

LUIZA HELENA CAMPOS ZORN

**TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DA BASE PROTÉTICA:
CONVENCIONAL / MICROONDAS**

Universidade Fernando Pessoa
Faculdade De Ciências Da Saúde
Porto, 2011

LUIZA HELENA CAMPOS ZORN

**TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DA BASE PROTÉTICA:
CONVENCIONAL / MICROONDAS**

Universidade Fernando Pessoa
Faculdade de Ciências da Saúde
Porto, 2011

LUIZA HELENA CAMPOS ZORN

**TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DA BASE PROTÉTICA:
CONVENCIONAL / MICROONDAS**

Luiza Helena Campos Zorn

“Trabalho apresentado à Universidade Fernando Pessoa como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária.”

RESUMO

Este trabalho consiste na revisão de literatura sobre processamento de base de Prótese Total (processo de aquecimento empregado para controlar a polimerização da resina) pelos métodos: convencional em banho de água aquecida (de tratamento longo e tratamento rápido) e por irradiação através de microondas; abordando também outros aspectos como resinas acrílicas, contração de polimerização e porosidade, problemas estes que ainda não se encontram resolvidos nos dias atuais, e que diminuem o nível de adaptação da base da próteses aos tecidos de suporte, comprometendo a estabilidade e causando o enfraquecimento das mesmas. Sabe-se que os problemas associados às resinas acontecem em ambos os métodos, no entanto estes podem ser minimizados ou até mesmo controlados, seguindo-se a técnica de maneira adequada. O método convencional, quando comparado ao método de polimerização por microondas, tem a vantagem de possuir um maior número de comprovações científicas, preferindo-se o ciclo de tratamento longo, por produzir próteses mais resistentes e com menor quantidade de monómero residual, no entanto o método através de microondas têm surgido como uma alternativa real ao processamento convencional.

ABSTRACT

This work consists in a literature revision about denture base processing (heating process used to control resin polymerization) by conventional hot water bathing method (short and long time cure cycles) and by microwave irradiation; also broaching acrylic resin, polymerization contraction and porosity, problems not yet solved nowadays, witch compromises the stability and turning it weaker. Is knotweed that both methods could result in some problems with the acrylic resin, but these problems could be minimized, or at least controlled, if the technique is, accomplish in the right way. The conventional method has the advantage to have more scientific proves, preferring the log cycle, due to the production of more resistant prostheses and with less residual monomers.

DEDICATÓRIA

“A MAIOR RIQUEZA DO HOMEM É A FAMÍLIA.”

Dedico este trabalho, que é de grande importância para mim, aos meus pais Everaldo e Salete (in memoriam), que deram-me as bases para fortalecer as minhas raízes e construir a minha família, ao meu marido Willi e as minhas filhas Beatriz, Sophia e Manuela pela felicidade que diariamente me transmitem.

AGRADECIMENTOS

A DEUS, por me presentear com a vida e saúde para alcançar meus ideais, e por permitir que eu conseguisse realizar mais um grande projeto.

A meus pais, Everaldo Q. de Campos e Salete S. de Campos, pelo amor, esforço e investimento sem medidas para proporcionarem a melhor formação aos seus filhos, além do companheirismo eterno.

Ao meu amor, meu marido, Willi Gunther T. Zorn, pelo incentivo constante, compreensão, amor, e amizade. Suas atitudes tornam as palavras desnecessárias, obrigada por fazer parte de minha vida.

As minhas filhas, Beatriz, Sophia e Manuela, maiores bênçãos concedidas por Deus, por entenderem, do jeito delas, minha ausência nos dias do curso, nas horas destinadas a dissertação e por seus sorrisos. Meus raiozinhos de sol, amo muito.

Ao meu irmão, Everaldo Q. de Campos Júnior, pelo exemplo de vida, amizade, cumplicidade, proteção e amor eterno. Amo-te.

A Professora Doutora Sandra Gavinha, por sua orientação, profissionalismo e valiosas sugestões que tanto contribuíram para esta dissertação; e por transmitir senso de organização e perfeccionismo inerentes a um bom Protopodontista, além da valiosa amizade.

A Professora Doutora Telma Maria Tenório Zorn, exemplo vivo diante da Pró-reitoria da Graduação da Universidade de São Paulo (USP), de que é possível sermos mães, mulheres e profissionais de sucesso. Espelho-me em si, todos os dias.

A todos os professores e amigos (nossos anjos na terra), em especial a dois amigos que fiz ao longo desta jornada, ALEX e MÓNICA; agradeço a amizade, incentivo e preocupação com meu bem-estar, sempre demonstrados pelo desejo de

seguirmos juntos nosso sonho. Com a amizade e carinho que recebi fui capaz de transformar essa batalha em inúmeros e inesquecíveis momentos. NUNCA OS ESQUECEREI.

A Universidade Fernando Pessoa pela acolhida e por permitir que sob a tutela de seus Professores eu pudesse aumentar meus conhecimentos, ampliar meus horizontes e principalmente voltar a exercer uma das maiores paixões da minha vida que é a MEDICINA DENTÁRIA.

Aos meus mestres de Prosthodontia com os quais aprendi a ter amor a essa disciplina, Professor Jorge Gonçalves, Professor Armando Prado, Professor Luciano Catelucci, Professor e amigo Eutímio Torres, Professor Flávio Aquino, Professor Isaac Batinga, Professor Atlas Nakamae, Professor Ivo Contin, e em especial Professor Mori, exemplo de dedicação e de perfeccionismo, meus sinceros agradecimentos.

Aos Doutores Edson Ávila e Hiram Fischer Trindade, por terem me recebido amigavelmente em sua clínica, pelo carinho e pelos conhecimentos que me são transmitidos a cada semana e pela amizade valiosa. Doutor Edson, ao observar seu trabalho, meu encantamento com a Prosthodontia aumenta a cada dia, a si meu muito obrigada.

Aos funcionários da Universidade Fernando Pessoa, por sua dedicação e serviços prestados a todos nós.

A todos aqueles, que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho, meus sinceros agradecimentos.

ÍNDICE

I. INTRODUÇÃO.....	1
II. DESENVOLVIMENTO.....	4
1 Resinas acrílicas.....	4
2 Contração de polimerização.....	8
3 Porosidade.....	15
4 Ciclos de polimerização.....	20
4.1 <i>Ciclo de polimerização convencional em banho de água aquecida</i>	24
4.2 <i>Ciclos de polimerização através de microondas</i>	31
III. DISCUSSÃO.....	41
IV. CONCLUSÃO.....	48
V. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	51

I - INTRODUÇÃO

As resinas acrílicas vêm sendo usadas na Medicina Dentária, com sucesso, desde o início do seu uso como material clínico, por volta da década de 40. Muitas pesquisas foram feitas visando melhorar as suas propriedades físicas (dureza, resistência transversal e alteração dimensional) e mecânicas (rugosidade e resistência flexional).

Estes materiais têm recebido a preferência para confecção da base de próteses totais devido a uma série de vantagens, tais como: propriedades mecânicas adequadas, biocompatibilidade aceitável, fácil manuseio e reparação, baixo custo, considerável estabilidade de cor, entre outras. Apesar destas vantagens, foi descartada a hipótese de a resina acrílica ser um material ideal, pois existem ainda alguns aspectos negativos que não se encontram resolvidos, como a contração de polimerização, distorção e a porosidade (Phillips, 1993; Kimpara et al., 2009).

Uma prótese total é constituída de uma base e de dentes artificiais. A base das próteses totais é responsável pela retenção das mesmas, bem como pela distribuição das forças mastigatórias ao rebordo alveolar. As alterações dimensionais que ocorrem nessas bases como consequência de falhas no processo de polimerização da resina (processamento da resina acrílica) geram instabilidade da base da prótese, desconforto, alterações fonéticas e até problemas de ordem traumática que podem fazer com que o paciente não utilize a prótese. Deste modo a sua confecção é de fundamental importância e deve ser criteriosa de modo conseguir-se uma perfeita adaptação (Barnabé, 2000).

Durante o processamento para a confecção de uma prótese é gerado calor e esse está intimamente relacionado com a adaptação da mesma; a literatura tem mostrado que quanto maior a quantidade de calor, maior será a contração de polimerização, o que resultaria em indução de tensões, que posteriormente ao serem liberadas, produzem distorções, essas distorções alteram a fidelidade de adaptação da base da prótese. Está de acordo com a literatura afirmar que o contrário também é verdadeiro, a utilização de temperaturas mais baixas, durante a polimerização da resina acrílica, levaria a menores distorções nessas bases. Ao longo dos tempos, vários métodos de processamento de

base de próteses têm surgido, tais como: método convencional em banho de água aquecida (Woelfel & Paffenbarger, 1951), método da luz visível (Phillips, 1993), método do calor seco e método através de irradiação por microondas (Nishii, 1968), com a finalidade de produzir próteses totais com melhores propriedades mecânicas, resistentes, polidas e para proporcionar maior conforto e atendimento dos requisitos de retenção, estabilidade e estética aos pacientes (Del Bel Cury et al., 1994). A contração da resina acrílica devido ao processo de polimerização está comprovada na literatura, sendo esta a maior desvantagem desse material (Consani et al., 2001). Essa contração não ocorre de maneira uniforme, sendo mais pronunciada na região posterior do palato, área de grande importância para a retenção das próteses. Assim, os pesquisadores continuam a procurar melhores e mais seguras variações tanto na fórmula das resinas como nos procedimentos técnicos de processamento, objetivando atenuar todas as variáveis que possam comprometer a estabilidade da base da prótese total (Gomes et al., 1998). Com base nessas considerações, é conveniente estudar por meio de uma revisão da literatura, a influência dos métodos de polimerização, visto que a adaptação das próteses está relacionada com alterações que as resinas acrílicas podem sofrer durante o ciclo de polimerização. Com ênfase nos métodos: convencional em banho de água aquecida e por irradiação através de microondas e, orientar os Médicos Dentistas a optarem pelo método que consiga minimizar de maneira mais adequada os problemas das resinas acrílicas como, contração de polimerização e porosidade, o que diminui o nível de adaptação da prótese aos tecidos de suporte, compromete a estabilidade da base da prótese e causa o enfraquecimento da mesma.

Metodologia

A escolha do presente tema para a realização desta dissertação partiu de uma grande inclinação pessoal pela Prostodontia em todas as suas variantes, e principalmente pela vontade em adquirir maiores conhecimentos sobre o processo laboratorial para a confecção de uma prótese total acrílica, que mesmo na era da reabilitação com o uso de implantes tem ainda seu espaço.

A pesquisa foi realizada entre os meses de novembro de 2010 e abril de 2011 efetuando-se uma revisão da literatura, recorrendo-se a três tipos de informação

primária, ou seja, artigos, livros e revistas. Nos motores de busca: Pubmed, Scielo e Lilacs e utilizando palavras-chave, procuraram-se todas as informações referentes aos conteúdos que seriam abordados neste trabalho, tendo sido catalogado e guardados todos os artigos em Inglês, Espanhol ou Português, com livre acesso através dos protocolos existentes entre a Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, Universidade Fernando Pessoa, Universidade de São Paulo e as revistas indexadas. Como critério de inclusão dos artigos na revisão, a escolha centrou-se nos artigos temporalmente limitados desde o ano 1980 até a atualidade, completando-se alguns temas com artigos de referência mais antigos, que abordam o tema escolhido. Para se proceder à pesquisa foram utilizadas as seguintes palavras-chave: acrylic resins, denture base, complete denture, microwave, polymerization cycle, residual monomer, dimensional change.

II – DESENVOLVIMENTO

1. Resinas acrílicas

As resinas acrílicas foram desenvolvidas nos Estados Unidos em 1936, para substituir a borracha vulcanizada patenteada pela Goodyear em 1851 e, são plásticos resistentes formados pela junção de moléculas múltiplas de metilmetacrilato, de aparência agradável, utilizados até hoje para confecção de próteses totais (Phillips, 1993). As resinas acrílicas são classificadas, de acordo com a especificação n° 1567 da International Organization for standization (ISO) em 5 grupos distintos: Tipo I. polímeros termopolimerizáveis; Tipo II. polímeros autopolimerizáveis; Tipo III. Polímeros termoplásticos; tipo IV. materiais fotoativados e grupo V. materiais polimerizados através de microondas

Em 1940, a American Dental Association (ADA), citada por publicação do COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES, determinou algumas especificações para as resinas acrílicas quanto aos seguintes itens: tipos de materiais já propostos, metodologia de manuseio, inspeção e testes, critérios de armazenamento, critérios relativos às suas propriedades e outras generalidades. Essa especificação, designou-se Especificação n° 12 da ADA.

Em janeiro de 1976 entrou em vigor a Especificação n° 12 da ADA (1975) para polímeros acrílicos, e deste modo estabeleceram-se os requisitos para uma resina acrílica ser adequada para uso na Medicina Dentária. Dentre esses requisitos estavam: não apresentar bolhas ou poros, quando observadas a olho nu; ser passível de polimento; ter estabilidade de cor e absorção de água dentro dos limites estabelecidos.

As resinas acrílicas de interesse na Medicina Dentária são derivadas do ácido acrílico $\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$ e do ácido metacrílico $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$ e apresentam uma combinação de características que as tornam aceitáveis e vantajosas na confecção de próteses totais; uma das decisivas vantagens do polimetilmetacrilato como base para prótese é a sua relativa facilidade de processamento (Phillips, 1993).

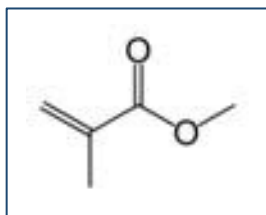


FIG. 1. Fórmula estrutural do metacrilato de metila

Phillips, (1993) relatou os requisitos ideais para uma resina ser utilizada como material dentário, dentre eles:

1. O material deve exibir suficiente translucidez ou transparência e ser capaz de reproduzir os tecidos orais que irá substituir. Deve poder colorir-se e pigmentar-se para essa finalidade;
2. Não deve sofrer nenhuma alteração dimensional, ou seja, dilatar, contrair ou empenar durante o processamento, nem depois de ser usada pelo paciente;
3. Deve ter suficiente dureza, resiliência e resistência ao desgaste, para suportar o uso normal;
4. Deve ser impermeável aos fluidos orais, para não se tornar anti-higiênica e nem de odor ou sabor desagradável, Quando for utilizada, como material obturador ou cimento, deve ligar-se quimicamente ao dente;
5. A resina deve ser insípida, inodora, atóxica e inócua para os tecidos orais;
6. Deve ser de fácil reparação, em caso de fratura;
7. Deve ser de fácil manipulação e permitir a sua transformação numa prótese de maneira simples e com equipamentos simples.

