



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CENTRO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE QUÍMICA
QUÍMICA INDUSTRIAL**

SILVIO DA SILVA NUNES

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA FLEXURAL, TÉRMICA E DE GRUPOS
FUNCIONAIS EM UMA RESINA ACRÍLICA ODONTOLÓGICA A BASE DE
POLI (METIL METACRILATO) (PMMA)**

**CAMPINA GRANDE – PB
2015**

SILVIO DA SILVA NUNES

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA FLEXURAL, TÉRMICA E DE GRUPOS
FUNCIONAIS EM UMA RESINA ACRÍLICA ODONTOLÓGICA A BASE DE
POLI (METIL METACRILATO) (PMMA)**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC)
apresentado a Universidade Estadual da
Paraíba em cumprimento à exigência
para obtenção do grau de graduação em
Química Industrial.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Maria Roberta de Oliveira Pinto

CAMPINA GRANDE-PB
2015

É expressamente proibida a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano da dissertação.

N972a Nunes, Silvio da Silva.

Análise da resistência flexural, térmica e de grupos funcionais em uma resina acrílica odontológica a base de poli (metil metacrilato) (PMMA) [manuscrito] / Silvio da Silva Nunes. - 2015.

68 p. : il. color.

Digitado.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Química Industrial) - Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências e Tecnologia, 2015.

"Orientação: Profa. Dra. Maria Roberta de Oliveira Pinto, Departamento de Química".

1. Polimetilmetacrilato (PMMA). 2. Resina acrílica. 3. Ciclos de polimerização. 4. Materiais odontológicos. I. Título.

21. ed. CDD 617.695

SILVIO DA SILVA NUNES

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA FLEXURAL, TÉRMICA E DE GRUPOS
FUNCIONAIS EM UMA RESINA ACRÍLICA ODONTOLÓGICA A BASE DE
POLI (METIL METACRILATO) (PMMA)**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC)
apresentado a Universidade Estadual da
Paraíba em cumprimento à exigência
para obtenção do grau de graduação em
Química Industrial.

Aprovada em 26/02/2015

Maria Roberta de Oliveira Pinto.
Prof.^a Dr.^a Maria Roberta de Oliveira Pinto - DQ/CCT/UEPB
Orientadora

Edilane Laranjeira
Prof.^a Dr.^a Edilane Laranjeira - DQ/CCT/UEPB
Examinadora

Waldênia Pereira Freire
Prof.^a Dr.^a Waldênia Pereira Freire - DO/CCBS/UEPB
Examinadora

*À Deus por guiar todos os meus passos e à minha mãe por toda dedicação,
perseverança e amor dados incondicionalmente.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por todas as oportunidades dadas a mim em todos os dias da minha vida, porque dEle e para Ele são feitas todas as coisas.

Aos meus pais Marta Lúcia da Silva Nunes e José Ferreira Nunes por me ensinarem os verdadeiros valores da vida, pois sem os ensinamentos e apoio deles não estaria aqui.

Aos meus irmãos Sávio da Silva Nunes e Saulo da Silva Nunes por também me ensinarem como enfrentar a vida e não desistir perante obstáculos.

A Universidade Estadual da Paraíba – UEPB Campus I, pela oportunidade e apoio para a realização do curso.

A minha orientadora Prof.^a Dr.^a Maria Roberta de Oliveira Pinto por toda atenção e paciência nesse processo.

A todos os professores do Departamento de Química e do Departamento de Engenharia Sanitária do Centro de Ciências e Tecnologia da Universidade Estadual da Paraíba pela atenção, presteza e por passarem seus conhecimentos para toda a turma.

Aos meus amigos e companheiros de turma que sempre me ajudaram nessa longa caminhada.

Ao meu amigo Alan Souza por tantas ideias e por toda ajuda na elaboração deste trabalho.

Ao departamento de Odontologia e à Prof.^a Dr.^a Ana Isabella de Arruda Meira Ribeiro por todo o apoio e atenção à elaboração deste trabalho.

Ao meu amigo e companheiro de trabalho técnico de laboratório de prótese da UEPB Christopher de França Leite por toda ajuda na confecção dos corpos de prova.

Ao técnico de Laboratório do CertBio da UEPB Paulo César Dantas da Silva por toda atenção e disponibilidade nas análises térmicas.

A todos o meu muito obrigado!

“Sempre alimente a esperança de vencer! Só duvide de quem duvida de você!”
Gabriel, O Pensador.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Estrutura molecular da acetona cianidrina.....	16
Figura 2. Estrutura molecular do sulfato de metacrilamida1.....	16
Figura 3. Fórmula do MMA e PMMA.....	17
Figura 4. Polímero da Resina Acrílica. Sua apresentação é na forma de pérolas pré-polymerizadas.....	18
Figura 5. Representação esquemática do processo de polimerização do PMMA.....	20
Figura 6. Cadeias poliméricas interpenetradas.....	22
Figura 7. (A) Dimensões do corpo de prova; (B) Padrão metálico.....	40
Figura 8. Inclusão das matrizes metálicas em muflas para microondas.....	41
Figura 9. Silicona de Condensação Perfil Denso.....	41
Figura 10. Muralha de silicona de condensação sobre as matrizes.....	42
Figura 11. Base e contra-mufla com o molde das matrizes.....	42
Figura 12. Isolante VIPI Film.....	43
Figura 13. Resina Acrílica Termopolimerizável para microondas VIPIWave.....	43
Figura 14. Resina Acrílica Termopolimerizável convencional VIPICril Plus.....	44
Figura 15. Corpos de prova.....	45
Figura 16. Demonstração do ensaio mecânico.....	46
Figura 17. Espectros de FTIR do PMMA.....	47
Figura 18. Polimerização por micro-ondas.....	48
Figura 19. Polimerização convencional.....	49
Figura 20. Esforço de flexão em cada um dos corpos de prova (em MPa).....	50
Figura 21. Média de Esforço de flexão de cada grupo (em MPa).....	50
Figura 22. Degradação térmica do G1.....	52
Figura 23. Degradação térmica do G2.....	52
Figura 24. Degradação térmica do G3.....	53
Figura 25. Degradação térmica do G4.....	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Materiais utilizados.....	39
Tabela 2. Ciclos de Polimerização.....	45
Tabela 3. Descrição da carga exercida e o desvio padrão dos valores observados.....	47
Tabela 4. Descrição da carga exercida e o desvio padrão dos valores observados.....	51

RESUMO

O polímero, por sua versatilidade, vem sendo amplamente utilizados pelo homem há séculos. No início do século passado o Poli (metil metacrilato) foi utilizado pela primeira vez em próteses odontológicas na forma de resina acrílica. Na odontologia, o uso dos polímeros a base de resina acrílica é aplicado na confecção de aparelhos protéticos, confecção de dentes artificiais, aparelhos ortopédicos maxilares, facetas, coroas e pontes, obturação de fendas palatinas, implantes e obturações endodônticas. Em 1940 a American Dental Association (ADA) determinou algumas especificações para as resinas acrílicas quanto à metodologia de manuseio, inspeção e testes, critérios de armazenamento, critérios quanto às suas propriedades e outras generalidades. A ISO 1567 determina que o valor mínimo de resistência flexural para esse tipo de resina é de 65 PMA. Este trabalho tem como objetivo analisar e comparar uma resina acrílica termicamente ativada polimerizada pelos processos de micro-ondas e convencional, observando as condições de polimerização indicadas pelo fabricante a fim de observar qual o método para ser usado na confecção de próteses dentárias. Para isso foram confeccionados doze corpos de prova com dois tipos diferentes de resina (micro-ondas e convencional) e divididos em quatro grupos. Os espécimes de cada grupo tiveram ciclos de polimerização diferentes e posteriormente foram feitos testes de flexão de três pontos, análise dos grupos funcionais e análise térmica em todos os espécimes. Foi observado que não houve diferença significativa quanto à resistência à flexão, quanto ao FTIR e quanto à degradação térmica nos quatro ciclos de polimerização realizados neste.

Palavras-chave: Polimetilmetacrilato (PMMA). Resina acrílica. Ciclos de polimerização.

ABSTRACT

The polymer, for its versatility, has been widely used by man for centuries. At the beginning of the last century Poly (methyl methacrylate) was first used in dental prosthetics as an acrylic resin. In dentistry, the use of polymers acrylic resin base is used to manufacture prosthetic devices, making artificial teeth, jaw orthopedics, veneers, crowns and bridges, shutter palate, implants and root canal fillings. In 1940 the American Dental Association (ADA) has determined some specifications for acrylic resins as the handling methodology, inspection and testing, storage criteria, criteria as to its properties and other generalities. ISO 1567 provides that the minimum value of flexural strength for this type of resin is 65 MPa. This work aims to analyze and compare a thermally activated resin polymerized by microwave and conventional processes, observing the polymerization conditions specified by the manufacturer in order to observe which method to be used in the manufacture of dental prostheses. To this were fabricated twelve specimens with two different types of resin (microwave and conventional) were divided into four groups. The specimens from each group had different plolimerização cycles and were subsequently made flexural testing three points, analysis of functional groups, and thermal analysis in all specimens. It was observed that there was no significant difference in flexural strength, as the FTIR and the thermal degradation in the four polymerization cycles realized this.

Keywords: Poly methyl methacrylate (PMMA). Acrylic resin. Curing cycles

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Objetivo.....	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 Poli (metil metacrilato) (PMMA).....	16
2.2 Introduções de Agentes de Ligação Cruzada.....	21
2.3 Usos do PMMA na Odontologia.....	24
2.4 Métodos de Polimerização.....	24
2.5 Porosidades na Resina Acrílica.....	35
3 MATERIAIS E MÉTODOS	39
3.1 Materiais.....	39
3.2 Métodos.....	39
3.2.1 Confecção das Amostras.....	39
3.2.2 Processo de inclusão na mufla.....	40
3.3 Processo de Acrilização.....	42
3.4 Processo de Polimerização.....	44
3.5 Corpos de Prova.....	45
3.6 Espectroscopia na Região do Infravermelho por Transformada de Fourier - (FTIR).....	46
3.7 Ensaio Mecânicos.....	46
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	48
4.1 Espectroscopia na Região do Infravermelho por Transformada de Fourier - (FTIR).....	48
4.2 Propriedades Mecânicas.....	49
4.2.1 Resistência à Flexão.....	49
4.2.1.1 Resultados em Newton.....	49
4.2.1.2 Resultados em Mpa.....	50
4.3 Resistência Térmica.....	52
4.4 Discussão.....	55
5 CONCLUSÃO	60
REFERÊNCIAS	61

1 INTRODUÇÃO

Polímeros consistem de macromoléculas formadas pela repetição de unidades químicas menores chamadas meros que estão relacionadas entre si quimicamente. O Poli (metil metacrilato) (PMMA) é um polímero sintético, auto ou termicamente polimerizado, usado como material para base de próteses odontológicas são clinicamente aceitáveis possuindo as seguintes propriedades: aparência natural, durabilidade, insolubilidade e baixa absorção em fluidos orais, ausência de gosto e odor, propriedades térmicas satisfatórias, união a plásticos, metais e porcelanas.

Na odontologia, o uso dos polímeros a base de resina acrílica também é aplicado na confecção de aparelhos protéticos, confecção de dentes artificiais, aparelhos ortopédicos maxilares, facetas, coroas e pontes, obturação de fendas palatinas, implantes e obturações endodônticas.

O Poli (metil metacrilato) se adapta a uma faixa de pigmentação devidos os pigmentos encontrados para se obterem as cores semelhantes ao do tecido bucal, os quais são compostos de sulfeto de cádmio, óxido férrico e os sais de cádmio. Apresenta boa resistência à tração e compressão.

Na odontologia um dos fatores que contribuem para que os polímeros a base de metacrilato de metila serem aceitos é que podem ser produzidos através de técnicas relativamente simples e possuem características biológicas, físicas, estéticas e de manipulação necessárias para uso na cavidade bucal. As considerações biológicas é que as resinas deveriam ser: insípida, inodora, não tóxica e não irritante aos tecidos bucais, e ser completamente insolúvel, impermeável a saliva ou outros fluidos da boca.

Nas propriedades físicas a resina deve apresentar resiliência, resistência à compressão as forças mastigatórias ou de impacto, ter estabilidade dimensional nas condições de uso como as mudanças a temperatura e variações de carga e deve apresentar esteticamente uma coloração que possa igualar á aparência dos tecidos bucais. Também são importantes a sorção de líquidos e a solubilidade. Segundo alguns pesquisadores como Peyton e Mann (1942), Skinner e Chung(1952), Grunewald, Paffenbarger e Dickson (1952), as resinas possuem a propriedade de sorver água, quando imersas em líquidos durante certo período de tempo, por causa da polaridade dos seus polímeros e do fenômeno de difusão. Esta sorção de água acarretaria uma expansão que compensaria a contração da resina ocorrida durante o processo de

polimerização. Uma modificação desses requisitos advindos dos processos de polimerização e durante o seu uso poderá trazer conseqüências indesejáveis, como instabilidade de cor, perda de elementos constituintes, alterações dimensionais, odor desagradável (BRAUN et al., 2000).

Até 1936, o material mais utilizado para a confecção de bases protéticas era um produto originado da vulcanização da borracha, método desenvolvido pela GoodYear, que apesar de boas propriedades físicas, deixava a desejar em relação à estética, sendo sua cor original vermelho escura. Entretanto, de acordo com Mutlu, Harrison, Huggett(1989), estas eram duráveis, leves, de fácil confecção e de baixo custo.

Desde o surgimento da resina acrílica, várias modificações em sua composição e técnicas de polimerização têm sido desenvolvidas, tentando melhorar suas propriedades físicas, químicas e biológicas, no uso como base para próteses totais removíveis. Assim, surgiram vários tipos de resinas com reações de co-polimerização com diferentes ciclos de polimerização (curto ou longo), técnicas de injeção fluida, sob pressão, entre outras, a fim de se obter um trabalho com boa qualidade a um curto prazo.

Em 1968, Nishii desenvolveu um método de polimerização através da irradiação por microondas. Segundo seu experimento, o tempo da reação foi diminuído, houve um aquecimento por igual da base, encontrou-se pouca porosidade e as propriedades físicas foram semelhantes às do processo comum.

Kelly (1969), em seu estudo, afirmou que a fratura de uma dentadura de resina acrílica pode ocorrer acidentalmente por um impacto fora da boca ou podem acontecer quando ela estiver em função dentro da boca. Estas rachaduras podem ocorrer geralmente ocasionada devido à flexões repetidas em um período de tempo e são mais comuns na linha média de próteses superiores.

A resistência a flexão do Poli (metil metacrilato) é determinada pela carga máxima que o material é capaz de suportar até a sua ruptura. É aplicada uma força previamente determinada e analisada a intensidade dessa força. A ISO 1567 determina que o valor mínimo de resistência flexural para esse tipo de resina é de 65 MPa.

A degradação térmica do PMMA tem sido o objeto de inúmeras publicações nos últimos 60. O PMMA é considerado um polímero que despolimeriza gerando o seu monômero quando degradado termicamente a temperaturas acima de 550°C anos (Manring, 1988, Gao, *et al.*, 1997, Holland, *et al.*, 2001, Holland,*et al.*, 2002, Hu, *et al.*, 2003, Gao, *et al.*, 2004).

1.1 Objetivo

Este trabalho tem como objetivo analisar e comparar uma resina acrílica termicamente ativada e polimerizada através de processos: polimerização convencional (água aquecida) e polimerização por energia de microondas.

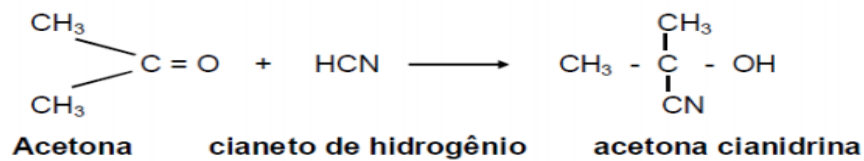
2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Poli (metil metacrilato) (PMMA)

Poli (metil metacrilato) (PMMA), conhecido como resina acrílica é derivado do etileno e contém um grupo vinílico em sua fórmula estrutural, podendo ser derivado do ácido acrílico ou do ácido metacrílico, sendo que ambos os compostos polimerizam por adição (WOELFEL, 1971).

