é a adaptação da prótese.

REITZ *et al.* (1985) analisaram a resistência flexural, dureza e porosidade de resinas termopolimerizáveis convencionais, polimerizadas por energia de microondas e banho de água aquecida. Foram confeccionadas 20 amostras com 25,0 x 12,0 x 2,5 mm de dimensão e 20 amostras com maior espessura : 3,0 x 1,0 x 1,0 cm. Dez amostras de cada grupo foram polimerizadas em banho de água quente a 77,83°C por 8 horas e dez em forno de microondas a 400 W por 2 ½ minutos de cada lado. Posteriormente foram confeccionadas mais

dez amostras espessas com 3,0 x 1.0 x 1.0 cm e polimerizadas em forno de microondas equipado com prato giratório, a 90 W, por 6½ minutos. Para avaliar a porosidade, as amostras foram polidas de um lado com lixas de óxido de alumínio, imersas em tinta preta e repolidas, sendo então contados os poros com lupa estereoscópica. A análise da dureza foi realizada utilizando-se as mesmas amostras. Os resultados indicaram que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os métodos de polimerização utilizados para as variáveis testadas. Observou-se no entanto maior porosidade nas bases mais espessas, principalmente na região central. Quanto às bases mais finas, os resultados indicaram que também não houve diferenças significantes quanto ao método de polimerização empregado. Quando se aplicaram valores baixos de potência e ciclos longos, o grau de porosidade das resinas diminuiu. Segundo os autores critérios de baixa potência e ciclos longos, deverão ser aplicados quando da polimerização de próteses que apresentarem volume de seção transversal maior que as amostras utilizadas neste estudo.

HAYDEN (1986) analisou a resistência flexural de bases de próteses confeccionadas com três marcas comerciais de resinas termopolimerizáveis convencionais: Lucitone (incluindo copolímeros de metil metacrilato); Lucitone 199 (polimetil metacrilato com partículas de borracha) e Lux-It (polimetil metacrilato). As Bases de próteses totais tinham espessura de 2,0 mm e foram polimerizadas com quatro ciclos diferentes: 1) banho de água aquecido ciclo

curto (76,88°C por 1 ½ horas); 2) banho de água aquecida ciclo longo (76,88°C por 9 horas); 3) energia de microondas a 700 W durante 4 minutos, e 4) energia de microondas a 90 W por 13 minutos. Após a polimerização, as amostras foram resfriadas por 30 minutos em ar e 15 minutos em água fria, para posteriormente serem submetidas a teste de resistência à flexão em máquina de ensaio universal INSTRON. De acordo com os resultados, o método de processamento das bases com energia de microondas demonstrou polimerizar a resina eficientemente. Entretanto as bases polimerizadas por energia de microondas apresentaram menor resistência à flexão do que às polimerizados convencionalmente. O material modificado com borracha apresentou a maior resistência. O método longo de processamento em água quente mostrou-se satisfatório. O autor concluiu que a menor resistência das amostras polimerizadas em microondas ocorreu devido a polimerização rápida e conseqüente formação de cadeias curtas de polímeros de baixo peso molecular. Observaram também que o ciclo de microondas de 13 minutos a 90 W apresentou amostras amolecidas e flexíveis emitindo odor indicativo de alto conteúdo de monômero residual, contra-indicando este ciclo em microondas.

No ano seguinte, DE CLERK estudou alguns aspectos das resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas. Segundo o autor, a polimerização do polimetilmetacrilato, resina mais comumente usada na confecção de próteses dentárias, é do tipo reação em cadeia, e requer a ativação

de um iniciador (peróxido de benzoíla), o qual cria os primeiros radicais livres que iniciam a polimerização, abrindo as duplas-ligações do metil metacrilato. Uma reação térmica acima de 60°C gera radicais livres, e a reação exotérmica de polimerização (12,9 kcal/mg) tem uma tendência de se acelerar à medida que essa temperatura aumenta. Resinas polimerizadas em temperaturas próximas à de ebulição do monômero (100,8°C), apresentam alto índice de porosidade, e tal temperatura é facilmente atingida quando o calor interno gerado pela reação exotérmica da resina não é dissipado eficazmente. Nos métodos convencionais de banho de água, a dissipação é prejudicada principalmente pela diferença de temperatura entre o meio externo e o interior da mufla, sendo o primeiro sempre mais quente que o segundo, além do coeficiente de condutibilidade térmica desfavorável do material de revestimento. Na técnica convencional, para evitar porosidade, dever-se-ão utilizar ciclos longos com baixas temperaturas; entretanto se o calor necessário para a quebra do peróxido de benzoíla em radicais livres pudesse ser gerado dentro da própria resina, a temperatura no exterior da mufla poderia ser mantida baixa, dissipando o calor eficazmente, além de eliminar o tempo necessário para transferir calor do meio externo para resina, através de diversas estruturas tais como mufla, material de revestimento e modelo de gesso evitando porosidade. Este processo é conseguido através de microondas produzidas por um gerador de magnetron que são capazes de gerar calor no interior da resina. Realizando testes simples, o autor pôde observar que 30 cc de monômero entrou em ebulição em 3 minutos e 30 segundos no forno de

microondas, notou também que o polímero isolado não se aquecia quando em contato com as microondas, e que porções de 3 mg de polímero e monômero misturados, prensados na fase plástica e submetidos a ciclo de 2 minutos em microondas iniciaram a polimerização em 4 minutos, estando completamente polimerizadas em 8 minutos. Portanto para 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 comparadas ao método convencional de polimerização.

SANDERS *et al.* (1987) realizaram uma pesquisa onde investigaram a porosidade de resinas acrílicas polimerizadas em banho de água aquecida (Lucitone, Urban , Justi e Teets) e energia de microondas (Justi tipo B) submetidas ao resfriamento brusco em água corrente e aquelas resfriadas sobre bancada. Para este trabalho, foram confeccionadas amostras com as dimensões de 4,3 x 1,0 x 1,0 cm que foram prensadas com cinco tipos diferentes de resina, onde uma delas é específica para polimerização em microondas. Foram utilizadas três técnicas diferentes: 1) banho de água a 80,19°C por 9 horas e resfriamento brusco por 20 minutos, 2) irradiação por microondas a 90 W , com prato giratório por 13 minutos (sendo 6 ½ em cada lado), e resfriado após 15 minutos em água corrente durante 45 minutos, 3) polimerização em microondas a 90 W , por 6½ minutos em forno com prato giratório, e resfriado em temperatura ambiente , por 2½ horas. Para avaliar a porosidade todas as amostras foram polidas e sobre a

superfície foi aplicada tinta preta. Depois disso, foi realizado um novo polimento e as amostras foram então reexaminadas. Os resultados mostraram que existiu porosidade em todas as resinas acrílicas usadas neste estudo com todos os três métodos de processamento, só que não houve diferença significativa no nível de porosidade entre as amostras. Os espécimes confeccionados com resina específica para microondas mostraram menor quantidade de poros que as outras amostras. Este fato pode ser explicado talvez porque as resinas para microondas possuem em sua fórmula uma mistura de metil e etilmetacrilato.

TRUONG & THOMAZS (1988) avaliaram algumas propriedades físicas de quatro resinas acrílicas para bases de prótese polimerizadas por microondas e pelo método convencional de banho de água. Os autores confeccionaram amostras com dimensões determinadas para testes de resistência flexural, dureza Knoop, porosidade, sorção de água, perda de massa por lixiviação e extração de solvente. As amostras submetidas à polimerização pelo método convencional foram colocadas em muflas metálicas e depois colocadas diretamente em água fervendo, sendo que a fonte de calor foi imediatamente desligada e as amostras assim permaneceram por 20 minutos. Decorrido este tempo a fonte de calor foi novamente ativada, e as amostras foram assim mantidas por mais 10 minutos. Para a polimerização através de energia de microondas, a resina sofreu uma pré-polimerização durante 1 minuto a 90 W e 13 minutos a 90 W. As amostras utilizadas para avaliação de porosidade foram submetidas a um dos seguintes

ciclos: 1) 13 minutos a 90 W; 2) 24 minutos a 90 W; 3) 30 minutos a 90 W; 4) 6 minutos a 60 W e 5) 6 minutos a 90 W. Todos os ciclos foram seguidos de 2 minutos a 50 W. Após polimerização, as amostras foram resfriadas em água corrente por 20 minutos. Os resultados evidenciaram porosidade em todas as amostras, deduzindo os autores ter sido causada pelo calor excedente da reação, sugerindo os mesmos que a resina deva ser polimerizada inicialmente a 60 W por 6 minutos, depois a 90 W por 6 minutos e por fim 500 W por 2 minutos a fim de evitar porosidade. Os resultados para os testes de resistência flexural foram: $65,6 \pm 1,0\text{N}$ (convencional) e $65,3 \pm 1,2$ (microondas) e para dureza: $17 \pm 0,34$ (convencional) e $17,13 \pm 0,40$ (microondas), mostrando que não apresentaram diferenças significantes entre os dois métodos. As amostras polimerizadas pelo método convencional mostraram maior concentração de monômero residual. Concluíram os autores que o método de polimerização através de energia de microondas é seguro e aplicável para processamento das resinas acrílicas.

Al DOORI *et al.* (1988) compararam resinas polimerizadas por energia de microondas com aquelas polimerizadas pelo método convencional, analisando peso molecular, conversão de monômero e porosidade. Neste trabalho foram utilizadas quatro resinas: 1) convencional; 2) com alta resistência ao impacto; 3) homopolímero com monômero metilmetacrilato puro; 4) experimental, similar àquelas de polimerização rápida, onde o polímero é o mesmo do terceiro material, e o monômero utilizado foi modificado pela adição de 0.025% de dimetil-

p-toluidine como ativador inicial e 5% agente de ligação cruzada dimetacrilato de etileno glicol (EGDM). Uma parte das amostras foi incluída em muflas de poliéster reforçadas com fibras de vidro e polimerizadas em forno de microondas a 70 W durante 24 minutos. A outra parte, incluída em muflas metálicas e polimerizadas por 7 horas a 70°C e mais 3 horas a 100°C. A resina experimental foi polimerizada por 20 minutos em água em ebulição. Para avaliação de monômero residual e do peso molecular, foi utilizado o método de cromatografia gasosa. Como resultados, as amostras polimerizadas em microondas apresentaram um nível de monômero residual bastante elevado em relação ao mínimo (0,3%), e a resina experimental o nível de monômero foi 2,5 vezes mais alto que os outros materiais. Nas amostras polimerizadas pelo método convencional, os três primeiros materiais apresentaram um nível mínimo de monômero residual, e o quarto material se mostrou com uma quantidade ligeiramente maior. Todas as amostras apresentaram valores acima de 10^5 em relação ao peso molecular. A resina experimental não apresentou porosidade em amostras com espessuras de 7 mm quando submetida ao banho de água por 20 minutos, no entanto quando polimerizada em forno de microondas, a espessura máxima que não apresentou poros foi de 3 mm.

LEVIN *et al.*(1989) estudaram as resinas acrílicas polimerizadas em microondas, testando dureza, porosidade e resistência flexural. Foram realizados vários estudos. No primeiro deles foram utilizadas 20 amostras de cinco diferentes

resinas com dimensões 25,0 x 12,0 x 2,5 mm, sendo dez polimerizadas em microondas a 400 W por 2½ min de cada lado e dez polimerizadas em banho de água por 8 horas. No estudo seguinte foi investigada porosidade em 38 amostras espessas de 3,0 x 1,0 x 1,0 cm, sendo metade polimerizada em microondas e metade convencionalmente. Estudos posteriores foram feitos em forno ajustável a 90 W por 6½ minutos de cada lado. Os resultados de todos os estudos não mostraram diferenças significantes entre os métodos utilizados; todos apresentaram porosidade sugerindo que é necessário desenvolverem-se materiais e métodos de processamento adequados para se conseguir melhores resultados. Em outro estudo, os autores processaram vinte próteses totais maxilares em modelos de gesso obtidos a partir de modelos de alumínio, utilizando as mesmas cinco resinas. Metade foi polimerizada com energia de microondas e a outra metade em banho de água quente, verificando a adaptabilidade das próteses sobre o modelo metálico com fibras calibradoras. Os resultados mostraram que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os dois métodos. Concluindo, os autores colocaram que as propriedades físicas das resinas polimerizadas por microondas são semelhantes às de cura convencional sendo que as de microondas apresentam as vantagens de economizar tempo de processamento, fácil manipulação e maior limpeza e a desvantagem de utilização de mufas especiais que apresentam alto custo e são frágeis.