Segundo Morais et al. (2008), alguns fatores fazem com que os polímeros, a base de metacrilato de metila possam ser aceites no ramo da Medicina Dentária, dentre eles estão: serem produzidos por técnicas relativamente simples, serem de fácil manipulação, possuírem características biológicas, físicas e estéticas necessárias para o uso na cavidade oral.

Neste mesmo estudo, Morais et al. (2008), relataram que o uso do PMMA (polimetacrilato de metila), polímero sintético, auto ou termicamente polimerizado, é clinicamente aceitável, pois o mesmo possui propriedades como: aparência natural, durabilidade, insolubilidade e baixa absorção em fluidos orais, ausência de gosto e odor, propriedades térmicas satisfatórias, união a plásticos, metais e porcelanas

O polímero de metilmetacrilato tem sido usado para trabalhos protésicos desde 1937 e, desde então, vem sendo modificado para melhorar as suas propriedades físicas e mecânicas, bem como, para facilitar o trabalho laboratorial (Rizzatti et al., 1998).

As resinas acrílicas termicamente ativadas usadas para a confecção da base de próteses totais, originam-se de um líquido (monômero) e um pó (polímero). O pó é composto por grãos de polímero (PMMA), iniciador, pigmentos, corantes, opacificadores, plastificador, fibras orgânicas coradas e partículas inorgânicas. E o líquido contém monômero (metacrilato de metil) inibidor, acelerador e agente de ligação cruzada. Quando se realiza o processo de polimerização da resina acrílica ativada termicamente deve-se obedecer ao que se conhece por “ciclo de polimerização”, que é um controle de tempo e temperatura com a finalidade de se obter melhores propriedades para as resinas (Phillips, 1993).

A diferença na composição da resinas acrílicas disponíveis no mercado, pode influenciar algumas propriedades mecânicas, como estabilidade dimensional, microdureza e porosidade. (Rodrigues-Garcia et al., 1996; Barbosa et al., 1998).

A resina acrílica termopolimerizável apresenta uma dureza (knoop) que varia entre 10 e 21, que quando comparada a dentina (70) e o esmalte (340), nota-se pouca dureza superficial, além de resistência a tração de 60 MPa e densidade de 1,19 g/cm e elasticidade de aproximadamente 2,4 Gpa (2.400 MPa) (Galan, 1999).

De acordo com Neisser & Olivieri (2001), as resinas acrílicas apresentam uma combinação de características que as tornam aceitáveis e vantajosas na confecção de próteses totais tais como; compatibilidade cromática com tecidos moles sobre os quais assentarão, possibilidade de reembasamento, baixo peso específico, baixa solubilidade

nos fluidos orais além de um custo adequado e simplicidade do equipamento para processamento.

Apesar destas características positivas, as resinas acrílicas apresentam propriedades que não podem ser consideradas totalmente ideais, como baixa condutividade térmica, microporosidade de superfície, baixa resistência à fratura e susceptibilidade ao desgaste por abrasão (Neisser & Olivieri, 2001). Outra desvantagem desse material é a falta de estabilidade dimensional e, além disto, as resinas têm sua estabilidade dimensional afetada pelo método de processamento e pelo método de esfriamento após a polimerização (Phillips, 1993).

Atualmente a resina acrílica mais usada na clínica para confecção de próteses totais é o polimetacrilato de metila (PMMA), que é uma resina termoplástica (Spyrides et al., 2002). O termoplástica deriva da característica física que possui a resina acrílica de se moldar e não ser rígido por natureza (Galan, 1999).

De acordo com Del Bel Cury et al. (1994), uma propriedade que a resina acrílica deve apresentar é a resistência à fratura, uma vez que a ocorrência de fratura é com frequência um fator que interfere na longevidade do tratamento.

Apesar de ter características que a tornam hoje, ainda, o material mais utilizado para a confecção de próteses totais, as resinas acrílicas possuem certas deficiências nas suas propriedades físicas, aquando de seu processamento como alterações dimensionais e porosidade (Arraigada *cit. in* Pérez, 2007).

Para Straioto et al. (2010), as resinas acrílicas tem sido por muito tempo o material de escolha para se fazer próteses totais, por causa de suas propriedades físicas e facilidade de manipulação da mesma, no entanto, suas propriedades mecânicas devem ser melhoradas.

2. Contração de polimerização

A resina acrílica, pelas próprias características, apresenta comportamento de contração, em parte como consequência da reação de polimerização, que é uma reação exotérmica e, a quantidade de calor envolvida pode afetar as propriedades da resina, sendo essa sua maior desvantagem (Phillips, 1993).

Galan (1999), relata que é preciso considerar que a polimerização da resina acrílica exibe uma contração volumétrica entre 7% e 21% e promove uma contração linear de 2%, podendo variar de acordo com a relação pó/líquido. Quando a resina acrílica da prótese total é exposta à humidade na boca ela absorve água e expande cerca de 0,2% ou 0,3%.

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

Takamata & Setcos (1989), fizeram uma revisão de estudos de investigação sobre a precisão dimensional da resina acrílica para a confecção da base de próteses, polimerizadas pelos métodos: 1) Convencional; 2) Químico; 3) Energia de microondas e 4) Luz visível. Concluíram que, independentemente das técnicas de processamento, ou da resina acrílica escolhida, ocorrerão alterações tridimensionais da superfície interna da base da prótese, causadas pelos diferentes coeficientes de expansão térmica do gesso e da resina.

Takamata et al. (1989), após pesquisas acreditam que a combinação de contração de polimerização, contração térmica, tensões induzidas durante o processamento e posteriormente liberadas, quando da separação da prótese-modelo, associado a

contração de polimerização, promovem alterações dimensionais que diminuem a adaptação da base das próteses aos tecidos de suporte.

Gomes et al. (1998), alterando ciclos de polimerização (tempos de espera), conseguiram minimizar as alterações dimensionais da resina acrílica. Iniciou-se a polimerização com a temperatura regulada em 60°C por 3 horas e posteriormente, elevou-se a temperatura para 70°C por 9 horas. Completado o ciclo de polimerização deixou-se o conjunto mufla/placas esfriar naturalmente.

Borges et al. (2000), avaliaram estudos sobre a resina QC-20¹, quanto às condições de polimento, rugosidade, porosidade e dureza superficial, sob influência de diferentes ciclos de polimerização, e concluíram que quando o calor não puder ser dissipado, este causará evaporação do monômero e conseqüentemente contração, resultando assim uma maior indução de tensões que serão liberadas posteriormente, produzindo distorções que irão alterar a fidelidade da base de protética.

De acordo com Goiato et al. (2000), estudando a alteração dimensional linear e ocorrência ou não de porosidades em quatro tipos de resinas acrílicas (Clássico², QC-20¹, Vipi Dent³ e Onda Ceryl⁴), polimerizadas pelos métodos convencionais, recomendados pelo fabricante e através de energia de microondas, com ou sem polimento químico, encontraram que todas as resinas para base de prótese analisadas em seus estudos, independentemente do método de polimerização e presença ou não de polimento químico, apresentaram alteração dimensional negativa (contração).

Consani et al. (2001), em seus estudos, quando verificaram o efeito do tempo pós-prensagem da resina acrílica na alteração dimensional da base de prótese total, encontraram como resultados que independentemente da magnitude da alteração dimensional o padrão de distorção verificado na região palatina posterior foi observado em todos os tempos pós-prensagem, confirmando assim que o tempo pós-prensagem influencia no nível de adaptação da base.

¹ QC-20 – Resina acrílica termopolimerizável para microondas – DENTSPLY do BRASIL

² Clássico – Resina acrílica termopolimerizável convencional – CLASSICO®

³ Vipi Dent – Resina acrílica termopolimerizável convencional – VIPI®

⁴ Onda Ceryl – Resina acrílica termopolimerizável convencional – CLASSICO®

De acordo com os trabalhos de Almeida et al. (1999) e Batista et al. (1999), que avaliaram as alterações dimensionais ocorridas na base de próteses com microscópio, tomando-se cinco pontos de referências, verificaram que a contração devida à reação de polimerização não é uniforme, sendo mais pronunciada na região posterior do palato, área de fundamental importância na retenção das próteses totais, pela dificuldade de dissipação de calor nessa região.

Marquezini & Bombonatti (1986), relataram que a utilização de temperaturas mais baixas no início da polimerização, no entanto suficientes para promover a polimerização da resina (temperatura necessária para polimerização da resina, em torno de 65°C), sem que se ultrapasse 108,3°, ocasionariam menores distorções nas bases de prótese.

Braun et al. (2000), através de suas pesquisas analisaram a alteração dimensional linear de resinas acrílicas para base de prótese, compararam as alterações dimensionais sofridas por três resinas (Clássico, Lucitone e Acron MC), submetidas a três ciclos de polimerização diferentes (convencional curto, convencional longo e por microondas), após armazenamento em água destilada a 37°C durante 30 dias, os resultados mostraram que todas as resinas, independente do ciclo de polimerização a que tenham sido submetidas, apresentaram expansão dimensional após terem sido mantidas em água, a composição da resina interferiu na expansão dimensional mais que o ciclo de polimerização ao qual as resinas foram submetidas.

Carvalho (1972), estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica para bases das próteses totais, indicando uma sequência de procedimentos ideais para que as alterações fossem as menores possíveis. Relacionou em seu estudo os seguintes fatores: contração térmica de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. O autor verificou que a capacidade de absorção variava de acordo com o tempo de imersão em água, sendo que a estabilidade era alcançada após um período de 30 a 40 dias. A especificação nº 12 da ADA estabelecia que o aumento de peso não deveria ser maior do que 0,7 mg/cm², depois da imersão em água por 24 horas a 25°C. Os maiores aumentos, contudo, ocorreram na primeira semana, em água a 37°C. Segundo o autor, o método mais indicado para medir a

absorção consistia em verificar o aumento de peso por unidade de superfície da resina embebida em água (embebição $\text{mg}/\text{cm}^2 = (\text{peso molhado} - \text{peso inicial em mg}) / \text{superfície em cm}^2$). Suas principais conclusões, visando diminuir ao máximo as alterações dimensionais foram, dentre outras, que a prótese, após ter sido retirada da mufla, deveria ser mantida constantemente em água.

Como todas as resina acrílicas, o poli (metilmetacrilato) tem tendência para reter água por um processo de embebição. Pode fazê-lo por dois mecanismos:

-adsorção, que consiste na formação de pontes de hidrogénio entre os grupos carboxílicos, mesmo esterificados, e a água;

-absorção, por disseminação de moléculas de água no interior da resina, devido à natureza polar das moléculas do poli (metilmetacrilato), de acordo com as leis da difusão. Dos dois mecanismos, a absorção é o mais importante, motivo este pelo qual usamos este termo para significar o fenómeno na sua globalidade (Phillips, 1993).

A propriedade de absorver água está diretamente relacionada com as propriedades polares das moléculas de resina, o processo de difusão da água através do espaço intermolecular e a quantidade de monómero residual na massa polimerizada (Meloto e tal., 2006).

A absorção de água é um fenómeno que atinge as resinas acrílicas nos três primeiros meses após a confecção da prótese, esse ganho de água altera dimensionalmente a resina e provoca expansão (Braun, 1995).

De acordo com os trabalhos de Batista et al. (1999), o aumento em dimensão (expansão) da prótese durante imersão em água ou saliva não compensa a contração de polimerização.

Meloto et al. (2006), estudaram a absorção de água das resinas acrílicas processadas em muflas mono e bimaxilares através de energia de microondas e

processadas por banho de água quente. 50 formas de resina acrílica foram confeccionadas de acordo com a especificação nº 12 da American Dental Association e divididos em 3 grupos: grupo 1) foi processado pelo banho de água quente, em mufla metálica monomaxilar; grupo 2) foi processado por energia de microondas em mufla bimaxilar de PVC (Policloreto de Vinila), e grupo 3) foi processado pelo banho de água em mufla bimaxilar metálica. Essas resinas foram submetidos ao teste de absorção de água e as médias foram calculada e analisadas estatisticamente pelo teste t de student. As médias em (g/cm^3) foram: grupo 1 = 0,024085, grupo 2 = 0,025312 e grupo 3 = 0,022098. Os autores concluíram que a polimerização da resina acrílica por energia de microondas em muflas bimaxilares de PVC não influenciou a absorção em água em relação ao processamento em muflas monomaxilares, no entanto o processamento em muflas metálica bimaxilares em banho de água quente apresentaram menor absorção de água, o que sugere que a polimerização da massa de resina acrílica foi inadequada. Braden (1964), constatou que a absorção e a perda de água pela resina acrílica obedece às leis matemáticas de difusão, significando a existência de dois parâmetros físicos necessários para definir esses processos, chamados coeficiente de difusão e equilíbrio de concentração. O coeficiente de difusão controla somente o tempo necessário para saturar ou secar um material, sendo claramente uma propriedade física de grande importância, porque acarreta uma alteração dimensional. O teste utilizou amostras retangulares de resina acrílica convencional de cor rosa, com dimensões de 7,5 cm por 2,54 cm e em seis espessuras diferentes. As amostras foram imersas em um tubo de ensaio contendo água destilada a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ controlada termostaticamente, e foram pesadas nos intervalos de 1 dia, 1 semana, 1 mês e 1 ano. O autor citou que o tempo de 48 horas de imersão em água das próteses, antes de sua incorporação, era inadequado, especialmente se a água usada estivesse fria, o que não permitiria uma saturação conveniente. O autor concluiu que a temperatura tem um efeito evidente no coeficiente de difusão, mas não altera o equilíbrio de concentração, portanto, o tempo requerido para saturar ou secar um material dependia diretamente da temperatura. Concluiu ainda que a absorção em água é um fenômeno de grande importância, uma vez que devido a esta, observa-se mudanças na dimensão da prótese.