Em 1932, o inglês J. W. C. Crawford desenvolveu um método simples e econômico de se obter o metil metacrilato. O processo desenvolvido por Crawford, para a preparação do metil metacrilato, consiste em, primeiramente, reagir a acetona com cianeto de hidrogênio, para formar a acetona cianidrina. A estrutura da cianidrina é apresentada na figura 1.

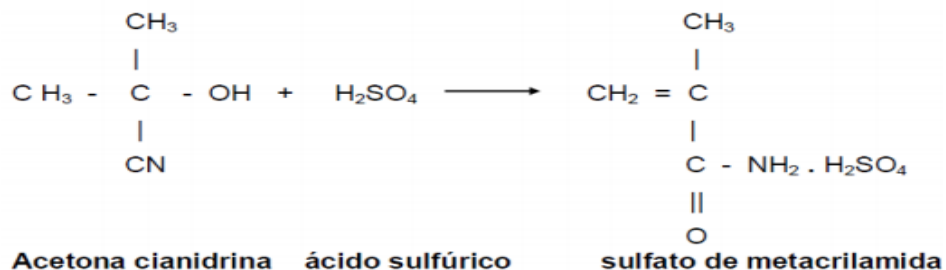
Figura 1. Estrutura molecular da acetona cianidrina



Fonte: (SIMIELLI, 2010)

A cianidrina é, então, hidrolisada com ácido sulfúrico, formando o sulfato de metacrilamida (figura 2). Logo após o sulfato não é isolado da mistura reativa, a qual passa por um recipiente de esterificação e reage continuamente com metanol, obtendo assim o mero para a formação do polímero Polimetilmetacrilato.

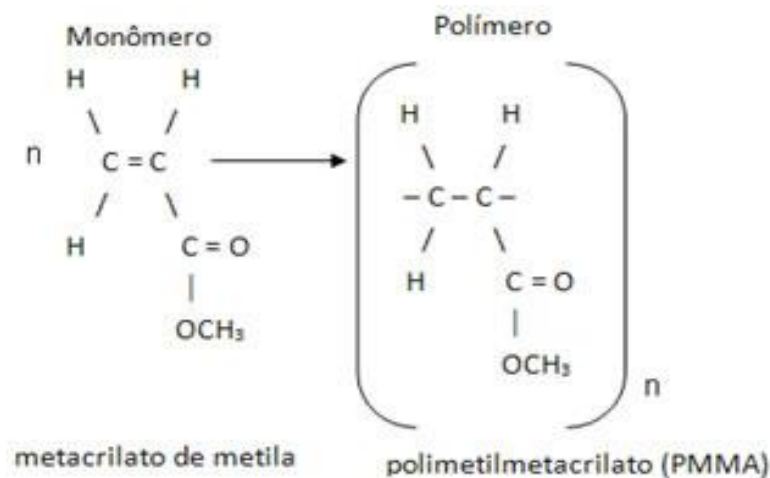
Figura 2. Estrutura molecular do sulfato de metacrilamida



Fonte: (SIMIELLI, 2010)

Devido à sua estrutura química (Figura 3), o PMMA se degrada sob irradiação. Trata-se de um polímero termoplástico, material polar de cadeia carbônica acrílica e linear, substância dura, rígida, que se deixa riscar facilmente por materiais de maior dureza. Ele é amorfo, pois possui grupos laterais volumosos sem estereorregularidade completa. Sua temperatura de transição vítrea (T_g) depende do peso molecular e da presença e quantidade de plastificantes (CALLISTER Jr, 2007).

Figura 3. Fórmula do MMA e PMMA

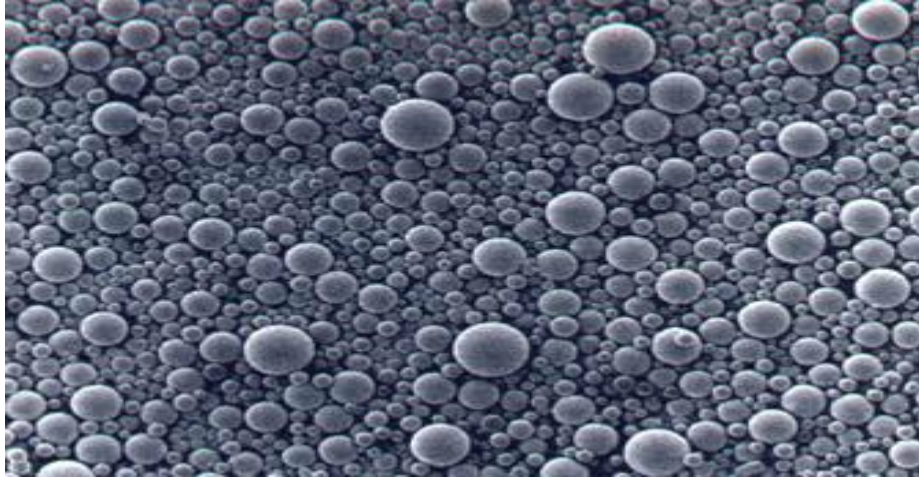


Fonte: (MANO, 1991)

As resinas acrílicas odontológicas são fornecidas em forma de líquido e pó. O pó é composto por micro esferas pré-polimerizadas (Figura 4) cujos constituintes são o Poli (metil metacrilato) e o agente químico responsável por iniciar a reação que é o peróxido de benzoíla. O Líquido é claro e transparente e o principal componente é o metacrilato de metila (MMA) e também contém uma pequena quantidade de hidroquinona (0,006 %), que é um inibidor da polimerização do líquido enquanto está armazenado. A polimerização ocorre com a união das moléculas de MMA, que é a unidade funcional da resina acrílica. O líquido tem temperatura de ebulição de 100,8 °C e o calor liberado durante sua polimerização é de 12,9 Kcal/mol. Quando misturado ao pó, o líquido tem a função de dissolver parcialmente o pó e formar uma massa plástica para assumir a forma previamente definida no processo de confecção. A correta proporção entre pó e líquido é de fundamental importância para obtenção de um produto final com propriedades ideais. A relação pó/líquido indicada é de 3:1, três partes de pó para uma

parte de líquido, porém pode variar de acordo com os fabricantes (ANUSAVISE, K.J. PHILLIPS, 1998).

Figura 4. Polímero da Resina Acrílica. Sua apresentação é na forma de pérolas pré-polymerizadas



Fonte: (PHILLIPS, 1998)

A mistura pó/líquido deve passar pelo processo de polimerização que é desencadeado por um ativador que pode ser energia térmica, energia luminosa, energia de microondas ou energia química.

A reação de polimerização é feita por uma série de reações intermoleculares de repetição que são funcionalmente capazes de progredir indefinidamente. As resinas sintéticas polimerizam aleatoriamente a partir de locais que foram ativados. O número de peso molecular médio de vários polímeros utilizados na odontologia varia de 8.000 a 39.000 (PHILLIPS, 2005).

É importante entender que essa polimerização raras vezes é completa e que as moléculas de monômeros residuais podem ser separadas dos materiais poliméricos. Os componentes de baixo peso molecular, algumas vezes provocam reações alérgicas. Os mecanismos de polimerização de cascata ou condensação e adição são através de reações químicas entre duas ou mais moléculas simples.

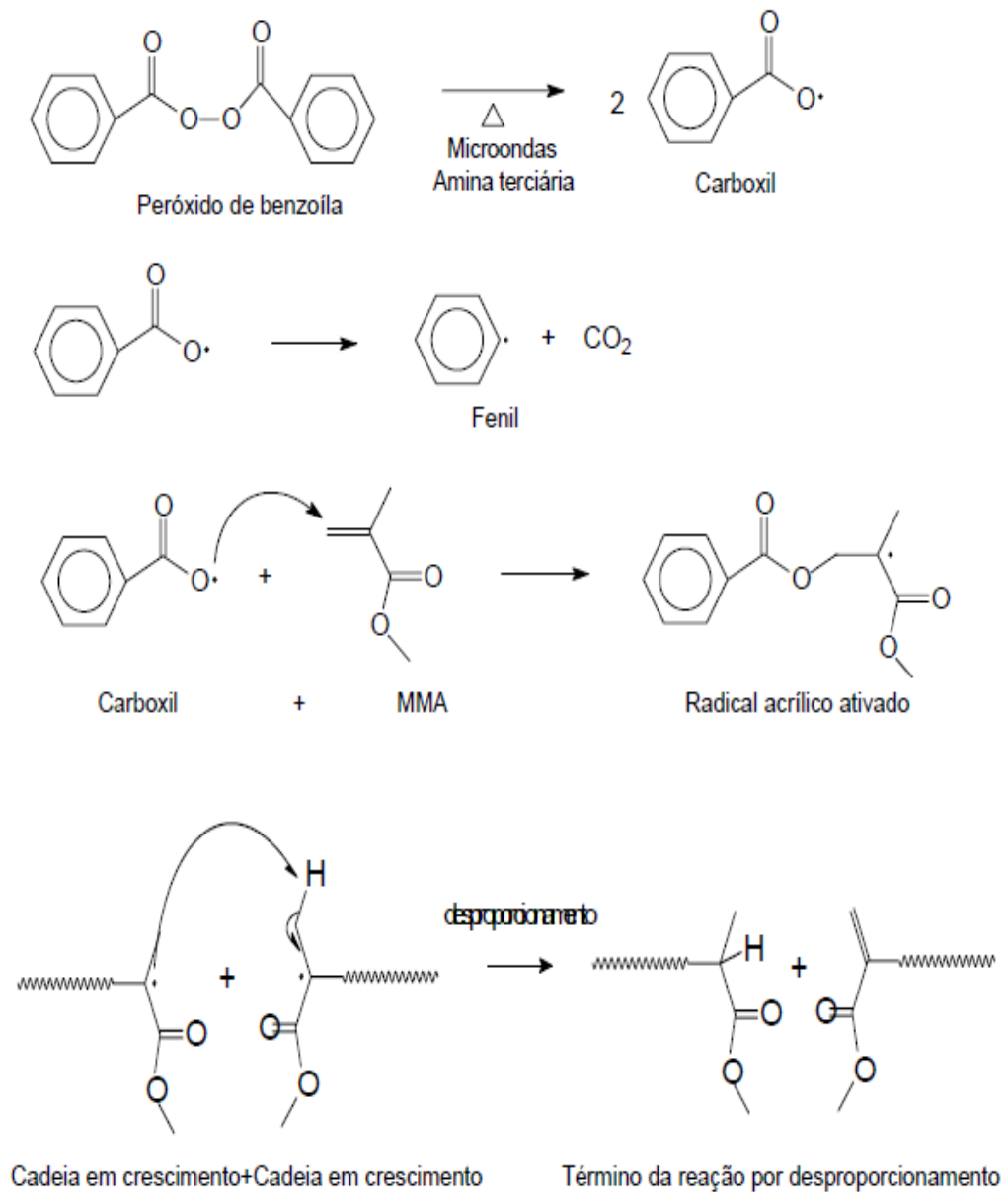
A polimerização que ocorre através da energia térmica é iniciada quando a temperatura da resina atinge 65°C, que é a quantidade de calor suficiente para decompor a molécula de peróxido de benzoíla, formando radicais livres que desencadeiam a reação de polimerização. Essa forma de polimerização também é conhecida como polimerização em banho de água aquecida (banho Maria), pois a mufla contendo a resina é mantida imersa em água à temperatura constante (PADILHA; SOUZA, 1997).

Schoonover e Sweeney(1938) descreveram algumas propriedades de resinas termicamente ativadas, demonstrando que diversos fatores inerentes às propriedades das resinas poderiam influenciar seriamente no resultado final. Neste experimento concluíram que ocorriam polimerizações parciais no armazenamento do material e que este aspecto poderia alterar as propriedades físicas da prótese concluída. Constataram também que a temperatura de polimerização era muito importante, pois influenciava no resultado final da polimerização e em propriedades como a cor e a dureza. Verificaram ainda que métodos como cromatografia e solubilidade em acetona poderiam ser utilizados para determinar respectivamente a aparência estética e o grau de polimerização da resina.

Segundo Phillips (1993), há três estágios da polimerização: indução, propagação e terminação. A indução é o estágio no qual a molécula do iniciador se torna energizada e passa a transferir a sua energia para as moléculas de monômero. A fase de propagação se inicia quando as moléculas de monômero se juntam sucessivamente na cadeia. A fase de terminação represente o encerramento do processo por ligação direta entre as cadeias poliméricas ou por adição de hidrogênio em uma cadeia em crescimento.

No processo de polimerização as moléculas de MMA são unidas através de ligações covalentes para formar o PMMA (macromolécula) através da ativação, que pode ser por diferentes tipos de energia, o iniciador da reação (peróxido de benzoíla) decompõe-se formando radical livres (carboxil ou fenil). Cada radical livre reage com uma molécula livre de monômero rompendo sua ligação dupla, deixando-a com um elétron sem par e transformando-a em outro radical livre (radical acrílico) que dá seguimento ao crescimento da cadeia polimérica. Esse processo ocorre em vários centros ativos formando um polímero de elevada massa molar. A reação termina quando o centro ativo é bloqueado por uma série de reações de terminação, ou seja, quando dois radicais acrílicos se combinam e são desativados pela troca energia (desproporcionamento) ou quando elétrons de uma macromolécula em crescimento são transferidos para uma molécula inativa. A Figura 5 ilustra o processo de polimerização do PMMA.

Figura 5. Representação esquemática do processo de polimerização do PMMA



Fonte: Tudo sobre Plástico (2014)

A aproximação das moléculas de monômeros durante a reação de polimerização leva a uma alteração dimensional volumétrica chamada de contração, que pode ser parcialmente compensada pela expansão que ocorre quando imersa em água ou saliva (SKINNER; COOPER, 1943).

Harman (1949) verificou o efeito do tempo e da temperatura sobre a polimerização de uma resina de metilmetacrilato. Com esta finalidade, submeteu corpos de prova a 3 ciclos de polimerizações diferentes e determinou a contração linear dos mesmos. Segundo o método de armazenagem em água destilada a 37°C ou em um

dessecador a temperatura ambiente por um período de 19 meses. Observou que as mudanças dimensionais ocorridas nas amostras armazenadas em água diminuíram em função do tempo, e que houve aumento de peso, ao contrário das armazenadas à seco, cujas alterações dimensionais aumentaram com o passar do tempo acompanhadas da perda de peso, tendo ambas alcançado a estabilidade após 2 semanas. O autor concluiu que a técnica de polimerização não alterava o comportamento dimensional da resina, desde que uma polimerização substancial tivesse ocorrido, o que poderia ser demonstrado indiretamente pelas propriedades físicas satisfatórias do material, e que o grau de polimerização conseguido foi em função do tempo e da temperatura dentro da resina, observando também que um ciclo efetivo de polimerização deveria levar em consideração o tamanho e a forma da amostra. Assim, o autor sugeriu que a especificação para este material deveria definir as dimensões dos corpos de prova, para obtenção de resultados uniformes quando o mesmo fosse submetido aos testes.

2.2 Introdução de Agentes de Ligação Cruzada

Desde o surgimento da resina acrílica, várias modificações em sua composição e técnicas de polimerização têm sido desenvolvidas, tentando melhorar suas propriedades físicas, químicas e biológicas, no uso como base para próteses totais removíveis. Assim, surgiram vários tipos de resinas com reações de co-polimerização, ativação por luz ou calor, com diferentes ciclos de polimerização (curto ou longo), técnicas de injeção fluida, sob pressão e outras.

O PMMA apresenta desvantagens, como pouca resistência ao desgaste, susceptibilidade à absorção de fluidos (o que compromete sua estabilidade química e física) e instabilidade de cor, sofrendo com a ação de corantes orgânicos, água, agentes de clareamento, luz solar e agentes químicos usados para a limpeza de próteses (SATO et al., 1993).