SHLOSBERG *et al.* (1989) pesquisaram a polimerização de resinas acrílicas pelo método convencional e por energia de microondas, analisando a dureza Knoop, porosidade e resistência flexural além de densidade, monômero residual, estabilidade dimensional, resistência ao reparo e dureza em resinas processadas juntamente com estruturas metálicas para prótese parcial removível. Para confecção das amostras foi usada a resina convencional. As próteses foram submetidas aos seguintes métodos de polimerização; 1) banho de água a 74°C por 8 horas, seguido de aquecimento a 100°C por uma hora; 2) irradiação de microondas por 90 segundos a 90 W com mufla em posição horizontal. Após a polimerização, as muflas foram resfriadas em bancada por 20 minutos e depois colocadas sob água corrente. Foi realizado o acabamento e polimento após a demuflagem, e as amostras ficaram armazenadas em água destilada por 21 dias a 37°C. A estabilidade dimensional foi avaliada com interposição de silicone, entre a prótese e o modelo mestre, sendo aplicadas várias cargas em tempos definidos, os excessos foram removidos e o material foi cuidadosamente retirado da prótese e pesado três vezes, sendo calculada a média do peso. A porosidade foi verificada em secção transversa obtida na região de primeiro molar e após o polimento foi observada em um aumento de dez vezes. Para os demais testes foram confeccionadas amostras de 6,5 x 1,0 x 0,3 cm de resinas polimerizadas pelos métodos descritos anteriormente, e armazenados por 21 dias em água. Após este período verificou-se: 1) resistência flexural: observada em máquina de ensaio universal INSTRON-1123, com velocidade média de 1 mm/minuto; 2)

densidade: calculada pela divisão do peso pelo volume da amostra; 3) dureza Knoop: avaliada sob carga de 20 g; 4) monômero residual: com espectroscopia infravermelha; 5) resistência da resina em reparos: as amostras foram reparadas com resina convencionais polimerizadas em microondas e resinas auto polimerizável. Foram também confeccionadas e polimerizadas prótese parciais removíveis com energia de microondas e banho de água. As próteses foram avaliadas quanto à dureza Knoop, porosidade e adaptação do metal em relação aos dentes artificiais. A única diferença encontrada entre os dois métodos de polimerização foi para dureza Knoop que se apresentou menor quando as amostras foram submetidas à energia por microondas, necessitando de estudos adicionais para determinar as condições perfeitas e os materiais para uso com armações de prótese parcial removível.

TAKAMATA & SETCOS (1989) fizeram uma revisão da literatura a respeito dos vários métodos de processamento das bases de próteses com ênfase na precisão dimensional das resinas polimerizadas pelos seguintes métodos: 1) convencional; 2) químico; 3) energia de microondas e 4) luz visível. Notaram que a tensão introduzida durante o processamento das resinas termopolimerizáveis pode levar a uma distorção das bases. A ativação química, por luz visível ou energia de microondas constitui-se em alternativas na intenção de melhorar a precisão dimensional. Concluíram os autores que a energia de microondas é uma alternativa viável para ser utilizada como técnica de

processamento de próteses totais e parciais removíveis bem como, com a intenção de melhorar a precisão dimensional destas próteses.

ALKHATIB *et al.* em 1990, estudaram a resistência flexural, dureza e porosidade, usando duas resinas acrílicas especialmente formuladas para polimerização com microondas e uma resina termopolimerizável convencional. Os materiais e métodos de polimerização utilizados foram os seguintes: 1) Justi base regular e Justi base líquida polimerizada convencionalmente a 163°C por 8 horas; 2) Justi base regular e Justi base líquida polimerizadas por microondas com ciclo longo 75,9 W por 7 minutos de cada lado acompanhado de 513 W por 59 segundos; 3) Justi base regular e Justi base micro líquida com o mesmo ciclo do item 2; 4) Acron MC polimerizada em forno de microondas a 513 W por 2 minutos e 55 segundos de cada lado. Os autores confeccionaram matrizes com dimensões 70,0 x 12,0 x 3,0 mm, para o teste de resistência flexural, sendo desgastadas até as dimensões de 68,0 x 10,0 x 3,0 mm. As amostras foram armazenadas em água a 37°C por 50 ± 2 horas antes do teste. Para o teste de dureza, foram confeccionados 5 grupos de amostras com 4 espessuras diferentes (3,0; 6,0 11,6 e 1,7 mm) foram cortadas longitudinalmente em 2 metades, sendo uma metade deixada de lado, a outra foi polida e submetida a cargas de 200 gramas durante 20 segundos para avaliar dureza. Para avaliar porosidade, as mesmas amostras do teste de dureza foram novamente polidas, limpas em ultrasons, e o resultado padronizado em uma escala conforme o tamanho dos poros.

Para o material de microondas além das amostras nas espessuras de 3,0; 6,0; 11,6 e 11,7 mm foram confeccionados dois grupos adicionais com espessuras de 8,0; 9,0; 10,0 e 11,6 mm e 3,0; 5,0; 4,0; 4,5 e 5,0 mm. Os resultados não indicaram diferenças significantes entre as resinas estudadas quanto à resistência flexural. Para dureza foram encontradas diferenças significantes entre os materiais e o método de polimerização, porém a magnitude das diferenças foi extremamente pequena, sendo que as amostras de Acron MC foram as mais duras comparadas às demais. Quanto à porosidade as amostras com espessuras menores que 3,0 mm não apresentaram poros, porém as mais espessas utilizando ciclo curto e alta voltagem apresentaram porosidade.

HOGAN & MORI em 1990, desenvolveram um método de registro contínuo da temperatura durante a polimerização com irradiação de energia de microondas. Neste estudo, foi medida a temperatura durante o aquecimento de 50 ml de água à potência de 50 W e 500 W, em um período de 1,5 a 15 minutos, com dois métodos: Termômetro de mercúrio e Par termoelétrico adaptado ao forno. O tempo em que a água entrou em ebulição foi anotado visualmente pelos autores. Também foi medida a temperatura da resina termopolimerizável convencional e do gesso onde a resina estava incluída, com o par termoelétrico em amostras 40,0 x 25,0 x 10,0 mm durante a polimerização a 500 W. A água atingiu a temperatura de ebulição em 6 minutos. No caso de 500 W de potência, o tempo de observação da temperatura do par termoelétrico coincidiu com a

observação visual. No entanto, no caso de 50 W de potência, a observação não coincidiu. Assim, a observação visual ou medida por termômetro pode subestimar a temperatura real atingida durante a irradiação. Durante a polimerização, a resina apresentou elevações e quedas da temperatura, o que não foi observado no gesso.

BAFILE *et al.* em 1991, compararam bases de prótese polimerizadas pelo método convencional e por energia de microondas, a fim de desenvolver uma técnica capaz de polimerizar resinas em microondas sem a presença de porosidade visível. O experimento incluiu sete grupos com setenta amostras assim distribuídas: 1) Resina convencional polimerizada em banho de água a 77.83°C por 9 horas (grupo controle); 2) mistura de polímero com monômero micro-líquido (H.D. Justi Co.) polimerizada em forno de microondas com prato giratório a 90 W por 13 minutos, seguido de 450 W por 2 minutos; 3) H.D. Justi Co polimerizada em forno de microondas com prato giratório durante 10 minutos a 225W; 4) H.D. Justi Co polimerizada a 90 W durante 6½ minutos de cada lado, seguido de 1 minuto de cada lado a 450 W; 5) H.D. Justi CO polimerizado em forno de microondas por 2½ minutos de cada lado a 450 W; 6) Resina convencional polimerizada em microondas por 6½ minutos de cada lado com 90 W seguido de 1 minuto por lado com 450 W; 7) Resina convencional polimerizada 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 água para calcular a

porcentagem de porosidade ou colocadas em tinta preta e observadas em microscópio. Os resultados encontrados foram: G1 = $0,745 \pm 0,04$; G2 = $0,882 \pm 0,05$; G3 = $0,927 \pm 0,03$; G4 = $0,940 \pm 0,14$; G5 = $1,042 \pm 0,11$; G6 = $1,450 \pm 0,48$ e G7 = $1,972 \pm 0,95$, significando que não existiu diferença na porosidade total entre os grupos que continham o micro-líquido especial (H.D. Justi). Quando o micro-líquido não foi usado, ocorreu maior porosidade. Este trabalho concluiu que a irradiação por microondas pode ser usada para obtenção de resinas sem poros, desde que o monômero especial para microondas e combinação de tempo e potência adequadas sejam utilizadas.

No mesmo ano, NOWLIN *et al.* desenvolveram um estudo sobre resinas para microondas (GC-Acron e Justi) e resinas termopolimerizáveis utilizadas no método convencional, pesquisando porosidade e resistência à tensão. Neste estudo os autores confeccionaram amostras de 5,0 x 10,0 x 30,0 mm divididas em 9 grupos, submetidas aos seguintes métodos de polimerização: 1) pré-polimerização em bancada durante 4 horas e polimerização com energia de microondas por 7 minutos a 70 W; 2) polimerização em microondas por 1,5 minutos a 490 W nas amostras de resina GC Acron; 3) polimerização durante 3 minutos a 490 W para a resina Justi; 4) pré- polimerização em bancada durante 30 minutos e processamento a 70 W. Para determinar a porosidade, as amostras foram seccionadas transversalmente, as superfícies polidas e então realizada a contagem dos poros existentes. Para os testes de resistência a tensão, as

amostras foram quebradas na máquina INSTRON. Como resultados os autores verificaram que quanto maior o tempo entre a prensagem e a polimerização, menor a quantidade de poros encontrada na resina. Quanto à resistência a tensão, os resultados não apresentaram diferenças significantes entre os grupos testados.

TAUBERT & NOWLIN também em 1991, estudaram a relação existente entre polimerização em bancada, voltagem e tempo de processamento na porosidade das resinas acrílicas termopolimerizáveis processadas em microondas. Foram utilizadas as seguintes variações de polimerização sobre bancada: 0; 4 e 12 horas com potência de 70 W, 280 W e 490 W e tempo de processamento de 2,5; 4,5 e 7,0 minutos para cada lado respectivamente. Para os testes de porosidade, as amostras foram seccionadas, planificadas e os poros contados sob ampliação. Após análise de variância, os resultados indicaram que aumentando o tempo de processamento e diminuindo a voltagem, a porosidade diminui. O melhor resultado foi conseguido no grupo com auto polimerização em bancada, baixa voltagem e longo tempo de processamento.