Para Consani et al. (2001), a absorção de água é um dos fatores que pode levar a alterações dimensionais, que nas resinas ocorre pelo fenômeno de difusão das moléculas

do líquido para dentro do material e, embora os tecidos tenham notáveis propriedades de adaptação, podem não recuperar grandes alterações, principalmente quando ocorrem na porção central do bordo posterior palatino. Salomão (2001), realizou uma pesquisa onde, avaliou-se as vantagens e desvantagens de três técnicas para a polimerização de resinas acrílicas para base da prótese total, a saber: energia de microondas (M), banho de água convencional (TC) e banho de água e pressão, analisando propriedades físicas de absorção e solubilidade em água. Confeccionou-se 30 corpos de prova de 66,0 +/- 0,1 mm de diâmetro externo, 50,0 +/- 0,1 de diâmetro interno e 5,0 +/- 0,5 mm de espessura, assim divididos: 10 TC, 10 TP e 10 M. Para a avaliar a absorção de água, os corpos de prova foram colocados em um suporte dentro de um dessecador com sílica gel e introduzidos em uma estufa a 37 °C +/- 1°C e pesados regularmente até se conseguir uma massa constante. Os corpos de prova foram medidos com um paquímetro digital em três vezes o seu diâmetro externo e interno e cinco vezes a sua espessura, e armazenados em água desionizada a 37 °C por 7 dias +/- 2horas. Após esse tempo, foram pesados e medidos novamente, concluindo o teste de absorção. Para o teste de solubilidade, os corpos de prova foram colocados outra vez no dessecador contendo sílica gel, introduzidos dentro da estufa e recondicionados na massa constante. As resinas utilizadas para esses teste foram clássico (TP e TC) e Ondacryl (específica para microondas - M), ambas produzidas pela Clássico Artigos Odontológicos. Após análise dos dados o autor concluiu que independente do método de polimerização utilizado (TC, TP e M), as resinas apresentavam níveis de absorção e solubilidade compatíveis com um bom desempenho clínico e de acordo com a especificação n° 1567 da ISO, e que a técnica de microondas, pode ser indicada pois trás a vantagem de redução de tempo no ciclo de polimerização.

Kimpara & Muench (1996a), afirmaram que a absorção de água compensaria a contração de polimerização da resina ocorrida durante o processo de polimerização.

O calor gerado pela reação de polimerização pode influenciar a água de absorção da resina acrílica (Meloto et al., 2006). Essa água absorvida pela resina pode atuar como plastificante, alterando as propriedades mecânicas da resina (Pavarina et al., 2006). Uma modificação nas propriedades de absorção e solubilidade da resina acrílica, durante o seu processo de polimerização ou o seu uso, podem trazer consequências indesejáveis

como: instabilidade de cor; perda de elementos constituintes; alterações dimensionais e odor desagradável (Rizzati-Barbosa et al., 1995; Braun et al., 2000). Chevitarese et al. (1962), estudaram as propriedades de vários materiais plásticos para base de PTR (prótese total removível), onde a resina acrílica foi comparada a outros três grupos: resinas epoxi, resinas vinílicas e o estireno. Os testes de absorção e solubilidade em água foram realizados de acordo com a especificação nº 12 da American Dental Association. Eles observaram que todos os grupos de materiais absorviam diferentes quantidades de água, sendo que a resina acrílica absorveu a maior quantidade (0,69 mg/cm²), porém menos do que o limite especificado pela ADA (0,7 mg/cm²). No teste de solubilidade, os autores citaram que o valor encontrado de solubilidade para a resina acrílica (0,02 mg/cm²) ficou abaixo do máximo permitido pela especificação (0,04 mg/cm²). A solubilidade em água de vários plásticos foi baixa, indicando que o grau de solubilidade tem um efeito pequeno na mudança de dimensões.

3. Porosidade

Os poros na resina acrílica podem ser internos e / ou superficiais. Poros internos são considerados como áreas de stresse, que levam a uma maior vulnerabilidade à fratura e a distorções das bases das próteses, enquanto os poros superficiais dificultam a limpeza e comprometem as propriedades físicas e estéticas das bases das próteses (Phillips, 1993).

Sanders et al. (1987), através das suas pesquisas concluíram que a porosidade tem caráter multifatorial, e que a temperatura de polimerização é um fator determinante de sua magnitude.

A porosidade da resina acrílica pode ser atribuída a uma série de fatores e pode interferir nas propriedades desse material e na estética das bases da prótese. Ela pode estar associada a polimerização incompleta da resina ou ao excesso de aquecimento durante a sua polimerização (Pero et al., 2006).

Del Bel Cury et al. (1994), afirmam a existência de indicações de que a causa da porosidade está no aumento excessivo da temperatura exotérmica durante o processamento, antes da polimerização da resina, devido a uma deficiência na libertação de calor. Esse calor não dissipado gera a evaporação do monómero que não reagiu, formando porosidade na resina acrílica.

De acordo com as pesquisas de Araújo et al. (1973), um fator de grande importância na produção de porosidade é o efeito da velocidade da temperatura em ultrapassar o ponto de ebulição do monómero durante a polimerização da resina acrílica, em especial em regiões mais espessas, por causa da dificuldade que os materiais envolvidos têm em dissipar calor.

Araújo et al. (1973), relataram dentre outros fatos que, a resina para base da prótese apresenta porosidade interna como efeito do aumento da temperatura acima de 100°C. Como o ponto de ebulição do monómero está em torno de 100,8°C, se a velocidade de polimerização fizer com que a temperatura ultrapasse o ponto de ebulição

do monómero, antes da polimerização da resina, haverá porosidade, o que ocorre mais frequentemente nas regiões mais espessas, devido à dificuldade de dissipação do calor nas porções mais internas.

Kimpara et al. (1999), observaram em seus estudos laboratoriais, que temperaturas acima daquela em que se desencadeia a polimerização da resina (65°C), num espaço de tempo curto, em grande volume do material, levou à ocorrência de porosidade.

Austin & Basker (1980), relataram em seus estudos que a presença de monómero residual não convertido durante a fase de polimerização da resina, além de porosidade pode acarretar danos teciduais a mucosa subjacente. Os seus estudos tinham como objetivo: descrever um método para a estimativa do monómero residual e a verificação de sua precisão, investigar o efeito dos procedimentos de manipulação sobre o conteúdo de monómero da resina acrílica e descrever casos clínicos nos quais foi atribuída à alta concentração de monómero residual a causa dos danos a mucosa oral. Nesse trabalho, foram utilizados corpos de prova de resina termopolimerizável e resina de polimetilmetacrilato (PERSPLEX). A resina termopolimerizável foi submetida a 2 ciclos de polimerização, um longo e um curto os corpos de prova também variam de espessura, apresentando 2 a 4 mm, e o armazenamento foi feito a seco e na água. A extração do monómero foi realizada após uma hora e, a seguir, foi analisado através de cromatografia gás-líquida. Os autores comprovaram que há uma relação entre o conteúdo de monómero residual, temperatura atingida e tempo de polimerização, que em ciclos longos o nível de monómero residual detectado foi de 0,29%, que em ciclos curtos o nível de monómero residual aumentou mais de 700%. Igualmente foi observado que amostras mais finas tendiam a apresentar maior concentração de monómero residual que amostras mais espessas, quando submetidas ao mesmo ciclo de polimerização, e atribuíram isso ao fato de a polimerização ser uma reação química exotérmica e que atinge temperaturas mais altas em regiões mais espessas, convertendo maior quantidade de monómero em polímero. Observaram ainda que não havia diferenças significativas, em relação a quantidade de monómero residual, entre as amostras que foram armazenadas em água e aquelas que foram mantidas em lugar seco. No caso clínico reportado nessa pesquisa, a irritação da mucosa foi atribuída a presença

de monómero residual na base da prótese total, o qual encontrava-se de 6 a 11 vezes maior que o conteúdo normal de uma resina termicamente ativada, quando submetida a ciclo longo.

Sanders et al. (1987), determinaram as diferenças na quantidade de porosidade resultante em resinas acrílicas polimerizadas pelos seguintes métodos: processamento por microondas seguido de resfriamento, processamento por microondas seguido de resfriamento natural e processamento por banho de água. Eles chegaram às seguintes conclusões: era importante a seleção apropriada da resina para cada método de processamento e que o método de polimerização por microondas, quando seguido de resfriamento, seria eficiente no processamento da resina acrílica. Os autores relatam que presença de poros na resina constitui um problema, pois quando presentes em grande quantidade, causam o enfraquecimento da resina.

Kimpara et al. (1999), concluíram através de suas pesquisas que a interrupção da temperatura que pode desencadear a polimerização (65°C) após 30 minutos, e a manutenção em 50°C por 23 horas e 30 minutos e a posterior elevação da temperatura à temperatura de fervura por 1 hora não causaram porosidade. Os poros formam-se quando há um grande aumento da temperatura num curto espaço de tempo, antes da polimerização da resina.

De acordo com os resultados de estudos de Goiato et al. (2000), quando avaliaram alteração dimensional linear e ocorrência ou não de porosidades em quatro tipos de resinas; relataram que a ocorrência de porosidades é de suma importância e compromete o tempo de uso e a resistência. Uma superfície de resina porosa quase sempre inviabiliza o uso da prótese pelo grande trauma causado, irritação da mucosa pelo acúmulo de microorganismos (*Cândida albicans*) e retenção de matéria orgânica de difícil higienização estando uma superfície lisa da prótese intimamente ligada a esses fatores.

Kimpara & Muench (1996b), estudaram a ocorrência de porosidades, em relação às fases em que as resinas eram prensadas e também ao tempo que era decorrido entre a prensagem e a polimerização, os corpos-de-prova com base 2 x 2 cm e espessura de

resina variando em 0,5; 1,0 e 2,0 cm de altura, e um cubo de arestas de 3 cm foram confeccionados com resina acrílica termopolimerizável incolor, através de um ciclo curto em banho de água de 3 horas, sendo que a resina foi prensada nas fases pegajosa, plástica e borrachóide, e a polimerização realizada imediatamente após 24 horas, os resultados possibilitaram concluir que o tempo decorrido entre a prensagem e o início da polimerização é um fator importante na formação de poros, e que a cura após 24 horas promove menor nível de porosidade, do que a polimerização imediatamente após a prensagem.

Phillips (1993), concluiu através de seus estudos laboratoriais, sobre a ocorrência da porosidade, que existiam dois importantes fatores para evitar esse fato: um refere-se à prensagem padronizada, que deve coincidir com o fechamento correto da mufla através do íntimo contato entre suas faces opostas, e conseqüente vedamento de seu interior, o que evita a entrada de água ou calor diretamente sobre a resina acrílica; outro fato consiste na inclusão de uma quantidade ligeiramente excessiva de resina acrílica, que permita um pequeno extravasamento no momento da prensagem e garanta o preenchimento completo do modelo pela resina, evitando que a falta de massa plástica acarrete formação de poros.

Rodrigues-Garcia & Del bel Cury (1996), em seus estudos, avaliaram adaptação e porosidade, de bases de prótese submetidas a duplo ciclo de polimerização. Foram confeccionadas 36 amostras, divididas em 03 Grupos com 12 corpos de prova cada. As bases de prótese do grupo 01 e 02 foram submetidas à polimerização convencional (9 horas a 73°). As bases pertencentes ao Grupo 03 foram polimerizadas através de energia de microondas a 500 W por 3 minutos. Para avaliar a adaptação das bases sobre o modelo metálico, foi interposto entre eles, um material de moldagem, sob carga de 02 kg. Em seguida todas as bases foram reembasadas pelo método de adição e aquelas pertencentes aos Grupos 01 e 03 foram reembasadas com o mesmo material e técnica de polimerização. As bases do Grupo 02 foram preenchidas com a mesma resina, no entanto a polimerização foi feita em forno de microondas por 03 minutos a 500 W. Após o reembasamento, a adaptação foi verificada novamente. Para a validação de porosidade, após receberem polimento, os corpos de prova foram imersos em tinta preta e então a porosidade foi contada com lupa estereoscópica. Concluíram que, a porosidade

nas resinas convencionais era maior quando polimerizadas por microondas, tanto no primeiro quanto no segundo ciclo.

Tanji et al. (2001), citaram que a qualidade da superfície da base está intimamente relacionada com a estética da prótese. Os autores verificaram a influência de ciclos de polimerização sobre a rugosidade superficial em corpos de prova confeccionados em resina acrílica termicamente ativada (Clássico®) e ativada por energia de microondas (Onda-Cryl®), processadas pelos ciclos: água aquecida a 74°C, 20 minutos em ebulição e em microondas por 3 minutos a 500 W. Após a polimerização, os corpos de prova foram acabados e polidos pela técnica de rotina e submetidos ao ensaio de rugosidade num rugosímetro Surfscorder® modelo SE-1700. Os autores concluíram assim que não houve diferença significativa nos valores de rugosidade, entre as resinas Clássico® e Onda-Cryl®, independentemente dos ciclos.

Turano & Turano (2003), salientaram nos seus trabalhos o perigo de uma grande quantidade de poros com o uso de microondas.

Para Al Doori (1988), resfriamento também mostra interferências na porosidade, a porosidade é maior em resinas esfriadas subitamente, comparadas àquelas esfriadas em temperatura ambiente.

Kimpara et al. (2009), avaliaram o efeito de 4 ciclos de polimerização de resinas acrílicas para base de dentadura: ciclo I (65°C por 30 minutos e 100°C por 1 hora); ciclo II (50°C por 24 horas; 65°C por 1 hora; 30 minutos para elevar a 100°C e 1 hora a 100°C); ciclo III (72°C por 9 horas); e ciclo IV (65°C por 1 hora; 30 minutos para elevar a 100°C e 1 hora a 100°C) sobre a quantidade de monómero residual e porosidades. A presença de porosidade não foi verificada nos ciclos I e II, foi em grau mínimo no ciclo III e em quantidade apreciável no ciclo IV. Os autores concluíram assim, que o ciclo curto determinou a presença marcante de porosidades e que, para os ciclos longos, a elevação da temperatura ao final do ciclo foi importante para a diminuição do monómero residual.

estabilidade e estética dos pacientes. Citaram que a qualidade da superfície da base está intimamente relacionada com a estética da prótese. Para esse fim os autores realizaram uma pesquisa onde verificaram a influência de ciclos de polimerização sobre a rugosidade superficial em corpos de prova confeccionados em resina acrílica termicamente ativada (Clássico®) e ativada por energia de microondas (Onda-Cryl®), processadas pelos ciclos: água aquecida 9 horas a 74°C, 20 minutos em ebulição e em microondas por 3 minutos a 500 W. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram acabados e polidos pela técnica de rotina e submetidos ao ensaio de rugosidade num rugosímetro Surfcomer®, modelo SE-1700. Os autores concluíram que não houve diferença significativa nos valores de rugosidade entre as resinas independente do ciclo utilizado.

Segundo Phillips (1993), os métodos de polimerização de resina acrílica variam entre a chamada polimerização de bancada (para as resinas ativadas quimicamente) e o método em que a polimerização é feita com a imersão da resina, incluída em mufla, em água fervente por um determinado tempo (ciclos em banho de água aquecida), conforme a técnica a ser utilizada (método de cura longa ou método de cura rápida). Um terceiro método se baseia na polimerização através da energia de microondas, utilizando-se também de resina acrílica termopolimerizável.

