

## MÉTODOS DE PROCESSAMENTO E POLIMERIZAÇÃO DE RESINAS UTILIZADAS EM PRÓTESE

JOSÉ LORDELO\*; F. MORAIS BRANCO\*\*

### RESUMO

*Algumas propriedades físicas (estabilidade dimensional), mecânicas (resistência; elasticidade), biológicas (toxicidade) e outras (higienização, facilidade de reparação) das resinas utilizadas na confecção de próteses removíveis dependem não só da formulação físico-química dos materiais mas também do rigor técnico com que são manipuladas. O conhecimento dos métodos de processamento e polimerização das resinas e das vantagens e desvantagens de cada um deles é importante para a compreensão do comportamento clínico destes materiais, bem como das indicações e contra-indicações na sua utilização.*

**Palavras-Chave:** Prótese, Resinas, Polimerização.

### SUMMARY

*Some relevant features of denture resins – for instance, physical properties as dimensional stability or mechanical properties as strength and elasticity, or even biological properties as toxicity – depend on the nature of the material itself and on the technical skill on the material handling as well. Therefore, a comprehensive and critical knowledge of processing and polymerization techniques is an important step to understand the clinical behaviour of those materials and, consequently, to guide clinical practice.*

**Key-Words:** Prosthesis, Resins, Polymerization.

José Lordelo et al. Métodos de Processamento e Polimerização de Resinas Utilizadas em Prótese. Rev Port Estomatol Cir Maxilofac 1999; Vol. 40 (1): 41-53.

### INTRODUÇÃO

Em Medicina Dentária utilizam-se muitas formas de polímeros sintéticos. Por exemplo, os materiais de impressão elastómeros, os selantes de fissuras, as resinas compostas, al-

guns cimentos e os dentes artificiais são polímeros sintéticos. Mas uma das principais aplicações dos polímeros é na confecção de bases de dentaduras (5, 25).

Com a finalidade de introduzir uma regulamentação que permita o controlo destes materiais, a Associação Dentária Americana na sua especificação N° 12 (3) estabelece uma classificação dos polímeros para bases de dentaduras, assim como as características que devem apresentar para serem considerados aceitáveis.

\* Professor Auxiliar da Disciplina de Prótese Total da FMDUP.

\*\* Professor Catedrático (Prótese Dentária e Oclusão) da FMDUP.

Sendo a base da dentadura a parte que entra em contacto directo com a mucosa oral e que serve de suporte para os dentes artificiais, é natural que haja uma grande empenho por parte dos investigadores na procura do material ideal.

As resinas acrílicas, pelas suas características de:

- estética excelente (sua cor original é transparente, podendo pigmentar-se);
- ausência de toxicidade;
- resistência mecânica, dureza e densidade adequadas;
- reprodução das dimensões e detalhes do enceramento com exactidão satisfatória;
- baixa absorção de água e baixa solubilidade;
- grande estabilidade dimensional após o processamento;
- facilidade de manipulação com equipamento simples e
- facilidade de reparação;

preenchem a maior parte dos critérios exigidos, sendo praticamente as únicas actualmente utilizadas como material de base de dentaduras (1, 5, 25, 32, 33, 41).

Naturalmente, as resinas acrílicas também tem inconvenientes (5, 14, 45, 46):

- contracção de polimerização e coeficiente de expansão térmica elevados - factores de distorção;
  - tendência à porosidade;
  - baixa condutibilidade térmica;
  - radiotransparência;
  - superfície pouco humedecível;
- que são irrelevantes quando comparados com as vantagens.

## COMPOSIÇÃO DAS RESINAS ACRÍLICAS

As resinas acrílicas podem apresentar-se na forma de gel pré-doseado ou sob a forma de pó + líquido. No caso do gel, o monómero e o polímero são pré-misturados e embalados com consistência mole e borrachóide em doses unitárias prontas para uso imediato. Têm as vantagens da relação pó-líquido ser mais cor-

recta e da mistura ser homogénea e as desvantagens da maior sensibilidade às condições de armazenamento, nomeadamente à temperatura, exposição ao oxigénio do ar e à luz. É uma forma de apresentação pouco comercializada. A forma mais comum de apresentação, pó e líquido, pode conservar-se durante anos (26, 36, 45).

O pó e o líquido têm a seguinte composição (5, 41, 42, 45):

### PÓ

Polímero	grânulos de polimetilmetacrilato
Iniciador	peróxido de benzoílo
Pigmentos	sais de cádmio ou de ferro ou corantes orgânicos
Opacificantes	óxidos de titânio/zinco
Plastificantes	dibutilftalato

### LÍQUIDO

Monómero	metacrilato de metilo
Inibidor	hidroquinona
<i>Cross-linking agents</i>	dimetacrilatos
Activador*	N, N' - dimetil - p - toluidina

\*só nos materiais auto-polimerizáveis.

O poli(metacrilato de metilo) (PMMA) é uma resina transparente como o vidro (às vezes é utilizada nesta forma como base de dentadura). Habitualmente, os fabricantes juntam-lhe pigmentos para dar uma cor mais parecida com a da mucosa oral. Os pigmentos podem ser incorporados durante a polimerização inicial ou posteriormente através de uma impregnação nos grânulos por meio de uma trituração (7, 20). O plastificante facilita a solubilidade do pó no líquido (26).

O principal componente do líquido é o monómero metacrilato de metilo, um líquido claro, transparente, com baixa viscosidade. A presença de um inibidor no líquido destina-se a prolongar-lhe o tempo de duração. Na sua ausência, mesmo à temperatura ambiente, dar-se-ia a polimerização lenta do monómero devido à ocorrência ocasional de radicais livres de origem incerta. O inibidor reage prontamente com estes radicais livres formando radicais estáveis incapazes de iniciar a polimerização. Para reduzir o aparecimento de radicais

livres deve proteger-se o líquido da exposição à luz. O activador só está presente nos materiais descritos como autopolimerizáveis (polimerização química). A sua função é reagir com o peróxido existente no pó para formar radicais livres que iniciem o processo de polimerização. Os *cross-linking agents* ou agentes de ligação cruzada incorporados no monómero destinam-se a melhorar as propriedades físicas e mecânicas do material polimerizado. As resinas que contêm agentes de ligação geralmente são designadas pelos fabricantes como *cross-linked resins* (20, 25).