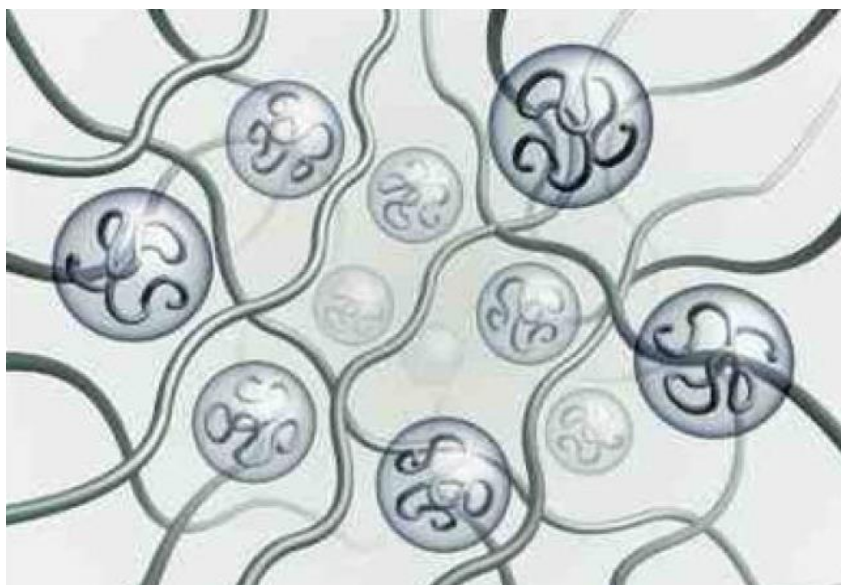
Então nos anos 50, as resinas acrílicas receberam agentes de ligação cruzada em sua formulação, o que consiste na adição de moléculas monoméricas bifuncionais com ligações duplas reativas em cada extremidade (dimetacrilato de etilenoglicol), permitindo o cruzamento entre as cadeias poliméricas retilíneas e a formação de ramificações não lineares. Formam-se, assim, ligações tridimensionais entre as macromoléculas retilíneas, o que contribui para a melhoria da resistência mecânica, a solubilidade e a sorção de água da resina. Esse agente de ligação cruzada permite à

ligação das cadeias poliméricas através de interconexões, que aumentam à resistência do material a deformação (ANUSAVICE, 1998).

Como consequência de pesquisas para melhorar a resistência dos dentes artificiais poliméricos, no final dos anos 80 surgiram os dentes de resinas acrílicas com cadeias poliméricas interpenetradas, caracterizando um novo material: a resina acrílica com rede de polímeros interpenetrante (IPN – *Interpenetrating Polymer Network*). Rede de 36 polímeros interpenetrante são estruturas formadas quando uma rede de polímeros é cruzada no interior de outra rede tridimensional ocupada por um segundo polímero com ligações cruzadas (Figura 3). Assim, as redes cruzadas coexistem no mesmo volume do espaço (uma retida fisicamente dentro da outra) e não podem ser dissociadas sem que ocorra a ruptura das ligações químicas, o que resulta em propriedades físicas melhoradas para os materiais poliméricos (WHITMAN et al., 1987).

As resinas acrílicas para base de próteses mais comumente utilizadas baseiam-se no sistema monômero metilmetacrilato (MMA) e polímero Poli (metil metacrilato) (PMMA). Independentemente do tipo de polimerização, as resinas acrílicas termopolimerizáveis também diferem em sua composição, podendo apresentar ou não agentes de ligação cruzada, tais como etilenoglicoldimetacrilato, divinilbenzeno, 1,6 hexametilenoglicoldimetacrilato, 1,10 decametilenoglicoldimetacrilato, tetraetilenoglicoldimetacrilato, polietilenoglicoldimetacrilato 600, 1,4 butanedioldimetacrilato, sendo usados no componente de polimetilmetacrilato ou polietilmetacrilato (PRICE 1986, ARIMA 1995).

Figura 6. Cadeias poliméricas interpenetradas.



Fonte: VITA ZAHNFABRIK (2012)

O PMMA possui uma dupla ligação de carbono por molécula e o etilenoglicoldimetacrilato possui duas duplas ligações por molécula, resultando numa molécula individual de glicoldimetacrilato, que serve como ponte para unir duas cadeias poliméricas. O polímero formado desta maneira pode estruturalmente acrescentar resistência à deformação. Este agente de ligação cruzada pode estar presente no componente líquido em uma concentração de 1% a 2% por volume (PHOENIX,2005).

Price (1986) adicionaram oito diferentes agentes de ligação cruzada ao componente monomérico de uma resina para base de prótese de cadeia linear de Poli (metil metacrilato) em várias concentrações, e verificaram o efeito na resistência ao impacto das resinas polimerizadas. Os agentes de ligação cruzada foram escolhidos para promoverem diferentes comprimentos de cadeias de ligações cruzadas e graus de flexibilidade de cadeia. Quando testadas em condições orais, os polímeros que receberam agentes de ligação cruzada de cadeias longas e flexíveis não demonstraram grande redução na resistência ao impacto como aquelas que receberam cadeias curtas e rígidas. Os autores concluíram que a substituição de etilenoglicoldimetacrilato das resinas para bases de próteses com agentes de ligação cruzada tais como polietilenoglicoldimetacrilato 600 poderia melhorar sua resistência a solventes.

Arimaet al(1996), testaram se a incorporação de agentes de ligação cruzada iria melhorar as propriedades mecânicas de polímeros à base de hidroxietilmetacrilato e diminuir sua absorção de água e solubilidade. Além disso, investigaram qual agente de ligação cruzada seria mais efetivo. A relação entre resistência flexural, módulo de elasticidade, absorção de água e solubilidade e a concentração do agente de ligação cruzada foi determinada.

A resistência e o módulo de elasticidade tenderam a aumentar com o aumento em até 50% da concentração do agente de ligação cruzada. Acima desta concentração, estas propriedades tenderam a reduzir. A absorção de água diminuiu com a adição de agentes de ligação cruzada em qualquer concentração testada. A solubilidade tendeu a diminuir quando se acrescentou agentes de ligação cruzada até a concentração de 40%, após o que aumentou. Segundo os autores, o comportamento de todos os materiais foi parecido demonstrando diferenças nos valores absoluto sem todas as propriedades dependendo do tipo de agente de ligação cruzada utilizado.

2.3 Usos do PMMA na Odontologia

O material mais utilizado para confecção de bases de próteses totais ainda é o Poli(metacrilato de metila) e foi introduzido na odontologia há mais de 70 anos. Uma prótese dentária total removível é constituída de dentes artificiais que são montados em uma base. Além do suporte, a base é responsável também pela retenção e distribuição das forças mastigatórias ao rebordo subjacente. Sua adaptação, também, é fundamental para os requisitos de conforto, estética e função, comuns a todos os trabalhos reabilitadores (PHILLIPS, 1993).

Em 1940 a American Dental Association (ADA) determinou algumas especificações para as resinas acrílicas quanto à metodologia de manuseio, inspeção e testes, critérios de armazenamento, critérios quanto às suas propriedades e outras generalidades (Council of Dental Materials and Devices, 1975).

Há várias propriedades físicas e características das próteses confeccionadas com Resinas que devem ser levadas em consideração, dentre as principais estão a sorção de líquidos e a solubilidade. Uma modificação desses requisitos advindos dos processos de polimerização e durante o seu uso poderá trazer consequências indesejáveis, como instabilidade de cor, perda de elementos constituintes, alterações dimensionais, odor desagradável (TAYLOR, 1941; PEYTON e MANN, 1942; HARMAN, 1949; PHILLIPS, 1993; RIZZATI-BARBOSA, CURY e PANZERI, 1995; MIETTINEN e VALLITTU, 1997; BRAUN et al., 2000).

Segundo Phillips (1993) a resina odontológica ideal deve apresentar similaridade aos tecidos bucais que pretende substituir, ser impermeável aos fluídos bucais, possuir estabilidade dimensional durante todas as etapas de utilização, e não sofrer alterações de cor ou aparência após sua polimerização.

2.4 Métodos de Polimerização

O método de polimerização mais usado para o PMMA é o de banho em água aquecida. Esse método de polimerização pode ser longo ou curto e são realizados em aparelhos específicos que controlam o tempo, temperatura e pressão do meio em que será realizado o processo. Os fabricantes, geralmente, indicam o ciclo ideal para seus

produtos em suas bulas. No ciclo longo mais usual, a mufla com a resina em seu interior é imersa em água a 74°C por um período de, no mínimo, 8 horas, enquanto que no ciclo curto mais usual, a mufla com a resina em seu interior é imersa em água a 74°C por um período de 90 minutos e posteriormente eleva-se essa temperatura para 100°C e mantém por mais 60 minutos. Após o processo de polimerização, o resfriamento deve ser feito durante 30 minutos na água em que foi feita a polimerização e completado à temperatura ambiente.

Nesse tipo de polimerização é importante que a temperatura não seja elevada a mais de 100,8°C, que é a temperatura em que o monômero entra em ebulição ocasionando bolhas no interior da resina (ANUSAVICE, 1996).

Os ciclos de polimerização longos apresentam melhores resultados quando comparados aos ciclos curtos, pois a utilização de temperaturas mais baixas durante a polimerização ocasiona menores distorções nas peças confeccionadas com resina acrílica, evitando a ebulição do monômero (MARQUEZINI, BOMBONATTI, 1987).

A resina acrílica específica para polimerização por microondas surgiu no final da década de 80 com o objetivo de se reduzir as características indesejáveis que a resina acrílica termopolimerizável convencional apresentava ao ser polimerizado através desse método. Apesar de Truong Thomasz(1989) ter encontrado semelhança entre os componentes desse último tipo de resina com a resina acrílica termopolimerizável convencional, Bafle(1991) acreditam que o monômero da resina para a polimerização por microondas contenha dimetacrilatos que permitiriam o processamento da resina acrílica em temperaturas mais elevadas, reduzindo, dessa forma, a porosidade interna e melhorando a resistência desse material.

Para Nishii (1968), na polimerização das resinas acrílicas por energia de microondas alguns aspectos são de particular importância, tais como o controle da frequência e da potência da energia emitida pelo forno, além de outros fatores, como o uso de muflas plásticas perfuradas e a adição de água no interior do forno durante o ciclo de polimerização, os quais auxiliariam no controle da temperatura, possibilitando, assim, a diminuição da ocorrência de porosidades.

As principais vantagens da polimerização das resinas acrílicas através da energia de microondas são a velocidade com a qual o processo é executado, redução no tempo de polimerização e o fato de ser um método mais “limpo” de processamento, tendo como requisito inicial o processamento numa mufla especial, não metálica (SANDERS, LEVIN, REITZ, 1987; DE CLERCK, 1987).

Gettleman (1977) chamaram a atenção quanto aos cuidados com o ciclo de polimerização das resinas acrílicas em forno de microondas, devido a possível polimerização incompleta ou, ainda, à degradação do polímero. De Clerck(1987) também relatou a importância de se ajustar adequadamente a potência e tempo no forno de microondas, pois um sobreaquecimento do monômero causaria porosidade na resina acrílica e consequentes prejuízo às propriedades físicas e mecânicas deste material.

Anusavice (1998) citou a polimerização de resina para a base de próteses por microondas como um método mais limpo e rápido do que o de polimerização por água quente. Da mesma forma, as propriedades físicas das próteses foram comparáveis, bem como a sua adaptação também foi semelhante ou superior. Também relataram a introdução de uma resina acrílica formulada especialmente para polimerização por microonda, sendo esta menos suscetível ao aparecimento de porosidade.

Al Dooriet al. (1988) descreveram o princípio de aquecimento por microondas: a microonda é uma onda eletromagnética cujo comprimento é comumente considerado como se estendendo de 300.000 mega ciclos até 100 mega ciclos por segundos (MHz.). Isto corresponde a comprimentos de onda entre 1 mm e 30 cm - comprimentos maiores (portanto de menor energia) que os dos raios infravermelhos, porém menores que os das ondas de rádio e TV. Um forno de microondas para fins de cozimento geral produz microondas de 2.450 Hz. Isto significa que o campo eletrostático que é gerado muda sua direção 2.450 vezes por segundo. As microondas geradas têm diversas características típicas. Elas podem ser absorvidas, refletidas ou transmitidas dependendo do material presente.

Kimura et al. (1983) investigaram a polimerização das bases de prótese feitas com resina colorida e incolor, quando polimerizadas por energia de microondas, em relação a amostras polimerizadas convencionalmente. Acrescentaram às próteses um grampo de CoCr (cobalto-cromo) com 0,9 mm de diâmetro, para verificar se este poderia influenciar nas propriedades da resina polimerizada. Concluíram que: a) embora a mistura entre o monômero e o polímero tenha demorado geralmente de 15 a 20 minutos para atingir a fase plástica à temperatura ambiente, este tempo foi sensivelmente diminuído, bem como a massa tornou-se mais homogênea, com o uso das microondas; b) o grampo não influenciou na polimerização da resina e poros não foram evidenciados ao seu redor; c) as resinas termo-ativadas poderiam ser polimerizadas por 3 minutos pela irradiação de microondas e d) as alterações na cor ou as fraturas nos

dentos artificiais e nas bases foram raramente observadas nas resinas polimerizadas por microondas.

Avaliando e comparando, entre outras propriedades, a resistência à flexão de resinas acrílicas polimerizadas em microondas por 2 minutos e meio a 400W e polimerizadas em banho de água por 8 horas a 74°C, Reitz, Sanders, Levin(1985) observaram que os valores de resistência à flexão para os dois métodos de polimerização foram semelhantes.

Stafford et al (1980) realizaram um estudo detalhado de resinas para bases de prótese total disponíveis no mercado inglês por quarenta anos, analisando as falhas, resistência as fraturas e propriedades mecânicas destes materiais; concluindo que variações existem devido à diferentes quantidades de peróxido de benzofila e que provavelmente uma resina terá mais monômero residual que outra marca comercial, após a polimerização, embora sob o mesmo ciclo e temperatura.

Levin, Sanders e Reitz(1989) testaram cinco resinas diferentes processadas por microondas e banho de água convencional, e concluíram que importantes características físicas da resina polimerizada por microondas são aproximadamente as mesmas da resina polimerizada por banho de água. Citaram como vantagens do processo por microondas: o curto tempo para a polimerização, a facilidade e a limpeza, e a substituição das pesadas muflas de metal por muflas leves de plástico. As desvantagens citadas seriam: o preço da mufla para microondas, considerada relativamente cara, e sua tendência de quebrar após várias prensagens.

Neste mesmo ano, Shlosberget al. compararam algumas propriedades de uma resina acrílica (Lucitone®) polimerizada convencionalmente e polimerizada através da energia de microondas. Após a polimerização as amostras foram armazenadas em água destilada por 21 dias a 37°C. Concluíram que a energia de microondas era perfeitamente viável na polimerização desta resina, pois não foram observadas diferenças significativas nas amostras obtidas por ambos os métodos.

Também em 1989, Undurwade e Sidhaye analisaram corpos de prova confeccionados em resina acrílica para base de PTR polimerizados em panela de pressão doméstica e compararam 3 ciclos de polimerização: 1) A panela foi mantida fechada sob pressão e após o sinal a chama foi reduzida, mantida por 10 minutos e posteriormente apagada; após 10 minutos a panela foi aberta e resfriada a temperatura ambiente; 2) A panela foi mantida fechada sob pressão e após o sinal a chama foi reduzida, mantida por 20 minutos e posteriormente apagada; após 10 minutos a panela

foi aberta e resfriada a temperatura ambiente; 3) A panela foi mantida fechada sob pressão e após o sinal a chama foi reduzida, mantida por 30 minutos e posteriormente apagada; após 10 minutos a panela foi aberta e resfriada a temperatura ambiente. Não foram encontradas porosidades nos corpos de prova com 6 mm de espessura, confeccionados em acrílico transparente, quando a polimerização foi processada por 30 minutos à pressão de 29,6 libras, alcançando a temperatura de 120°C. O ponto de ebulição do monômero a esta pressão e temperatura é de 123°C. Os resultados mostraram que é possível polimerizar PTR com espessura de até 6 mm em panela de pressão doméstica.

A energia de microondas foi utilizada por Alkhatib et al. (1990), para polimerização de dois tipos de resina acrílica específicos para esse método de polimerização e uma resina termopolimerizável convencional. Esses autores variaram os ciclos de polimerização em forno de microondas e avaliaram a resistência à flexão, a dureza e a porosidade e não observou diferenças estatísticas, quanto à resistência à flexão das resinas acrílicas polimerizadas pela energia de microondas, pelo método convencional, em banho de água quente.