Harman, *cit. In* Carvalho et al., (2001), verificou os efeitos da variação do tempo e da temperatura de polimerização, nas propriedades das resinas acrílicas. Com esta finalidade, submeteu corpos de prova a 3 ciclos de polimerização diferentes e determinou a contração linear nos 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. Um dos pontos verificados na pesquisa mostrou, por testes de resistência transversa, que ciclos de polimerização em banho de água aquecida de 2 h e 30 minutos a 71 °C, não eram suficientes para polimerizar efetivamente corpos de prova de 3 mm ou menores de espessura. O autor concluiu que a polimerização efetiva das resinas acrílicas relaciona-se a vários fatores, entre os quais estão, o volume de resina acrílica, a temperatura e a velocidade do aumento da temperatura durante a polimerização.

Em suas pesquisas, Kimpara et al. (2009), relataram que dentre os problemas encontrados com frequência como resultado do processamento da resina acrílica, estão, o excesso da quantidade de monômero residual, a porosidade e a presença de alterações dimensionais, que podem comprometer a qualidade de adaptação das próteses totais.

Segundo a padronização internacional, o conteúdo de monômero residual não deve exceder a 2,2% para resinas acrílicas de ativação térmica e, 4,5% para as ativadas quimicamente (Yilmaz, *cit. in* Paes Junior, 2005).

De acordo com Neisser & Olivieri (2001), dentre os vários problemas que podem ocorrer como resultado do processamento, estão a porosidade interna e de superfície, decorrentes da volatilização do monômero, a contração de polimerização e a indução de tensões que podem produzir alterações dimensionais e/ou diminuição da resistência à fratura. Para minimizar esses problemas, vários métodos de processamento têm sido propostos.

Pérez et al. (2007), propuseram-se a estudar a compressão exercida pelas bases de próteses totais elaboradas com acrílico termocurado pelo método convencional e através de microondas, sobre o suporte mucoso. Para este estudo dividiram os pacientes em dois grupos: A) Pacientes com próteses polimerizadas pelo método convencional e B) Pacientes com próteses polimerizadas através de microondas, uma vez as próteses inseridas realizaram provas de suporte com *Fit Checker*⁵ para medir as zonas de compressão. Foram realizadas quatro medições: dia da inserção, 24 horas, 48 horas e 30 dias. Na primeira medição encontraram diferenças significativas $p > 0,0095$ na zona de suporte primário e $p > 0,042$ nas 48 horas, nas zonas de alívio se obteve $p > 0,007$ e nas 24 horas $p > 0,021$. Na segunda e terceira medição não houve diferenças significativas. Os resultados desse estudo sugerem que o procedimento de polimerização através de microondas seja superior ao processo de polimerização pelo método convencional quando se analisa a pressão exercida pela base da prótese sobre o suporte mucoso.

⁵ O **Fit checker** é um material que se apresenta sob a forma de duas pastas (base e catalisadora), desenvolvido para localizar, de maneira rápida, pontos de contato e ou compressão em prótese

Yamamoto et al. (2009), realizaram um estudo para avaliar a resistência à flexibilidade das resinas acrílicas, quando polimerizadas por banho de água aquecida e através de microondas, foram confeccionados corpos de prova de 65mm X 10mm e 2,5mm de espessura com diferentes marcas de resinas acrílicas, polimerizados pela técnica convencional e por microondas. Os corpos de prova passaram por testes de tensão de flexão de três pontos até a sua fratura, foram aplicados os testes de Anova e Tukey para nível de significância 5% e os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa entre as técnicas de polimerização convencional e através de microondas, com relação à resistência flexural. Os autores concluíram que tanto o ciclo de polimerização convencional, quanto o de microondas podem ser bem indicados para o uso protésico.

Chen et al. em 1988, estudaram a estabilidade dimensional das bases de resina acrílica em próteses totais superiores comparando a influência da espessura da resina de duas marcas comerciais (Lucitone e Hirco) polimerizadas em diferentes ciclos. Após os processamentos de acordo com as recomendações dos fabricantes, o desajuste na região palatina posterior e a alteração dimensional de molar a molar foram determinadas com microscópio comparador com precisão de 0,001 mm. A contração de polimerização e a distorção induzida por tensões ocorreram durante o processamento da prótese dental. A contração térmica diferencial entre o modelo de gesso e a resina acrílica causou tensão residual na prótese processada, e esse fato seria o principal contribuinte para a liberação de tensões ocorrida quando a prótese era separada do modelo. A liberação de tensão pela prótese superior tendia a puxar a borda para dentro, resultando no contacto prematuro da base nessa região, causando a elevação da região palatina. Os autores concluíram que todas as próteses apresentavam contração como resultado do processamento e que a espessura da base é um fator significativo na magnitude da contração que ocorre durante a polimerização. Não houve diferença significativa na quantidade de contração que se manifestava na prótese processada pelos ciclos estudados. Na região posterior foi observada uma discrepância entre a base e o modelo na escala de 0,23 mm a 0,50 mm. As bases de próteses mais espessas exibiam maior alteração dimensional na região palatina posterior, por outro lado as próteses mais finas apresentavam contração maior na dimensão de molar a molar.

4.1 Ciclo de polimerização convencional em banho de água aquecida

Tradicionalmente as resinas acrílicas têm sido processadas em muflas metálicas, por compressão, quando a resina atinge a fase plástica, em seguida as muflas são colocadas em banho de água com temperatura controlada, seguindo a sequência, do ciclo de polimerização a ser utilizado (cura longa ou cura rápida) (Del Bel Cury et al., 1994).

A polimerização através da energia térmica ocorre quando a temperatura da resina atinge 65°C, o que gera quantidade de calor suficiente para decompor a molécula de peróxido de benzoíla, formando radicais livres, que desencadeiam a reação de polimerização. Esta polimerização também é conhecida como polimerização em banho de água, pois a mufla contendo a resina é mantida em temperatura constante dentro da água (Moreira da Silva et al., 2006).

Turano & Turano (1998) relatam a existência na literatura dois métodos de polimerização convencional (banho de água) de resinas acrílicas, muito conhecidos: 1°) Imersão da mufla em água à temperatura ambiente, elevação da temperatura da água para 60°C a 70°C e manutenção desta temperatura por 9 horas e, 2°) imersão da mufla por um tempo mais curto conhecido como Ciclo australiano, ciclo de Tuckfield, Womer e Guerrin ou ainda ciclo curto, no qual a mufla é mergulhada em água a temperatura ambiente, a qual será elevada em 30 minutos, a 65°C e mantida assim por 1 (uma) hora (durante esse tempo ocorre a polimerização das porções mais espessas). Durante os próximos 30 minutos a temperatura será elevada a 100°C e mantida assim por 1 hora para a polimerização das porções mais finas.

A influência do ciclo de polimerização sobre as propriedades da resina acrílica foi estudada por Jagger, *cit. in* Ganzarolli (2001). Para a realização dessa pesquisa foram preparadas amostras em resina, numa proporção polímero/monómero de 3,5 / 0,1, as quais foram polimerizadas em banho de água, utilizando-se quatro ciclos de polimerização: 1) 7 horas a 70 °C; 2) 14 horas a 70°C; 3) 1 hora a 100°C e 4) 7 horas a 70°C acrescido de 1 hora a 100°C. Para a avaliação da estrutura do polímero, após polimento, as amostras foram imersas em ácido nítrico a 80% por 5 segundos, depois

lavadas em água e secas com ar comprimido. Foram examinadas e fotografadas com uma lupa Zeiss Ultraphot. A análise da viscosidade da solução foi realizada pela dissolução de 0,5 g de polímero em 100 ml de clorofórmio em banho de água a 20 +/- 0,5°C. Para a avaliação do monómero residual foi utilizada a técnica de cromatografia gasosa. Foram executados ainda testes de dureza em microdurômetro Wallace, teste de resistência transversa, em máquina Instron numa velocidade de 5mm/min e absorção de água, no qual as amostras foram pesadas antes e após a imersão em água destilada a 37°C por um período de 1 a 24 horas. O autor concluiu que não houve correlação entre os ciclos de polimerização e a estrutura do polímero e que o ciclo de polimerização de 7 horas a 70°C adicionado de 1 hora a 100°C produziu os maiores valores para resistência. O autor constatou ainda, a existência de uma correlação entre monómero residual, dureza, resistência transversa e absorção de água, o que sugere que a concentração de monómero é um parâmetro para a determinação das propriedades da resina acrílica.

Jerolimov et al. (1989), estudaram as propriedades das resinas acrílicas ativadas termicamente e comparam ciclos de polimerização (curtos e longos). Para esse estudo variaram a concentração dos agentes de ativação contidos no polímero (peróxido de benzoíla) e no monómero; variou-se a concentração de dimetilparatoluidina (DMPT), uma amina terciária. Os autores recomendam os ciclos longos a 70°C, pois as resinas possuem baixa condutividade térmica, ocorrendo uma maior taxa de conversão do monómero. E ao final do ciclo preconizam, a elevação da temperatura para 100°C, que favorece a conversão de traços finais de monómero sem aparecimento de bolhas. A variação na concentração dos iniciadores não influenciou nas propriedades mecânicas.

Honorez et al., *cit. in* Yamaguchi (2006), pesquisaram nos seus estudos os efeitos de três ciclos de polimerização sobre as propriedades físicas e químicas das resinas acrílicas. Dois dos ciclos, foram os ciclos recomendados pelos fabricantes das resinas testadas e um ciclo foi o ciclo rápido. Os resultados mostraram que as resinas processadas pelas técnicas dos fabricantes mostraram diferenças aos testes de impacto e dureza (Teste Brinell), mas não apresentaram diferenças clínicas. A quantidade de monómero residual foi maior quando o ponto de ebulição não foi atingido. O ciclo rápido de polimerização aumentou a quantidade de porosidades e diminuiu a resistência

ao impacto, mostrando que as próteses não devem ser colocadas diretamente em a água fervente para serem polimerizadas. As próteses acrilizadas, sem que ocorresse a fervura da água, apresentaram uma quantidade de monómero residual três vezes maior em relação aquelas que foram submetidas a água fervente.

Turano & Turano (2003), relatam ainda o Ciclo americano (ciclo noturno), que consiste em manter a mufla em água à temperatura de 60°C a 70°C por um período de 9 horas. Esse ciclo produz resistência em todas as bases da dentadura, porém, ao final do ciclo a temperatura da água é elevada até o ponto de ebulição por 30 minutos, aumentando a resistência das porções mais finas.

O ciclo curto de polimerização apresenta algumas variedades de tempo e temperatura, propostas por diferentes autores em suas pesquisas como; Takamata et al. (1989), que propõem a manutenção da mufla por 30 minutos em água a 70°C e depois em ebulição por 30 minutos enquanto que, Braun et al. (2000) recomendam 90 minutos a temperatura de 65°C +/- 3°C e 90 minutos a aproximadamente a 100°C.

De acordo com Paes Júnior et al. (1999), com relação ao modo de ativação da resina acrílica, esse pode ser feito por imersão da mufla em água aquecida a 74°C por oito horas ou mais (ciclo longo) ou 74°C por duas horas, aumentando até 100°C com manutenção desta temperatura por uma hora (ciclo curto). Independentemente do ciclo utilizado, é importante frisar que a temperatura não deve ultrapassar 100,8°C, correspondente ao ponto de ebulição do monómero.

Harrison & Huggett (1992), salientaram a importância da verificação do monómero residual em base de próteses totais associando sua presença à ocorrência de efeitos deletérios nas propriedades do polímero. Para isto, pesquisaram os níveis deste, presente em homopolímeros e em copolímeros (variando o ciclo de polimerização), por meio de cromatografia a gás líquido. Os níveis de monómero residual mais baixos ocorreram para ciclos de polimerização de 7 horas a 70° C, seguidos da elevação da temperatura à ebulição, pois estes possibilitaram o máximo grau de conversão do monómero. Já os ciclos de polimerização rápida apresentaram os mais altos níveis de monómero residual.

Batista et al. (1999), relatam que em ciclos a baixas temperaturas (60°C) existe a formação de monómero residual na resina recém-polimerizada. A presença desse monómero residual pode causar reações alérgicas no paciente e alteração das propriedades mecânicas das resinas, que também apresentarão menor dureza, enquanto que ciclos de longa duração a 75°C resultam numa menor quantidade de monómero residual, aumento da dureza e menor contração.

No início da polimerização a temperatura não deve ultrapassar 100°C, pois o monómero vaporiza rapidamente, resultando em poros devido à temperatura elevada (Del Bel Cury et al., 1994).

De acordo com Marquezini & Bombonatti (1986), quando pesquisaram o comportamento de 4 tipos de resinas ativadas termicamente, processadas por 6 diferentes ciclos, considerando-se a adaptação em palatino, das bases das próteses, interpondo-se entre essa e o modelo original, uma quantidade de silicone para moldagem. Por esta técnica, quanto maior o peso do silicone interposto, maior seria o desajuste da base da prótese. Em seguida, a base de prova foi imersa em água destilada e deixada no interior de uma estufa Hereus, a uma temperatura de 37°C, pelo período de uma semana, quando foi removida e verificada a adaptação. Os autores concluíram com seu estudo que a fidelidade de uma base de dentadura, confeccionada em resina acrílica está relacionada com o calor envolvido durante sua polimerização, que ciclos de cura longos com menor temperatura diminuem o grau de distorções das próteses e que a imersão em água destilada a 37°C, por uma semana, aumentou o desajuste da base da prótese.

Blagojevic & Murphy (1999), compararam algumas propriedades de resinas para base de prótese processadas pelo método convencional em banho de água quente e energia de microondas. Como resultado eles relatam que, em geral, a polimerização em banho de água através do ciclo longo e terminando ao ciclo com água em ebulição por 3 horas produzia melhores propriedades (dureza, resistência ao impacto, módulo de elasticidade, diminuição do monómero residual e aumento da temperatura de transição vítrea) quando comparada as resinas processadas por microondas. Antes dos testes, todas as amostras, após o processamento, foram saturadas em água a 37°C por 28 dias.

A polimerização feita pelo ciclo rápido (RAAT – 20 minutos, 100°C), com resina própria, conduziu a uma resistência muito baixa - 22,87 MPa (Netto et al., 1994).