No ano seguinte, SMITH *et al.* estudaram as propriedades de dureza Knoop, indentação superficial Rockwell, resistência flexural, módulo de elasticidade e resistência ao impacto de sete novas resinas: Accelar 20(A), Acron MC (AMC), Compak 20 (C), Lucitone 199(L), Permacryl 20 (P20), Perform (PF) e

Triad (T), submetidas aos seguintes métodos de polimerização: 1) Accelar 20 polimerizada convencionalmente a 100°C por 20 minutos seguido de polimerização por microondas por 13 minutos a 90 W acompanhado de 1.5 minutos a 500 W; 2) Acron MC polimerizada em microondas por 3 minutos a 500 W; 3) Compak 20 polimerizada da mesma maneira que o grupo 1; 4) Lucitone 199 polimerizada convencionalmente a 74°C por 9 horas, seguida de polimerização em microondas por 20 minutos a 90 W; 5) Permacryl 20 polimerizada da mesma maneira que os grupos 1 e 3; 6) Perform polimerizada convencionalmente a 45°C por 30 minutos, e 7) Triad polimerizada por luz visível. Para avaliar dureza Knoop, os autores confeccionaram amostras com dimensões de 70,0 x 10,0 x 1,5 mm que foram cortadas em metades longitudinais (35,0 x 10,0 x 1,5 mm) sendo uma metade usada para teste de dureza Knoop no microdurômetro a $t = 23^{\circ}\text{C}$, com 0,98N carga, onde foram feitas 20 penetrações; e a outra metade usada para indentação superficial Rockwell. Para resistência flexural foram confeccionadas amostras nas dimensões de 70,0 x 10,0 x 3,0 mm e foram submetidas a máquina de ensaios universal INSTRON sendo registrada a força de deflexão das amostras. Os resultados indicaram que as resinas A, AMC, C, P20, PF apresentaram valores maiores de dureza e menores de resistência transversal, porém valores de resistência ao impacto menores que a resina termopolimerizável Lucitone 199. 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). A resina fotopolimerizável

Triad apresentou a maior dureza Knoop, menor indentação Rockwell e maior módulo de elasticidade. A resina Lucitone modificada com borracha apresentou a maior resistência ao impacto. Os autores informaram que as implicações clínicas destes achados não foram determinadas.

ILBAY *et al.* (1994) estudaram dureza, resistência flexural, sorção e solubilidade da resina acrílica Meliodent polimerizada por energia de microondas. Para este material foram aplicados 21 ciclos diferentes de polimerização, variando-se a potência e o tempo de polimerização. Os autores realizaram o experimento em duas fases: primeiramente foi realizado um estudo piloto com 21 ciclos de polimerização diferentes, sendo confeccionadas 8 amostras para cada ciclo nas dimensões de 20,0 mm (diâmetro) x 1,0 mm (espessura), submetidas ao teste de dureza, conforme técnica padrão. O que apresentou melhor resultado dos 21 ciclos testados, foi o ciclo de 3 minutos a potência de 550 W, este ciclo foi então utilizado na segunda fase para avaliar as demais propriedades. Para o teste de resistência flexural, na segunda fase, foram confeccionadas amostras com 65,0 x 10,0 x 2,5 mm de dimensões e para o teste de sorção e solubilidade amostras com 50 ± 1 mm (diâmetro) x $0,5 \text{ mm} \pm 0,5$ (espessura), que foram submetidas aos respectivos testes. Os resultados encontrados foram: para resistência à fratura o valor médio em flexão foi de 7,6 kg, e os valores de deflexão foram de 1,5 mm a 3500 g, e 2,9 mm a 5000 g. A sorção de água foi de 0,72 mg/cm e o grau de solubilidade em água 0,038 mg/cm. As médias

encontradas para os testes estão de acordo com as especificações da ADA, mostrando que as resinas acrílicas polimerizadas por microondas poderão ser aplicadas satisfatoriamente na confecção de próteses removíveis.

DEL BEL CURY *et al.* (1994) estudaram algumas propriedades das resinas tais como, resistência flexural, flexão máxima, sorção e solubilidade e resistência ao impacto, de 4 resinas sob 3 condições de polimerização. As resinas utilizadas neste estudo foram: A) Acron MC resina formulada para polimerização em microondas; B) Lucitone 550 e Prothoplast Termic resinas termopolimerizáveis; C) Ortho-Class resina quimicamente ativada. A resina para microondas foi polimerizada a 500 W por 03 minutos. As resinas termopolimerizáveis foram polimerizadas convencionalmente por 12 horas a 73°C. A resina quimicamente ativada foi polimerizada durante uma hora à temperatura ambiente. Os autores confeccionaram 10 amostras de 50,0 x 0,5 mm em forma de disco para ensaio de sorção de água. As amostras foram colocadas em dessecador contendo sílica e mantidos na estufa à temperatura de $37 \pm 2^\circ\text{C}$ até atingir peso constante. Foi então pesada e calculada a sorção de água. As amostras foram novamente imersas em água deionizada e mantidas em estufa a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ por 7 dias e novamente pesadas. No ensaio de solubilidade de água, os discos foram recondicionados a um peso constante até que a variação não fosse superior a 0,5 mg em 24 horas, e a solubilidade foi calculada. Para testar resistência flexural e flexão máxima foram confeccionadas dez amostras de 65,0 x

10,0 x 2,5 mm, imersas em água deionizada e mantidas em estufa, numa temperatura de $37 \pm 2^\circ\text{C}$ por 50 ± 2 horas. Posteriormente foram avaliadas em máquina de ensaio universal INSTRON, com velocidade de deformação de 50 mm/min. e carga de 10 kgf. Amostras idênticas foram utilizadas para teste de resistência ao impacto, com a máquina Wolper, com ação de impacto de 40 kpcm. Os resultados indicaram que as resinas diferiram entre si em relação às propriedades testadas, e que as diferenças observadas estão relacionadas ao método de polimerização e à composição das mesmas. Neste estudo a resina polimerizada por microondas apresentou o mais baixo valor para resistência flexural, sugerindo a realização de novos trabalhos com o tempo e potência variada.

YUNUS *et al.* (1994) avaliaram o grau de polimerização de uma resina acrílica autopolimerizável para reparos (Meliodent), determinado pela dosagem de monômero residual. Também foi avaliada a resistência aos reparos de resinas polimerizadas convencionalmente e reparadas por três métodos. A resina convencional utilizada foi a Trevalon, reparada com Meliodent submetida aos seguintes ciclos: 1) cura em bancada; 2) polimerização em mufas com água a $t=35^\circ\text{C}$ com pressão de 2 : 2 Bar por 20 minutos e 3) irradiada a 50 W de potência e colocada em forno de microondas por 5 minutos depois de 20 minutos de cura em bancada. Para avaliar a resistência transversal das resinas para reparos, foram confeccionados blocos com tamanho suficiente para serem cortados em

quatro amostras que foram desgastadas até as dimensões 2,5 x 10,0 x 65,0 mm e estocadas em água à temperatura de 37°C por 28 dias. As amostras foram fraturadas e reparadas por Meliodent com espessura de 3 mm, e foram divididas em 3 grupos com 10 amostras cada, conforme os ciclos citados anteriormente. Foram testadas conforme padrão britânico 2487: 1989 (ISO 1967: 1988) uma hora após o reparo. Os resultados indicaram que a polimerização por microondas alcançou alto grau de conversão do monômero logo após preparação, exibindo menor taxa de monômero residual.

CIFUENTES *et al.* (1994) analisaram a porosidade e resistência flexural de amostras polimerizadas através de energia de microondas e pela técnica convencional do banho de água aquecida, determinando as vantagens e desvantagens da técnica de polimerização através de energia de microondas. Os autores confeccionaram 60 amostras com dimensões de 3,0 x 6,0 cm possuindo espessuras variáveis 1,5; 3,0; 4,5 e 6,0 mm que foram divididas em quatro grupos experimentais contendo 14 elementos cada. Os corpos-de-prova foram polimerizados através de energia de microondas, sendo quatro polimerizados a 6 min, quatro a 8 minutos, três a 10 minutos e três a 12 minutos, totalizando 56 amostras polimerizadas em cada espessura à potência de 700 W, que constituíram o grupo teste. Com as mesmas espessuras do grupo teste, foram confeccionadas amostras polimerizadas convencionalmente, que constituíram o grupo controle. Todas as amostras, tanto do controle como do teste foram

resfriados à temperatura ambiente. Para avaliar a porosidade, as amostras foram pesadas em balança analítica e depois imersas em água por 24 horas. A seguir foram secas superficialmente com papel absorvente e pesadas novamente. A diferença de peso indicou o grau de absorção de água, que tem relação direta com a porosidade, significando dizer que as amostras que absorveram maior quantidade de água apresentaram maior porosidade. A resistência flexural foi avaliada em máquina de ensaios universal INSTRON e determinada em kg/cm^2 . Os resultados indicaram que em relação à porosidade, as amostras do grupo controle apresentaram mais poros comparadas às amostras polimerizadas através de energia de microondas. Quanto à resistência flexural, o grupo controle apresentou maior valor de resistência. Em amostras com espessura superiores a 3,0 mm polimerizadas por microondas, a resistência foi semelhante à do método de polimerização convencional. A alteração no tempo de polimerização não influenciou a porosidade e resistência flexural das amostras. Os autores concluíram que a técnica de polimerização através de energia de microondas tem a vantagem de produzir menor porosidade, diminuir o tempo de trabalho, e ser mais simples. Segundo os autores, a desvantagem desta técnica está relacionada à resistência a flexão que foi menor, sugerindo estudos posteriores, para encontrar a melhor resina a ser utilizada para esta técnica.

SCHNEIDER (1995), apresentou a seqüência laboratorial da técnica de confecção de próteses totais utilizando como método de polimerização a energia

de microondas. Esta técnica foi utilizada pelo autor por um período de 6 anos, tanto na confecção de próteses totais, como próteses parciais removíveis (com e sem conectores metálicos), retentores cirúrgicos e splintes, e próteses implanto suportadas. Apresentou as vantagens e desvantagens desta técnica enfatizando a necessidade do uso de resina apropriada para microondas a fim de obter melhores resultados. Comentou também algumas precauções a serem tomadas quando do uso desta técnica. O autor concluiu que o sistema de polimerização através de energia em microondas é limpo, eficiente, e produz próteses de excelente qualidade em menor tempo.

RODRIGUES GARCIA & DEL BEL CURY (1996), pesquisaram a adaptação e porosidade de bases de prótese confeccionadas com resinas polimerizadas convencionalmente e por energia de microondas submetidas a duplo ciclo de polimerização. Foram confeccionadas 36 bases de próteses, divididas em 3 grupos com 12 elementos cada. As bases de prova dos grupos 1 e 2 foram submetidas à polimerização através da técnica convencional do banho de água aquecido, durante 9 horas a 73°C. As bases pertencentes ao terceiro grupo foram polimerizadas com energia de microondas a 500 W por 3 minutos. Para avaliar adaptação, foi interposto entre as bases de prótese e o modelo metálico um material de moldagem sob carga 2 kg. Em seguida todas as bases foram reembasadas pelo método de adição, sendo que aquelas pertencentes aos grupos 1 e 3 foram reembasadas com o mesmo material e técnica de

polimerização, e as bases do grupo 2 foram reembasadas com a mesma resina, no entanto polimerizadas em forno de microondas por 3 minutos a 500 W. Após o reembasamento, a adaptação foi novamente verificada. Para avaliação da porosidade, após o polimento, os corpos foram imersos em tinta preta e então a porosidade foi contada com lupa estereoscópica. Os resultados indicaram que a resina convencional quando polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e no segundo por energia de microondas apresentou adaptação semelhante aos reembasamentos convencionais, e em relação à porosidade os resultados encontrados para a resina convencional foram: $8,33 \pm 0,69$ antes do reembasamento e $9,25 \pm 0,85$ após, significando que a resina convencional apresentou maior número de poros tanto no primeiro quanto no segundo ciclo de polimerização, quando comparada à resina polimerizada por energia de microondas ($5,42 \pm 0,78$ antes do reembasamento e $6,58 \pm 1,02$ após).