## PROCESSAMENTO / POLIMERIZAÇÃO

As técnicas de processamento de dentaduras consistem basicamente na confecção de placas-base em modelos de gesso obtidos a partir da impressão dos maxilares desdentados que servem de suporte para a colocação dos dentes por meio de cera de modelar. O modelo com a placa-base e os dentes posicionados são incluídos num material de revestimento, habitualmente gesso Paris (hidrocolóide no caso das resinas fluidas), na metade inferior de uma mufla cujo tipo varia de acordo com a técnica de polimerização utilizada. Após a inclusão, as duas metades da mufla são abertas e a cera e a placa-base são removidas. O espaço moldado correspondente é preenchido com o material da base que depois de conformado, é polimerizado ligando-se aos dentes. Terminada a polimerização, a mufla é aberta e a prótese removida e acabada antes de ser colocada na boca do paciente (26).

Como a maior parte das dentaduras são confeccionadas em resina acrílica fornecida sob a forma de pó e líquido, vamos analisar as técnicas de processamento em que se utiliza este tipo de resina.

## PREPARAÇÃO DO MOLDE

Como se referiu atrás, o modelo de gesso com a placa-base e os dentes é incluído num meio de revestimento, geralmente gesso Paris,

na parte inferior de uma mufla metálica. Após a presa, o material de revestimento é isolado com um agente (e.g.: alginato de sódio) para impedir que o gesso vertido na parte superior da mufla adira ao da parte inferior. Após o isolamento, a parte superior da mufla é rigorosamente adaptada à parte inferior, preenchida com o mesmo material de revestimento e sobre ela é colocada a tampa. Depois de cheia e durante a presa do gesso, a mufla deve ser submetida a uma ligeira pressão numa prensa para impedir que a expansão do gesso separe as duas partes. Uma vez endurecido o gesso da metade superior, a mufla é colocada em água a ferver durante 5 minutos para amolecer a cera e a placa-base. Em seguida é aberta, isto é, as duas metades são separadas, ficando os dentes na metade superior. A cera e a placa-base são retiradas do modelo. Qualquer cera residual é removida vertendo água a ferver (contendo uma pequena quantidade de detergente) sobre as superfícies do modelo e do gesso de inclusão (26, 31).

Se nesta altura unirmos as duas metades, no interior da mufla onde antes havia uma placa-base e cera existe agora um espaço que podemos designar de “molde” ou “câmara de polimerização”.

## ISOLAMENTO

Durante o processamento, a resina deve ser isolada do gesso que envolve o espaço do molde por duas razões: não deve passar água do gesso para a resina para não afectar a sua polimerização e as suas propriedades; o monómero livre ou o polímero dissolvido não devem penetrar no gesso, para evitar que após a polimerização seja virtualmente impossível separar a resina do gesso de revestimento. Os agentes isolantes mais utilizados são alginatos hidrossolúveis, que em contacto com a superfície do gesso produzem uma fina camada de alginato de cálcio, insolúvel em água e solventes orgânicos.

O isolante deve ser aplicado sobre o gesso absolutamente limpo, em camada fina contínua e uniforme, quando a temperatura da

mufla for tal que se possa manusear confortavelmente e sem tocar nos dentes artificiais (26, 31).

## PREPARAÇÃO DA MASSA ACRÍLICA

A relação polímero/monómero tem bastante influência na estrutura final da resina. Com uma maior percentagem de pó diminui o tempo de presa e a contracção da resina também é menor. Contudo, a quantidade de monómero tem que ser suficiente para molhar cada partícula de polímero. As proporções aproximadas de polímero/monómero são, geralmente, de 3/1 em volume (26), na condição do pó estar solto de maneira a haver uma distribuição uniforme dos diferentes tamanhos de partículas do polímero. A mistura deve ser feita vertendo a quantidade de líquido apropriada num recipiente de vidro limpo e seco, seguida da lenta adição da quantidade de pó correspondente, permitindo que cada partícula de pó seja molhada pelo monómero. Depois de bem misturada, esta massa deve ficar em repouso com uma tampa no recipiente para evitar a evaporação do monómero (20).

A interacção física do pó com o líquido passa por quatro fases (26):

1. O polímero mistura-se gradualmente com o monómero (embebição das partículas pelo monómero) até formar uma massa incoerente mais ou menos fluida de consistência arenosa (*sandy consistency*).

2. O monómero difunde-se no polímero, ficando parte em solução e parte disperso no polímero - formação das primeiras ligações entre as camadas exteriores dos grânulos intumescidos. Esta fase é caracterizada por uma certa viscosidade e adesividade da mistura - consistência filamentosa (*sticky mass*).

3. À medida que o monómero se difunde no polímero, a mistura fica mais saturada com polímero e a massa mais macia e menos pegajosa, deixando de aderir às paredes do recipiente. Consiste numa suspensão de partículas de polímero numa matriz plástica constituída por monómero e polímero dissolvido. É a fase de pasta ou gel (*dough stage*), pronta a ser

conformada na mufla. A difusão do monómero e do *cross-linker* no interior das partículas resulta numa distribuição mais homogénea das tensões e na formação de uma rede tridimensional resistente dentro do polímero amorfo designada por *interpenetrating polymer network* (IPN) (7). O tempo em que o material permanece na forma de gel corresponde ao tempo de trabalho.