Wolffaardt et al. (1986), analisaram a influência de vários fatores nas mudanças dimensionais da resina acrílica de polimetilmetacrilato. Concluíram que as mudanças dimensionais variam de acordo com a localização, espessura da base e ciclo de polimerização. Secções espessas que foram expostas a um ciclo longo de polimerização mostraram contração com tendência a diminuir completamente na periferia. É possível que a expansão térmica inicial da resina acrílica seja inadequada para compensar a subsequente contração térmica e de polimerização, resultando em contração geral. Quando expostos a um ciclo rápido de polimerização mostraram expansão na periferia e subsequente contração com tendência a aumentar na zona central. Este resultado pode ser resultado da rápida transferência de calor para a periferia, produzindo excessiva expansão térmica da resina acrílica. Secções finas processadas pelo ciclo longo mostraram contração central com tendência a reduzir na periferia. Segundo os autores, as mudanças dimensionais são muito complexas e requerem maiores investigações.

Turano & Turano (2003), preconizavam colocar a mufla em água em ebulição por 30 minutos após ter permanecido por 9 horas a 70°C, a fim de diminuir a quantidade de monômero residual, conseqüentemente melhorando as propriedades da resina. Essa fervura no final do ciclo tem sido considerada como responsável pela diminuição apreciável do monómero residual (Paes Junior, 2006).

Kimpara et al. (1999), com a finalidade de eliminar porosidade em resina termicamente ativada para base de próteses totais, sugeriram um processamento alternativo e verificaram que submeter grande volume do material a uma temperatura acima daquela que desencadeia a polimerização num espaço de tempo curto favorece a ocorrência de porosidades, por outro lado referem ainda, que os ciclos de longa duração não provocaram porosidades em função do volume da resina acrílica.

Tanji et al. (2001), através de seus estudos com a resina convencional da Classico®² para água aquecida e a resina Onda Cryl⁴ para microondas investigando

porosidade e rugosidade de superfície, concluíram que havia uma menor quantidade de poros para ciclo de polimerização em água aquecida.

Comparando o método convencional e por energia de microondas no processamento da base de próteses totais, Nelson et al. em 1991, verificaram as alterações na dimensão vertical de oclusão de próteses totais. Foram confeccionadas 30 bases de prótese superior e 30 bases de prótese inferior. Os modelos foram montados em articulador e identificados para remontagem na mesma posição após o processamento da prótese. As próteses foram incluídas em muflas metálicas e após prensagem a resina acrílica foi polimerizada no ciclo de água aquecida a 74°C por 9 horas. Quando a inclusão foi em muflas de fibra de vidro, a polimerização foi por meio da energia de microondas irradiadas a 500W por 5 minutos (2 ½ minutos de cada lado). Antes da desinclusão, as muflas foram esfriadas em temperatura ambiente. As alterações de dimensão vertical foram medidas com o auxílio de um articulador Arcon H-2, ao qual foi adaptado um dispositivo capaz de registrar alterações de até 0,01 mm. O aumento da dimensão vertical foi medido na mesma posição em relação ao pino incisal. Os resultados demonstraram aumento de até 1 mm na dimensão vertical de oclusão em ambos os métodos. A polimerização das bases de prótese por energia de microondas, apresentou maior aumento de dimensão vertical de oclusão em relação a polimerização convencional, porém sem diferença estatística significativa.

Rizzatti-Barbosa & Dallari (1996), investigaram a influência do processo de polimerização convencional da resina acrílica em próteses totais superiores, na inclinação das cúspides mesiais dos primeiros molares superiores artificiais. A partir de um modelo mestre foram obtidos os moldes com silicone de condensação e preenchidos com gesso pedra tipo III. Para cada prótese encerada, foram confeccionados dois padrões plásticos para mensuração do ângulo das cúspides. O padrão passava sobre as cúspides mesiais dos primeiros molares superiores do lado direito e esquerdo. Antes da polimerização. As próteses foram incluídas pelo método convencional em muflas metálicas e a resina acrílica Clássico foi polimerizada em água aquecida a 75°C por 9 horas, e esfriada a temperatura ambiente. Após acabamento das próteses, os padrões de mensuração dos ângulos foram novamente posicionados de maneira idêntica à realizada na prótese encerada. Os autores observaram através dos resultados, que entre os estágios

de pré e pós polimerização ocorreram alterações nos ângulos estudados, concluíram que a contração ocorrida na base da prótese após a polimerização, alteraram a inclinação das cúspides e pode ser causa das alterações oclusais posteriores. Tensão de contração foi estudada por Kavara et al. (1998), em corpos de prova em forma de halteres processados pelo método convencional. Durante a prensagem foram colocados no interior da massa da resina pares termoeletricos de cobre-constantan e resistências elétricas. O ciclo de polimerização foi de 90 minutos a 70°C, aumentado para 100°C em 60 minutos, permanecendo 30 minutos nessa temperatura. No ciclo de baixa temperatura, as muflas foram mantidas a 70°C por 24 horas. Após o processamento, as muflas foram esfriadas por 4 horas à temperatura ambiente, quando os corpos-de-prova foram removidos e armazenados em água a 37°C. Os resultados mostraram que a tensão de expansão foi observada em cada direção na extremidade esquerda e no centro do corpo-de-prova, começando imediatamente após o início do processo. A contração de polimerização foi compensada pela expansão térmica da resina durante o processo e, posteriormente, a expansão da resina foi restringida pelo modelo de gesso. A diferença no comportamento da distorção na extremidade esquerda e no centro dependeu da forma do corpo-de-prova. Quando o corpo-de-prova foi imerso em água a 37°C, a tensão de contração em cada direção declinou com a elevação da temperatura, sugerindo histerese devido à demora da recuperação elástica. No primeiro dia de armazenagem uma pequena expansão persistia, provavelmente promovida pela absorção de água. O comportamento da distorção, no período final do processo ao início da desinclusão para a resina processada à baixa temperatura, mostrou o mesmo comportamento do processo convencional. Os autores concluíram que a contração da resina para base de prótese processada por calor foi causada principalmente pela contração térmica.

4.2 Ciclos de polimerização por microondas

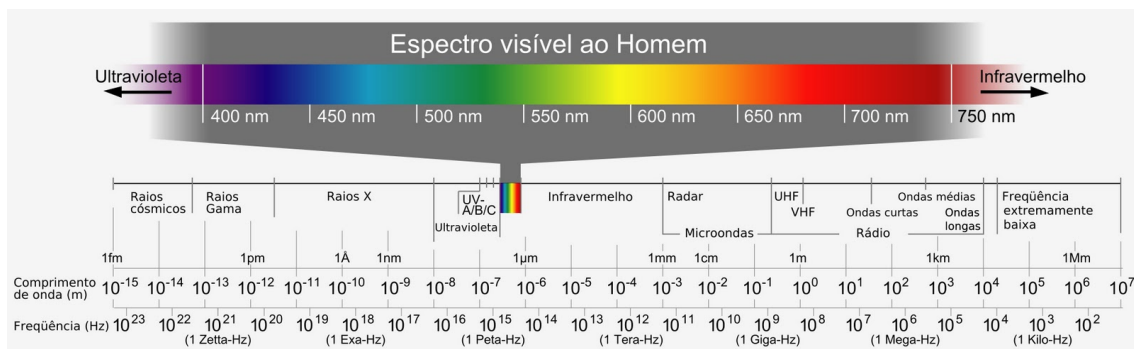
Al Doori et al. (1988), descreveram o princípio de aquecimento por microondas: a microonda é uma onda eletromagnética cujo comprimento é comumente considerado como se estendendo de 300.000 megaciclos até 100 megaciclos por segundos (MHz.). Isto corresponde a comprimentos de onda entre 1 mm e 30 cm - 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. O interior do forno é feito com paredes metálicas que refletem as microondas. Todo material que pode ser aquecido por microondas tem moléculas polarizadas. Isto significa que uma extremidade de cada molécula tem uma pequena carga positiva, enquanto a outra tem uma pequena carga negativa. Dentro do campo eletrostático que muda rapidamente de direção, as moléculas polarizadas são invertidas rapidamente e geram calor por fricção molecular. Ainda que a frequência da microonda seja constante 2.450 Hz, a potência de saída poderia ser ajustada por um controle regulador da frequência da emissão de microondas. Aquecimento por microondas, portanto, não dependeria de condutividade térmica. As maiores vantagens sobre o calor convencional para cozimento de alimentos são: o aumento da temperatura ocorre dentro do alimento e não no forno, e o período de tempo necessário para cozinhar o alimento é muito menor. Esta economia de tempo é o elemento que tem animado pesquisadores a estender o princípio de aquecimento por microondas para a polimerização de materiais para base das próteses totais.

Também compararam a aplicação da energia de microondas para a polimerização de resinas acrílicas para base de próteses totais com o método convencional de polimerização por banho de água quente. Os aspectos analisados foram: peso molecular, conversão de monómeros e porosidade, em quatro materiais acrílicos. Os resultados obtidos demonstraram que os valores dos pesos moleculares foram essencialmente os mesmos. A conversão de monómeros usando a energia de

microondas foi substancial, mas os níveis de monómeros residuais mínimos conseguidos com o método de banho de água não foram alcançados. A polimerização por microondas a 70 W por 25 minutos reduziu o problema de porosidade associado ao rápido aquecimento da massa, mas materiais livres de porosidade só puderam ser garantidos em secções inferiores a 3mm de espessura, concluíram em seus estudos que, diminuindo a potência do aparelho e aumentando o tempo de polimerização a porosidade diminui.

O uso da energia por microondas como método de polimerização, teve início em 1968 no Japão como uma opção ao método convencional que, apesar de ser largamente utilizado, requiritava um tempo muito grande para a confecção das próteses, essa técnica foi proposta por Nishii, que reportou primeiramente a polimerização por irradiação de microondas quando utilizaram muflas metálicas perfuradas e resinas convencionais para polimerizar próteses totais superiores (Rizzatti et al., 1995).

As microondas são ondas eletromagnéticas, não ionizantes, com frequência na faixa de 300 MHz a 300 GHz, comprimento de onda desde 1m até 1mm e energia menor que $2450 \text{ MHz} = 0,01\text{eV}$ (energia de ligação química). A região das microondas, no espectro eletromagnético, fica entre a região de infravermelho e a das ondas de rádio. O espectro eletromagnético nos mostra os tipos de ondas eletromagnéticas, que são classificadas pela sua frequência de oscilação ou pelo seu comprimento de onda. As ondas de menor frequência são as ondas de rádio, e as de maior frequência são as que correspondem à radiação gama.



<http://pion.sbfisica.org.br/pdc/index.php/por/Multimedia/Imagens/Eletromagnetismo/Espectro-eletromagnetico>

FIG. 2. Posição das microondas no espectro eletromagnético

Tecnicamente, o processo de inclusão e prensagem da base de prótese para a polimerização através de microondas é a mesma do método convencional, a diferença está na mufla, que deve ser plástica, normalmente reforçada com fibras de vidro, uma vez que as metálicas refletem as microondas, impedindo-as de penetrar no interior do aparelho. No entanto esse processo difere do processamento convencional em banho de água aquecida, justamente porque pode ocorrer simultaneamente em todos os pontos da massa de resina (Moreira da Silva et al., 2006).

...“ A especificação que trata dos materiais para base de prótese total é a de nº 1567 de 1999, da International Organization of Standardization (ISO). Essa norma, classifica as resinas próprias para microondas como sendo do tipo 5“ (Ogliairi et al., 2004).

A resina acrílica específica para polimerização através de microondas surgiu no final da década de 80 com o objetivo de reduzir as características indesejáveis que as resinas acrílicas termopolimerizáveis para polimerização convencional apresentavam quando eram polimerizadas através de microondas (Barbosa et al., 2002).

As resinas próprias para microondas são desenvolvidas com monômero obtido da mistura de etil e metilmetacrilato, ou pode conter tetra ou trietilenoglicol, que são substâncias que possuem baixa pressão de vapor em temperaturas entre 100°C e 150°C, justificando um menor aparecimento de rugosidade neste tipo de resina (Rodrigues-Garcia & Del Bel Cury, 1996).

De acordo com Rodrigues-Garcia & Del Bel Cury (1996), resinas convencionais quando usadas em microondas apresentam uma quantidade muito maior de bolhas, que as resinas próprias para esse tipo de polimerização.

Neisser & Olivieri (2001), relataram que a energia de microondas aparentemente excita as moléculas de água no interior do gesso e, em consequência disso, produz calor no molde que excita as moléculas da resina, causando a polimerização.

Alguns aspectos na utilização das microondas para a polimerização de resinas acrílicas foram estudados por De Clerck em 1987. O autor fez considerações a respeito da ação das microondas sobre o polimetilmetacrilato e concluiu que as microondas geram calor diretamente na resina economizando o tempo que levaria para o calor se dissipar da água quente através das várias estruturas, como da mufla para o gesso e modelo e depois para a resina no centro da mufla. Foram realizados ensaios físicos como resistência ao impacto, químicos como índice de liberação de monómero residual em ciclos de tempo e temperatura diferentes bem como, testes de alteração dimensional para avaliar propriedades da resina polimerizada por energia de microondas. O autor concluiu que esse processo economiza tempo e custos de produção das próteses e que a resina polimerizada em microondas tem os menores níveis de monómero residual e propriedades físicas semelhantes ao método convencional de polimerização em banho de água aquecida, além de favorecer a diminuição do número de poros das resinas, uma vez que o calor da reação de polimerização pode ser dissipado com maior eficiência, pois o material de revestimento encontra-se em uma temperatura mais baixa.

Santos et al. (2007), estudaram através de uma revisão da literatura as alterações dimensionais de bases de prótese, submetidas a polimerização, reparos ou desinfecção através de energia de microondas. Concluíram que a utilização da energia de microondas para a polimerização das resinas acrílicas parece não causar alterações dimensionais significativas nas bases de próteses, quando o ciclo de 3 minutos a 500W é utilizado; e que procedimentos de reparo, reembasamento e desinfecção de próteses também são passíveis de serem realizados utilizando a energia por microondas. Concluíram ainda que as principais vantagens de se utilizar a energia por microondas são a economia de tempo, maior limpeza, facilidade de manipulação e aquecimento rápido e homogêneo da resina acrílica, resultando em menores alterações dimensionais do material.

Estudos realizados por Rohrer & Bular, *cit. in* Santos et al (2007), comprovam que a energia de microondas é capaz de eliminar microorganismos mais resistentes após um período de 10 minutos de irradiação sem causar alterações dimensionais significativas.