BRAUN *et al.* (1998) avaliaram as propriedades de dureza, porosidade e monômero residual de duas resinas: uma polimerizada convencionalmente e outra polimerizada por energia de microondas a fim de avaliar a efetividade da polimerização quando em contato com metal. Foram utilizados os seguintes materiais e métodos de polimerização: 1) Resina Clássico polimerizada em ciclo curto de 3 horas (técnica modificada de Tuckfield), 2) Resina Acron MC polimerizada em forno de microondas a 500 W por 3 minutos, 3) Resina Clássico polimerizada em microondas a 500 W por 3 minutos Os autores confeccionaram

36 amostras cilíndricas com dimensões 30,0 mm (diâmetro) x 4,0 mm (espessura) contendo no seu interior grade metálica com 28,0 mm x 8,0 mm x 0,5 m. As amostras foram polimerizadas conforme os ciclos citados anteriormente, sendo que após a polimerização todas foram resfriadas em bancada por 30 minutos e mais 30 minutos sob água corrente. A seguir foram acabadas, polidas e cortadas em partes iguais, sendo uma parte utilizada para análise de monômero residual e a outra submetida aos testes de dureza e porosidade. A dureza foi verificada à distância de 50, 100, 200, 400, e 800 Åm da grade metálica. A porosidade foi analisada a olho nu e em microscópio com aumento de 100 X, e o monômero residual foi analisado por espectrofotometria. Os autores concluíram que a energia de microondas pode ser utilizada para a polimerização de resina acrílica contendo sela metálica no seu interior e que as resinas acrílicas convencionais, quando polimerizadas através energia de microondas, apresentaram maior quantidade de poros.

RIZZATI-BARBOSA *et al.* (1998) fizeram uma revisão da literatura a respeito da polimerização de resinas de bases de prótese através de energia de microondas, onde avaliam os prós e contras do seu uso como método alternativo para polimerização das resinas. Os autores concluem que este método, apesar de ser relativamente recente, pode ser utilizado em elaboração de trabalhos protéticos, por tratar-se de uma técnica segura, limpa e rápida, realizando trabalhos com a mesma qualidade dos métodos convencionais.

RACHED (1998) avaliou a influência de diferentes tratamentos umedecedores de superfície na resistência flexural de uma resina acrílica polimerizada convencionalmente, reparada com uma resina acrílica polimerizada em microondas, e o efeito dos tratamentos umedecedores sobre a textura superficial da resina. Avaliou também a dureza superficial da resina convencional, quando submetida a um segundo ciclo de polimerização com energia de microondas. Os materiais e métodos de polimerização utilizados foram: 1) Lucitone 550 polimerizada a 73°C por 90 minutos e mantida em bancada por 30 segundos, seguida de imersão em água por 15 segundos; 2) Acron MC polimerizada em microondas durante 3 minutos a 540 W e esfriada em bancada por 30 segundos. Para analisar resistência flexural, o autor confeccionou 70 amostras com resina Lucitone nas dimensões 65,0 x 10,0 x 2.5 mm, e dividiu em cinco grupos com 14 amostras cada. Após polimerização e armazenamento em água destilada a 37°C por 48 ± 2 horas, um grupo de amostras (G1) permaneceu intacto, considerado como sendo o controle positivo. Nos demais grupos, foi removida a região central das amostras em 10,0 mm e receberam tratamentos variados: 1)G3- 30 segundos de imersão em monômero da resina Acron MC; 2) G4- 30 seg. de imersão em acetona; 3) G5-15 segundos de imersão em acetona , jato de ar e 15 segundos de imersão em monômero da resina Acron MC, 4)G6- sem tratamento umedecedor, depois foram reparadas com resina Acron MC. Foram confeccionadas mais 14 amostras com mesmas dimensões com resina Acron MC que permaneceram intactas e formaram o G2 (grupo controle negativo).

Para análise da dureza superficial, dez amostras foram confeccionadas com resina Lucitone nas dimensões de 4,0 mm (altura) X 30,0 mm (espessura), polimerizadas através da técnica convencional. A seguir foram acabadas, polidas e armazenadas em água destilada a 37°C por 48 ± 2 horas, sendo que cinco amostras foram submetidas ao ciclo de polimerização em microondas (540 W por 3 minutos), formando o grupo teste (MV) e as cinco restantes formaram o grupo controle (CT), sendo ambos avaliados em microdurômetro com 25 g de carga por 5 segundos, após período de armazenamento de 24 horas, 48 horas e 30 dias em água destilada a 37°C. As amostras para textura superficial foram confeccionadas nas mesmas dimensões da dureza e armazenadas em água destilada a 37°C por 48 ± 2 horas. A partir destas amostras, foram obtidos blocos de 4,0 x 4,0 x 4,0 mm que foram submetidos aos mesmos tratamentos umedecedores da resistência flexural. Depois os blocos permaneceram uma semana em dissecador contendo sílica, para eliminação da água, e foram metalizados individualmente com fina camada de ouro para análise da textura superficial em microscópio eletrônico de varredura. O autor concluiu que o tratamento umedecedor prévio da resina Lucitone melhorou a resistência de união dos reparos, e promoveu alterações variadas na sua superfície. As amostras reparadas apresentaram resistência flexural inferior à resistência da resina Acron MC testada intacta, porém igual à da resina Lucitone testada da mesma forma. A dureza superficial da Lucitone foi levemente alterada pelo efeito da energia de microondas.

BLAGOGEVIC & MURPLY (1999) pesquisaram a dureza, resistência ao impacto, módulo de elasticidade e monômero residual, dos polímeros homólogos, sem agente de ligação cruzada comparados com três resinas de bases de prova. Os materiais utilizados foram: 1) TS 1195 - homopolímero não pigmentado sem agente de ligação cruzada; 2) Acron MC - resina de ligação cruzada desenvolvida para microondas; 3) Biocril NR - resina de ligação para polimerização convencional. Todas as três resinas foram polimerizadas de 2 maneiras: forno de microondas por 3 minutos a 600 W e banho de água quente por 14 horas a 70°C acompanhado de 3 horas finais à 100°. Foi também testada a resina Croform - autopolimerizável para reparos e reembasamentos, sob duas condições: 1) autopolimerizável somente e 2) autopolimerizável acompanhada de irradiação de microondas por 3 minutos a 600 W. Os autores prepararam as amostras por embebedimento em branco perpepex de dimensões apropriadas conforme o teste a ser submetido, e polimerizadas pelas técnicas citadas anteriormente. Todas as muflas foram esfriadas em bancada por 30 minutos, e depois armazenadas em água a temperatura de 37°C por 28 dias, com exceção daquelas destinadas aos testes de monômero residual que foram feitas sem saturação. Os resultados de todas os testes a que foram submetidos indicaram que os materiais apresentaram diferenças estatisticamente significantes em relação às técnicas de processamento. A técnica de microondas reduziu a dureza para as resinas TS 1195 e Acron MC, e aumentou a resistência ao impacto de Acron MC. A polimerização convencional aumentou o módulo de elasticidade para TS 1195 e

Acron MC e diminuiu monômero residual nos três materiais. As propriedades mecânicas de Biocril NC curadas pelos métodos convencionais foram similares. Irradiação de microondas na Croform aumentou a resistência ao impacto e diminuiu o módulo de elasticidade. Os autores concluíram que apesar das vantagens do método de microondas, os equipamentos utilizados para laboratório são relativamente caros especialmente as muflas, e que o método convencional de banho de água ainda é satisfatório e continua sendo utilizado na confecção de bases de prótese.

BARONCINI NETO *et al.* (1999) avaliaram os métodos de caracterização convencionais das próteses, sobre as resinas de microondas. Realizaram uma revisão da literatura e apresentaram um caso clínico onde foram confeccionadas próteses totais superior pelo método de irradiação de microondas e inferior pelo método convencional, sendo ambas caracterizadas por resinas convencionais. Os autores descreveram a seqüência clínica e laboratorial para execução das mesmas; instalação e controle por três meses, sendo o paciente instruído a retornar para avaliação. Foi concluído que o método de polimerização por microondas reduz o tempo de processamento e custos laboratoriais e que as resinas processadas por microondas apresentam propriedades físicas semelhantes às convencionais, porém é necessário usar resinas próprias para microondas. Não foram observadas alterações clínicas visíveis nos rebordos

durante o acompanhamento das próteses instaladas no paciente e os métodos convencionais de caracterização poderão ser usados no processo de microondas.

GANZAROLLI (1999) pesquisou a porosidade e adaptação de bases de próteses confeccionadas com três resinas quando submetidas a dois diferentes tipos de resfriamento. As resinas e os métodos de polimerização foram os seguintes: 1) Clássico – resina termopolimerizável convencional, polimerizada por três horas, sendo 1½ a 65°C e 1½ a 100°C (Técnica modificada de Tuckfield); 2) Acron – resina de polimerização em microondas com ciclo de 3 minutos a 500 W de potência e 3) Onda Ceryl - polimerizadas através de microondas com ciclo de 3 minutos a 40% da potência , 4 minutos de pausa e 3 minutos a 90% da potência. Para os testes foram construídos 72 modelos de gesso pedra a partir de modelo padrão metálico, que foi moldado com silicone de condensação através de moldeiras individuais perfuradas. As bases de prova foram padronizadas com espessura de 2,0 mm, construídas a partir de um sistema de placa PVC, aquecidas e após plastificação adaptadas sobre o modelo de gesso, com uso do vácuo. As bases de prova foram divididas aleatoriamente em 3 grupos de 24 elementos , polimerizadas com os materiais citados, e avaliadas após demuflagem e armazenamento em água por 30 dias. A avaliação da porosidade foi feita pela pesagem das amostras em balança analítica com precisão de 0,001g, em ar e depois em água, sendo que, para a segunda pesagem, as amostras foram mantidas em água por 24 horas. O resultado foi dado pela

diferença das duas pesagens. A avaliação da adaptação foi feita por dois métodos: peso do material de moldagem interposto entre a base e o modelo padrão, e mensuração entre a base da prótese e os modelos de gesso em três regiões: anterior, média e posterior. Foi concluído que o resfriamento brusco aumentou a desadaptação das bases de próteses confeccionadas com as três resinas testadas, e após armazenamento em água as três resinas recuperaram a adaptação, sendo que a Acron foi a que melhor recuperou. Não houve diferenças significantes em relação a porosidade, indicando que o tipo de resfriamento não interfere na porosidade das amostras.

3. PROPOSIÇÃO

Foi proposta deste estudo verificar a resistência flexural, microdureza superficial e porosidade da resina acrílica para microondas *Onda Ceryl*, quando submetida a dois diferentes ciclos de polimerização:

1. Ciclo proposto pelo fabricante;
2. Ciclo alternativo de polimerização.

4. METODOLOGIA

4.1. PREPARO DAS AMOSTRAS

4.1.1. CONFECÇÃO DA MATRIZES

Para o teste de resistência flexural foram confeccionadas placas em acrílico com as seguintes dimensões: 8,5 x 7,0 x 0,3 cm possuindo três cavidades com dimensões de 65,0 x 10,0 x 3,0 mm (Figura 1). Para avaliação da microdureza superficial e porosidade foram confeccionadas placas em acrílico contendo quatro cavidades em forma de disco com 1,0 cm de separação entre si, com as seguintes dimensões: 30,0 mm de diâmetro x 4,0 mm de espessura (Figura 2). A partir destas placas de acrílico foram confeccionadas as respectivas matrizes. Para isto as cavidades das placas foram moldadas com silicone polimerizado por reação de condensação (OPTOSIL – BAYER DENTAL)(Figuras 3 e 4), levadas a prensa hidráulica de bancada (DELTA MÁQUINAS ESPECIAIS) e mantidas sob pressão de ½ tonelada até a presa do material. Após este período, os excessos de silicone foram recortados com auxílio de uma espátula Le Cron, e as placas foram removidas. Desta forma foram obtidas as matrizes de silicone para confecção dos corpos-de-prova.