4. O monómero aparentemente desaparece, por evaporação ou pela continuação da difusão no polímero e a massa torna-se mais coesa adquirindo a consistência da borracha. Nesta fase, já não está completamente plástica nem pode ser moldada pelas técnicas laboratoriais.

O tempo necessário para atingir a gelificação depende da solubilidade das partículas do polímero no monómero. Pode ser diminuído pelo calor (banho-maria) que nunca deve ultrapassar os 55°C (acima desta temperatura pode iniciar-se a polimerização).

## CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO

Uma vez atingida a fase de gelificação, remove-se a massa acrílica do recipiente e coloca-se em excesso na metade superior da mufla conformando-a grosseiramente ao molde. Sobre a resina coloca-se uma folha de polietileno, fecha-se a mufla com a outra metade e submete-se a uma primeira prensagem, ligeira e suave, que expulsa o excesso de acrílico (*flash*). Abre-se a mufla, removem-se os excessos e, depois de fechada, procede-se a nova prensagem. Quando já não houver excessos, a resina exhibe uma superfície brilhante. Nesta altura o acrílico está pronto a ser polimerizado. Uma vez fechada a mufla, já sem a folha de polietileno, a pressão obriga a massa acrílica a preencher todos os espaços do molde e impede que as alterações dimensionais inerentes à polimerização ultrapassem os seus limites (20, 26, 31).

## CONFORMAÇÃO POR INJECCÃO

Desde 1875 que estão descritos aparelhos de

injecção, mas todos falharam porque se limitavam a preencher o molde. É fundamental que o molde seja hermético, a resina do reservatório esteja a uma temperatura muito inferior à da mufla e que o injector esteja ligado a um sistema de pressão. O processo de injecção contínua da resina foi introduzido por Pryor (29) em 1942, como tentativa de reduzir a contracção de polimerização. A injecção contínua produz uma pressão hidráulica dentro do molde fechado, compensando com o aporte de mais material a contracção de polimerização. Nos anos 70 a casa Ivoclar (*Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein*) desenvolveu uma técnica de injecção sob pressão contínua (*SR - Ivocap*) (39). Este sistema reclama para si uma diminuição dos erros de processamento e um aumento da densidade da resina graças à polimerização por camadas e à ausência de *flash*. A resina é fornecida em cápsulas em que o pó e o líquido estão pré-doseados. Após a trituração mecânica, que em princípio garante uma mistura mais homogénea, a resina é injectada na mufla debaixo de pressão contínua de 6 bar durante todo o tempo da polimerização. A câmara de polimerização é preenchida, injectando a resina sob pressão através de um canal de alimentação que comunica com um orifício existente na mufla. A este orifício é acoplado um injector que força a entrada da resina no espaço do molde antes da polimerização (20, 26).

No caso do poliestireno, a resina é previamente amolecida pelo aquecimento e injectada ainda quente. O poli(metacrilato de metilo) é injectado imediatamente após a mistura mecânica num vibrador. Em qualquer dos casos, a mufla e a resina são mantidas sob pressão até ao endurecimento.

As vantagens do método da injecção sobre o método da compressão têm a ver com a pressão (que pode ser controlada), a eliminação das prensagens repetidas, a maior certeza no preenchimento do molde e ausência de excessos (13, 16).

## POLIMERIZAÇÃO

A reacção de polimerização começa com a

activação do iniciador (e.g.: peróxido de benzoílo) e pode ser levada a cabo por acção do calor (condutibilidade térmica ou aquecimento dieléctrico), por acção de outro composto químico ou por acção da luz (8, 21, 25, 43).

1 - Calor: acima dos 65° C o peróxido de benzoílo decompõe-se, levando à formação de dois radicais livres, de acordo com a equação:  $2C_6H_5COO-OOCH_2C_6 \rightarrow 2(C_6H_5COO\cdot) \rightarrow 2(C_6H_5\cdot) + 2CO_2$

2 - Composto químico: os activadores habitualmente usados com o iniciador peróxido são aminas terciárias aromáticas (e.g.: N,N dimetil-p-toluidina). A reacção da amina existente no líquido com o peróxido existente no pó leva à formação de radicais livres. O uso de um activador químico permite que a reacção ocorra a baixas temperaturas.

3. Luz: é um sistema alternativo de activação que envolve a decomposição de um iniciador sensível à radiação. Certas acetonas (e.g.: a dicetona canforoquinona), quando expostas à radiação do espectro da luz visível e na presença de uma amina terciária alifática, são capazes de formar radicais livres que podem iniciar a polimerização.

## POLIMERIZAÇÃO PELO CALOR OU TERMO-POLIMERIZAÇÃO

Embora o aquecimento por condutibilidade térmica, necessário à polimerização, possa ser feito por diversos meios (vapor de água, forno de ar seco, placas eléctricas aplicadas à mufla sob pressão) (24), o processo mais utilizado consiste na colocação das muflas em banho-maria com controlo de temperatura durante um determinado tempo (37). Em função do(s) tempo(s) e da(s) temperatura(s) seleccionados podem existir vários ciclos de polimerização. Antes da sua escolha deve ter-se em conta alguns factores condicionantes:

- o peróxido de benzoílo decompõe-se facilmente em radicais livres a partir de 65° C;
- a reacção de polimerização é exotérmica;
- o calor gerado pela reacção exotérmica depende do volume do acrílico e da possibilidade de dissipação desse calor;

- o ponto de ebulição do monómero é de 100,3° C, o que significa que acima desta temperatura o monómero evapora;

- para se produzir um polímero de elevado peso molecular é importante que o grau de conversão de monómero em polímero seja elevado.