A correta utilização da energia por microondas para polimerizar as resinas acrílicas é dependente do tempo e potência do aparelho. Grande parte dos autores utiliza a polimerização a través de microondas num ciclo de 3 minutos à potencia de 500W (Rodrigues-Garcia & Del Bel Cury, 1996; Padovan, 1998; Braun et al., 2000).

Kimura et al. (1984), relataram a necessidade do uso de muflas plásticas especiais reforçadas com fibra de vidro para o processamento por microondas, pois as microondas, são refletidas na superfície de metal das muflas convencionais, não exercendo efeito sobre a resina.

Os estudos de Kimura et al. (1984), foram um avanço para o uso desse método (processamento por microondas) como uma técnica alternativa para a polimerização de resinas acrílicas para base de prótese por se tratar de um método que requer menor tempo de laboratório e, ainda de acordo com esses autores, próteses polimerizadas por microondas têm uma maior adaptação quando comparada aquelas polimerizadas pelo método convencional.

De acordo Neisser & Olivieri (2001), em seus estudos laboratoriais utilizando as resinas, Clássico®² e Lucitone⁶ com diferentes ciclos de polimerização e QC-20¹ e Acron⁷ (para microondas), avaliando resistência e dureza da resina termicamente ativadas para base de prótese totais, quando polimerizadas em banho de água aquecida e por microondas, ressaltam que o aquecimento da massa de resina acrílica, polimerizada por microondas, se dá de forma homogênea, simultânea e não centrípeta, diferente dos outros métodos; como resultado, ocorre menor porosidade.

⁶ Lucitone – Resina acrílica termopolimerizável convencional – DENTSPLY do BRASIL

⁷ Acron – Resina acrílica termopolimerizável para microondas – G.C. Dental Ind. Corp., USA

Segundo Kimura et al. (1984), a temperatura de polimerização deve ser controlada precisamente no aquecimento por energia de microondas, porque apenas alguns watts de potência a mais podem elevar a temperatura acima de 100°C (causando a evaporação do monómero), levando a um resultado insatisfatório.

Almeida et al. (1999), em seus estudos laboratoriais, para verificar as alterações de adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica ativada termicamente, sob a influência das técnicas de polimerização convencional, por calor seco e por energia de microondas observaram que as diversas combinações de copolímeros e os diferentes tamanhos de partículas podem agir diferentemente quando polimerizados por microondas, e que a polimerização efetiva só era conseguida com o ciclo de 90 watts por 12 minutos.

Segundo Del Bel Cury et al., (1994), em seus trabalhos laboratoriais pesquisando as propriedades físicas de absorção e solubilidade em água, resistência transversal e flexão máxima antes da fratura e resistência ao impacto de quatro marcas comerciais de resinas acrílicas, sendo duas polimerizadas de modo convencional em banho de água aquecida, uma por microondas e a última resina, autopolimerizada, concluíram que, a polimerização em microondas tem como resultado menores níveis de monómero residual e boa resistência da resina polimerizada.

De acordo com Rodrigues-Garcia & Del Bel Cury (1996), o método de processamento por microondas permite um aquecimento homogêneo do gesso e da resina, diminuindo as tensões e reduzindo as distorções. O processamento por microondas tem como desvantagens: custo relativamente alto e a utilização de muflas especiais, que são relativamente caras e frágeis, podendo apresentar fraturas após algum tempo de uso.

Netto et al. (1999), verificaram em seus estudos para determinar a resistência transversal; com resinas para base de dentaduras ativadas quimicamente e termicamente, que ativação por microondas conduz a maior resistência quanto à falhas mecânicas.

Vários autores consideram que, embora a polimerização seja melhor em água a polimerização através de microondas é um método mais “limpo” e mais rápido (Kimura et al., 1984; Rizzatti et al., 1998; Barbosa et al., 2003).

Pesquisas realizadas por Rodrigues-Garcia & Del Bel Cury (1996), analisando a adaptação e porosidade de bases de próteses submetidas a duplo processamento (reembasamento ou para reparo), constataram que a ativação por microondas é um procedimento superior, em relação à formação de poros e tempo de trabalho.

Segundo Kimpara & Muench (1996a), as próteses totais polimerizadas por microondas apresentam adaptação duas a três vezes maior que pelos outros métodos, provavelmente pelo fato de a energia ser absorvida pela resina e instantaneamente transformada em calor, reduzindo as tensões e distorções.

Sanders et al. (1987), realizaram um trabalho visando avaliar a adaptação das bases das próteses totais obtidas pelo processo de irradiação por microondas e pelo método convencional e concluíram que próteses polimerizadas por irradiação de microondas são aceitáveis.

Pena e Salgado (2004), estudaram as alterações dimensionais em bases de próteses realizadas em acrílico de três marcas: Acron MC (processada por microondas), Veracryl e Nic Tone (processadas pelo método convencional), para essa pesquisa obtiveram 10 amostra de base acrílica para cada marca comercial, seccionaram e fotografaram as mesmas, e observaram em microscópio. A separação entre o acrílico e o gesso foi medida, concluindo-se que não houve diferenças estatísticas significativas, com relação a alterações dimensionais sofridas, entre as resinas acrílicas polimerizadas através de microondas ou as polimerizadas pelo método convencional em banho de água aquecida.

Braun et al. (2000), propuseram-se a estudar e comparar as alterações dimensionais de 3 resinas submetidas à polimerização com os seguintes ciclos: 1) banho de água a 73°C durante 12 horas (ciclo longo), 2) Banho de água durante 3 horas (ciclo curto), 3) energia de microondas por 3 minutos a 500 W, após armazenamento em água

destilada a $37^{\circ} \pm 2^{\circ}\text{C}$ durante 30 dias. As resinas usadas foram: Clássico (submetida aos 3 ciclos), Lucitone (submetida aos 3 ciclos) e Acron MC (submetida somente ao ciclo 3). Foram confeccionados 21 corpos de prova para cada combinação resina/ciclo de polimerização, estes foram submetidos a leitura com microscópio de mensuração, imediatamente após a polimerização e depois do período de imersão em água por 30 dias. Os resultados mostraram que todas as resinas, independente do ciclo a que tenham sido submetidas e das medidas avaliadas, apresentaram expansão dimensional, após terem sido mantidas em água; a composição da resina interferiu na expansão dimensional mais que o ciclo de polimerização ao qual as resinas foram submetidas; a resina convencional, quando polimerizada através de energia de microondas, apresentou alteração dimensional semelhante à resina desenvolvida para a polimerização em microondas.

Pero et al. (2006), em suas pesquisa para verificar a presença de poros em diferentes regiões de bases protéticas de resina acrílica de prótese total superior, com espessura de 3,5mm, processadas por três ciclos de polimerização por meio da energia de microondas: A) 500W por 3 minutos; B) 90W por treze minutos (mufla na vertical)+ 500W por 90 segundos (mufla na horizontal); C) 320 W por três minutos + quatro minutos 0 W + 720 W por três minutos. O grupo controle foi processado em banho de água quente por 9 horas a 74°C (ciclo T). Após o processamento as bases foram seccionadas transversalmente em três regiões (anterior, média e posterior) e em cada região três áreas foram analisadas. As imagens dessas áreas foram capturadas em um microscópio e a área dos poros foi quantificada por um programa de computador (Leica).O teste de Kruskal-Wallis não detectou diferenças entre os diferentes ciclos e regiões das bases avaliadas ($\alpha=05$). Concluiu-se que a presença de poros não sofreu influência do ciclo de polimerização e da área da prótese analisada.

Rossato et al. (2008), avaliaram através de seus trabalhos se a imersão em água poderia alterar o grau porosidade interna da resina acrílica polimerizada por energia de microondas. Para este fim, confeccionaram 50 corpos de prova (20 X 20 X 5mm) utilizando-se as resinas acrílicas incolores Vipi Cril e Vipi Wave. A polimerização do grupo 1 (G1) foi obtida pela técnica convencional em banho de água quente (12 horas a 74°C) e os grupos experimentais (G2, G3,G4 e G5) foram polimerizados por energia de

microondas (ciclo de 20 minutos a 180W + 5 minutos a 540W). Os corpos de prova dos grupos G2 e G4 foram polimerizados imersos em água, enquanto que os grupos G3 e G5 foram polimerizados sem imersão. Após a polimerização, todos os corpos de prova foram analisados a olho nu por um único observador calibrado, que atribuiu valores de 0 a 3 em uma escala crescente de porosidade. Todos os corpos de prova receberam score 0, o que permitiu concluir que não houve alteração na porosidade da resina polimerizada por energia de microondas, com ou sem imersão da mufla em água.

Ogliari et al. (2004), realizaram uma pesquisa com o objetivo de avaliar a propriedade de resistência flexural da resina acrílica Onda Cryl (clássico produtos odontológicos, Brasil) polimerizada por energia de microondas, para esse trabalho utilizou-se um ciclo alternativo de 3 minutos, a uma potência de 500 W. Foram confeccionados 10 corpos de prova de resina acrílica termopolimerizável e divididos em dois grupos: O grupo controle (C) foi polimerizado de acordo com as especificações do fabricante e o grupo experimental (E) foi polimerizado por 3 minutos a 500w de potência. Como resultado encontrou-se (C) = 83,85 Mpa e (E) = 89,72 Mpa, concluiu-se que, em relação a resistência flexural, a resina a resina Onda cryl pode ser polimerizada também por ciclo curto de 3 minutos a 500w, já que os resultados atendem a especificação nº 1567 da ISO (“... é necessário um valor mínimo de 65Mpa de resistência flexural nas resinas acrílicas do tipo 5”).

Segundo as pesquisas de Compagnoni et al. (2005), os efeitos da polimerização por microondas sobre as propriedades de superfície da resina acrílica não são bem conhecidos. Assim essa pesquisa avaliou a influência de diferentes ciclos de polimerização por meio da energia de microondas sobre a rugosidade de uma resina acrílica para base de prótese específica para esse método de polimerização após ser submetida ao acabamento. Os espécimes de resina (n = 50) foram divididos em 5 grupos, de acordo com o ciclo de polimerização: grupo A (Onda Cryl, resina polimerizável em microondas, ciclo curto em microondas), grupo B (Onda Cryl, ciclo longo em microondas); grupo C (Onda Cryl, ciclo recomendado pelo fabricante); grupo T (resina clássica termopolimerizada em ciclo de água quente) e grupo Q (Jet, resina autopolimerizável, ciclo sob pressão). A média de rugosidade (Ra) foi registrada em 5 locais sobre a superfície de cada espécime por meio de um rugosímetro com precisão de

0,01 micrómetro. A avaliação dos dados foi efetuada pela análise de variância de um fator ($\alpha = 0,05$) complementada pelo teste de Tukey HSD. As médias em micrómetros, e os desvios padrão para cada grupo foram: A = 0,11 +/- 0,02; B = 0,12 +/- 0,02; C = 0,14 +/- 0,02, T = 0,12 +/- 0,02 e Q = 0,14 +/- 0,02. Os resultados não indicaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos polimerizados por microondas e convencionalmente em banho de água. Além disso, no Grupo C, a rugosidade foi maior que no Grupo A e estatisticamente semelhante á do Grupo Q. Pode-se concluir com o presente estudo que o ciclo de polimerização por meio de energia de microondas interfere na rugosidade da superfície da resina acrílicas.

Jacob et al. (1997), estudaram a polimerização do metilacrilato, através do aparelho de microondas, fazendo uso das potências de 200, 300 e 500W, convertendo esta potência através da espectroscopia, fazendo uso do aparelho Transformador Infravermelho de Fourier (FTIR). Durante o processo de polimerização, a temperatura do espécime foi aferida e a média encontrada foi de 520C, sendo esta média utilizada para comparar com o processamento pelo método convencional. Os resultados obtidos entre as comparações pelos métodos de processamento de microondas e convencional foram respectivamente: 200W = 220% e 500W = 275%, isto demonstrou que a medida que a temperatura do microondas aumentava o espécime apresentava reação exotérmica, causando desta forma o aumento da temperatura.

Batista et al. (1999), concluíram que, quando o tempo é um fator crítico, ciclos curtos de polimerização ou por irradiação de microondas podem ser aplicados para uma primeira ou segunda polimerização.

Santos et al. (2007), concluíram através de seus estudos que as principais vantagens da utilização da energia por microondas são a economia de tempo, maior limpeza, facilidade de manipulação e aquecimento rápido e homogêneo da resina acrílica, resultando em menores alterações dimensionais do material.

III. DISCUSSÃO

A eficiência mastigatória dos pacientes portadores de uma prótese total corresponde a apenas um sexto da alcançada por uma pessoa com a dentição natural. Uma prótese removível é composta por uma base e esta suporta os dentes de acrílico. A base de prótese está relacionada com a manutenção da saúde dos tecidos de suporte. Deste modo, quanto melhor for à adaptação da base de prótese total à mucosa, melhores serão a retenção, o conforto e a eficiência mastigatória (Almeida et al., 1999). Atualmente a maioria das próteses removíveis ainda é confeccionada em resina acrílica, no entanto embora esse material seja utilizado com sucesso há anos, as alterações dimensionais, que ocorrem durante o processamento têm levado os pesquisadores a exaustivos estudos para dominar as técnicas de uso desse material com a finalidade de diminuir ou eliminar problemas relacionados com:

- **Alterações dimensionais**

As resinas acrílicas sofrem alterações dimensionais que têm origem na contração de polimerização, relatadas na literatura, elas são tidas como um aspecto negativo porque podem trazer como consequência a deformação da base da prótese. As alterações lineares estão entre 0,2% e 0,7% (Phillips,1993). Após serem acondicionadas em boca ou estocadas em água, as próteses absorvem água e expandem entre 0,2 e 0,3%, existe ainda uma contração volumétrica entre 7% e 21% (Galan,1999). O que nos leva a observar que contrações lineares e volumétricas sempre estarão presentes como resultado dos processamento para a confecção das próteses, por essa razão diversas técnicas de processamento têm sido propostas, objetivando-se diminuir os efeitos que essas contrações trazem.

- **Porosidade**

A porosidade em base de prótese é uma característica indesejável, e pode ser atribuída a diversos fatores, podendo interferir diretamente nas qualidades das resinas acrílicas e na estética das próteses (Phillips, 1993; Kimpara et al., 1999; Pero et al., 2006).

Um aumento na temperatura acima dos 100°C, antes da polimerização da resina, está diretamente relacionado a presença de porosidade (Araújo, 1973; Del Bel Cury et al., 1994; Kimpara et al., 1999). Para Aldoori (1988), o resfriamento súbito da mufla quando comparado com o resfriamento em temperatura ambiente, interfere na porosidade. Kimpara et al (2009), sugerem ainda que, o tipo de ciclo utilizado para a polimerização da resina interfere na porosidade.