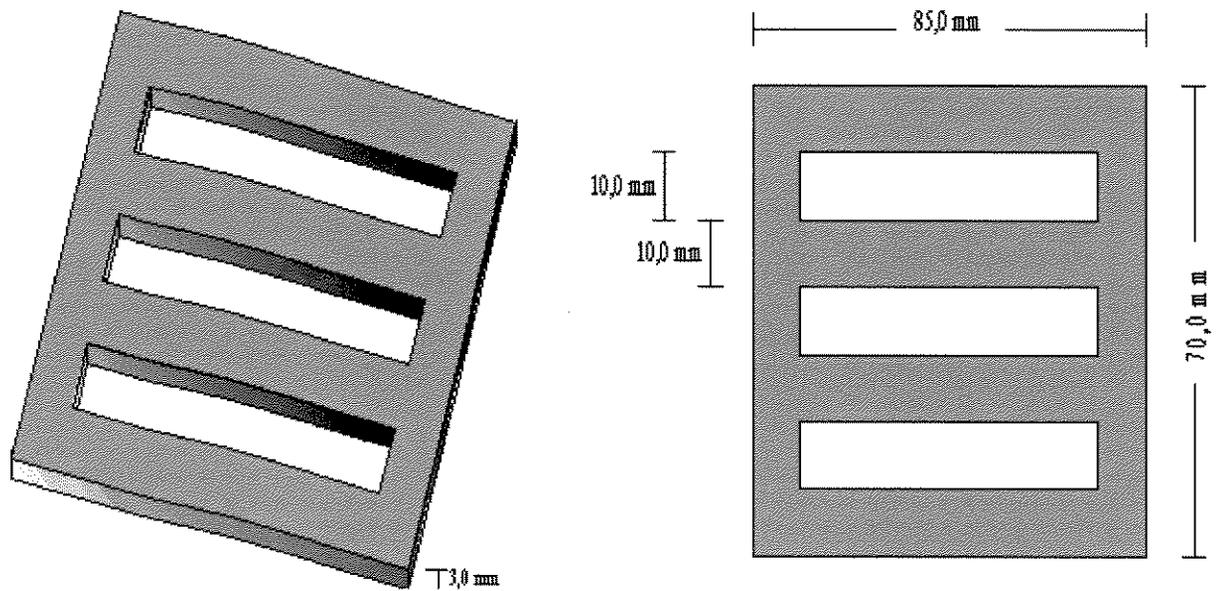


Figura 1: Placas de acrílico para confecção das matrizes para teste de resistência flexural

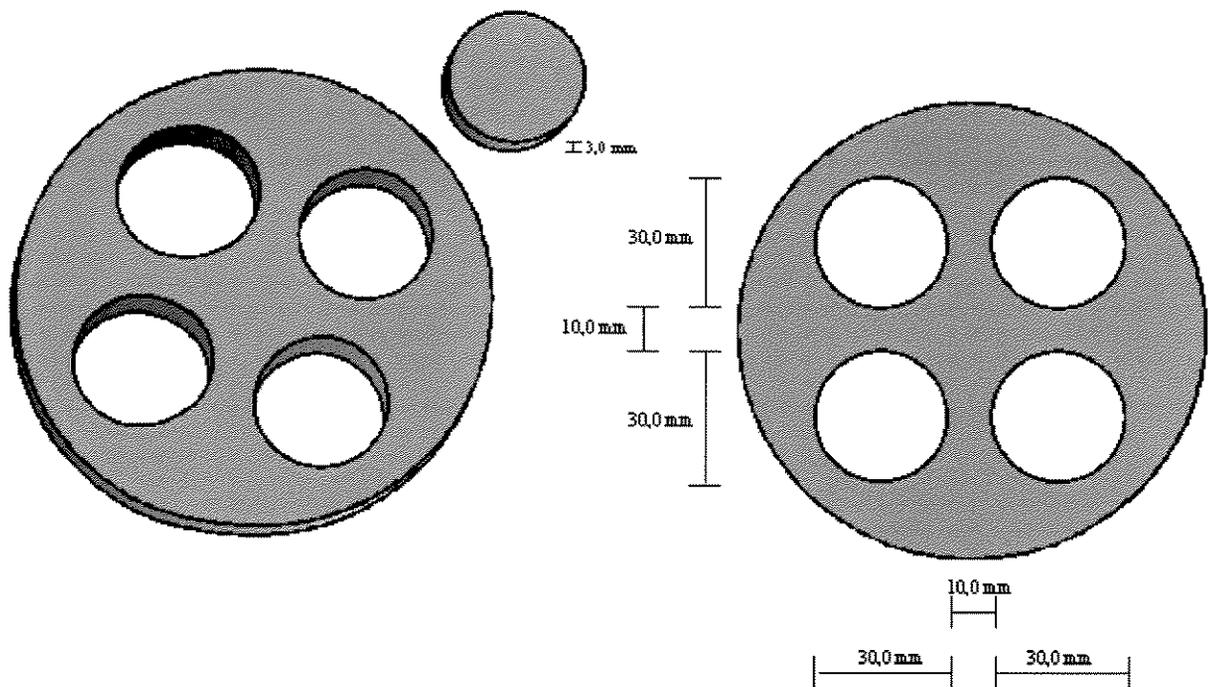


Figura 2: Placas de acrílico para confecção das matrizes para teste de microdureza superficial e porosidade

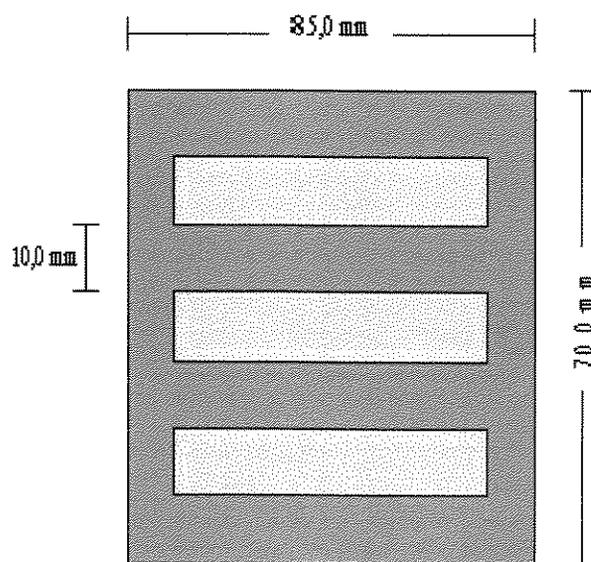


Figura 3: Placas de acrílico moldada para confecção das matrizes para teste de resistência flexural

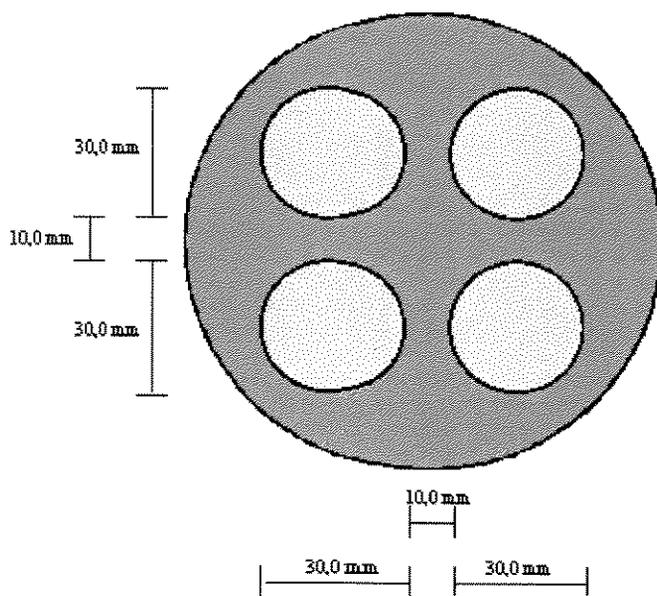
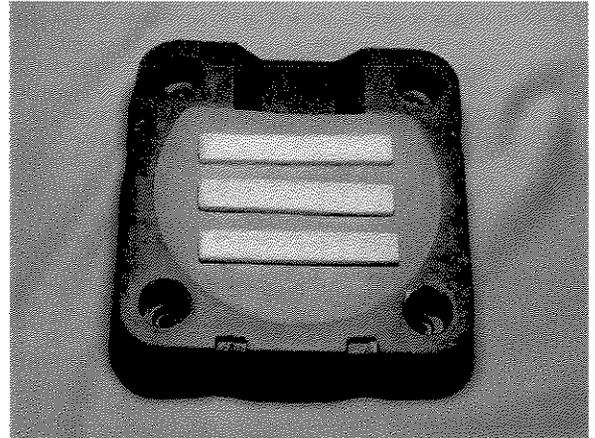
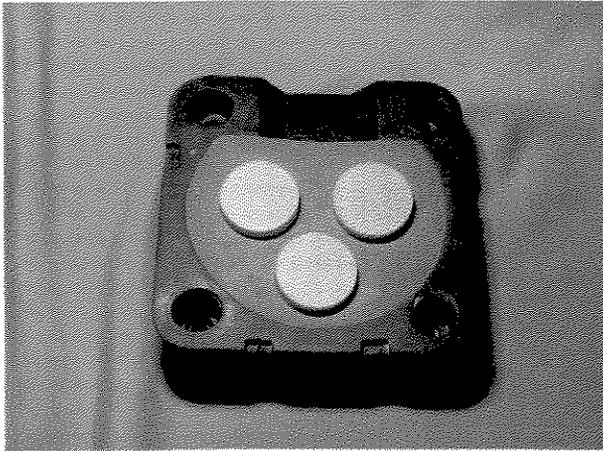


Figura 4: Placas de acrílico moldada para confecção das matrizes para teste de microdureza superficial e porosidade.

4.1.2. INCLUSÃO DAS MATRIZES

As matrizes foram incluídas em muflas plásticas específicas para a polimerização em microondas (GC FRP FLASK HK TYPE), (Figuras 5 e 6) da seguinte forma: as partes internas das muflas foram isoladas com vaselina sólida. A seguir foi pesado gesso pedra tipo III (HERODENT, VIGODENT S.A.) em balança analítica de precisão (MODELO JK200, MARCA CHYO) e misturado com água nas proporções indicadas pelo fabricante. O gesso foi então vertido na base da mufla e após a presa final a superfície foi lixada com lixas de óxido de alumínio de granulação 600 até a obtenção de uma superfície lisa e plana. Posteriormente três matrizes de silicone foram isoladas com vaselina sólida e posicionada sobre a superfície plana do gesso. A seguir o gesso foi vertido na contramufla. A mufla foi fechada, levada à prensa hidráulica de bancada (DELTA MÁQUINAS ESPECIAIS), (Figura 7) e mantida sob pressão de ½ tonelada durante 30 minutos.

Após a presa do gesso, a mufla foi aberta, as matrizes de silicone foram removidas e ambas as partes do gesso foram lavados com água e detergente neutro com auxílio de uma escova macia. Em seguida, o molde foi recoberto com fina camada de isolante para resina Cel Lac (S.S. WHITE). Desta forma foram obtidos as cavidades dos moldes para a confecção dos corpos-de-prova em resina acrílica.



Figuras 5 e 6: Mufas contendo matrizes de silicone para testes de resistência flexural, microdureza superficial e porosidade

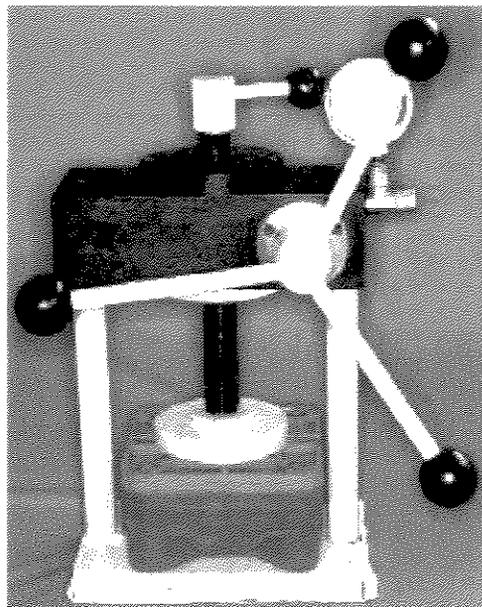


Figura 7: Prensa hidráulica modelo PRE-30 da AROTEC

4.1.3. PREENCHIMENTO DOS MOLDES E POLIMERIZAÇÃO DA RESINA ACRÍLICA

A resina acrílica para microondas incolor *Onda Ceryl* (CLÁSSICO LTDA. ARTIGOS ODONTOLÓGICOS) foi preparada conforme instruções do fabricante. Quando a resina atingiu a fase filamentosa foi inserida nas cavidades do molde dentro da mufla até seu preenchimento total. As muflas foram fechadas, comprimidas em prensa hidráulica de bancada sob pressão de 1,25 toneladas durante 30 minutos. Após este período, as muflas foram aleatoriamente divididas em dois grupos de 12 elementos para cada teste avaliado, conforme o ciclo de polimerização utilizado:

- Grupo 1 – Resina *Onda Ceryl* polimerizada conforme indicações do fabricante, ou seja, 3 minutos a 40% da potência do forno de microondas, seguidos de 4 minutos de pausa e mais 3 minutos a 90% da potência.
- Grupo 2 – Resina *Onda Ceryl* polimerizada durante 6 minutos a 70% da potência do forno, eliminando-se o tempo de pausa.