Uma resina de baixo peso molecular, com uma percentagem exagerada de monómero residual, tem fracas propriedades mecânicas e pode ser irritante para os tecidos. Uma elevação muito rápida da temperatura produz um grande número de radicais (avalanche de radicais) e muitas cadeias de polímeros em crescimento simultâneo. Estas cadeias colidem com outros radicais e com outras cadeias, levando a um aumento de ramificações e *crosslinking* do polímero intersticiais, o que reduz a resistência (7). Tendo em conta estes factos, os fornecedores habitualmente recomendam, para os materiais que comercializam, os ciclos de polimerização que consideram mais apropriados.

Há muitas variações para o chamado ciclo de polimerização, em que os princípios básicos são os mesmos:

- mergulhar a mufla em banho-maria de 70° C durante 7 a 9 h, seguida de 3 h a 100° C. A maior parte da conversão do monómero em polímero ocorre na primeira fase, durante a qual, devido à reacção exotérmica da polimerização, a temperatura da massa acrílica pode atingir os 100° C. As 3 horas finais a 100° C destinam-se a assegurar a conversão quase completa do monómero nas áreas mais finas da base da dentadura, onde não se faz sentir o efeito da elevação da temperatura devida à reacção exotérmica (20);

- imersão da mufla directamente em banho-maria a 65° C por 90 minutos para polimerizar as áreas mais espessas da dentadura seguida de uma fervura de 60 minutos para a polimerização das áreas mais finas (26);

- um ciclo longo de 9 horas a 74° C sem ebulição terminal também é universalmente aceite (26);

- mergulhar a mufla em água fria, que gradualmente (uma hora) aquece até à ebulição, permanece nesta temperatura durante mais uma hora e depois arrefece lentamente (20).

- poucos fabricantes recomendam que a mufla seja mergulhada directamente em água a ferver. Se a esta temperatura (100° C) associarmos o calor da reacção exotérmica, a massa acrílica pode atingir rapidamente temperaturas da ordem dos 150° C, que conduzem ao aparecimento de porosidade (20). Apesar desta aparente evidência, há resinas especialmente formuladas para a polimerização rápida, por exemplo 20 a 25 minutos em água a ferver. São as chamadas resina de polimerização rápida (*fast boilable*) (28).

Há mais que uma possibilidade para o chamado ciclo de polimerização, mas o princípio básico é o mesmo. Teoricamente, deveria polimerizar-se uma prótese em banho-maria de 65° a 70° C por um tempo suficientemente longo (48 horas) para conseguir um grau de polimerização uniforme em toda a prótese (26). Com polimerizações prolongadas, produzem-se menos ramificações e ligações cruzadas, o peso molecular médio é maior porque há menos cadeias a crescer simultaneamente, o monómero residual é menor porque há um acesso mais fácil do monómero aos radicais livres e os agentes de ligação (*crosslinking agents*) também ficam mais completamente polimerizados. Tudo isto resulta em bases mais rígidas e resistentes, com valores mais baixos de deformação. As alterações dimensionais que ocorrem quando o monómero é polimerizado podem ser compensadas mantendo a massa acrílica sob pressão (7).

Tendo em conta os factores condicionantes da polimerização e a formulação da resina, não é difícil escolher o ciclo que proporcione os melhores resultados.

## ARREFECIMENTO

O arrefecimento deve ser lento. Se a mufla é colocada directamente em água fria, pode haver deformação da prótese devida à diferença dos coeficientes de contracção térmica da resina e do gesso. O ideal é que o arrefecimento se faça durante a noite. No entanto, o arrefecimento durante 30 minutos à temperatura ambiente, seguidos de 15 minutos em água

fria, é considerado satisfatório (26).

Actualmente, quase todas as próteses completas são confeccionadas com o poli(metacrilato de metilo) polimerizado pela técnica anterior. Apesar dos resultados satisfatórios conseguidos, desde os anos 40 que os investigadores procuram outros métodos de processamento que tragam vantagens acrescidas - maior facilidade e rapidez de manipulação, melhores propriedades da resina polimerizada, nomeadamente diminuição da porosidade, diminuição do monómero residual, maior peso molecular médio e melhor adaptação (1).

## POLIMERIZAÇÃO POR MICRO-ONDAS

As micro-ondas são ondas electromagnéticas geradas por um *magnetron* com uma frequência que se estende desde 100 a 300.000 megaciclos por segundo (MHz), espectro das micro-ondas. Corresponde a comprimentos de onda entre 1 mm e 30 cm (12 cm no caso dos fornos domésticos). São comprimentos de onda maiores (menor energia) que os dos raios infravermelhos e mas mais curtos que os da rádio e TV (1). Os fornos de cozinha, cujas características gerais são semelhantes aos utilizados para a polimerização da resina, produzem micro-ondas de 2450 Hz, o que significa que é gerado um campo electrostático que muda de direcção 2450 vezes por segundo.

Apesar da frequência ser constante, a potência pode ser controlada regulando o tempo durante o qual há emissão das micro-ondas através da unidade de controlo. O motor funciona por ciclos de 30 segundos. Quando seleccionamos a potência máxima há produção de micro-ondas pelo magnetron, as quais alimentam o forno durante os 30 segundos. Quando seleccionamos potências menores, apenas durante uma parte do ciclo de 30 segundos há produção de micro-ondas (1).

As micro-ondas produzidas podem ser absorvidas, reflectidas ou transmitidas de acordo com os materiais presentes. As paredes interiores do forno são metálicas e por isso reflectem as micro-ondas. As resinas acrílicas para bases de dentaduras são "transparentes" à energia

das micro-ondas (6). Todos os materiais passíveis de serem aquecidos por micro-ondas têm moléculas polarizadas. Um dos extremos da molécula tem uma carga ligeiramente positiva e o outro uma carga ligeiramente negativa. Num campo electrostático que muda de direcção 2450 vezes por segundo, as moléculas polarizadas são obrigadas a movimentos polares bruscos, gerando calor por fricção (1). As moléculas de metacrilato de metilo são orientáveis nesse campo electromagnético e sujeitas a numerosas colisões intermoleculares que provocam o aquecimento rápido (11). A energia das micro-ondas é absorvida e instantaneamente transformada em calor (calor dieléctrico), que aquece a substância interna e externamente de modo igual e eleva a temperatura muito mais rapidamente (44). Além da rapidez, outra característica do aquecimento pelas micro-ondas é que o calor produzido é gerado dentro do material propriamente dito (1). O aquecimento por micro-ondas é independente da condutibilidade térmica. Os materiais dieléctricos (isolantes) aquecem rapidamente pela acção das micro-ondas (17).