Os autores são unânimes (Araújo et al., 1973; Phillips, 1993; Del Bel Cury et al., 1994), quando relatam os problemas inerentes à resina acrílica, como contração de polimerização e porosidade, para os quais ainda não existem soluções nos dias atuais. Alguns autores como Takamata et al. (1989), correlacionam diretamente as alterações dimensionais sofridas pela base da prótese a desadaptação da mesma ao rebordo. Na tentativa de minimizar esses problemas, vêm-se buscando modificar as técnicas de processamento, bem como melhorar as propriedades físico-químicas das resinas acrílicas (Marquezini & Bombonatti, 1986).

- **Ciclos de polimerização**

Ciclo de Polimerização é o processo de aquecimento empregado para controlar a reação de polimerização da resina acrílica. o autor relata que os métodos de polimerização para a resina acrílica variam desde a polimerização de bancada, o método convencional (polimerização em banho de água aquecida) e a polimerização através de microondas (Phillips, 1993). Desde seu advento como material de uso clínico, vários tipos de resinas e vários métodos de processamento têm sido propostos, para a confecção de próteses com melhores propriedades mecânicas, mais resistentes e polidas. (Tanji et al., 2001).

A reação térmica de polimerização, ocorre quando a resina acrílica atinge 65°C, e esse calor decompõe a molécula de peróxido de benzoíla, formando os radicais livres que dão início a reação de polimerização. Esse tipo de polimerização chama-se; polimerização em banho de água aquecida, pois a mufla é mantida em água durante esse processo (Moreira da Silva, 2006). Os ciclos de polimerização em água aquecida são classificados em dois tipos, a saber; ciclo longo e ciclo curto de polimerização (Turano & Turano 1998; Phillips, 1993).

Ciclos de polimerização curtos trazem formação de maior quantidade de monómero residual (Harrison & Huggett, 1992), o que pode provocar danos a mucosa oral (Austin & Basker, 1980) e formação de porosidade (Araújo et al., 1973). enquanto ciclos longos apresentam menor quantidade de monómero residual (Batista et al., 1999).

Os autores indicam que uma elevação da temperatura acima dos 100°C no final do ciclo leva a uma diminuição na quantidade de monómero residual (Honorez et al.; *cit. in* Yamaguchi, 2006; Paes Júnior, 2006), trazendo como consequência próteses mais resistentes em suas porções mais finas (Turano & Turano, 1998). No entanto essa temperatura no início do ciclo não deve jamais ultrapassar os 100°C, pois haveria a formação de monómero residual (Del Bel Cury et al., 1994).

Na literatura é descrito que a polimerização efetiva das resinas se relaciona diretamente com tempo e a velocidade do aumento da temperatura durante a polimerização, bem como ao volume de resina. Relata-se ainda que uma polimerização de uma massa de resina grande num curto intervalo de tempo favorece a formação de poros e próteses menos resistentes (Netto et al., 1994), no entanto para os ciclos longos não houve a formação de poros em função do volume (Kimpara et al., 1999).

O melhor desempenho de ciclos de polimerização convencionais longos, pode está ligado a uma melhor difusão do monómero (Phillips, 2003). Tem sido considerado que a o aumento da temperatura até à ebulição, no final do ciclo, é responsável pela diminuição apreciável da quantidade de monómero residual (Jerolimov et al., 1985; Paes júnior et al., 2005)

Como problemas resultantes do processamento estão a porosidade, o excesso de monômero residual e a presença de alterações dimensionais, o que pode comprometer a adaptação da prótese. (Kimpara et al., 2009; Neisser & Olivieri, 2001)

De uma forma geral, a estabilidade dimensional e a adaptação das próteses polimerizadas em forno de microondas foram semelhantes à polimerização convencional em banho de água (Sanders et al., 1987; Almeida et al., 1999).

Independentemente da marca comercial da resina utilizada na confecção de próteses, a distorção após a fase laboratorial de processamento ocorre tanto para o processamento convencional como para o processamento através de microondas devido a contração, como resultado do processo de polimerização da resina (Galan, 1999).

Diferenças no processo de contração, entre próteses confeccionadas com mesmo material são consequência da variação de sua forma e tamanho, sendo a espessura especialmente importante porque governa a dureza, limitando o grau de contração da prótese (Neisser & Olivieri 2001).

A porosidade é fator de importância clínica que interfere na qualidade da prótese, porque sua presença compromete a resistência e o uso, além de favorecer o acúmulo de placa bacteriana na prótese (Sanders et al., 1987; Goiato et al., 2000). A porosidade ocorre em decorrência de um aumento excessivo da temperatura num curto espaço de tempo (Del Bel Cury et al., 1994; Kimpara et al., 1999). Esse evento é observado tanto no processamento pelo método convencional como também pelo método por microondas, sem diferenças estatísticas significantes. Qualquer dos métodos citados acima pode ter a porosidade diminuída controlando-se o tempo de polimerização e a temperatura ou potência utilizadas (Al Doori et al., 1988; Kimpara et al., 1999).

O microondas para a polimerização de resinas acrílicas foi proposto pela primeira vez no Japão em 1968, como uma opção ao método convencional, a mufla usada para esse tipo de processamento deve ser plástica, ou as microondas seriam refletidas, na superfície metálica das muflas convencionais (Moreira da Silva et al.,

2006). Essas muflas especiais são uma desvantagem deste método (Kimura et al., 1984; Rodrigues-Garcia & Del Bel Cury, 1996).

Com o advento da polimerização através de microondas para uso clínico, novas pesquisas foram feitas sobre a polimerização das resinas acrílicas, mas, ainda assim, temos alterações dimensionais e porosidade estatisticamente semelhantes ao método de polimerização convencional em banho de água aquecida. Esses achados estão de acordo com os trabalhos de Almeida et al., 1999; Barbosa et al., 2003; Compagnoni et al., 2005).

Resultados de pesquisas realizadas por Kimura et al., (1984); Kimpara & Muench, (1996a); Rodrigues-Garcia & Del Bel Cury (1996), discordam dos resultados anteriormente citados e, sugerem que bases de próteses polimerizadas em microondas apresentam melhor adaptação que as polimerizadas pelo método convencional. Isso se deve ao fato de o aquecimento do gesso e da resina ser mais homogêneo, causando poucas tensões internas durante o processamento e por ser a polimerização em microondas mais uniforme.

Pena e Salgado (2004), após seus estudos relataram não haver diferenças estatísticas significativas quanto à adaptação, quando se comparou o métodos de processamento convencional e através de microondas

Tanto no método convencional quanto no método por microondas, problemas como alteração dimensional e porosidade sempre irão existir, podendo ser minimizados durante o processamento da resina acrílica. A escolha do método a ser utilizado deve levar em consideração, dentre outros fatores, o tempo a ser gasto no processamento, já que o método por microondas leva em média 3 minutos, havendo neste método ainda, uma grande redução na quantidade de energia gasta, tão importante nos dias atuais. Já o método convencional leva em média de 3 a 10 horas (Rizzatti et al., 1995). No entanto, ainda são necessários outros experimentos com microondas, levando-se em conta outras variáveis; já que os pré-existentes adotam critérios experimentais, fornos de microondas para uso doméstico e tipos de resinas semelhantes (Rizzatti et al., 1998).

Contrariando os trabalhos de Rodrigues-Garcia & Del Bel Cury (1996) que relatam que resinas convencionais quando são processadas através de microondas apresentam uma maior quantidade de bolhas, Braun et al., (2000), após suas pesquisas relataram que as resinas próprias para microondas não apresentaram superioridade quando comparadas com as resinas acrílicas convencionais polimerizadas através de microondas. A porosidade é um fator de importância clínica que interfere na qualidade da prótese, porque sua presença compromete a resistência e o uso, além de favorecer o acúmulo de placa bacteriana na prótese (Sanders et al., 1987; Goiato et al., 2000). A porosidade ocorre em decorrência de um aumento excessivo da temperatura num curto espaço de tempo (Del Bel Cury et al., 1994; Kimpara et al., 1999). Esse evento é observado tanto no processamento pelo método convencional como também pelo método através de microondas, sem diferenças estatísticas significantes. Qualquer dos métodos citados acima pode ter a porosidade diminuída controlando-se o tempo de polimerização e a temperatura ou potência utilizadas (Al Doori et al., 1988; Kimpara et al., 1999).

Outros problemas como os que surgem com o uso da prótese, como reabsorção do rebordo, reações e lesões nos tecidos subjacentes, ardência e ainda desordens temporomandibulares, também podem ser minimizados, quando durante os procedimentos de confecção das próteses, princípios científicos e rigor técnico são utilizados (Turano & Turano, 1998). Independentemente da marca comercial da resina utilizada na confecção de próteses, a distorção após a fase laboratorial de processamento ocorre tanto para o processamento convencional como para o processamento através de microondas (Goiato et al., 2000).

Há de se concordar com Takamata et al. (1989) e Borges et al. (2000), que a distorção da base ocorre pela liberação de tensões induzidas, pela diferença de coeficientes de expansão térmica entre o modelo de gesso, que corresponde a apenas um oitavo do coeficiente da resina acrílica, o que resultaria numa diminuição da adaptação da prótese aos tecidos de suporte.

Alterações dimensionais negativas nas resinas acrílicas sempre acontecem, independente do método de polimerização (Goiato et al., 2000); entretanto Almeida et

al. (1999); Batista et al. (1999), Consani et al. (2001) relatam que essas alterações são bastante visíveis na região posterior do palato; essa ocorrência é de grande importância clínica, pois a integridade do contato entre a base e a mucosa palatal é fundamental na retenção da prótese. Diante disso, é de primordial importância que o profissional saiba indicar o método de polimerização adequado e, que esse seja seguido criteriosamente pelo laboratório, com o intuito de diminuir ou controlar as variáveis que levam a imprecisão e conseqüente desadaptação, trazendo como resultando uma prótese total de maior qualidade, o que irá proporcionar um maior conforto ao paciente.

IV. CONCLUSÃO

A revisão de literatura realizada neste trabalho mostrou que ainda hoje, por suas características físicas intrínsecas, a resina acrílica apresenta problemas de porosidade e contração de polimerização que podem comprometer a estabilidade da prótese, independentemente da marca comercial e/ ou do método de polimerização utilizado.

Entretanto a resina acrílica continua a ser o material de eleição para a confecção de próteses totais e parciais removíveis, é de fundamental importância haver maiores e mais estudos visando uma evolução na forma de polimerização e na composição, já que a polimerização deficiente das resinas leva a uma quantidade grande de defeitos às bases da prótese.

- A temperatura é um fator de grande importância, bem como o tempo. Esses devem ser controlados com rigor técnico.

- No ciclo convencional curto, ocorre formação de monómero residual e menor dureza, enquanto que ciclos longos a 75°C resultam num aumento da dureza da resina e menor contração, além disso, temperaturas muito elevadas, ultrapassando 100°C no início da polimerização, levam à evaporação do monómero, pois o ponto de ebulição do monómero é 100,8°C e; como consequência, teremos a formação de poros. Ainda para o ciclo convencional os autores preconizam a colocação da mufla em água em ebulição no fim do ciclo para eliminar o monómero residual e fortalecer as porções mais finas da prótese.

- Em geral ciclos convencionais longos, terminando com a água em ebulição por pelo menos 1 hora ao fim do processamento, proporcionam melhores propriedades às resinas (dureza, resistência ao impacto, módulo de elasticidade, diminuição do monómero residual).

- A polimerização por microondas pode constituir uma alternativa importante na produção de próteses totais e removíveis com maior agilidade, gerando desta maneira o tempo de trabalho nos laboratórios protésicos.
- Na polimerização por microondas a diminuição da potência e o aumento do tempo, bem como o uso de resinas destinadas para esse fim, resultarão na redução da formação de poros.
- Os processos de polimerização de longa duração levam a uma menor formação de poros, tanto no ciclo convencional como no ciclo de polimerização por microondas.
- A presença de poros resultante do processamento ainda é um problema, porque, quando em grande quantidade, comprometem a estética e enfraquecem a resina da base da prótese, comprometendo o tempo de uso da mesma e facilitando o acúmulo de microorganismos. Consequentemente, a longevidade da prótese pode ficar comprometida.

Em relação à precisão, pode-se optar por qualquer um dos métodos (convencional em banho de água aquecida, e por irradiação através de microondas) já que não encontramos na literatura diferenças significantes, em termos de propriedades físicas, tais como dureza, resistência transversal e porosidade.

É fato, que o processamento por microondas pode ser considerado uma real alternativa clínica ao método de processamento convencional e, é particularmente importante quando o tempo é um fator a ser considerado e quando se pretende fazer reparação na base das próteses. Seguindo uma tendência atual da Medicina Dentária, que visa cada vez mais o desenvolvimento de técnicas e materiais que agilizem a rotina tanto dos consultórios como dos laboratórios, nos últimos anos esse tipo de processamento vem ganhando espaço, até porque é um método simples, prático e que envolve um tempo de trabalho reduzido. No entanto, possui desvantagens como custo elevado e necessidade de muflas especiais, caras e pouco resistentes. Deve-se levar em consideração, o fato do processamento por microondas ser o método mais recente,

necessitando ainda mais estudos envolvendo outras variáveis, bem como mais estudos *in vivo*.

V – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Al Doori, D., Huggett, R., Bates, J.F. & Brooks, S.C. (1988). A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 4(1), pp. 25-32.

Almeida, M.H.W., Domitti, S.S., Consani, S., Consani, R.L.X. & Milan, F.M. (1999). Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total; Influence of polymerization techniques on denture base accuracy, *Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo*, 4(1), pp. 49-56.

Araújo, P.A., Abreu, D., Chiodi Netto, J. & Nagem Filho, H. (1973) Materiais Dentários I (Materiais não Metálicos), *Bauru: Faculdade de Odontologia da USP*, pp. 191.

Austin, A.T. & Basker, R.M. (1980). The level of residual monomer in acrylic denture base materials with particular reference to a modified method of analysis, *British dental journal*, 149(10), pp. 281-6.

Barbosa, C.M.R., Del Bel Cury, A.A. & Panzeri, H. (1998). Influencia da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade das próteses totais, *Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo*, 12(2), pp. 173-80.

Barbosa, D.B., Compagnoni, M.A. & Leles, C.R. (2002). Changes in occlusal vertical dimension in microwave processing of complete dentures, *Brazilian dental journal*, 13(3), pp. 197-200.