Smith, Powers e Ladd(1992) realizaram um estudo comparando as propriedades físico-mecânicas de resinas acrílicas, polimerizadas em banho de água, energia de microondas e luz visível. As novas resinas resultaram mais duras e menos flexíveis, mas tiveram menor resistência ao impacto do que as resinas modificadas com borracha(Lucitone199). As resinas polimerizadas por luz(Triad) apresentaram menor flexibilidade. Um segundo grupo (Acelar 20, Compak 20, Perma-cryl20) de amostras foi polimerizado com energia de microondas e uma outra resina (Lucitone 199) foi processada por vinte minutos a 90W, seguida de oito a 500W (MW2). Concluíram os autores que a polimerização por microondas aumentou o módulo de elasticidade de duas resinas, diminuiu a resistência ao impacto de uma e teve um pequeno efeito em outras duas.

Ilbayet et al. (1994) polimerizaram resinas acrílicas termopolimerizáveis convencionais, em diferentes ciclos, pela energia de microondas, e avaliaram dureza, resistência à flexão, sorção de água e solubilidade. Utilizaram vários ciclos de polimerização, combinando tempos e potências diferentes. Observaram que as resinas acrílicas polimerizadas a 550 W por três minutos produziram os melhores resultados quanto às propriedades avaliadas. Segundo os autores, a resina termopolimerizável

convencional pode também ser utilizada para polimerização em microondas, sem prejuízo das suas propriedades.

Pesquisando esse método de polimerização da resina acrílica, KIMURA (1993), utilizaram diferentes tempos e potências no forno de microondas e constataram uma grande redução no tempo para a polimerização deste material. Além disso, observaram que a adaptação da base de próteses totais foi superior à de próteses polimerizadas em banho de água, quando se utilizou um ciclo de 500W por 3 minutos.

Ao utilizar o ciclo de 90 w por 13 minutos no forno de microondas, Hayden(1996) observou que a polimerização da resina acrílica foi incompleta. No entanto, ao utilizar o ciclo de 4 minutos a 700 w a resina acrílica apresentou resultados de resistência à flexão semelhante à resina polimerizada convencionalmente em banho de água por um período curto e longo de tempo, absorvendo, porém, uma quantidade menor de energia antes de ocorrer à fratura.

Uma publicação de Reitz, SanderseLevin(1985) compararam algumas propriedades físicas de tipos idênticos de resinas, algumas delas ativadas por microondas e outras termicamente ativadas por banho de água quente convencional. Eles concluíram que, para amostras de 2,5 mm de espessura, o processamento por 2 minutos e trinta segundos de cada lado a 400 W produzia amostras que não eram estatisticamente diferentes em relação à porosidade ou resistência transversal das amostras ativadas em banho de água a 74°C por 8 horas. Mas em seções mais espessas (até 10 mm) a redução da potência (para 90 W) e o aumento do tempo de exposição (para 6 minutos e trinta segundos de cada lado) não eram suficientes para eliminar a porosidade.

De Clerck (1987) analisou diversos aspectos da polimerização de resinas para prótese utilizando energia de microondas. Através de algumas hipóteses, o autor teceu os seguintes comentários: a energia de microondas atuava somente no monômero, que diminuía na mesma proporção em que a polimerização gradativamente aumentava. Conseqüentemente, a mesma energia era absorvida por cada vez menos quantidade de monômero, aumentando a ativação de suas moléculas. Isto era importante porque uma forma de auto regulação do programa de polimerização acontecia e levava à completa polimerização da resina.

Kimura, Teraokae Saito (1984) investigaram a adaptabilidade das resinas polimerizadas por energia de microondas. Para o experimento elaboraram uma mufla própria de fibra de vidro, que não refletia a radiação das microondas. Utilizaram uma

resina rósea termicamente ativada numa proporção de polímero para monômero de 2:1em peso, que foi submetida à energia de microondas por 2 minutos e trinta segundos a 500 W e a 200 W de potencia. O grupo de amostras controle foi feito por técnica convencional em banho de água, inicialmente a 65°C por 40 minutos e depois a 100°C por 30 minutos. As amostras foram armazenadas em solução salina a 20°C por dois dias. De modo geral, as bases que foram polimerizadas por microondas demonstraram melhor adaptabilidade que as polimerizadas pela água quente, bem como esta propriedade pareceu ser menos influenciada pelo método de armazenagem em relação à resina convencional. Com o uso de um par termoelétrico, foi possível observar que em apenas 20 segundos de exposição a resina atingiu 65°C quando submetida à energia de microondas, ao passo que no banho de água foram necessários 30 minutos para que esta temperatura fosse atingida.

Takamata et al. (1989) investigaram se a adaptação de próteses totais superiores poderia ser influenciada pelo modo de ativação no processo de polimerização. Compararam: a) uma resina convencional termicamente ativada; b) uma termicamente ativada de ciclo curto; c) uma foto-ativada; d) uma fluida quimicamente ativada e e) uma desenvolvida para uso exclusivo em microondas. Todas as amostras foram polimerizadas seguindo as recomendações do fabricante e depois armazenadas em água deionizada à temperatura ambiente por 21 dias. Os autores concluíram que a pior adaptação foi observada na resina convencional, polimerizada por banho de água quente, e que todos os grupos tiveram contração, principalmente na região do palato.

Wallace et al. (1991) compararam a precisão dimensional de bases de próteses processadas por energia de microondas e método do banho de água (grupo controle), sendo os grupos experimentais em número de quatro, variando os tempos e as temperaturas de polimerização por microondas. Depois de processadas, as amostras foram armazenadas em água destilada à temperatura ambiente por 1 mês. Os autores concluíram que: as bases de próteses processadas através da energia de microondas apresentaram-se iguais ou com melhor precisão dimensional do que as bases processadas convencionalmente; nenhum dos grupos polimerizados por microondas apresentou resultado superior quando comparados entre si; o processo de polimerização através da energia de microondas era limpo; o tempo gasto era menor do que na técnica convencional e forneceu excelente precisão dimensional.

Dixon, Breeding e Ekstrand (1992) realizaram testes de estabilidade dimensional linear utilizando 3 resinas: a) termicamente ativada por ciclo longo e curto; b)

quimicamente ativada; c) resina ativada por luz visível. Os testes foram realizados após o processamento e a armazenagem das amostras em água deionizada e destilada a 37°C por 30, 60 e 90 dias. Verificou-se que a resina quimicamente ativada apresentou menor contração de polimerização e a resina termicamente ativada de ciclo curto a maior. Entretanto, quando os resultados foram analisados estatisticamente, os autores observaram que não houve diferença significativa entre os grupos. Após 90 dias de imersão em água apenas a resina quimicamente ativada se encontrava com as mesmas dimensões iniciais. As alterações dimensionais ocorridas nas resinas não seriam detectáveis clinicamente.

Geerts e Jooste (1993) compararam a resistência de ligação entre dentes artificiais e bases de próteses totais polimerizadas por banho de água e energia de microondas. As resinas utilizadas seguiram as recomendações do fabricante e foram específicas para cada método de polimerização. As amostras, depois de processadas, foram imersas em solução salina a 37°C por 7 dias. Os resultados dos testes indicaram que a resistência de ligação para a resina acrílica polimerizada por energia de microondas foi superior à da resina polimerizada por banho de água.

Turcke Richards (1993) enumeraram vantagens e desvantagens do uso da energia de microondas para reparos e reembasamentos de próteses removíveis. As vantagens citadas foram: os procedimentos de inclusão na mufla eram semelhantes aos do método convencional, o tempo de processamento era muito mais curto em relação ao do ciclo usado na resina termicamente ativada convencional e próxima ao da resina quimicamente ativada, o curto tempo de polimerização minimizava o risco de distorção, o processo de microondas tinha mostrado adaptação melhor e com menor porosidade, as muflas eram duráveis e de fácil manuseio, poucos equipamentos eram necessários para o laboratório e o custo do equipamento não era tão alto. Citaram como desvantagens: as muflas, se não usadas corretamente, poderiam quebrar, um aparelho de microondas com potência suficiente e com carrossel seriam necessários e somente o monômero próprio poderia ser usado.

Rizzati-Barbosa, Del Bel Cury e Panzeri (1995) estudaram o grau de adaptação de próteses totais utilizando duas resinas acrílicas: resina termicamente ativada, processada por banho de água a 73°C por 9 horas, por energia de microondas a 500 W por 3 minutos e a 90 W por 13 minutos; e uma resina própria para microondas, processada a 500 W por 3 minutos e a 90 W por 13 minutos. A adaptação das próteses

foi avaliada antes e depois de armazenagem em água a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ por 30 dias. Concluíram que a resina termicamente ativada processada por banho de água foi a que exibiu pior qualidade de adaptação, e que as próteses confeccionadas com a mesma resina processada por microondas a 500 W por 3 minutos foram as que apresentaram melhor adaptação. Entretanto, todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenamento em água.

Polyzois e Zissis(1995) compararam a resistência à compressão de bases de próteses usando dois métodos de polimerização, um por energia de microondas e o outro por calor seco convencional. Os ciclos usados foram: a) calor seco - ciclo de 12horas a 70°C ; b) microondas - 13 minutos a 90 W seguido por 2 minutos a 500 W e c) microondas - 3 minutos a 500 W. Depois de processadas, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 48 horas antes dos testes. Os autores concluíram que as bases de próteses processadas pelos dois métodos absorveram a mesma quantidade de energia quando submetidas à carga de compressão, e não apresentaram diferenças estatisticamente significativas na quantidade de energia absorvida na fratura durante o mesmo teste.

Baroncini Neto et al. (1998) estudaram as alterações dimensionais de duas resinas acrílicas termicamente ativadas (Palaton® e Lucitone 199®) e uma resina acrílica própria para microondas (Acron-MC®), processadas em forno de microondas convencional. As amostras foram processadas durante 3 minutos em potência média/alta(500 a 630 W), irradiando a energia por um minuto e meio de cada lado da mufla. Depois de processadas e polidas, as amostras foram armazenadas em água destilada por 7 dias à temperatura ambiente. Os autores concluíram que o tipo de resina poderia influenciar o resultado quando se avaliava a alteração dimensional sofrida pelo material. A resina Palaton® portou-se similarmente à resina própria para microondas Acron-MC®, ambas apresentando menor contração de polimerização. A resina Lucitone 199®sofreu a maior alteração nos dois momentos de avaliação. Todas as resinas sofreram contração imediata e expansão higroscópica após imersão em água por 7 dias. O método de processamento por microondas demonstrou ser fácil e útil, principalmente quando levado em conta o tempo necessário para se polimerizar uma resina pelo método convencional.

Turano e Turano(1998) descreveram ciclos de polimerização da resina acrílica, bem como uma sequência laboratorial, materiais e instrumentais necessários. Citaram ainda os cuidados que o operador deve ter na manipulação da resina e na manutenção

correta da temperatura usada no ciclo de polimerização, evitando assim porosidades e distorções na confecção da prótese total.

Blagojevic e Murphy (1999) compararam algumas propriedades de polímeros para base de PTR processadas por banho de água quente e energia de microondas. Eles demonstraram que, em geral, a polimerização com banho de água usando um ciclo longo e terminando com água em ebulição por 3 horas produzia melhores propriedades (dureza de endentação, resistência ao impacto, módulo de elasticidade, diminuição do monômero residual e aumento da temperatura de transição vítrea) do que a resina processada por microondas. Antes dos testes, todas as amostras, depois de processadas, foram saturadas em água a 37°C por 28 dias. Numa pesquisa paralela, os autores processaram amostras de resina quimicamente ativadas, que após a polimerização foram levadas ao forno de microondas e irradiadas por 3 minutos a 600 W de potência. Observaram uma melhoria das propriedades mecânicas e uma redução do monômero residual dessas amostras.

Monteiro Neto et al. (1999), estudaram diferentes métodos de polimerização para resinas acrílicas em relação à resistência transversal, concluindo que o método de polimerização não tem influência significativa sobre a resistência das resinas acrílicas e que houve uma pequena perda de resistência quando a resina acrílica foi polimerizada por um ciclo rápido.

Almeida (1999) comparou as alterações de adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica termicamente ativada sob a influência das técnicas de polimerização convencional, por calor seco e por energia de microondas. As amostras, depois de processadas, foram unidas a modelos de gesso previamente confeccionados e este conjunto (base de prova + modelo de gesso) foi seccionado em diversos pontos por um dispositivo especialmente desenvolvido para este fim. O autor concluiu que todas as bases de PTRs processadas apresentaram distorção após o processamento nas três técnicas, sem diferença estatisticamente significativa entre si.

Hilgert et al. (2001) citaram que a polimerização de resinas acrílicas através da energia de microondas vem se tornando uma alternativa bastante viável e prática, reduzindo o tempo de processamento de próteses totais. Apesar disso, é observada em muitos casos, alterações no corpo da prótese, que pode estar associada à ebulição do monômero (100,8°C) devido à temperatura elevada durante o ciclo. Neste estudo foi registrada, com monitoramento contínuo, a temperatura interna da massa da resina em função de 4 ciclos de polimerização em forno de microondas: 1) 3 minutos a 475 W; 2)

13 minutos a 95 W seguido de 1 minuto e trinta segundos a 475 W; 3) 3 minutos a 475 W introduzindo um recipiente contendo 150 ml de água; 4) 7 minutos a 95 W de cada lado da mufla, com a finalidade de analisar o comportamento térmico da massa da resina. Para tal, foram confeccionados corpos de prova simulando uma condição clínico-laboratorial, sobre modelos-padrão da maxila edêntula em gesso pedra tipo III, que foram incluídos em uma mufla própria. Na inclusão, foram posicionados sete termopares nas regiões do palato e rebordo alveolar, que foram conectados a um computador capaz de registrar, gráfica e continuamente, as temperaturas da massa da resina acrílica nos tempos e potências determinados. Os resultados mostraram que o ciclo 1 apresentou os maiores valores de temperatura, seguido dos ciclos 2, 3 e 4. Apenas o ciclo 4 não ultrapassou a temperatura de ebulição do monômero. Foi observado menor incremento de temperatura quando foi colocado o recipiente de água junto à mufla.

2.5 Porosidade na Resina Acrílica

O surgimento de porosidades no interior da resina pode alterar significativamente a resistência da resina à flexão. Reitz, SanderseLevin(1985) estudaram a polimerização por energia de micro-ondas de resina acrílica para prótese e suas propriedades físicas, tais como porosidade, dureza e resistência transversal. Dez tiras de resina de metacrilato de metila (Microlon-LW DentureResin, Hygenic, EUA) foram processadas em banho de água quente por 8 horas na temperatura de 74°C. Outras 10 tiras de tamanho idêntico foram processadas em forno de micro-ondas com potência de 400 W por 2,5 minutos de cada lado. Para mensurar o grau de porosidade, as tiras foram polidas, imersas em solução de tinta preta permanente e polidas novamente para a remoção da mancha preta. Uma área de 2,4 mm por 1,9 mm de cada tira foi fotografada e examinada com ampliação de 20 vezes para contagem de poros. Os resultados do estudo indicaram que as amostras processadas pelo método de energia de micro-ondas (média de 21 poros por espécime) comportaram-se de forma equivalente àquelas submetidas ao método de polimerização convencional, por imersão em água quente (média de 19 poros por espécime). Os autores concluíram que não houve diferenças estatísticas entre os espécimes testados quando a espessura não passou de 2,5 mm. O diâmetro dos poros foi inferior a 30 µm em todos os espécimes observados.

Sanders, LevineReitz (1987) realizaram um estudo para determinar se houve diferença na porosidade de cinco marcas comerciais de resina acrílica (CaulkLucitone, L. D. Caulk, EUA; Urban, Shofu, Japão; JustiDenture Base, Regular H. D. Justi, EUA;JustiType B Denture Base MicrowaveOvenCure, H. D. Justi, EUA; e TeetsDenture Material, HeatCuring, Co-Oral-Ite Dental Manufacturing, EUA) utilizadas na confecção de próteses quando curadas por energia de micro-ondas. Também foram comparados dois métodos de polimerização em forno de micro-ondas e um por imersão em água aquecida. As amostras foram seccionadas e polidas. Após a aplicação de tinta da Índia, foram polidas novamente e observadas em microscópio. Remanescentes do corante indicariam a ocorrência de porosidade. Os autores concluíram que, independente da resina utilizada e do método de polimerização, todas as amostras apresentaram porosidade; a menor quantidade de poros foi encontrada para o ciclo de micro-ondas com resfriamento rápido.