Portanto, foram confeccionadas 36 amostras para cada grupo.

As muflas foram então levadas ao forno de microondas SHARP (Figura 8) de 900 W, equipado com prato giratório, e polimerizadas de acordo com os ciclos acima descritos. Durante o processo de polimerização foi colocado um becker contendo 150 ml de água para proteção do magnetron do forno.

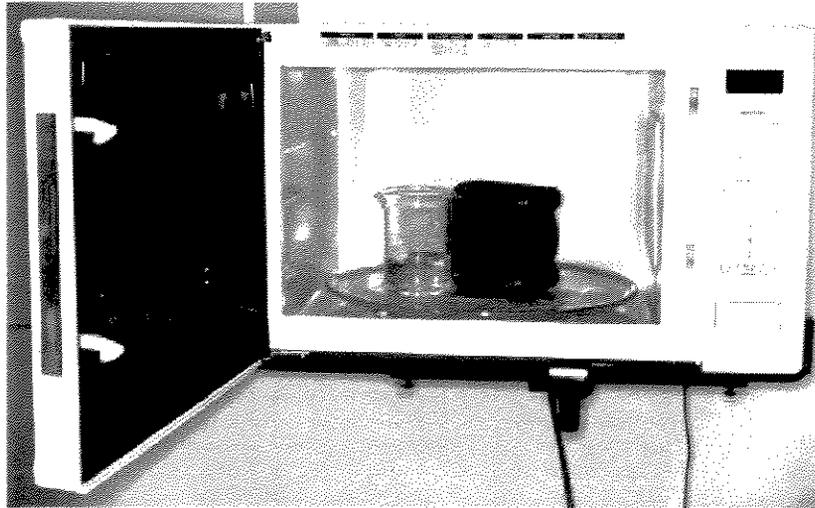


Figura 8: Forno de Microondas marca SHARP potência de 900 W

4.1.4. PROCEDIMENTO DE ACABAMENTO E POLIMENTO

Terminado o ciclo de polimerização, as muflas foram resfriadas sobre bancada até atingirem a temperatura ambiente. Posteriormente foram abertas e os corpos-de-prova foram retirados e submetidos ao acabamento com lixa de óxido de alumínio com granulação 320 adaptadas em politriz, com a finalidade de remover os excessos grotescos. As amostras para o teste de resistência flexural foram desgastadas sob refrigeração em politriz AROTEC APL-4 com lixa de óxido de alumínio de granulação decrescente 600 a 1200 até obtenção das dimensões de 65,0 x 10,0 x 2,5 mm.

As amostras utilizadas para o teste de microdureza e porosidade receberam acabamento e polimento em uma politriz (AROTEC APL-4 - com sistema de polimento múltiplo) aplicando-se 5 pesos de 85 gramas cada sobre as mesmas. O

acabamento foi realizado utilizando lixas de óxido de alumínio com granulações de 320, 360 e 400, sob refrigeração utilizando 2 minutos para cada grupo de 5 amostras (Figura 9). O polimento foi realizado com lixas a base de carbeto de silício com granulações de 600 a 1200 e a seguir com suspensão de pastas diamantadas (BUHLER) com partículas de granulação decrescente de 6, 3 e 1 μ m durante 1 minuto, para cada grupo. As suspensões eram dispensadas sobre os discos de feltros especiais para polimento.

Após os procedimentos de acabamento e polimento, as amostras para cada teste específico foram limpas em ultra som (THORTON) durante 2 minutos com água destilada e armazenados em frascos de vidro identificados e separados por grupos, contendo 300 ml de água destilada à temperatura de 37°C \pm 1°C por 48 horas \pm 2 horas. Após este período os corpos-de-prova foram submetidos aos respectivos testes.



Figura 9 : Politriz APL-4 da AROTEC para polimento das amostras

4.2 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL

As amostras do grupo 1 e 2 foram submetidas ao ensaio de resistência flexural (MPa) realizado em máquina de ensaio universal EMIC modelo DL 500, com ensaio de flexão em três pontos, e célula de carga de 100 Kg, com velocidade de 5 mm/min. no centro do corpo-de-prova até ocorrer a ruptura (Figura 10).



Figura 10: Teste de resistência flexural realizada em máquina de ensaio EMIC modelo DL 500

4.3. AVALIAÇÃO DA MICRODUREZA SUPERFICIAL

Após o período de armazenamento, as amostras foram avaliadas quanto à microdureza superficial (Kg/mm^2) em microdurômetro modelo SHIMADZU (Figura 11), aplicando-se uma carga de 25 g durante 5 segundos. Foram realizadas 10 penetrações em cada amostra (Figura 12).

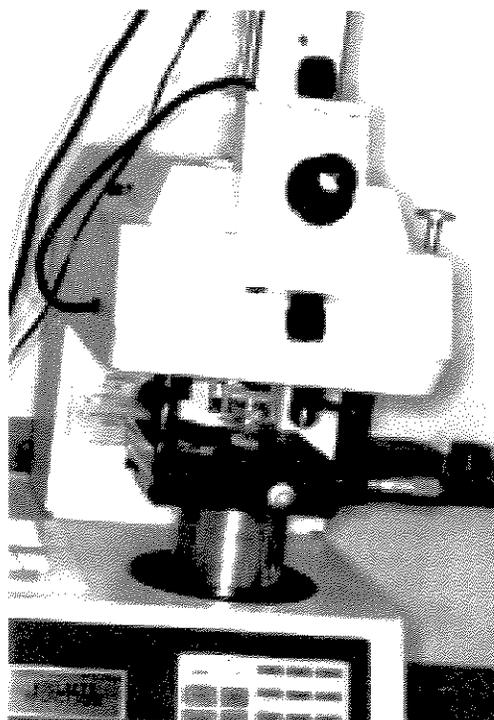


Figura 11: Teste de microdureza superficial realizado em microdurômetro SHIMADZU

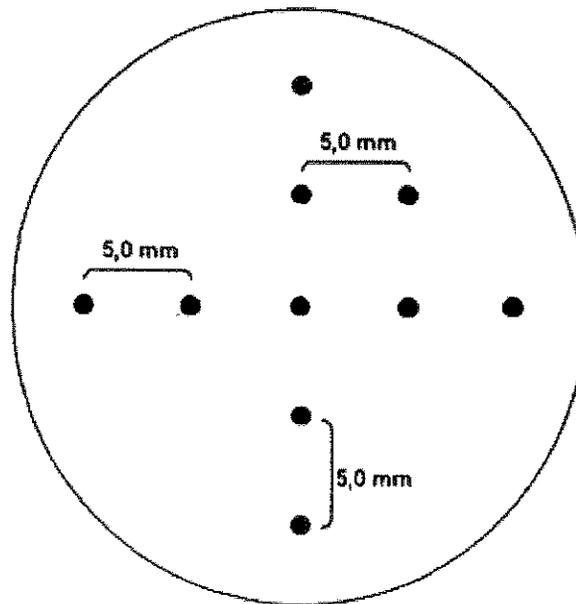


Figura 12: Localização das penetrações sobre as amostras do teste de microdureza

4.4 AVALIAÇÃO DA POROSIDADE

Os corpos-de-prova foram colocados em recipientes contendo tinta nanquim (ACRILEX) durante 30 minutos. Posteriormente foram lavados em água corrente durante 1 minutos e secos com lenço de papel absorvente. A seguir, uma área circular com raio de 2,5mm foi delimitada no centro da superfície da amostra (Figura 13).

A contagem do número de poros (n/mm^2) foi realizada em Lupa Estereoscópica(MEIJ) com aumento de 25 vezes (Figura 14).

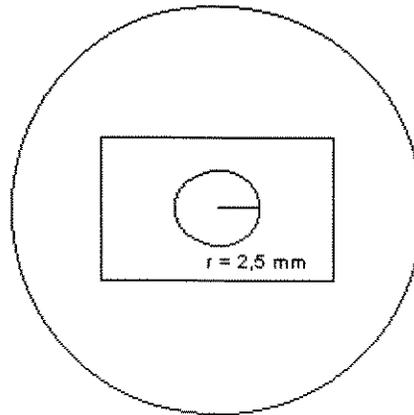


Figura 13: Delimitação da área da amostra onde foram contados os poros

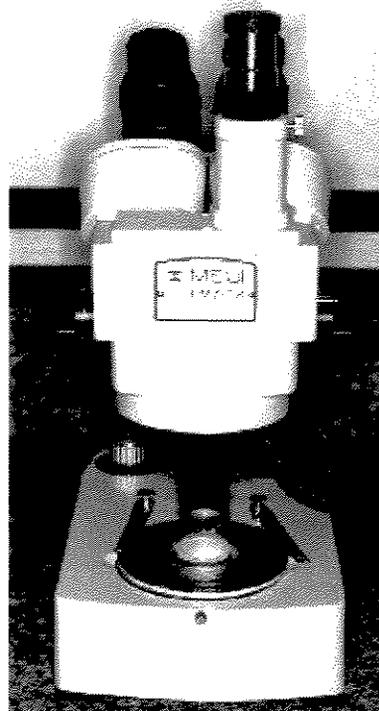


Figura 14: Teste de porosidade realizado com lupa estereoscópica MEIJI

4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados obtidos foram submetidos a análise de variância:

Para a resistência flexural e microdureza superficial foi aplicado o teste F (para verificar a homogeneidade das amostras). Como foi observado que as variâncias são homogêneas foi aplicado então o teste-t para variâncias equivalentes, com nível de significância($p < 0,05$).

Para a porosidade foi aplicado o teste F, onde se verificou que as variâncias são heterogêneas. Portanto foi aplicado o teste-t para variâncias diferentes, com nível de significância($p < 0,05$).

5. RESULTADOS

Os valores da leitura dos testes de resistência flexural (MPa), microdureza superficial (Kg/mm^2) e contagem do número de poros (n/mm^2), bem como a análise estatística estão apresentados nos anexos deste trabalho.

Os resultados obtidos para as variáveis estudadas após a realização dos testes propostos estão apresentados nas Tabelas 1 a 3, e Gráficos 1 a 3.