Barbosa, D.B., Souza, R.F., Lucas, M.G., Leles, C.R. & Compagnoni, M.A. (2003). Resistência à flexão de resina acrílica polimerizada pela energia de microondas; Transverse strenght of denture base resin cured by microwave energy, *Ciênc. odontol. bras*, 6(2), pp. 72-9.

Barnabé, W. (2000). *Processamento de Próteses Totais: influência de quatro técnicas na alteração da posição dos dentes artificiais*. São Paulo, Brasil.

Batista, A.A., Motta Neto, J., Bisetto, E.M.P. & Vieira Filho, J.G. (1999). Influências do processamento das resinas acrílicas termicamente ativadas para bases de próteses totais; Influences of the processing of thermo-activated complete denture base acrylic resins, *Rev. paul. odontol*, 21(5), pp. 42-3.

Blagojevic, V. & Murphy, V.M. (1999). Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study, *J Oral Rehabil*, 26(10), pp. 804-8.

Borges, L.H., Domitti, S.S. & Consani, S. (2000). Influência de ciclos de polimerização sobre polimento, rugosidade, porosidade e dureza superficial da resina acrílica QC-20; Influence of curing in polishing, roughness, porosity and surface hardness of the acrylic resin QC-20, *Rev. do CROMG*, 6(2), pp. 68-78.

Braden, M. (1964). The absorption of water by acrylic resins and other materials, *The Journal of prosthetic dentistry*, 14(2), pp. 307-16.

Braun, K.O. & Del Bel Cury, A.A. (1995). Avaliação in vitro da efetividade de polimerização da resina acrílica através da energia de microondas, quando em contato com metal, *Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo*, 9(3), pp. 197-206.

Braun, K.O., Garcia, R.C.M.R., Rizzatti-Barbosa, C.M. & Del Bel Cury, A.A. (2000). Alteração dimensional linear de resinas para bases de próteses polimerizadas com microondas; Linear dimensional change of denture base resins cured by microwave activation, *Pesqui. odontol. bras*, 14(3), pp. 278-82.

Carvalho, A.L.A., Compagnoni, M.A. & Barbosa, D.B. (2001). Influência do ciclo de polimerização sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais; The influence of polymerization cycle on occlusion vertical dimension of complete dentures, *PGR: Pós-*

Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos, 4(3), pp. 67-73.

Carvalho, J.C. (1972). Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais, *Rev Fac Odontol São Paulo*, 10(1), pp. 127-32.

Chen, J.C., Lacefield, W.R. & Castleberry, D.J. (1988). Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases, *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 4(1), pp. 20-4.

Chevitarese, O., Craig, R.G. & Peyton, F.A. (1962). Properties of various types of denture-base plastics, *The Journal of prosthetic dentistry*, 12(4), pp. 711-9.

Clerck, J.P. (1987). Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses, *The Journal of prosthetic dentistry*, 57(5), pp. 650-8.

Compagnoni, M.A., Barbosa, D.B., Souza, R.F. & Pero, A.C. (2005). Efeito do ciclo de polimerização sobre a rugosidade superficial de resina acrílica polimerizada por microondas, *Revista de Odontologia da UNESP*, 34(2), pp. 101-6.

Consani, R.L.X., Domitti, S.S., Correr Sobrinho, L. & Sinhoreti, M.A.C. (2001). Efeito do tempo pós-prensagem da resina acrílica na alteração dimensional da Prótese Total, *Pesqui Odontol Bras*, 15(2), pp. 112-8.

Del Bel Cury, A.A., Rodrigues Junior, L.A. & Panzeri, H. (1994). Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades físicas; Acrylic resins polymerized by microwave energy, conventional water bath curing and self-curing systems: physical properties, *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, 8(4), pp. 243-9.

Council on dental Materials and devices (1975). Revised American Dental Association specification no. 12 for denture base polymers, *J Am Dent Assoc*, 90(2), pp. 451-8.

Galan, J. (1999), Cap. 11 Resinas Acrílicas, in *Materias Dentarios - O Essencial para o Estudante e o Clínico Geral*, Livraria Santos Editora Ltda., São Paulo, Brasil, pp. 123 - 128.

Ganzarolli, S.M. (2001). Avaliação da adaptação, porosidade, resistência à flexão e ao impacto de resinas acrílicas. São Paulo, Brasil.

Goiato, M.C., Rahal, J.S., Gennari Filho, H., Fajardo, R.S. & Gonçalves, W.A. (2000). Avaliação da alteração dimensional e porosidades em resinas acrílicas entre métodos de polimerização convencional e por microondas; Dimensional change and porosities evaluation in acrylic resin between conventional polymerization methods and by microwave, *Rev. Fac. Odontol.*, 42(2), pp. 37-40.

Gomes, T., Mori, M., Corrêa, G.A. & Matson, E. (1998). Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em Prótese Total; Alternative techniques for controlling dimensional alterations of acrylic resins for complete dentures, *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, 12(2), pp. 181-7.

Harrison, A. & Huggett, R. (1992). Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers, *J Dent*, 20(6), pp. 370-4.

International organization for standardization – ISO. (1999). Specification 1567. Dentistry base polymers.

Jacob, J., Chia, L.H.L. & Boey, F.Y.C. (1997). Microwave polymerization of poly (methyl acrylate): Conversion studies at variable power, *Journal of applied polymer science*, 63(6), pp. 787-97.

Jerolimov, V., Brooks, S.C., Huggett, R. & Bates, J.F. (1989). Rapid curing of acrylic denture-base materials, *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 5(1), pp. 18-22.

Kawara, M., Komiyama, O., Kimoto, S., Kobayashi, N., Kobayashi, K. & Nemoto, K. (1998). Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods, *J Dent Res*, 77(6), pp. 1446-53.

Kimpara, E.T. & Muench, A. (1996a). Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica; The influence of processing variables on dimensional changes of acrylic resin full dentures, *RPG rev. pos-grad*, 3(2), pp. 110-4.

Kimpara, E.T. & Muench, A. (1996b). Porosidade em decorrência do processamento e volume de resina acrílica; Porosity of acrylic resin as a consequence of processing and volume, *Rev. odontol. Univ. São Paulo*, 10(3), pp. 237-9.

Kimpara, E.T., Paes Junior, T.J.A., Seraidarian, P.I. & Uemura, E.S. (1999). Processamento alternativo para eliminar porosidade em resina acrílica para bases de próteses totais; Alternative processing to eliminate porosity in acrylic resin for complete denture bases, *PCL: Revista Brasileira de Prótese Clínica & Laboratorial*, 1(4), pp. 325-9.

Kimpara, E.T., Silva, L.H., Costa, C.B., Borges, A.L.S., Tango, R.N. & Junior, T.J.A.P. (2009). Resinas acrílicas para prótese total: efeito de ciclos de polimerização sobre a quantidade de monômero residual e porosidades; Acrylic resin for complete denture: effect of polymerization cycles at residual monomer released and porosity evidence, *RFO UPF*, 14(1), pp. 37-41.

Kimura, H., Teraoka, F. & Saito, T. (1984). Application of microwave for dental technique (part 2). Adaptability of cured acrylic resins, *J Osaka Univ Dent Sch*, 24, pp. 21-9.

Marquezini, A.D. & Bombonatti, P.E. (1986). Adaptação de bases de dentaduras em função de marcas de resinas acrílicas, diferentes ciclos de polimerização e absorção de água, *Rev Odontol UNESP*, 15/16, pp. 147 - 153.

Meloto, C.B., Silva-Concílio, L.R., Machado, C., Ribeiro, M.C., Joia, F.A. & Rizzatti-Barbosa, C.M. (2006). Water sorption of heat-polymerized acrylic resins processed in mono and bimaxillary flasks, *Brazilian dental journal*, 17(2), p. 122.

Morais, F.A.I., Mello, B.A., Souza, I.A., Ponzi, E.A.C. & Revoredo, G.A. (2008). Polímeros a base de metil metacrilato - Importância em odontologia, *IJD. International Journal of Dentistry*, 6(2), pp. 63-6.

Moreira-Da-Silva, S.M.L., Bindo, M.J.F. & Leão, M.P. (2006). O Uso De Energia de Microondas para polimerização de resinas acrílicas, *Dens*, 14(1).

Neisser, M.P. & Olivieri, K.A.N. (2001). Avaliação da resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de próteses totais; Evaluation of impact resistance and hardness of the acrylic resins activated by heat of denture base, *PGR: Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos*, 4(2), pp. 35-42.

Nelson, M.W., Kotwal, K.R. & Sevedge, S.R. (1991). Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures, *The Journal of prosthetic dentistry*, 65(2), pp. 306-8.

Netto, M., Muench, A. & Miranda Júnior, W.G. (1999). Influência dos tipos de polimerização na resistência transversal da resina para base de Prótese Total, *RPG Revista de Pós-Graduação. São Paulo*, 6(3), pp. 245-8.

Ogliari, F., Collares, F.M., Campregher, U.B., Fortes, C.B.B. & Samuel, S.M.W. (2004). Resistência flexural de resina acrílica polimerizável em microondas; Flexural strength of acrylic resin cured by microwave oven, *Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre*, 45(2), pp. 54-6.

Padovan, S.H.M. (1998). Influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20. São Paulo, Brasil.

Paes Júnior, T.J.A., Marchini, L. & Kimpara, E.T. (1999). Estudo in vitro da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo e por energia de microondas; In vitro study of heat-activated acrylic resin porosity polymerized by conventional and microwave techniques, *PGR: Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos*, 2(2), pp. 36-42.

Paes Júnior, T.J.A. (2005). Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural e à quantidade de monômero residual superficial; Study of acrylic resin for complete denture considering flexural strength and quantity of superficial residual monomer. São Paulo, Brasil.

Pavarina A.C. (2000). Efeito de soluções desinfetantes sobre dureza, resistência à flexão e características superficiais de resinas acrílicas termopolimerizáveis; Effects of chemical disinfectants on flexural properties, hardness and surface characteristics of denture base acrylic resins. São Paulo, Brasil.

Pero, A.C., Brogna, A.C., Marra, J., Barbosa, D.B. & Compagnoni, M.A. (2006). Influência da polimerização por meio da energia de microondas sobre a porosidade interna de bases de resina acrílica de prótese total superior; Influence of microwave polymerization method on the porosity of maxillary complete denture base resins, *Ciênc. odontol. bras*, 9(4), pp. 76 - 83.

Pérez, A., Martínez, H. & Bustillos, L. (2007). Comparación de las presiones ejercidas por las bases de dentaduras completas elaboradas con acrílico de termocurado y microondas sobre soporte mucoso, *Rev. Odontológica de Los Andes*, 2(1), pp. 5 - 9.

Phillips (1993), Cap 10 Química das Resinas Sintéticas, Cap 11 Resinas para Base de Dentadura: Considerações Técnicas e Resinas diversas, in *Materiais Dentários de Skinner*, Guanabara Kogan, Rio de Janeiro, Brasil, pp. 91-102, 103 - 123.

Rizzatti-Barbosa, C.M., Dallari A. (1996). Alterações oclusais da prótese total antes e após sua polimerização, *Rev Gaucha Odontol*, 44(2), pp. 83-6.

Rizzatti-Barbosa, C.M., Del Bel Cury, A.A. & Panzeri, H. (1995). Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais, *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, 9(3), pp. 197-206

Rodrigues Garcia, R.C. & Del Bel Cury, A.A. (1996). Reembasamento de bases de prótese: métodos convencional e por microondas; Relining of denture bases: conventional and microwave methods, *Rev. odontol. Univ. São Paulo*, 10(4), pp. 295-302.

Rossato, M.B., Montagner, H., Scheid, P.A., Burmann, P.A. & Braun, K.O. (2008). Influência da imersão em água na porosidade de resina acrílica polimerizada por energia de microondas; Influence of water immersion on porosity of acrylic resin polymerized by microwave energy, *Rev. odonto ciênc*, 23(4), pp. 342-5.

Salomão UE. (2001). Estudo da sorção e solubilidade em água de resinas acrílicas polimerizadas pelas técnicas de Microondas, Convencional, Pressão e Calor. Minas Gerais, Brasil.

Sanders, J.L., Levin, B. & Reitz, P.V. (1987). Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy, *Quintessence Int*, 18(7), pp. 453-6.

Santos, P.H., Gomes, E.A., Pavan, S. & Vergani, C.E. (2007). Energia por Microondas : efeito na estabilidade dimensional de resinas acrílicas, *Rev. de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*, 19(1), pp. 84 - 89.

Spyrides, S.M.M. (2002). Rugosidade superficial de três resinas acrílicas usadas como base para prótese total, submetidas a três tipos de acabamento e polimento, *PCL*, 21(4), pp. 413-19.

Straioto, F.G., Ricomini Filho, A.P., Fernandes Neto, A.J. & Del Bel Cury, A.A. (2010). Polytetrafluorethylene added to acrylic resins: mechanical properties, *Brazilian dental journal*, 21(1), pp. 55-9.

Takamata, T. & Setcos, J.C. (1989). Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization, *The International journal of prosthodontics*, 2(6), pp. 555-62.

Turano, L.M Turano, L.M. & Turano, G.V.B. (2003). Análise da porosidade da resina acrílica Clássico quando submetida a três ciclos diferentes de polimerização; Analysis of the porosity of the acrylic resin Clássico when submitted to three different cycles of polymerization, *PCL*, 5(23), pp. 59-64..

Turano & Turano (1998). Cap 21 Abertura da mufla para a eliminação da cera -Inclusão da resina de base - Técnica simplificada para caracterização, in *Fundamentos de Prótese Total*, Quintessence Books, São Paulo, Brasil, pp. 409-15.

Woelfel, J.B. & Paffenbarger, G.C. (1959). Dimensional changes occurring in artificial dentures, *Int Dent J*, 9(4), pp. 451-60.

Wolfaardt, J., Cleaton-Jones, P. & Fatti, P. (1986). The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly(methyl methacrylate), *The Journal of prosthetic dentistry*, 55(4), pp. 518-25.

Yamaguchi, F.J. (2006). Avaliação dos efeitos da alteração dimensional da resinas para base de próteses totais submetidas a diferentes técnicas de processamento avaliados ao nível condilar. São Paulo, Brasil.

Yamamoto, E.T.C., Uemura, E.S., Maekawa, M.Y., Bagni, B.A., Rosa, R.G.S. & Destro, A.S.S. (2009). Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por dois métodos; Evaluation of flexural strength of acrylic resins polymerized for two methods, *Rev. sul-bras. odontol*, 6(2), pp. 148-54.