Em 1991, Bafileet al., examinaram grupos de amostras com a finalidade de avaliar porosidade. Concluíram que o monômero apropriado para a técnica de energia de microondas provavelmente contém trietileno ou tetraetileno glicol, que são dimetacrilatos tendo um grupo reativo final. O dimetacrilato tem baixa pressão de vapor e a temperatura na faixa de 100 a 150°C permite um processamento sem perigo de porosidade. A temperatura acima de 100,3°C vaporizava o monômero, particularmente nas sessões mais espessas da PTR. O melhor ciclo de polimerização foi o de 225 W por 10 minutos usando o Micro Líquido.

Tanji et al. (2001) avaliaram a influência dos ciclos de polimerização (convencional, rápido e de micro-ondas) sobre a rugosidade e a porosidade de resinas acrílicas que sofreram acabamento e polimento pelo método convencional. Foram utilizadas duas resinas (Clássico e Onda-Cryl, Artigos Odontológicos Clássico, Brasil) e confeccionadas matrizes retangulares de alumínio para padronizar as amostras do experimento. Nos Grupos 1 e 2 o ciclo de polimerização foi em água aquecida a 74°C por 9 horas (ciclo convencional); para os Grupos 3 e 4 as amostras foram deixadas na água em ebulição por 20 minutos (ciclo rápido) e, nos Grupos 5 e 6, foi utilizada energia de microondas para polimerizar a resina (1.400 W durante 3 minutos). Para a análise da porosidade foram delimitadas, com o auxílio de dispositivo metálico, 3 áreas circulares de 0,5 mm de diâmetro. Após a imersão em tinta Nankin (Acrilex, Brasil) por 12 horas, os espécimes foram observados em estereoscópio (CARL ZEISS, EUA) com aumento de 63 vezes. Todos os ciclos de polimerização apresentaram valores de porosidade sem

diferença estatística ($p > 0,05$) para as duas resinas. A menor porosidade foi obtida com a resina Clássica polimerizada em ciclo convencional (0,33%), com diferença estatística ($p < 0,05$) quando comparada com os ciclos rápida (0,73%) e por micro-ondas (1,23%). Não houve diferença estatística significativa ($p > 0,05$) entre os valores de porosidade quando a resina Onda-Cryl foi polimerizada pelos três ciclos de polimerização. Concluiu-se que a formação da porosidade não foi influenciada pelos ciclos de polimerização. Entretanto, a Clássico mostrou o menor valor de porosidade no ciclo convencional.

Pero et al. (2008) realizaram um estudo para avaliar a influência do ciclo de polimerização e da espessura da base de prótese total sobre a porosidade da resina acrílica. Foram utilizadas duas resinas acrílicas termo polimerizáveis, uma convencional T (Clássico, Clássico Artigos Odontológicos, Brasil) e uma projetada para polimerização em forno de micro-ondas (Onda-Cryl, Clássico Artigos Odontológicos, Brasil). Foram estabelecidos quatro grupos de acordo com o ciclo de polimerização escolhido: A (Onda-Cryl, ciclo curto em forno de microondas), B (Onda-Cryl, ciclo longo em forno de micro-ondas), C (Onda-Cryl, ciclo orientado pelo fabricante), e T (Clássico, banho em água aquecida). A porosidade foi avaliada para espessuras diferentes (I – 2,0 mm, II – 3,5 mm e III – 5,0 mm) por medição do volume da amostra antes e após a sua imersão em água. Os dados referentes à porcentagem 41 de porosidade foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis para comparação entre os grupos. As combinações dos diferentes ciclos e espessuras apresentaram diferenças significativas, e as porcentagens médias de porosidade apresentaram diferenças apenas nos espécimes mais finos (2,0 mm) polimerizados em forno de micro-ondas (A = 53,55, B = 40,80, e C = 90,70). A espessura não afetou os resultados para o ciclo T (I = 96,15, II = 70,20, e III = 82,70), já que os valores de porosidade foram semelhantes nas três espessuras. Ciclos de polimerização em forno de micro-ondas e a espessura da resina acrílica influenciam a porosidade. Não foram observadas diferenças na porosidade para bases de resina polimerizadas pelo ciclo em água aquecida em nenhuma espessura.

Paes-Junior et al. (1999) estudaram a ocorrência de porosidade em corpos-de-prova de resina acrílica ativada termicamente variando a polimerização em banho de água quente convencional e utilizando a energia de microondas. Concluíram que os melhores resultados foram verificados nos ciclos de polimerização convencional em banho de água quente, com os espécimes prensados nas fases plástica e borrachóide, um período de descanso de 24h.

Em 1999, Kimpara et al. propuseram um processamento alternativo com a finalidade de eliminar porosidade em resina termicamente ativada para bases de próteses totais. Verificaram que submeter grande volume do material a uma temperatura acima daquela na qual se desencadeia a polimerização num espaço de tempo curto favorece a ocorrência de porosidades. Por outro lado, os processos de longa duração experimentados no estudo levaram à eliminação de porosidades.

Compagnoni et al. (2004) avaliaram a efetividade de diferentes ciclos de polimerização por microondas na porosidade de uma resina acrílica para base de próteses. Foram confeccionados 32 corpos-de-prova retangulares em moldes de gesso pedra dentro de mufla metálica, com medidas de 65 mm x 40 mm x 5 mm, os quais foram divididos em quatro grupos (A, B e C) e controle (T), contendo oito corpos-de-prova cada um deles. Para os grupos A, B e C utilizou-se resina base Onda-Cril e para o grupo T foi utilizada resina termo polimerizável Clássico. A polimerização foi realizada da seguinte maneira: (A) 500 W por 30 min; (B) 90 W por 13 min + 500 W por 90 s; (C) 320 W por 3 min + 0 W por 4 s + 720 W por 3 min e (T) 74 W por 9 h. Cada corpo-de-prova foi pesado em ar e em água e foi então calculada a porosidade. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos controle (T) e os grupos experimentais (A, B e C) com $P = 0,418$. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre a média de porosidade encontrada e a polimerização por energia de microondas.

A hipótese de que a imersão em água poderia alterar o grau de porosidade interna da resina acrílica processada em micro-ondas foi analisada por Rossato et al. (2008). Foram utilizadas as resinas acrílicas incolores VipiCril® e VipiWave® (Vipi, Brasil), distribuídas em 4 grupos experimentais e um grupo controle, num total de cinquenta amostras (10 para cada grupo) confeccionadas com 5 mm de espessura. As amostras do grupo controle (G1) foram polimerizadas em mufla metálica pelo método tradicional (água aquecida por 12 horas à temperatura de 74°C), enquanto as amostras dos demais grupos (G2, G3, G4 e G5) foram polimerizadas em muflas de fibra de vidro, próprias para forno de micro-ondas. As muflas dos grupos G2 e G4 foram colocadas uma a uma, na posição horizontal, dentro de um recipiente com água sobre o prato giratório do forno de micro-ondas para um ciclo de 20 minutos à potência de 180 W e mais 5 minutos a 540 W. As muflas dos grupos G3 e G5 também foram posicionadas uma a uma em posição horizontal sobre o prato giratório do forno de micro-ondas e submetido ao mesmo ciclo, porém sem imersão em água. A avaliação da porosidade foi

realizada em toda a extensão do espécime por um observador calibrado de acordo com um sistema de escores que variou de 0 a 3. O valor zero correspondia à ausência total de porosidade e o valor 3, à presença de porosidade no grau máximo. Os valores intermediários (1 e 2) representariam graus de intensidade intermediária da presença de poros nas amostras. Pela observação visual, foi atribuído grau zero a todas as amostras, pois não ocorreram poros visíveis na superfície nem no interior da resina. Todos os grupos apresentaram aspecto de polimerização similar, de acordo com as recomendações da Associação Odontológica Americana (ADA na sigla em inglês), a qual especifica que a resina acrílica não deve apresentar bolhas ou poros quando avaliada a olho nu. Este resultado sugere que a imersão das muflas em água durante a polimerização por energia de micro-ondas (G2 e G4) não influencia na porosidade, já que proporcionou resultados semelhantes aos do grupo controle (G1) e também semelhantes aos dos grupos de amostras nos quais a resina acrílica foi polimerizada sem imersão em água (G3 e G5). Os autores concluíram que polimerização em micro-ondas pode ser utilizada imergindo ou não a mufla em um recipiente com água, sem alteração da porosidade da resina.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais

A Tabela 1 apresenta os materiais utilizados neste trabalho.

Tabela 1. Materiais utilizados

Materiais	Fabricante
Resina Acrílica Termopolimerizável Plus®	VIPI Produtos Odontológicos
Resina Acrílica Termopolimerizável VIPIWave®	VIPI Produtos Odontológicos
Gesso Pedra Tipo III	ASFER Industria Química Ltda
Gesso Comum Tipo II	ASFER Industria Química Ltda
Silicona de Condensação Perfil Denso	Zhermack
Isolante Vipi Film	VIPI Produtos Odontológicos
Muflas Metálicas	OGP
Muflas para Microondas	VIPI – STG
Prensa Hidráulica	VRC
Polimerizadora Térmica	Termotron
Forno Microondas	Electrolux

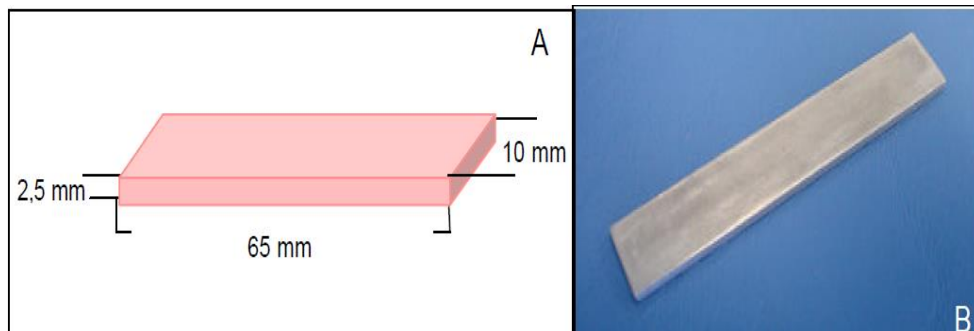
3.2 Métodos

3.2.1 Confecção das Amostras

Foram confeccionados 12 corpos de prova a partir de matrizes de aço inoxidável com dimensões de 67 mm x 12,5 mm x 2,5 mm que segue o padrão da especificação nº 12 da ADA (American Dental Association, 1975). Essas medidas são superiores às exigidas para que, após o desgaste do acabamento, as amostras apresentem as dimensões ideais (Figura 7). As espécimes foram dividida em 4 grupos:

- ✓ **G1:** confeccionados com Resina Acrílica Termopolimerizável VIPIWave® com ciclo de polimerização de 20 minutos com 20% de potência + 5 minutos com 60% de potência do microondas.
- ✓ **G2:** confeccionados com Resina Acrílica Termopolimerizável VIPIWave® com ciclo de polimerização de 6 minutos com microondas à 70% de sua potência.
- ✓ **G3:** confeccionados com Resina Acrílica Termopolimerizável VIPICril Plus® com ciclo de polimerização de 30 minutos em água a 70°C + 90 minutos a 100°C.
- ✓ **G4:** confeccionados com Resina Acrílica Termopolimerizável VIPICril Plus® com ciclo de polimerização de 8 horas a em água à 75°C.

Figura 7. (A) Dimensões do corpo de prova; (B) Padrão metálico



Fonte: Elaborada pelo autor

3.2.2 Processo de inclusão na mufla

No processo de inclusão, as muflas tiveram suas paredes internas isoladas com vaselina sólida para que o gesso seja de fácil remoção no processo de desinclusão. O gesso pedra fluido foi vertido sobre a base da mufla já previamente isolada. As matrizes metálicas foram colocadas sobre o gesso pedra, com o gesso pedra ainda fluido, para que fossem adaptadas da melhor forma possível de modo que não houvesse retenção na retirada das matrizes na fase de acrilização (Figura 8).

Figura 8. Inclusão das matrizes metálicas em muflas para microondas



Fonte: Elaborada pelo autor

Após a presa do gesso pedra, toda a área do gesso foi isolada com o VIPI Film. Depois que o isolante secou, foi colocada silicone (Figura 9) de condensação sobre as matrizes metálicas a fim de formar uma muralha (Figura 10) para apresentar um melhor resultado no processo de acrilização.

Figura 9. Silicona de Condensação Perfil Denso



Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 10. Muralha de silicona de condensação sobre as matrizes



Fonte: Elaborada pelo autor

Posteriormente, na finalização do processo de inclusão, foi colocado gesso comum sobre a silicona de condensação e a mufla foi levada à prensa hidráulica e deixada sob pressão para que a expansão do gesso comum não alterasse o processo.

O processo de inclusão segue os mesmos critérios tanto para muflas metálicas quanto para muflas específicas para polimerização em microondas.

3.3 Processo de Acrilização

Após a presa do gesso comum, a mufla foi aberta para a retirada das matrizes metálicas. O Gesso foi isolado com VIPI Film e esperado o tempo necessário de secagem do isolante (Figuras 11 e 12).

Figura 11. Base e contra-mufla com o molde das matrizes



Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 12. Isolante VIPI Film



Fonte: Elaborada pelo autor

Em seguida a resina acrílica (Figuras 13 e 14) foi manipulada de acordo como indica o fabricante.

Figura 13. Resina Acrílica Termopolimerizável para microondas VIPIWave



Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 14. Resina Acrílica Termopolimerizável convencional VIPICril Plus



Fonte: Elaborada pelo autor

Tanto o processo convencional quanto o de microondas, as proporções pó/líquido são as mesmas: para cada 19 mL da resina (ou 14g), que é medida na parte maior do dosador VIPI, adiciona-se 6,5 mL do monômero, que é medida na parte menor do dosador VIPI. Adiciona-se primeiro o monômero em um recipiente, preferencialmente de vidro, e posteriormente adiciona-se o polímero.

Após a mistura pó/líquido, a resina passa por 4 fases. Arenosa, fibrilar, plástica e borrachóide. A fase ideal para que a resina seja acomodada no molde da matriz é na fase plástica, que é caracterizada pelo fácil desprendimento entre a resina e as paredes do recipiente.

Posteriormente as muflas foram acondicionadas na prensa hidráulica e dadas uma carga de 1250 Kgf, como recomenda o fabricante. Esperado 2 horas, que é o tempo que o fabricante recomenda para “descanso” da resina, foi dado início ao processo de polimerização.

3.4 Ciclo de Polimerização

Foram realizados 4 ciclos diferentes de polimerização, 2 para resina convencional e 2 para resina de microondas, como apresentado na Tabela 2.

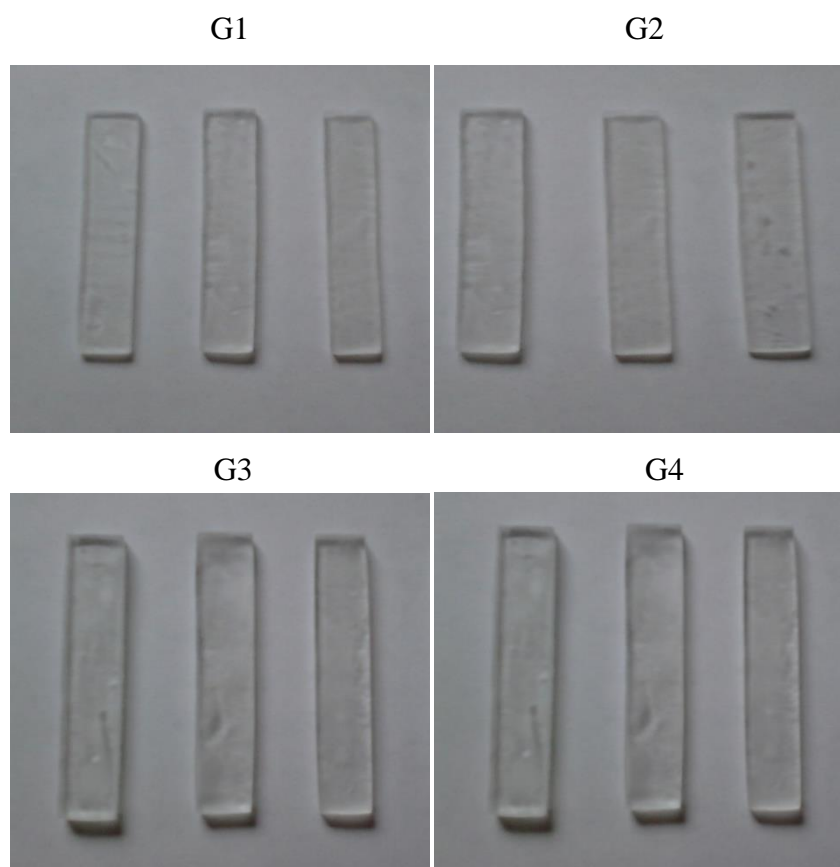
Tabela 2. Ciclos de Polimerização

MICROONDAS		CONVENCIONAL	
G1	G2	G3	G4
<i>Resina Acrílica Termopolimerizável VIPIWave®</i>	<i>Resina Acrílica Termopolimerizável VIPIWave®</i>	<i>Resina Acrílica Termopolimerizável VIPICril Plus®</i>	<i>Resina Acrílica Termopolimerizável VIPICril Plus®</i>
20 minutos em microondas com 20 de potência + 5 minutos com 60% de potência	6 minutos em microondas com 70% de potência	30 minutos a 70°C + 90 minutos a 100°C	8 horas a 75°C

3.5 Corpos de Prova

Os corpos de prova foram demuflados e passaram pelo processo de acabamento afim de ficarem com as dimensões requeridas (Figura 15).