5.1. RESISTÊNCIA FLEXURAL

Os valores da média e desvios padrão da resistência flexural (MPa) estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Médias e Desvios-padrão (MPa) da resistência flexural

Métodos de Polimerização	Média	Desvio-padrão
Controle (G1)	82,42 a	9,07
Experimental (G2)	82,51 a	6,12

Médias seguidas de letras iguais não diferem entre si ao nível de 5% de significância. $P = 0,48$

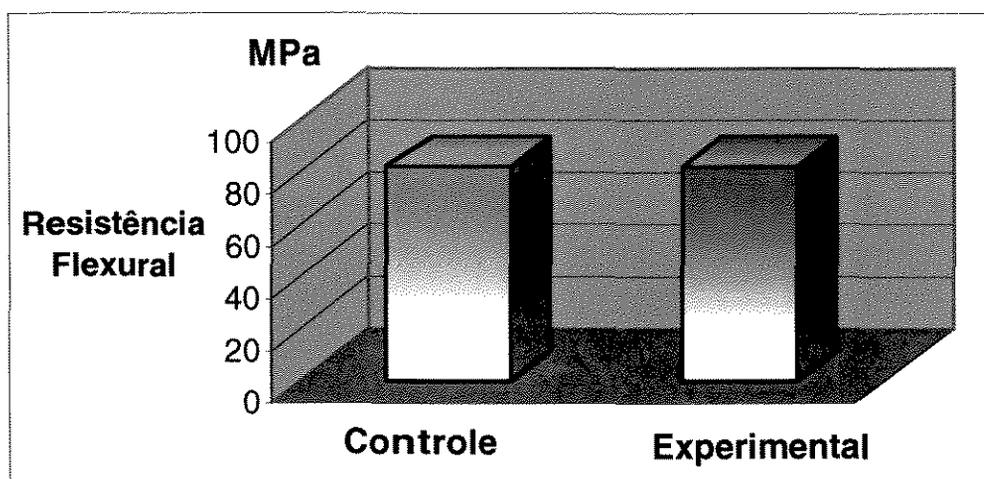


Gráfico 1: Média dos valores de resistência flexural (MPa) para os grupos experimental e controle

Pode ser observado na Tabela 1 e Gráfico 1 que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os dois grupos estudados.

5.2. MICRODUREZA SUPERFICIAL

Na Tabela 2 e Gráfico 2 estão demonstrados os resultados da microdureza superficial (Kg/mm^2) para os grupos controle e experimental.

Tabela 2: Médias e Desvios-padrão (Kg/mm^2) da microdureza superficial

Métodos de Polimerização	Média	Desvio-padrão
Controle (G1)	16,93 a	4,11
Experimental (G2)	16,86 a	4,10

Médias seguidas de letras iguais não diferem entre si ao nível de 5% de significância. $P=0.45$

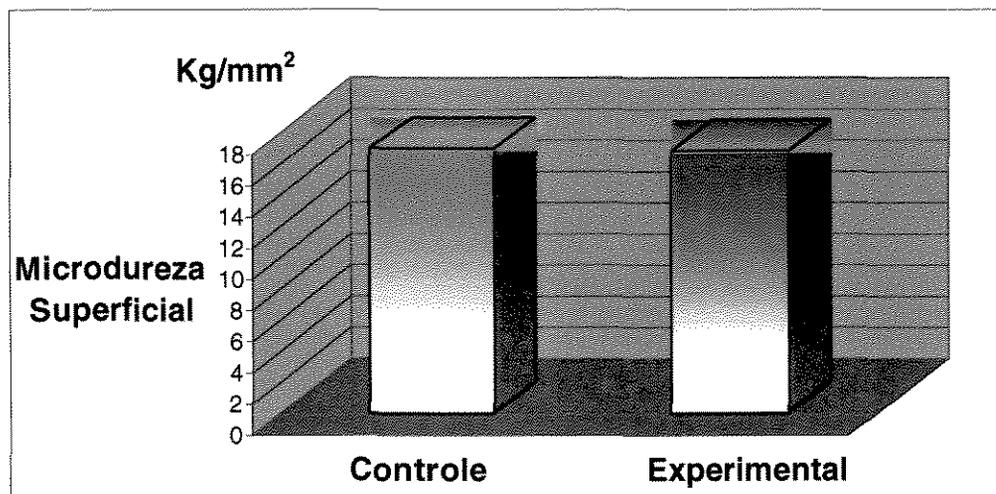


Gráfico 2: Média dos valores de microdureza superficial (Kg/mm²) para os grupos experimental e controle

Observa-se pela Tabela 2 e Gráfico 2 que também não houve diferenças significantes para os valores de microdureza superficial entre os métodos de polimerização utilizados para os grupos experimental e controle.

5.3. POROSIDADE

Os valores obtidos após a contagem do número de poros (n/mm²) estão apresentados na Tabela 3 e Gráfico 3.

Tabela 3: Médias e Desvios-Padrão do nº de poros para os dois grupos estudados.

Métodos de Polimerização	Média	Desvio-padrão
Controle (G1)	10,83 a	3,29
Experimental (G2)	8,90 b	3,00

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância. $P = 0,02$

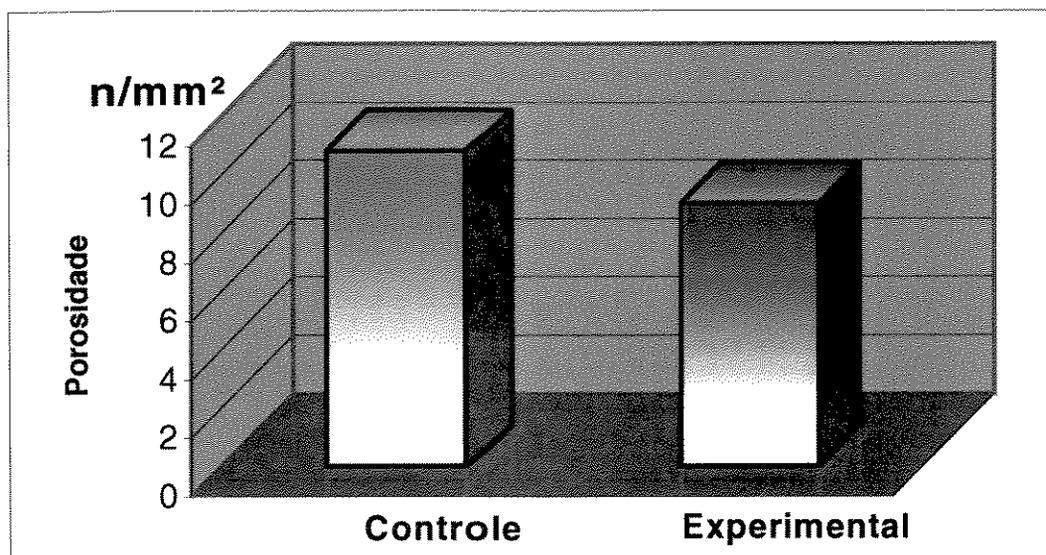


Gráfico 3: Média dos valores de porosidade para os dois grupos estudados

De acordo com a Tabela 3 e Gráfico 3 os resultados indicam que a comparação entre os dois grupos apresentou diferenças estatisticamente significantes, sendo que o grupo controle (G1) apresentou maior número de poros que o grupo experimental (G2).

6. DISCUSSÃO

Desde que a energia de microondas foi introduzida por NISHII em 1968 para polimerizar resinas acrílicas, e posteriormente pesquisada por KIMURA *et al.* (1983,1984), muitos ciclos de polimerização têm sido propostos, variando-se o tempo e potência empregados com objetivo de obtenção de melhores propriedades para as resinas acrílicas (REITZ *et al.*,1985; HAYDEN,1986; SANDERS *et al.*, 1987; TRUONG & THOMAZS, 1988; AL DOORI *et al.*, 1988; LEVIN *et al.*,1989; ALKHATIB *et al.*, 1990; ILBAY *et al.*,1994.). A literatura tem mostrado valores bastante satisfatórios para as resinas polimerizadas por energia de microondas (NISHII, 1968; KIMURA *et al.*, 1983,1984; HAYDEN,1986; DE CLERCK, 1987; LEVIN *et al.*,1988; SHLOSBERG, 1989; ILBAY *et al.*, 1994; BRAUN *et al.*, 1998; BARONCINI NETO *et al.*, 1990; GANZAROLLI, 1999).

No Brasil a primeira resina formulada para polimerização através de energia de microondas foi a *Onda Ceryl*, cujo ciclo de polimerização proposto pelo fabricante prevê uma pausa de 4 minutos. Este período de pausa se constitui em um fator desfavorável nos laboratórios de prótese dental, pois existe a necessidade do controle de tempo por parte do técnico, o que muitas vezes altera a rotina de trabalho, podendo levar ao uso de tempos e potências aleatórias, dificultando a correta polimerização da resina, com probabilidade de alterações nas propriedades da mesma. Além disso a literatura consultada não apresenta pausa em nenhum de seus trabalhos. Assim, esta pesquisa avaliou a resistência flexural, microdureza superficial e porosidade da resina *Onda Ceryl* quando

submetida a um ciclo alternativo de 6 minutos a 70% da potência do forno de microondas, eliminando-se dessa forma o tempo de pausa.

O teste de resistência flexural foi realizado pelo fato de que o mesmo é capaz de simular as cargas que são recebidas pelas próteses durante a função mastigatória. Segundo CRAIG, 1996 as resinas para microondas devem apresentar valores de resistência flexural em torno de 92 MPa. Neste estudo os resultados encontrados estão abaixo destes, mas semelhantes aos resultados de HAYDEN, 1986; SMITH *et al.*, 1992; DEL BEL CURY *et al.*, 1994; e CIFUENTES *et al.*, 1994. Também não se verificaram diferenças estatísticas significantes entre os dois grupos estudados ($p > 0,05$) indicando que o ciclo de polimerização proposto é viável de ser utilizado permitindo a obtenção de uma resina tão resistente quanto à obtida utilizando-se o ciclo proposto pelo fabricante. No entanto, ALKHATIB *et al.*, 1990; ILBAY, 1994 e RACHED *et al.*, 1998; encontraram valores superiores aos nossos achados. Estes valores discrepantes provavelmente podem ser creditados aos materiais, tipos de forno, tempos e potências utilizados em seus experimentos.

Um outro dado importante na avaliação da resina é a microdureza superficial que impede que a mesma sofra danos tais como riscos durante os procedimentos de limpeza e uso. Esta é representada pela capacidade do material resistir à penetração de uma ponta de diamante em formato de pirâmide com carga específica (PHILLIPS, 1993) cujo valor para microondas é de 17kg/mm² (CRAIG, 1996), muito próximo dos resultados encontrados nesta pesquisa e

concordes com os trabalhos de TROUNG & THOMAZS, 1988; SHOLOSBERG *et al.*, 1989; BRAUN *et al.* 1998. Comparando-se os ciclos de polimerização empregados constata-se que não ocorreram diferenças estatísticas significantes ($p > 0,05$) (Tabela 2), indicando que o ciclo alternativo é adequado na obtenção de resinas com microdureza superficial semelhante ao do ciclo indicado pelo fabricante.

A presença de poros internos e ou superficiais na resina constitui-se em um inconveniente, pois, quando presentes em grande quantidade, levam ao seu enfraquecimento (SANDERS *et al.*, 1987), bem como favorece o acúmulo de placa bacteriana e aderência de restos alimentares, dificultando a higienização (BAFILE *et al.*, 1991). A porosidade pode ser causada por relação pó/líquido insuficiente, falta de compressão no momento da prensagem, ebulição do monômero durante a polimerização inicial (SKINNER, 1993), espessura da resina e temperatura aplicada, sendo que esta última precisa ser rigorosamente controlada para evitar vaporização do monômero (DE CLERK *et al.*, 1987).

Neste estudo os resultados indicaram (Tabela 3) que o ciclo alternativo resultou em menor quantidade de poros, e este valor foi estatisticamente significativo ($p < 0,05$), quando comparado ao grupo controle. A diferença do ciclo alternativo em relação ao do fabricante, quanto à potência, foi à diminuição desta comparada ao do grupo controle, eliminando-se o tempo de pausa. Esta menor potência pode ter contribuído para a menor quantidade de poros observada. Este resultado está de acordo com alguns trabalhos encontrados na literatura, que

quando utilizaram menor potência e tempo prolongado observaram menor porosidade (NISHII,1968; KIMURA *et al.*, 1984; REITZ *et al.*, 1985; TROUNG & THOMAZS, 1988; AL-DOORI *et al.*, 1988; ILBAY *et al.*, 1992 TAUBERT & NOWLIN, 1992).