Foram estas características que entusiasmaram os investigadores à utilização do calor gerado por micro-ondas para a polimerização da resina para bases de próteses. A temperatura à qual a resina começa sua polimerização é atingida muito mais rapidamente com micro-ondas (1,5 min) do que em banho-maria de 65° C (20 a 30 min). Além de ser mais rápido e mais limpo, o processamento por micro-ondas exige menos equipamento (18, 26, 34).

As micro-ondas actuam somente no monómero da resina que reage como um dipolo e aquece rapidamente (30 cm<sup>3</sup> fervem em 3,5 minutos num micro-ondas regulado a 600W de potência). O polímero não aquece, o que não impede a mistura acrílica de polimerizar (3 g de mistura acrílica começam a polimerização aos 4 minutos e estão completamente polimerizados aos 8 minutos) (11).

Teoricamente, se o calor necessário para cindir a molécula do peróxido de benzoílo em radicais livres puder ser gerado dentro da resina, a temperatura fora da mufla pode permanecer baixa. O calor da polimerização pode dis-

sipar-se mais eficazmente e a polimerização pode ser mais rápida sem risco de porosidade. Pode também eliminar-se o tempo necessário para que o calor exterior, depois de atravessar a mufla, o revestimento e o modelo de gesso, chegue ao interior da resina <sup>(11)</sup>. À medida que a polimerização progride, o monómero vai diminuindo. A mesma quantidade de energia é absorvida por cada vez menos monómero, tornando as moléculas mais activas. Isto é importante porque é uma forma de auto-regulação que conduz à polimerização completa da resina. No método convencional, as moléculas de monómero movem-se passivamente por choques térmicos que recebem de outras moléculas e os seus movimentos são apenas uma consequência do calor exterior. Com as micro-ondas, as moléculas de monómero são positivamente movimentadas pelo campo electro-magnético de alta frequência e o calor produzido é somente a consequência da sua movimentação <sup>(11)</sup>.

Segundo De Clerck <sup>(11)</sup>, as micro-ondas não aquecem automaticamente o monómero à temperatura correcta. A temperatura de ebulição (100, 3°C) é facilmente ultrapassada durante o tempo da polimerização, com as consequências negativas já referidas. Por isso, a temperatura e o tempo têm que ser controlados rigorosamente. Um excesso de potência ou tempo descontrolado podem causar porosidade na resina. Esta regulação do tempo/potência pode conseguir-se por um micro-processador montado num circuito de retro-alimentação - recebe informação de sensor de temperatura colocado no gesso de revestimento e dá informação para o *magnetron* e para o distribuidor do micro-ondas. A regulação patenteada por este autor é complicada para a utilização quotidiana e não faz parte dos fornos de micro-ondas utilizados para polimerização das resinas. Se não se utilizar este equipamento sofisticado, é muito difícil controlar o aumento da temperatura do acrílico provocado pela reacção exotérmica de polimerização <sup>(1)</sup>. Por isso, alguns autores <sup>(27)</sup> consideram muito mais provável o aparecimento de porosidade especialmente nas áreas de maior espessura de acrílico, como são as zonas de implantação dos dentes. Devemos

escolher a melhor relação tempo/potência e ter em atenção que o volume do gesso de revestimento, a quantidade de água contida no gesso, a relação pó/líquido da resina, a condutibilidade térmica da mufla, a translucência do material da mufla às micro-ondas (utilizar muflas de material apropriado) são factores condicionantes da qualidade final da resina <sup>(11)</sup>.

As técnicas de inclusão em mufla do modelo com a dentadura, a eliminação da placa-base e da cera, o isolamento, a preparação da massa acrílica, a conformação da resina na câmara de polimerização e a prensagem são iguais às descritas anteriormente. Há apenas uma diferença no modo como a mufla é mantida fechada sob pressão durante a polimerização. As muflas de plástico para polimerização em micro-ondas são dotadas de parafusos que impedem a separação das duas partes, eventualmente provocada pela expansão dos materiais.

Uma das primeira referências à utilização de micro-ondas para polimerização de material de base de dentaduras deve-se a Masamishi Nishi <sup>(22)</sup>, que em 1968 publicou um artigo onde descreve os materiais e a técnica utilizados para levar a cabo a polimerização do poli(metacrilato de metilo). Segundo Nishi, a polimerização por micro-ondas tinha três vantagens: poupava tempo, prevenia o aparecimento de porosidade interna das resinas e aumentava o grau de polimerização, isto porque o calor dieléctrico proporciona um aquecimento imediato, rápido e uniforme da resina.

De acordo com estudos de polimerização feitos por Kimura, em 1983 <sup>(17)</sup> e 1984 <sup>(18)</sup>, a polimerização por micro-ondas tinha algumas vantagens: tempo reduzido, menos equipamento incómodo, método de processamento mais limpo e outras mencionadas mas não confirmadas, como tempó de gelificação encurtado, massa acrílica mais homogénea e melhor adaptação da base ao modelo.

Segundo outros autores <sup>(1, 19, 30)</sup>, as propriedades mecânicas (dureza, resistência à flexão transversal e porosidade da resina) são semelhantes para a polimerização em banho-maria e por micro-ondas.