Figura 15. Corpos de prova



Fonte: Elaborada pelo autor

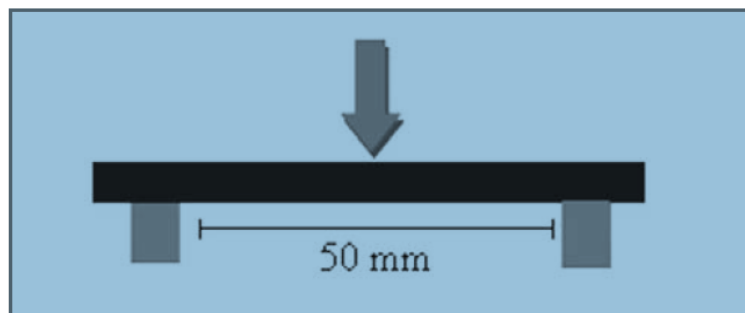
3.6 Espectroscopia na Região do Infravermelho por Transformada de Fourier - (FTIR)

A caracterização por FTIR foi usada para identificar os grupos funcionais presentes no PMMA, através das vibrações características dos grupos presentes no material, que correspondem aos níveis de energia da molécula e avaliar possíveis modificações de acordo com o ciclo de polimerização empregado. Utilizou-se um espectrofotômetro Spectrum 400, FT-IR/ FT-NIR Spectrometer Perkin Elmer (CERTBIO/UFCG, com resolução de 4 cm^{-1} e 20 varreduras, e com varredura de 4000 a 650 cm^{-1} , sem a necessidade de preparação de pastilhas de KBr, por via da utilização do dispositivo ATR (attenuated total reflectance)

3.7 Ensaios Mecânicos

Cada corpo-de-prova foi submetido ao ensaio de flexão em três pontos em uma máquina para ensaios com uma velocidade constante de 5 mm/min , até ocorrer a fratura do corpo-de-prova, conforme demonstrado na Figura 16.

Figura 16. Demonstração do ensaio mecânico



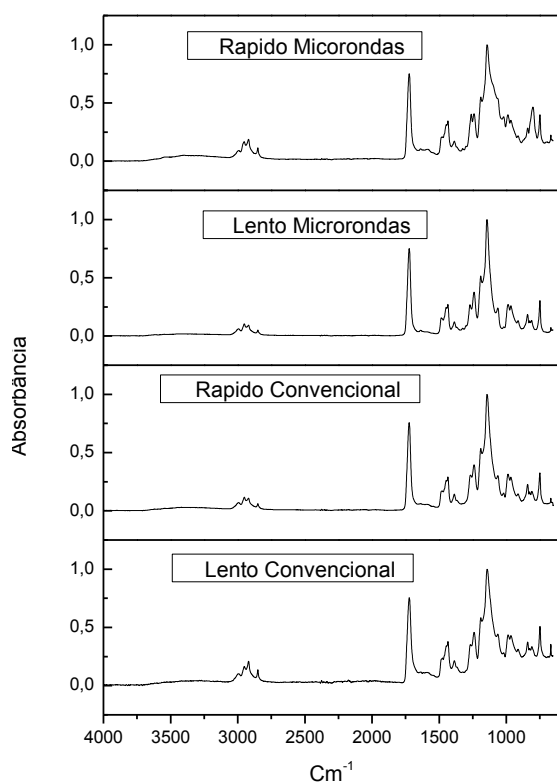
Fonte: Elaborada pelo autor

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Espectroscopia na Região do Infravermelho por Transformada de Fourier - (FTIR)

A Figura 17 e a Tabela 3 ilustra o espectro de FTIR do PMMA.

Figura 17. Espectros de FTIR do PMMA



Fonte: Elaborada pelo autor

Tabela 3. Bandas características do PMMA

Absorções (cm ⁻¹)	Atribuições
2960	C – H
1725	C = O
1450	CH ₂
1274	C – C – O
1140	C – O – C

No espectro de FTIR do PMMA podem-se observar bandas em 2960 cm⁻¹ (C – H), 1725 cm⁻¹ (C = O), 1450 cm⁻¹ (CH₂), 1274 cm⁻¹ (C – C – O) e em 1140 cm⁻¹ (C – O – C), que são grupos característicos da resina. É possível observar que os ciclos de polimerização não alterou a estrutura do polímero.

4.2 Propriedades Mecânicas

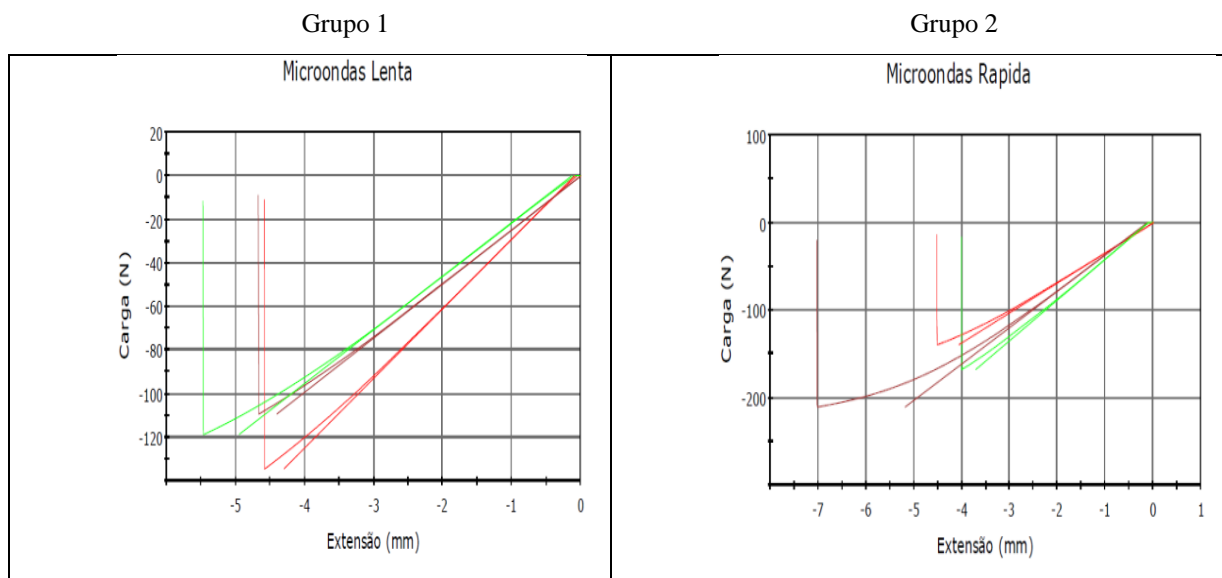
Este trabalho comparou a resistência à flexão do Poli (metil metacrilato) termicamente ativado (por banho em água quente e por energia de microondas) de uma mesma marca que sofreu diferentes ciclos de polimerização assim como a sua resistência térmica.

4.2.1 Resistencia à Flexão

4.2.1.1 Resultados em Newton

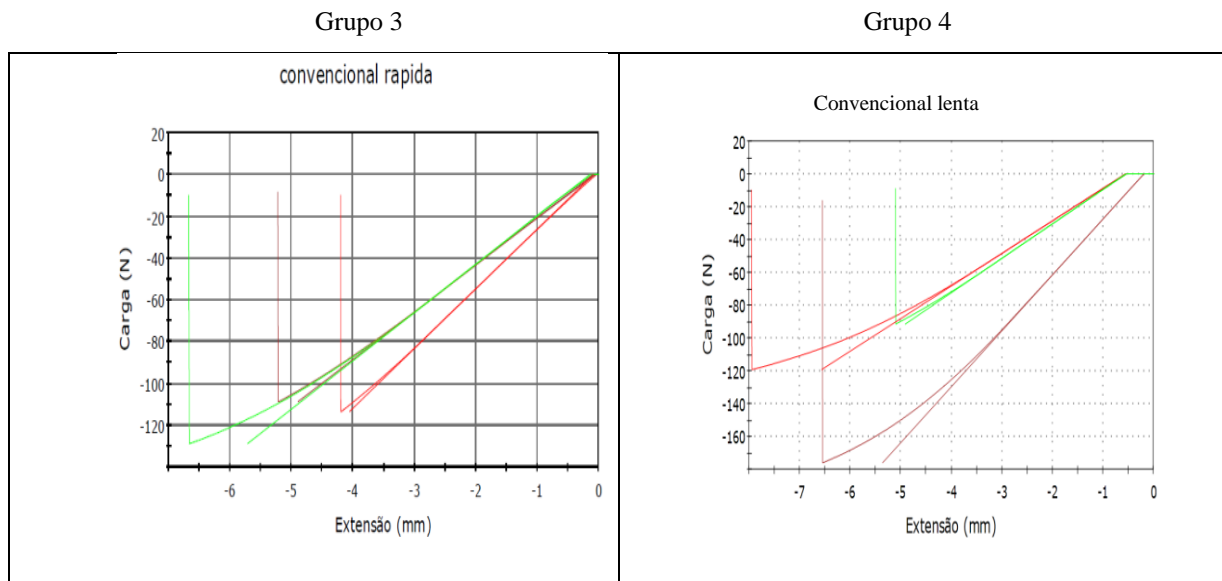
As Figuras 18 e 19 representam a carga (em N) exercida em cada um dos corpos de prova até a sua ruptura. Os resultados mostram uma variação na carga (em N) exercida para cada grupo. As amostras do **G1** apresentaram a menor variação de resistência à flexão e menor variação quanto à extensão da flexão (em mm). As do **G2** apresentaram a maior variação de aplicação da força até sua ruptura (em N). As do **G2**, **G3** e **G4** apresentaram valores médios semelhantes quanto à extensão da flexão (em mm). Porém as do G4 apresentaram uma resistência quanto à extensão da flexão.

Figura 18. Polimerização por microondas



Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 19. Polimerização convencional



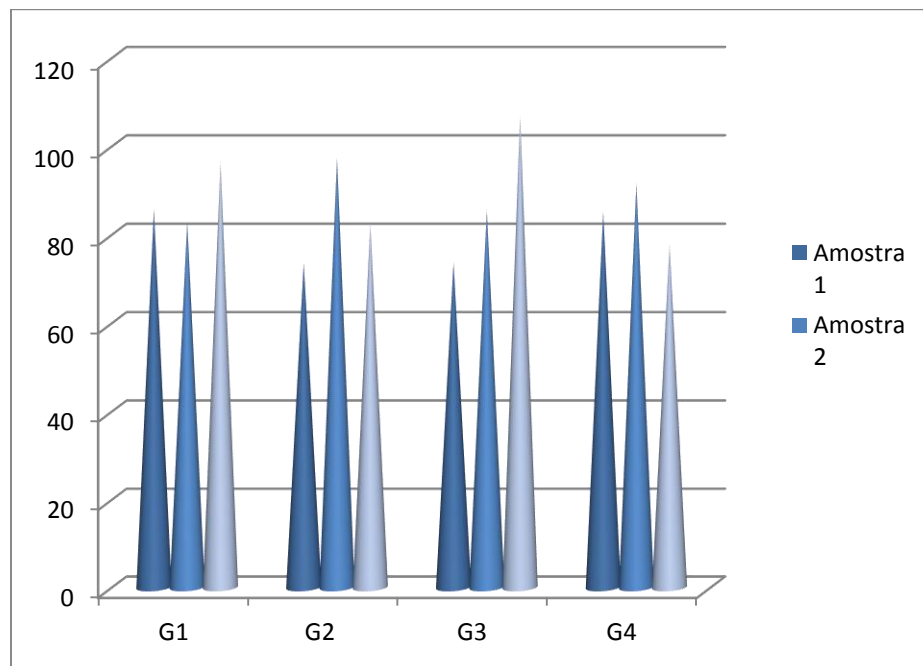
Fonte: Elaborada pelo autor

4.2.1.2 Resultados em MPa

As Figuras 19 e 20 apresentam os valores da carga (em MPa) exercidos sobre os corpos de prova. Os valores em MPa da resistência à flexão são obtidos da seguinte forma: $\sigma = \frac{3Fi}{2bh^2}$, onde F é força em N, i é a distância entre os suportes, b é a altura e h é a altura dos corpos de prova.

O espécime que apresentou maior resistência à flexão foi do **G3**, com valor de 106,8843 MPa, enquanto que o que apresentou menor resistência à flexão foi do **G4**, com o valor de 73,64914 MPa.

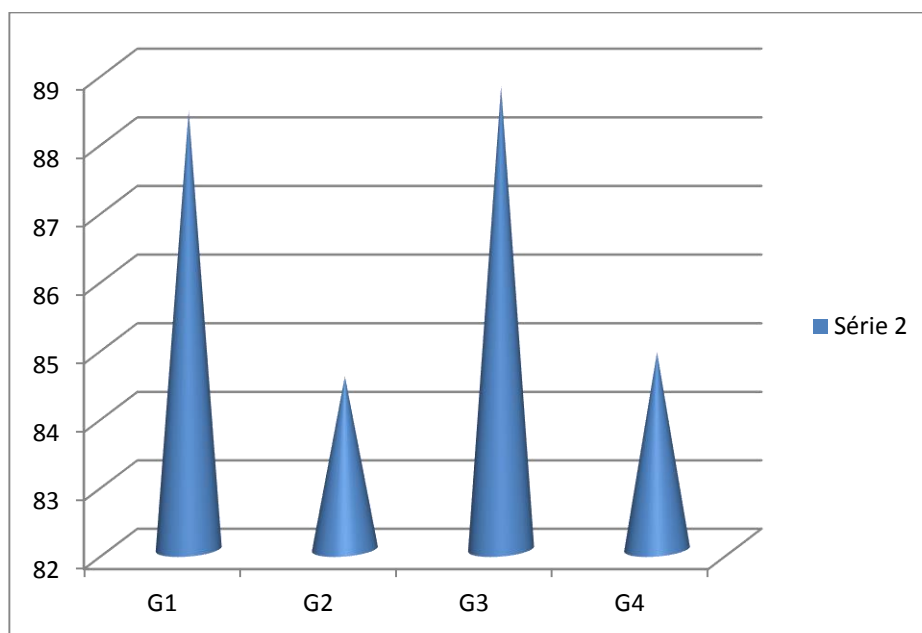
Figura 20. Esforço de flexão em cada um dos corpos de prova (em MPa)



Fonte: Elaborada pelo autor

A Figura 20 mostra a média dos resultados obtidos em cada grupo quanto à resistência à flexão. Os resultados variaram entre o mínimo de 84,6 MPa e o máximo de 88,8 MPa. O **G3** apresentou maior resistência à flexão com uma pequena diferença para o **G1**. O **G2** apresentou a menor resistência à flexão, seguido do **G4**.

Figura 21. Média de Esforço de flexão de cada grupo (em MPa)



Fonte: Elaborada pelo autor

A Tabela 4 mostra os valores numéricos máximo, mínimo e médio de cada grupo, além do desvio padrão. Os valores são relativamente próximos, mostrando certo padrão de resistência do Poli (metil metacrilato), independente do tipo da resina, se é polimerizada por energia de microondas ou pelo método convencional, e do tipo de polimerização, se é de ciclo lento ou de ciclo rápido.