Uma das causas de porosidade é o excessivo aumento da temperatura exotérmica durante o processamento , que acarreta a evaporação do monômero , resultando em formação de poros (SABIT *et al.*, 1975; DE CLERK *et al.*, 1987; HOGAN & MORI, 1990; BAFILE *et al.*, 1991). Segundo CRAIG, 1996 o metilmetacrilato tem alta pressão de vapor e temperatura de processamento acima de 100,8°C causam a sua evaporação. No entanto, as resinas especialmente formuladas para microondas apresentam menor pressão de vapor justamente por conter em sua formulação dimetacrilatos como o etilenoglicol (SANDERS *et al.*, 1987; BAFILE *et al.*, 1991; TAUBERT & NOWLIN, 1992). Os dimetacrilatos são agentes de ligação cruzada incorporados as resinas com a finalidade de ativar as cadeias poliméricas lineares de polimetacrilato formando uma rede tridimensional que altera as propriedades físicas. Estes agentes, em certos casos transformam um polímero de baixo peso molecular em um polímero de alto peso molecular pelo aumento da temperatura de transição vítrea (Tg) para níveis que variam de 100 a 150°C, promovendo uma baixa pressão de vapor, que favorece o processamento da resina a temperaturas elevadas sem causar porosidade (PHILLIPS, 1993). Este fato explica porque as resinas formuladas especialmente para microondas, como a *Onda Cryl* , apresentam menor porosidade. Outro fator que possivelmente pode

ter contribuído para a menor quantidade de poros das resinas polimerizadas por microondas é o aquecimento homogêneo tanto do gesso como da resina que acarreta menor gradiente de temperatura durante o processamento (KIMURA *et al.*, 1983, 1984; HOGAN & MORI, 1990), caracterizando as resinas de microondas como promotoras de próteses com menor número de poros.

Como a resina Onda Ceryl foi lançada no mercado nacional há um tempo relativamente curto, existe a necessidade da realização de novos estudos, verificando-se não somente as técnicas de processamento, mas também as demais propriedades, na tentativa de melhorar as características deste material.

7. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos e condições experimentais conclui-se que:

- A) O ciclo alternativo permitiu a polimerização da resina com as mesmas qualidades para resistência flexural e microdureza superficial do ciclo do fabricante
- B) O ciclo alternativo apresentou menor número de poros do que o ciclo do fabricante.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

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

ALKHATIB, M.B. *et al.* Comparison of microwave-polymerized denture base resins. **Int. J. Prosth.**, Lombard, v.3, n.3, p.249-255, may /jun.1990.

BAFILE, M. *et al.* Porosity of denture resins cured by microwave energy. **J.Prosth. Dental**, Saint Louis, v.66, n.2, p.269-274, aug. 1991.

BARONCINI NETO, Z.; SALVADOR, M.C.G.; JESUS, R.R. Prótese total caracterizada processada por energia de microondas: descrição de um caso clínico. **Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial**. Curitiba, v.1, n.1,1999.

BLAGOJEVIC, V.; MURPHY, V.M. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study.**J. Oral. Rehabil.** Oxford, v.26,n.10 , p.804-808, oct.1999.

BRAUN, K.O.; DEL BEL CURY, A. A.; CURY,J.A . Avaliação *in vitro* da efetividade de polimerização da resina acrílica dental, ativada através de energia de microondas, quando em contato com metal. **Rev. Odont. Univ. São Paulo**. São Paulo,v.12, n.2, p.173-180, abr./jun.1998.

* De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR 6023**: informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2000.

CIFUENTES, H.G.; OSSMAN, L. M. D.; CARTAGENA, O.L.R. Utilization of microwave energy for polymerization of acrylic resins. **Rev. Fed. Odont.** Colombia, V.50, n.184, p.13-20, nov.1994.

CRAIG, R. **Restorative Dental Materials**. 5.ed. St Louis: Mosby, 1997. 584p.

DE CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J. Prosth. Dent.**, Saint Louis, v.57, n.5, p.650-658, may 1987.

DEL BEL CURY, A.A.; 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, p.243-249, out. /dez. 1994.

GANZAROLLI, S.M., **Avaliação da adaptação e porosidade de bases de prótese, segundo dois diferentes tipos de resfriamento**. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1999.

GOODKIND, R.J.; SCHULTE, R.C. Dimensional accuracy of pour acrylic resin and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. **J. Prosth. Dent.**, Saint Louis, v.24, n.6, p.662-668, dec. 1970.

HAYDEN, W.J. Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. **Gen. Dent.**, Chicago, v.34, n.05, p.367-371, sep./out. 1986.

HOGAN, P. F.; MORI, T. Development of a method of continuous temperature measurement for microwave denture processing. **Dent. Mater.**, Washington, v.9, n.1, p.1-11, june 1990.

ILBAY, S.G.; GÜVENER, S.; ALKUMRU, H. N. Processing dentures using a Microwave technique. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, n.21, n.01, p.103-109, jan. 1994.

KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SAITO, T. Application of microwave for dental technique (part II) : adaptability of cured acrylic resins. **J. Osaka Univ. Dent.**, Osaka., v.24, p.21-29, dec. 1984.

KIMURA et al. Application of microwave for dental technique (part I): Dough forming and curing of acrylic resins. **J. Osaka Univ. Dent.**, Osaka, v.23, p.43-49. Dec. 1983.

LEVIN, B.; SANDERS, L.J.; 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.

NISHII, 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.

NOWLIN, T. P.; TAUBERT, T.; BOESEL, B. J. Tensile strength and porosity in the new microwave process acrylics. **J. Dent. Res.**, Washington, v.70. p. 476. Apr. 1991.

PHILLIPS, W. R. **Materiais dentários**. 9 ed. Guanabara Koogan, 1993. 334p.

RACHED, R. **Resistência de união entre resina acrílica para microondas e resina acrílica termopolimerizável convencional segundo diferentes tratamentos químicos prévios**. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1998.

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

RIZZATI BARBOSA, C.M. et al. Use of microwave energy in processing dental prostheses. *Rev. Asoc. Odont. Argent.* Buenos Aires. v. 86, n.2, p. 105-108. março/abril.1998.

RODRIGUES GARCIA, R.M.C.; DEL BEL CURY, A A .Estudos da adaptação e porosidade de bases de prótese confeccionadas com resina acrílica dental submetida a dois ciclos de polimerização. *Revta. Odont. Univ. S. Paulo*, São Paulo, v.10, n.4, p.295-302, out./dez. 1996.

SABIT, E. M.; RAMADAN, F.A.A.; MOHAMED, F. A. The effect of curing cycles and mold materials on porosity of acrylic resin. *Egypt dent. J.*, Cairo, v.21, n.1, p.75-88, jan. 1975.

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

SCHNEIDER, R.L. Microwave processing of acrylic resin. *Trends and techniques in the contemporary dental laboratory* .v.12, n.3, p.29-33, apr. 1995.

SHLOSBERG, S. R. et al. Microwave energy polymerization of poly (methyl Methacrylate) denture base resin. *Int. J. Prosth.*, Lombard, v.2, n.5, p.453 - 458, sept.1989.

SKINNER, E. W. *Materiais dentários de SKINNER*. 8. Ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1994. P.127-153.

SMITH, L.T.; POWERS, J.M.; LADD, D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. **Int. J. Prosth.**, Lombard, v.5, n.4, p.315-320, july/aug. 1992.

SPENCER, H. R.; GARIAEF, P. The present status of vulcanite versus plastics a baseplate material. **Contact Pt.**, San Francisco, v.27, p.263-267, june 1949.

TAKAMATA, T.; SETCOS, J. C. Resin dentures bases: Review of accuracy and methods of polymerization . **Int. J. Prosth.**, Lombard, St Louis, v.2, n.6, p.555-562,1989.

TAUBERT, T. R.; NOWLIN, T. R. Controlling porosity in Microwave processed Acrylic trends, **Thech**, v.9, n.03, p.45-48, apr. 1992.

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

YUNUS, N.; HARRISON, A ; HUGGETT, R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of na acrylic resin repair material. **J. Oral. Rehabili.** Oxford,v.21. p.641-648. 1994.

WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C. Dimensional changes occurring in artificial dentures. **Int. Dent. J.**, Saint Albans, v.9, n.4, p.451-460, may 1959.

ANEXOS

Quadro 1 – Valores obtidos do teste de resistência flexural (Mpa) para cada amostra

Amostra	Resistência Flexural	
	G1	G2
1	74.6	86.79
2	87.79	84.86
3	64.58	81.15
4	92.05	83.05
5	72.89	81.78
6	75.86	82.64
7	86.32	89.19
8	89.06	83.76
9	86	84.53
10	74.92	80.47
11	91.7	87.06
12	93.29	64.9

Quadro 2 – Valores das médias das amostras para o teste de microdureza superficial (Kg/mm²)

Amostras	Microdureza Superficial	
	G1	G2
1	15.9	15.1
2	16.4	16.3
3	13.5	16.9
4	14.4	15.9
5	16.3	17.4
6	16.6	17.6
7	20.1	18.1
8	18	16.9
9	18.1	15.9
10	16.4	16
11	18.5	19.3
12	19	17

Quadro 3 – Valores da contagem do número de poros (n/mm^2), para cada amostra

Amostras	Porosidade	
	G1	G2
1	12	10
2	9	8
3	14	10
4	10	8
5	14	10
6	9	11
7	10	7
8	15	10
9	13	7
10	10	8
11	7	9
12	7	10

Quadro 4 – Teste-F para amostras de resistência flexural

Teste-F: duas amostras para variâncias		
Resistência Flexural		
	Variável 1	Variável 2
Média	82.42167	82.515
Variância	87.95342	37.43392
Observações	12	12
gl	11	11
F	2.349565	
P(F<=f) uni-caudal	0.08612	
F crítico uni-caudal	2.817927	

Quadro 5 – Teste-t para variáveis equivalentes de resistência flexural

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes

Resistência Flexural

	<i>Variável 1</i>	<i>Variável 2</i>
Média	82.42167	82.515
Variância	87.95342	37.43392
Observações	12	12
Variância agrupada	62.69367	
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	22	
Stat t	-0.02887	
P(T<=t) uni-caudal	0.488613	
t crítico uni-caudal	1.717144	
P(T<=t) bi-caudal	0.977226	
t crítico bi-caudal	2.073875	

Quadro 6 – Teste-F para amostras de microdureza superficial

Teste-F: duas amostras para variâncias

Microdureza Superficial

	<i>Variável 1</i>	<i>Variável 2</i>
Média	16.93333	16.86667
Variância	3.600606	1.304242
Observações	12	12
gl	11	11
F	2.760688	
P(F<=f) uni-caudal	0.053315	
F crítico uni-caudal	2.817927	

Quadro 7 – Teste-t para variáveis equivalentes de microdureza superficial

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias equivalentes
Microdureza Superficial

	<i>Variável 1</i>	<i>Variável 2</i>
Média	16.93333	16.85455
Variância	3.600606	1.432727
Observações	12	11
Variância agrupada	2.568283	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	21	
Stat t	0.117777	
P(T<=t) uni-caudal	0.453682	
t crítico uni-caudal	1.720744	
P(T<=t) bi-caudal	0.907363	
t crítico bi-caudal	2.079614	

Quadro 8 – Teste-F para amostras de porosidade

Teste-F: duas amostras para variâncias

Porosidade

	<i>Variável 1</i>	<i>Variável 2</i>
Média	10.83333	8.909091
Variância	7.424242	1.890909
Observações	12	11
gl	11	10
F	3.926282	
P(F<=f) uni-caudal	0.019844	
F crítico uni-caudal	2.942954	

Quadro 9 – Teste-t para variáveis diferentes de porosidade

Teste-t: duas amostras presumindo variâncias diferentes

Porosidade

	<i>Variável 1</i>	<i>Variável 2</i>
Média	10.83333	9
Variância	7.424242	1.818182
Observações	12	12
Hipótese da diferença de média	0	
gl	16	
Stat t	2.089003	
P(T<=t) uni-caudal	0.026521	
t crítico uni-caudal	1.745884	
P(T<=t) bi-caudal	0.053042	
t crítico bi-caudal	2.119905	