Apesar da maior parte das propriedades físicas da resina acrílica polimerizada por micro-

ondas se mostrar satisfatória quando comparada com o método de processamento tradicional, a presença de porosidade severa ou moderada e a polimerização insuficiente eram dois problemas com que este método de polimerização se debatia. Por isso, o uso de micro-ondas não foi imediatamente aceite (4).

Em 1989 foram introduzidas resinas com formulação específica para micro-ondas. O monómero (micro-líquido) é especialmente preparado, mas a fórmula não é revelada pelos fabricantes. Provavelmente contém trietileno ou tetraetilenoglicol que são dimetacrilatos com um grupo reactivo em cada extremo. Os dimetacrilatos têm uma pressão de vapor baixa mesmo entre os 100 e 150° C, o que pode permitir a polimerização a temperaturas mais elevadas sem perigo de porosidade. O monómero metacrilato de metilo tem uma pressão de vapor elevada, que faz com que volatilize a temperaturas acima dos 100,3°C levando facilmente ao aparecimento de poros (4).

Estudos de Bafile (4) e Alkhatib (2) mostraram a superioridade das resinas especialmente formuladas para micro-ondas no que respeita à porosidade e a algumas propriedades mecânicas.

### **POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA (AUTO-POLIMERIZAÇÃO) - CONFORMAÇÃO POR COMPRESSÃO.**

Na polimerização química, em vez do calor, utiliza-se um composto químico para activar o iniciador, de modo que a polimerização ocorre à temperatura ambiente. O líquido contém normalmente uma pequena quantidade de uma amina terciária aromática, por exemplo N,N-dimetil-p-toluidina. Quando o líquido e o pó são misturados, formam-se radicais livres a partir do peróxido de benzoílo (pela sua reacção com a amina), tendo início a polimerização (26).

A técnica usada para o processamento de dentaduras de resina activada quimicamente, quando a conformação é feita por compressão, é essencialmente a mesma descrita para as resinas termo-polimerizadas. A inclusão do mo-

delo com a dentadura em mufla, a eliminação da placa-base e da cera, o isolamento, a preparação da massa acrílica, a conformação da resina na câmara de polimerização e a prensagem são semelhantes. Contudo, o tempo de trabalho é muito mais curto, dado que a polimerização começa logo que se faz a mistura (quando a amina terciária e o peróxido de benzoílo entram em contacto). Um período de iniciação relativamente longo é importante para que a conformação e as prensagens se possam fazer antes da resina ultrapassar a fase de gelificação (com a resina auto-polimerizável é difícil fazer mais que duas prensagens, pelo que não se deve colocar demasiado material). De acordo com a Especificação N° 12 da A D A (3), o tempo de trabalho da massa acrílica deve ser pelo menos de 5 minutos. O arrefecimento do recipiente da mistura pode aumentar o tempo de gelificação.

O tempo permitido para a polimerização, de 20 a 30 minutos após o fecho da mufla, pode revelar-se insuficiente porque a polimerização pode continuar durante horas. O ideal é que a mufla permaneça fechada sob pressão durante 2 a 3 horas ou durante a noite. Com a polimerização há também uma reacção exotérmica que contribui para que as partes mais espessas da dentadura fiquem melhor polimerizadas (35).

O tipo e concentração do activador e iniciador influenciam a velocidade e grau de polimerização. Parece que a concentração máxima útil da amina é de 0.75 % e a do peróxido de 2.0 %. O tamanho das partículas do pó também tem influência - quanto mais pequenas mais rápida é a polimerização (26).

É de esperar que as dentaduras processadas quimicamente sofram menos alterações dimensionais e tenham melhor adaptação, dado que a polimerização à temperatura ambiente ajuda a eliminar muitas das tensões introduzidas pelo calor da termo-polimerização. Por outro lado, o grau de polimerização usando um activador químico não é tão elevado como quando a activação é feita pelo calor. O monómero residual atinge valores da ordem dos 3 a 5 %, dez vezes superiores aos da resina termo-polimerizada (26). A estabilidade da cor da re-

sina auto-polimerizada é inferior à da resina termo-polimerizada devido à oxidação da amina terciária. Esta condição pode ser minimizada com a adição de certos agentes estabilizadores para impedir tal oxidação (26).

Pelo seu tempo de trabalho demasiado curto, pela polimerização incompleta e percentagem elevada de monómero residual, pelas suas propriedades mecânicas inferiores, as resinas activadas quimicamente são pouco usadas na confecção de dentaduras, tendo mais utilização em consertos e reajustes (20).

## POLIMERIZAÇÃO QUÍMICA (AUTO-POLIMERIZAÇÃO) - RESINAS FLUIDAS

Nesta técnica original, o modelo com a dentadura encerada é posicionado e selado numa mufla especial. A seguir a mufla é cheia com um hidrocolóide reversível como material de revestimento. Após a gelificação do hidrocolóide, o modelo com a dentadura é removido e são feitos orifícios e canais de alimentação que ligam o exterior da mufla ao espaço do molde. Depois da eliminação da cera e da placa-base, os dentes e o modelo são recolocados nos seus lugares dentro da mufla que fica fechada. O material é misturado numa consistência fluida e é vertido, através dos canais de alimentação para a câmara de polimerização. Após 4 minutos de repouso, a mufla é colocada numa panela de pressão a 9 kg de ar durante 30 minutos à temperatura ambiente até que a resina polimerize (7, 26, 45). A relação pó-líquido, a quantidade de *crosslinker* e a relação catalizador-acelerador vêm pré-doseadas de fábrica (7).