Tabela 4. Descrição da carga exercida e o desvio padrão dos valores observados

<i>Grupos</i>	Valor Máx. (MPa)	Valor Mín. (MPa)	Valor Méd. (MPa)	Desvio Pad.
<i>1</i>	96,44382	82,98621	88,39274	5,80413
<i>2</i>	97,40085	73,64914	84,52414	9,80547
<i>3</i>	106,8843	73,75768	88,74681	13,70590
<i>4</i>	91,57581	77,84328	84,87345	5,61107

Fonte: Elaborada pelo autor

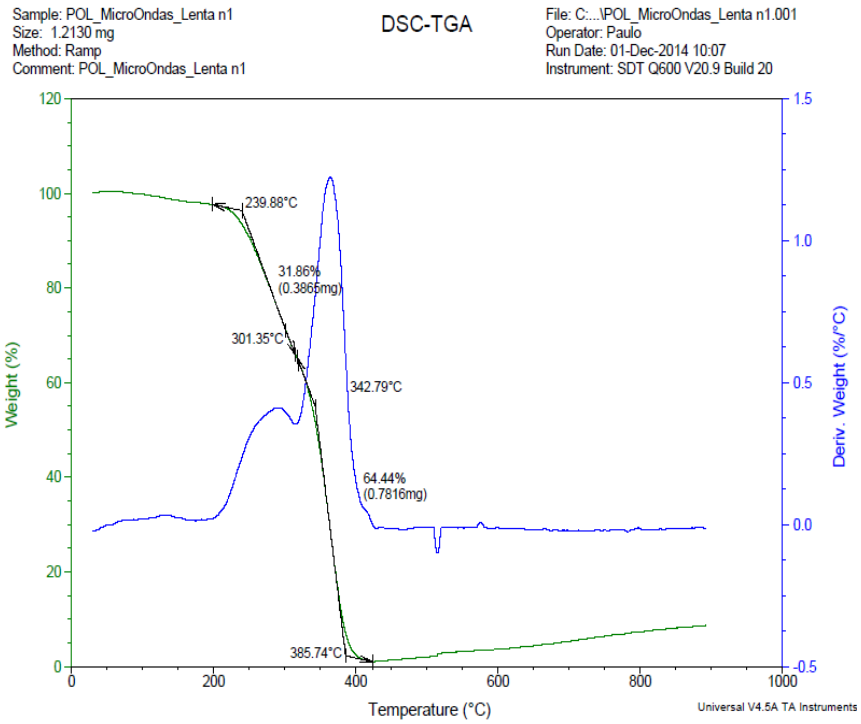
4.3 Resistência Térmica

AS Figuras 21, 22, 23 e 24 representam a perda de massa em função da temperatura do Poli (metil metacrilato).

A análise da curva de TGA descrita pela degradação do Poli (metil metacrilato), que é a perda de massa em função da temperatura, mostra boa estabilidade deste polímero, abaixo de **239°C**. Acima desta temperatura a amostra começa a se degradar.

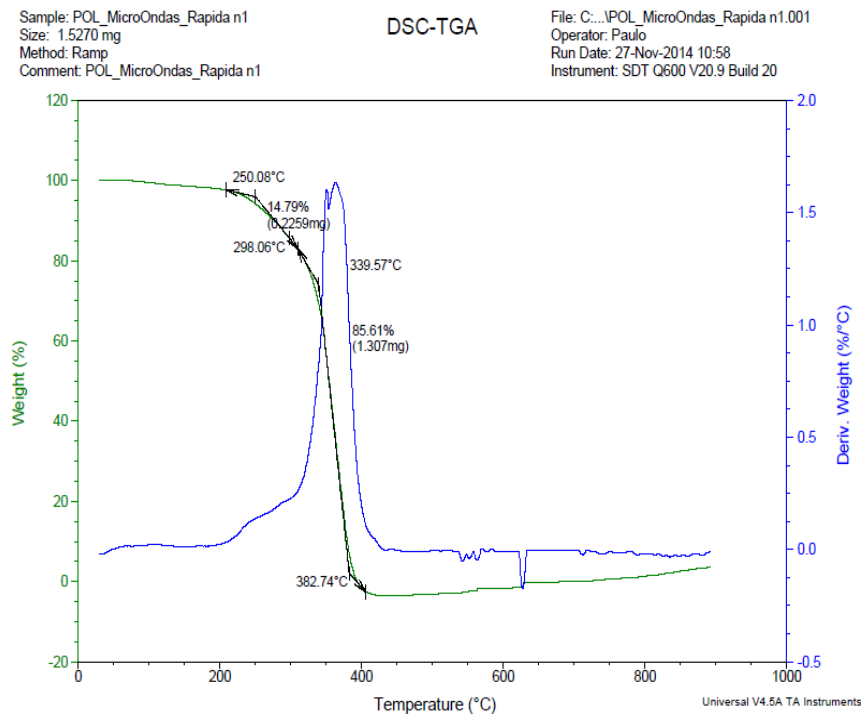
A amostra do **G1** apresentou menor resistência na análise de início da degradação térmica, enquanto que a amostra do **G4** apresentou maior resistência na análise de início da degradação térmica. As amostras de **G2** e **G3** apresentaram resultados relativamente próximos quanto ao início da degradação térmica.

Figura 22. Degradação térmica do G1



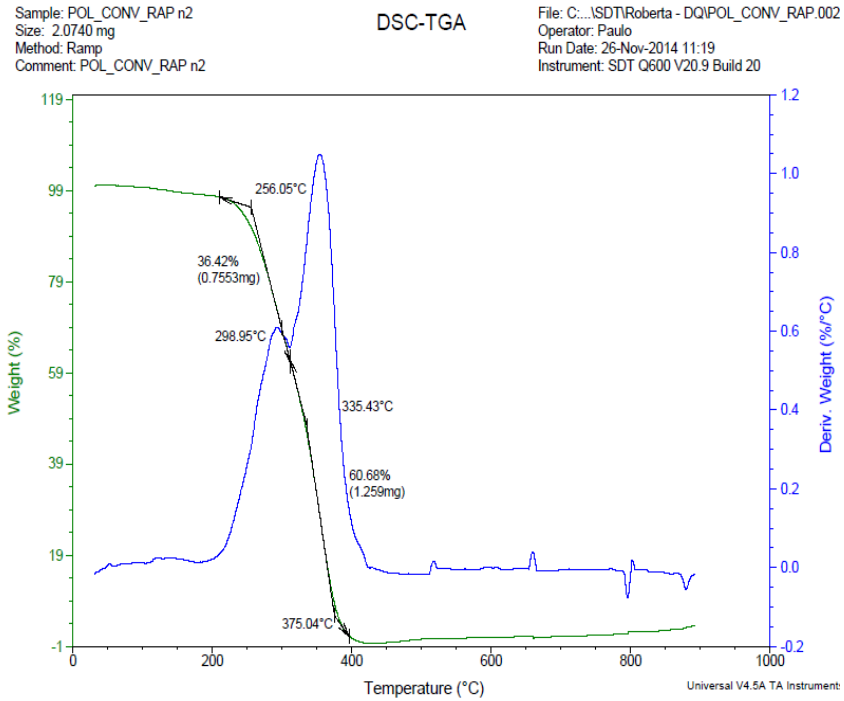
Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 23. Degradação térmica do G2



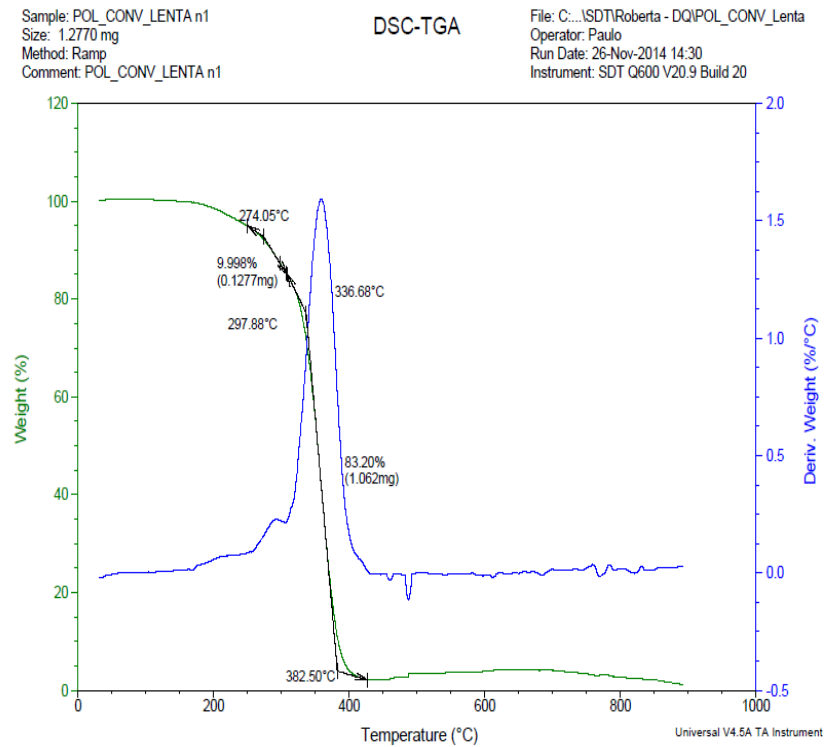
Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 24. Degradação térmica do G3



Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 25. Degradação térmica do G4



Fonte: Elaborada pelo autor

Os valores de perda de quase 100% de massa do Poli (metil metacrilato) em função da temperatura ficaram muito próximos nos grupos *G1*, *G2* e *G4*, entre 382°C e 385°C . Apenas o *G3* apresentou um valor um pouco abaixo, 375°C .

4.4 Discussão

O Poli (metil metacrilato) é o material mais usado na confecção de próteses dentárias há várias décadas. Ela tem sido o material de escolha por apresentar propriedades físicas e mecânicas adequadas e características de trabalho também favoráveis. Vários tipos de resina acrílica e técnicas de processamento surgiram ao longo desses anos, visando-se melhorar suas propriedades e aperfeiçoar a confecção de próteses totais.

Segundo Anusavice (1996), a resistência flexional corresponde a uma propriedade mecânica dos materiais, normalmente avaliada por meio de um teste de carga de três pontos, que dá valores de resistência às cargas suportadas por esses materiais submetidos à flexão, até a sua fratura ou deformação.

Nishii (1968) utilizou pela primeira vez a energia de microondas para a polimerização de resina acrílica e buscava a redução no tempo de polimerização e da porosidade interna na resina acrílica. A resina acrílica específica para polimerização por microondas surgiu comercialmente no final da década de 80 com o objetivo de se reduzir as características indesejáveis que a resina acrílica termopolimerizável convencional apresentava ao ser polimerizado através desse método. Apesar de Truong & Thomasz (1989) ter encontrado semelhança entre os componentes desse último tipo de resina com a resina acrílica termopolimerizável convencional, Bafile et al.(1991) acreditam que o monômero da resina para a polimerização por microondas contenha dimetacrilatos que permitiriam o processamento da resina acrílica em temperaturas mais elevadas, reduzindo, dessa forma, a porosidade interna e melhorando a resistência desse material.

Levin et al.(1989) não encontraram diferença significativa em relação a porosidade, dureza e resistência à flexão de resinas acrílicas polimerizadas convencionalmente e pela energia de microondas.

Ilbay et al.(1994) ao compararem algumas propriedades, entre elas a resistência à flexão, de resinas acrílicas termopolimerizáveis convencionais polimerizadas em diferentes ciclos no forno de microondas concluíram que esse tipo de resina pode ser

polimerizado através desse método sem prejuízos às propriedades avaliadas. O mesmo ocorreu com a resina acrílica utilizada no presente estudo (VIPI), onde se observou que a resistência à flexão não foi influenciada negativamente pela polimerização por meio da energia de microondas.

As maiores vantagens da utilização de energia de micro-ondas em relação ao método convencional estão relacionadas ao fato de que a energia de micro-ondas independe de condutividade térmica. No processo de polimerização por energia de micro-ondas a mistura do polímero com o monômero é aquecida diretamente antes da mufla plástica, de modo que qualquer calor gerado é dissipado para a mufla, enquanto no banho de água quente temos primeiramente o aquecimento da água, depois a mufla e só depois a mistura é aquecida (Canadas MD, Garcia LF, Consani S, Pires-de-Souza FC.). Esse processo exige tempo, que é uma das desvantagens em relação à polimerização por energia de micro-ondas. Também é importante salientar a vantagem da utilização da energia de micro-ondas a desnecessidade de equipamentos pesados e espaçosos e um método de processamento mais limpo permanente.

Levin, SanderseReitz(1989) testaram cinco resinas diferentes processadas por microondas e banho de água convencional, e concluíram que importantes características físicas da resina polimerizada por microondas são aproximadamente as mesmas da resina polimerizada por banho de água. Citaram como vantagens do processo por microondas: o curto tempo para a polimerização, à facilidade e a limpeza, e a substituição das pesadas muflas de metal por muflas leves de plástico. As desvantagens citadas seriam: o preço da mufla para microondas, considerada relativamente cara, e sua tendência de quebrar após várias prensagens.

Lai et al (2004) obtiveram resultados de resistência flexural favoráveis a resina polimerizada pela técnica convencional. Apesar disso, esses autores ressaltaram, baseado em seus estudos, que a energia de microondas é capaz de polimerizar resinas acrílicas de maneira efetiva, além de salvar muito tempo no processo de confecção de aparelhos protéticos. Estes autores sugeriam que o fator mais importante é o controle cuidadoso da temperatura durante o processamento em micro-ondas. Os autores destacaram que outro aspecto importante é o controle da temperatura durante o processo de polimerização por energia de micro-ondas, que pode diminuir a volatilização de substâncias. Essas características podem favorecer a produção de um material com melhores propriedades e diminuir a formação de poros e a susceptibilidade à absorção de água. Em relação à resistência a flexão, nos estudos de Lai não houve diferenças nos

valores de resistência a flexão das amostras polimerizadas por diferentes potências, ajustando-se o tempo. Porém, os autores destacaram que altas potências geram porosidade excessiva.

Em nosso estudo, a diminuição do tempo de polimerização e aumento da potencia do forno da resina de microondas proporcionou resultados estatisticamente diferentes entre os grupos com polimerização padronizada pelos fabricantes (Tabela 2). Contudo, os resultados foram acima do estipulado pela ISO 1567, que determina que o valor mínimo de resistência flexural para esse tipo de resina é de 65 MPa. Acreditamos que o tempo não é fator isolado para a melhora das propriedades físicas das resinas acrílicas, necessitando associação de mais variáveis para alcançar resultados melhores do que o esperado.

Conforme Lung e Darvell (2005), as propriedades mecânicas das resinas são afetadas negativamente pela quantidade de monômero residual, e as variáveis que influenciam são: temperatura, tempo, concentração do iniciador, pressão, proporção polímero e monômero e banho de água quente versus micro-ondas.

Ao utilizar o ciclo de 90 w por 13 minutos no forno de microondas, Hayden (1996) observou que a polimerização da resina acrílica foi incompleta. No entanto, ao utilizar o ciclo de 4 minutos a 700 w a resina acrílica apresentou resultados de resistência à flexão semelhante à resina polimerizada convencionalmente em banho de água por um período curto e longo de tempo, absorvendo, porém, uma quantidade menor de energia antes de ocorrer à fratura.

Azzarri et al (2003) compararam, em seus estudos, dois ciclos de polimerização onde alteraram o tempo e a potência para resinas de micro-ondas. No primeiro protocolo utilizaram uma potência de 800w e tempo de 5 minutos e, no outro, a potência de 200W foi utilizada durante 10 minutos. As curvas de liberação de monômero residual indicaram que, no segundo grupo, a quantidade de monômero residual duplicou. Esse comportamento pode se explicado pela resposta térmica do material. No primeiro caso, onde a polimerização se deu por 5 minutos, uma alta temperatura foi alcançada de forma que a reação de polimerização ocorre no num alto grau de conversão e, consequentemente, níveis baixos de monômero residual são detectados. No segundo caso, onde a polimerização se deu por 10 minutos, níveis mais altos de monômero residual são detectados devido a devido ao baixo grau de conversão em temperaturas moderadas.

Uma publicação de Reitz SanderseLevin (1985) compararam algumas propriedades físicas de tipos idênticos de resinas, algumas delas ativadas por microondas e outras termicamente ativadas por banho de água quente convencional. Eles concluíram que, para amostras de 2,5 mm de espessura, o processamento por 2 minutos e trinta segundos de cada lado a 400 W produzia amostras que não eram estatisticamente diferentes em relação à porosidade ou resistência transversal das amostras ativadas em banho de água a 74°C por 8 horas. Mas em seções mais espessas (até 10 mm) a redução da potência (para 90 W) e o aumento do tempo de exposição (para 6 minutos e trinta segundos de cada lado) não eram suficientes para eliminar a porosidade.

Gettleman et al. (1977) chamaram a atenção quanto aos cuidados com o ciclo de polimerização das resinas acrílicas em forno de microondas, devido a possível polimerização incompleta ou, ainda, à degradação do polímero.

De Clerck (1987) também relatou a importância de se ajustar adequadamente a potência e tempo no forno de microondas, pois um sobreaquecimento do monômero causaria porosidade na resina acrílica e conseqüentes prejuízos às propriedades físicas e mecânicas deste material.

Reitz et al. (1985) avaliaram e compararam, entre outras propriedades, a resistência à flexão de resinas acrílicas polimerizadas em microondas por 2 minutos e meio a 400W e polimerizadas em banho de água por 8 horas a 74°C. Observaram que os valores de resistência à flexão para os dois métodos de polimerização foram semelhantes.

Shlosberg et al. (1989) ao compararem a polimerização da resina acrílica (Lucitone) em forno de microondas, utilizando o ciclo curto em microondas, e em banho de água quente (ciclo longo), também não encontraram diferença significativa em relação a resistência à flexão, apesar de encontrarem valores médios um pouco inferiores aos obtidos nesse estudo (79,03 MPa e 77,68 Mpa, respectivamente, para cada método de polimerização avaliado). Esse fato também pôde ser confirmado por Reitz et al. (1985) ao utilizarem esses dois métodos de polimerização, ou seja, pela energia de microondas (5 minutos a 400W) e em banho de água (8 horas a 74°C).

Alkhatib et al. (1990) utilizaram um tipo de resina termopolimerizável convencional e duas marcas comerciais de resina acrílica específica para polimerização pela energia de microondas e verificaram a porosidade, a dureza e a resistência à flexão. Utilizaram um ciclo longo (15 min e 26 seg a 75,9W seguido de 59 seg a 513W) e dois

curtos (4 min e 52 seg a 513W e 2 min e 55 seg a 513W) no forno de microondas. A resina termopolimerizável foi polimerizada convencionalmente em banho de água quente por 8 horas a 73°C e no ciclo longo no forno de microondas. Em relação a resistência à flexão, não foi evidenciada diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos avaliados. No entanto, os autores relataram que, possivelmente, quanto maior a espessura, menor seria a resistência à flexão da resina acrílica polimerizada pela energia de microondas, devido a maior quantidade de poros encontrada em espessuras acima de 3mm.

Os resultados mostraram que todos os ciclos de polimerização realizados nesse trabalho são satisfatórios quanto à capacidade de resistência à flexão do Poli (metil metacrilato). A ISO 1567 determina que o valor mínimo de resistência flexural para esse tipo de resina é de 65 PMA, e todos os espécimes apresentaram valor de resistência acima do mínimo estipulado.

5 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados observados neste trabalho pode-se chegar às seguintes conclusões:

- ✓ As resinas de Poli (metil metacrilato) não apresentaram diferenças na sua estrutura quanto ao ciclo de processamento;
- ✓ As resinas polimerizadas por energia de microondas não apresentam diferenças significantes comparadas com as resinas polimerizadas convencionalmente quanto á resistência flexural;
- ✓ Os ciclos de polimerização utilizados neste trabalho parece não influenciar significativamente quanto à resistência à flexão tanto da resina polimerizada por energia de microondas quanto para a resina polimerizada convencionalmente.
- ✓ Os resultados mostraram que todos os ciclos de polimerização realizados nesse trabalho são satisfatórios quanto à capacidade de resistência à flexão do Poli (metil metacrilato) e estão de acordo com a ISO 1567.

REFERÊNCIAS

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

ALKHATIB, M. B. et al. A comparison of microwave polymerized denture base resins. *Int. J. Prosthodont*, v. 3, p. 249-255, May/June 1990.

ALMEIDA, M. H. W. et al. Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. *Rev. Fac. Odonto. Passo Fundo, Passo Fundo*, v. 4, n° 1, p. 49-56, Jan-Jun. 1999.

ANUSAVICE, K.J.; PHILLIPS,R.W.Elements of Dental Materials 2 edition 1971.

ANUSAVICE, K. J. Philips' science of dental materials. 10th ed. Philadelphia: W. B. Saunders, 1996.

ANUSAVISE, K.J. PHILLIPS, R. W.MateriaisDentários. 10. Ed.Rio de Janeiro:Guanabara Koogan, 1998. Cap. 10: Química das resinas sintéticas, p. 125-139 e Cap. 11: Resina para base de dentadura, p. 140-147.

ARIMA T, HAMADAL T, MCCABE JF. The Effects of Cross-linking Agents on Some Properties of HEMA-based Resins. *J Dent Res*. 1995 Sep; 74(9): 1597-1601.

ARIMA T, HAMADAL T, MCCABE JF. The Effects of Cross-linking Agents on Some Properties of HEMA-based Resins. *J Dent Res*. 1995 Sep; 74(9): 1597-1601.

Azzarri MJ, Cortizo MS, Alessandrini JL. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *J Dent*. 2003 Sep;31(7):463-8

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

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.

BARONCINI NETO, Z. et al. Estudo das alterações dimensionais de resinas acrílicas termopolimerizáveis processadas em forno de microondas convencional. *Rev. Fac. Odont. Bauru, Bauru*, v. 6, n° 2, p. 67-72, Abr-Jun. 1998.

BRAUN, K. O. et al. Alteração dimensional linear de resinas para bases de próteses polimerizadas com microondas. *Pesqui. Odontol. Bras.*, São Paulo, v. 14, n° 3, p. 278-282, Jul-Set. 2000.

CALLISTER JR, W. D. *Materials science and engineering: na introduction*. 7. ed. New York: John Wiley&Sons, Inc., 2007.

COMPAGNONI, M.A. Alteração da dimensão vertical nas bases de dentaduras completas. Estudo comparativo entre duas técnicas de isolamento dogesso durante a inclusão. Bauru, 1981. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

COMPAGNONI MA, BARBOSA DB, DE SOUZA RF, PERO AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent*. 2004 Mar;91(3):281-5.

Canadas MD, Garcia LF, Consani S, Pires-de-Souza FC. Color stability, surface roughness, and surface porosity of acrylic resins for eye sclera polymerized by different heat sources. *J Prosthodont*. 2010 Jan;19(1):52-7.

CUCCI, A. L. M. et al. Resinas para reembasamento imediato: resistência à tração e alongamento. *Rev Odontol UNESP*, v. 27, n. 1, p. 299-309, jan.-jun., 1998.

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

DIXON, D.L., BREEDING, L. C., EKSTRAND, K. G. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. J. Prosth. Dent., St Louis, v. 68, n° 1, p. 196-200, July 1992.

DIXON, D.L., BREEDING, L. C., EKSTRAND, K. G. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. J. Prosth. Dent., St Louis, v. 68, n° 1, p. 196-200, July 1992.

GANZAROLLI, S.M., MELLO, J.A.N., DEL BEL CURY, A.A. Adaptação, porosidade, resistência à flexão e ao impacto de resinas acrílicas, In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 18, 2001, Águas de Lindóia. Pesq. Odontol. Brasil. São Paulo: SBPqO, Set. 2001. p.111. Suplemento.

GEERTS, G.A.V.M., JOOSTE, C.H. A comparison of the bond strengths of microwave and water bath-cured denture material. J. Prosth. Dent., St Louis, v.70, n° 5, p.406-409, Nov. 1993.

GETTLEMAN L, NATHANSON D, MYERSON RL. Effect of rapid curing procedures on polymer implant materials. J Prosthet Dent, v.37, n.1, p.74-82, 1977.

GOLDBERG, A. J.; FREILICH, M. A. An innovative pre-impregnated glass fiber for reinforcing composites. Dental Clinics of North America, v. 43, n. 1, p.127-133, Jan., 1999.

HARMAN, I. M. Effects of time and temperature on polymerization of methacrylate resin denture base. J. Am. Dent. Ass., Chicago, v. 38, n° 2, p.188-203, Feb. 1949.

HAYDEN WJ. Flexural strength of microwave-cured denture base plates. GenDent, v. 34, n.5, p.367-71, 1986.

HILGERT, E. et al. Curvas Térmicas de resinas acrílicas durante a polimerização por energia de microondas, In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE

PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 18, 2001, Águas de Lindóia. Pesq. Odontol. Brasil. São Paulo: SBPqO, Set. 2001. p. 99. Suplemento.

HILGERT, E. et al. Curvas Térmicas de resinas acrílicas durante a polimerização por energia de microondas, In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 18, 2001, Águas de Lindóia. Pesq. Odontol. Brasil. São Paulo: SBPqO, Set. 2001. p. 99. Suplemento.

ILBAY, S. G.; GUNEVER, S.; ALKUMRU, H. N. Processing dentures using a microwave technique. J. Oral Rehab., v. 21, n. 1, p. 103- 109, Jan. 1994.

ILBAY, S. G., GUVENER, S., ALKUMRU, H. N. Processing dentures using microwave technique. Journal of Oral Rehabilitation, Oxford, v.21, n°1, p.103-109, Mar. 1994.

INTERNATIONAL ORGANIZATION for STANDARDIZATION (ISO). Specification 1567. Dentistry – Denture base polymers, 3ª ed., Switzerland, 1999.

KELLY, E. Fatigue failure in denture base polymers. JPD, v. 21, n. 3, p. 257-266, Mar., 1969.

KIMPARA ET, PAES-JUNIOR TJA, SERAIDARIAN PI, UEMURA ES. Processamento alternativo para eliminar porosidades em resina acrílica para bases de próteses totais. Rev Bras ProtClin 1999; 1(4):325-9.

KIMURA, H. et al. Applications of microwave for dental technique (Part I). J. Osaka Univ. Dent. Sch., Osaka, v. 23, p. 43-49, Dec. 1983.

KIMURA, H., TERAOKA, F., SAITO, T. Applications of Microwave for Dental Technique (Part 2). J. Osaka Univ. Dent. Sch., Osaka, v. 24, p. 21-29, Dec. 1984.

Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater.* 2004 Feb;20(2):133-4.

Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent*, v.61, n.3, p.381-3, 1989.

Lung CY, Darvell BW. Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. *Dent Mater.* 2005 Dec;21(12):1119-28. Epub 2005 Jul 22.

MANO, E.B. Polímeros como matérias de engenharia. São Paulo; Editora Edgard Blücher, 1991.

MONTEIRO NETTO, J. et al. Influência dos tipos de polimerização na resistência transversal da resina para base de prótese total. *RPG*, v. 6, n. 3, p. 245-248, jul.-set., 1999.

MUTLU, G., HARRISON, A., HUGGETT, R. A history of denture base materials. *Quintessence Dent. Technol.*, Berlin, v.13, p. 145-151, 1989.

NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J. Osaka Dental Univ., Osaka*, v. 2, n° 1, p. 23-40, Feb. 1968.

PAES-JUNIOR TJA, MARCHINI L, KIMPARA ET. Estudo in vitro da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo x energia de microondas. *Pós-Grad VerFacOdontol S J Campos* 1999; 2(2):36-42.

PERO, A. C.; *et al.* Influence of microwave polymerization method and thickness on porosity of acrylic resin. *J. Prosthodont.* v. 17, n. 2, p. 125-9, Feb. 2008.

PEYTON, F.A., MANN, W.R. Acrylic and acrylic-styrene resins: their properties in relation to their uses as restorative materials. Part 1, *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v. 29, n° 15, p. 1852-1864, Oct. 1942.

PHILLIPS, R.W. *Materiais Dentários de Skinner*. 9.ed. Rio de Janeiro:Guanabara Koogan. 1993. 333 p. Cap. 10: Química das resinas sintéticas, p. 91-102 e Cap. 11: Resinas para base de dentadura: considerações técnicas e resinas diversas, p. 103-123.

PHOENIX RD. Resinas para base de prótese total. "In" Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p. 679-713.

POLYZOIS, G.L., ZISSIS, A.J. Comparison of the toughness of denture bases cured by microwaves or dry heat. *Compendium, Jamesburg*, v. 16, n° 2, p.228- 232, Feb. 1995.

PRICE CA. The Effect of Cross-linking Agents on the Impact Resistance of a Linear Poly(methyl methacrylate) Denture-base Polymer. *J Dent Res*. 1986 Jul;65(7):987-992.

Reitz V, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. *Physical properties. Quintessence Int*, v.16, n.8, p.547-51, 1985.

RIZZATI-BARBOSA, C.M., DEL BEL CURY, A.A., PANZERI, H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo, São Paulo*, v.9, n° 3, p. 197-206, Jul-Set. 1995.

ROSSATO, M. B. *et al.* Influência da imersão em água na porosidade de resina acrílica polimerizada por energia de microondas. *Rev.Odonto. Ciênc.* v. 23, n. 4, p. 342-45, 2008.

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

SCHOONOVER, I.C., SWEENEY, W.T. Some properties of two types of resins used for dentures. *J. Am. Dent. Ass., Chicago*, v. 25, n° 23, p. 1487-1500, Sep.1938.

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-Oct.1989.

SIMIELLI, Edson Roberto - APOSTILAS - ESCOLA SENAI MARIO AMATO - (Polietileno, Polipropileno, Poliestireno, Policloreto de Vinila, Polimetil metacrilato). 2010.

SKINNER, E.W., CHUNG, P. The effect of surface contact in the retention of denture. *J. Prosth. Dent.*, St Louis, v.1, n° 3, p. 229-235, May 1952.

SKINNER, E. W., COOPER, E. N. Physical properties of denture resins: Part 1. Curing shrinkage and water sorption. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v. 30, n° 23, p. 1845-1852, Dec. 1943.

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

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

STAFFORD, G. D.; HUGGETT, R.; CAUSTON, B. E. Fracture toughness of denture base acrylics. *J Biomed Mater Res*, v. 14, n. 4, p. 359-371, Jul., 1980.

SWENNEY, W.T. Acrylic resins in prosthetic dentistry. *Dent. Clin. N. Am.*, Philadelphia, v. 2, p. 593-601, Nov.1958.

TAKAMATA, T. et al. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. *J. Am. Dent. Ass.*, Chicago, v. 119, n° 2, p. 271-276, Aug. 1989.

TANJI, M. et al. Influência de ciclos de polimerização sobre a resistência de impacto de resinas acrílicas. PCL, v. 4, n. 17, p. 44-48, jan./fev., 2002.

TAYLOR, P. B. Acrylic Resins: Their manipulation. J. Am. Dent. Ass., Chicago, v. 28, n° 3, p. 373-387, Mar. 1941.

TURANO, J.C., TURANO, L.M., Fundamentos de Prótese Total, 4ª ed. São Paulo, Quintessence Books, 1998, cap. 21: Abertura da mufla para eliminação da cera – Inclusão da resina acrílica de base – Técnica simplificada para caracterização, p. 409-415.

TURK, M.D. et al. Direct measurement of dimensional accuracy with three denture – processing techniques. Int. J. Prosthodont., v.5, n.4, p.367-72, July/Aug. 1992.

TURCK, M.D., RICHARDS, M.W. Microwave processing for denture relines, repairs, and rebases. J. Prosth. Dent., St Louis, v. 69, n° 3, p. 340-343, Mar. 1993.

TRUONG, V.T.; THOMASZ, F.G.V. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water na microwave energy. Aust. dent.J., v.33, n.3, p.201-4, June 1988.

UNDURWADE, J.H., SIDHAYE, A.B. Curing acrylic resin in a domestic pressure cooker: a study of residual monomer content. Quintessence Int., Berlin, v. 20, n° 2, p. 123-129, Fev. 1989.

WALLACE, P.W. et al. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. J. Prosth. Dent., St Louis, v. 66, n° 3, p.403-409, Sept. 1991.

WOELFEL, J.B. Processing Complete dentures. Dent. Clin. N. Am., Philadelphia, v. 21, n° 2, p. 329-338, Apr. 1977.

Ilbay SG, Güvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. J Oral Rehabil, v.21, n.1, p.103-9, 1994.

Yunus N, Harrison A, Huggett R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of acrylic resin repair material. *Oral Rehabil.* 1994;21(6):641-8.

Yunnus N, Rashid AA, Azmil LL, Abu-Hassan MI. Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil.* 2005 Jan;32(1):65-71.