A esta técnica da resina fluida em moldes de silicone, desenvolvida em 1955 (13), foram atribuídas as vantagens da simplificação da inclusão, desmuflagem e acabamento das dentaduras, dos custos reduzidos, da possibilidade de utilizar o mesmo material nos consertos e reajustes, da menor contracção térmica e melhor adaptação e da menor alteração da dimensão vertical (26, 45). As desvantagens referidas ao sistema são muitas e algumas importantes: inclusão de bolhas de ar se os canais de ali-

mentação estiverem incorrectamente posicionados ou se a resina for muito viscosa, alteração das posições dos dentes (o hidrocolóide não retém os dentes tão bem como o gesso) durante o processamento, com as consequentes alterações oclusais e estéticas, fraca ligação aos dentes de acrílico, exigência de grande habilidade técnica e propriedades mecânicas inferiores (26, 45).

Trudso e col. (40) publicaram em 1980 um estudo clínico, *follow up* de pacientes portadores de dentaduras completas polimerizadas com resina fluida e termopolimerizadas durante 4 anos, no qual comparavam algumas propriedades biológicas e mecânicas, concluindo que não havia queixas importantes relacionadas com o tratamento. Contudo, as dentaduras feitas em resina fluida apresentavam piores propriedades mecânicas, traduzidas em mais descolagem de dentes e fracturas da base e aumento do desgaste das superfícies polidas.

Uma variante desta técnica consiste em usar uma resina fluida que é termo-polimerizada a 45° C, mas sob a dupla influência: 1 - de vácuo, para ajudar a fluir e adaptar a resina exactamente contra a superfície do modelo; 2 - de pressão, para aumentar o grau de conversão do monómero e assegurar a compressão da resina sobre o modelo, diminuindo as tensões subsequentes, dado que a temperatura de polimerização é baixa (20, 37). Este sistema anuncia que a distorção da dentadura é virtualmente eliminada. A utilização desta *hydroflask* para aumentar a pressão atmosférica à volta do molde tem as vantagens de diminuir a porosidade por evaporação do monómero, pelo simples expediente de aumentar o seu ponto de ebulição e de comprimir o ar incluído durante a mistura e, aumentando a densidade, melhorar a resistência da resina depois de polimerizada (7).

## FOTOPOLIMERIZAÇÃO (POLIMERIZAÇÃO POR LUZ)

Ao contrário dos métodos estudados até aqui, o peróxido de benzoílo não faz parte do sistema de fotopolimerização, mas sim uma

dicetona (canforoquinona) e uma amina alifática que quando expostas à luz visível formam radicais livres que podem iniciar a polimerização (8).

Um componente fundamental é a unidade de polimerização que emite uma luz intensa, colimada a partir de lâmpadas de halogénio, concentrada na faixa azul do espectro da luz visível com um comprimento de onda de 400 a 500 nm, que pode polimerizar até seis milímetros de profundidade (12, 23).

O material, descrito como um compósito, é constituído por uma matriz de uretano dime-tacrilato, pequenas quantidades de sílica microfina e monómeros de resina acrílica de elevado peso molecular. A carga orgânica consiste em partículas de resina acrílica de vários tamanhos que se tornam parte integrante da rede polimérica depois da polimerização. Antes da polimerização final é aplicado um isolante para impedir que a polimerização superficial seja inibida pelo ar (23). Também podem ser constituídas por esterres de poli(metacrilato) como o poli(metacrilato de etilo) ou copolímeros de poli(metacrilato de metilo) e poli(metacrilato de etilo). Neste caso o sistema iniciador da polimerização é composto por um peróxido orgânico e um activador fotosensível (15).

A construção de dentaduras por este sistema de polimerização é totalmente diferente dos métodos anteriores. Após o enceramento completo é necessário fazer uma chave (gabarito) em acrílico que registre a posição dos dentes relativamente a três zonas da área periférica do modelo. Esta chave, depois de polimerizada na câmara de luz, é removida com os dentes acoplados, o que é facilitado pelo amolecimento da cera provocado pelo aquecimento das lâmpadas. Entretanto, o gabarito com os dentes e modelo são colocados em água a ferver para remoção de todos os restos de cera. Depois de o isolar (*releasing agent*) adapta-se uma folha de resina ao modelo com os contornos e até aos limites da base definitiva e em seguida polimeriza-se. Aplica-se um adesivo aos colos e superfícies gengivais dos dentes e adapta-se um rolo do mesmo material, que vai fazer a ligação entre os dentes e a base, depois

de se recolocar a chave ou gabarito nas zonas de referência do modelo. Nesta altura temos os dentes reposicionados em relação ao modelo, tal como no enceramento, e unidos à base da prótese pelo rolo de resina que entretanto foi polimerizado. Para completar os contornos da dentadura adiciona-se mais material que é esculpido de um modo semelhante ao utilizado no enceramento das dentaduras. A polimerização final é feita na câmara de luz. Depois deste processamento e da sua remoção do modelo, a dentadura é acabada e polida pelos métodos habituais (9). Como se verifica, neste sistema não há lugar à inclusão em mufla, e a conformação do material é feita manualmente, uma vez que não temos um molde do enceramento final onde a resina possa ser conformada e polimerizada sob pressão. O processo de fixar a posição dos dentes relativamente ao modelo parece ser pouco preciso. Estas são algumas das razões pelas quais este método não é utilizado rotineiramente no fabrico de dentaduras.

Num estudo experimental para comparar a estabilidade dimensional das bases e as alterações das relações oclusais de próteses obturadoras contruídas em três tipos de resina: auto-polimerizada - Repair Material; termopolimerizada - Lucitone 199; e fotopolimerizada - Triad, DaBreo (10) refere um método de processamento para esta resina que contempla a inclusão em mufla. Segundo o autor, as vantagens da utilização de material fotopolimerizado incluem um equipamento laboratorial mínimo, redução do tempo de laboratório e simplificação do processamento da prótese obturadora.

Uma das utilizações deste material é na confecção de placas de registo definitivas com o objectivo de melhorar os registos intermaxilares. Tem algumas vantagens sobre as resinas termo-polimerizadas (38): menor distorção quando sujeitas às temperaturas elevadas da segunda polimerização (devido ao seu maior módulo de elasticidade), maior rapidez e simplicidade técnica. Por outro lado, os defeitos de adaptação são um problema relativamente comum, porque o material não é mantido sob pressão durante a polimerização (o fabricante

recomenda que o material seja adaptado ao modelo manualmente). Outro inconveniente deste processo é o aprisionamento de ar entre a resina e o modelo, o que leva ao aparecimento de bolhas na superfície da base.

Apesar das virtudes referidas apenas o estudo de DaBreo (10) faz referência à construção de dentaduras. O trabalho de Ogle (23) refere-se ao material utilizado em reajustes de prótese e o de Tan (38) à utilização em bases definitivas de próteses completas. Nos livros de materiais dentários e de prostodontia disponíveis, apenas um (9) descreve sumariamente o método de construção de dentaduras completas com resinas fotopolimerizadas. Apesar disso, às resina VLC (*Visible Light Curing*) são atribuídas algumas vantagens: estabilidade dimensional; resistência mecânica; estabilidade de cor; polimerização completa sem compostos residuais, nomeadamente metacrilato de metilo; polimerização parcial na boca; manipulação fácil; tempo de trabalho adaptável às circunstâncias e capacidade de ligação com outras resinas (23), que as tornam particularmente indicadas para o consultório de dentistas que não disponham de apoio laboratorial. As principais utilizações na área da prótese são: concertos, moldeiras individuais, placas de registo, bases definitivas de próteses completas e próteses provisórias (23). Uma aplicação prometedora deste material é em procedimentos intra-orais directos, tal como o reajuste de próteses.

## CONCLUSÃO

Este artigo divulga técnicas de processamento e polimerização de resinas acrílicas que, embora representando apenas parte de todo o processo laboratorial de confecção de próteses removíveis, são da maior importância para a sua qualidade.

O conhecimento de materiais e técnicas de laboratório proporciona ao médico dentista algumas vantagens das quais se destacam:

- a possibilidade de ser um interlocutor activo no diálogo com o técnico laboratorial de prótese dentária;

- a compreensão de certos fracassos relacionados com o comportamento dos materiais ou com a sua utilização inadequada (e. g.: alterações dimensionais que impedem uma boa adaptação, porosidade do material por polimerização insuficiente; descolamento de dentes por ligação deficiente à base);

- a possibilidade de levar a cabo certas tarefas quando não dispõe de apoio (e. g.: concertos, reajustes).

## BIBLIOGRAFIA

1. Al Doori D, Huggett R, Bates JF, Brooks SC - A comparison of denture base acrylic resins polymerized by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. *Dent Mater* 1988; 4: 25 - 32.
2. Alkhatib MB, Goodacre CJ, Swartz ML, Munoz-Viveros CA, Andres CJ - Comparison of microwave polymerized denture base resins. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 249 - 255.
3. American Dental Association. Specification nº 12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc* 1975; 90: 451 - 458.
4. Bafile M, Grase GN, Myers ML, Li EKH - Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 269 - 274.
5. Brauer GM - Dental applications of polymers: a review. *J Am Dent Assoc* 1966; 72: 1151 - 1158.
6. Burns DR, Kazanoglu A, Moon PC, Gunsolley JC - Dimensional stability of acrylic resin materials after microwave sterilization. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 489 - 493.
7. Causton BE - Denture Base Polymers and Liners. In: O'Brein WJ, ed. *Dental Materials: Properties and Selection*. Chicago: Quintessence 1989: 157 - 173.
8. Craig RG - Polymers and polymerization. In: Craig RG, ed. *Restorative Dental Materials 8th ed.* St. Louis: Mosby 1989: 139 - 148.
9. Craig RG - Application of Polymers. In: Craig RG, ed. *Restorative Dental Materials 8th ed.* St. Louis: Mosby 1989: 509 - 559.
10. DaBreo EL, Herman P - A new method of measuring dimensional change. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 718 - 722.
11. De Clerck JP - Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 650 - 658.
12. El Systema Triad™ De Trey - Dentsply: Prospecto comercial.
13. Fairchild JM, Kelly EK - Centrifugal casting process for resin-base dentures. *J Prosthet Dent* 1969; 21: 607 - 612.

14. Grant AA, Atkinson HF - Comparison between dimensional accuracy of dentures produced with pour-type resin and with heat-processed materials. *J Prosthet Dent* 1971; 26: 296 - 301.
15. Hayakawa I, Nagao M, Matsomoto t, Masuhara E - Properties of e new light-polymerized relining material. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 278 - 284.
16. Huggett R, Zissis A, Harrison A, Dennis A -Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 634 - 640.
17. Kimura H, Teraoka F, Ohnishi H, Saito T, Yato M - Applications of microwave to dental technique (part 1). *J Osaka Univ Dent Sch* 1983; 23: 43 - 49.
18. Kimura, H, Teraoka, F, Saito T - Applications of microwave to dental technique (part 2). *J Osaka Univ Dent Sch* 1984; 24: 21 - 29.
19. Levin B, Sanders JL, Reitz PV - The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 381 - 383.
20. McCabe JF - Denture base polymers. In: McCabe JF, ed. *Applied Dental Materials 7th ed.* Oxford: Blackwell Scientific Publications 1990: 87 - 96.
21. McCabe JF - Synthetic polymers. In: McCabe JF, ed. *Applied Dental Materials 7th ed.* Oxford: Blackwell Scientific Publications 1990: 78 - 86.
22. Nishii M - Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dental University* 1968; 2: 23 - 40
23. Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA - A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 497 - 506.
24. Peyton FA - Packing and processing denture base resins. *J Am Dent Assoc* 1950; 40: 528.
25. Phillips RW - Chemistry of the synthetic resins. In: Phillips RW, ed. *Skinner's Science of Dental Materials.* Philadelphia: Saunders 1991: 157 - 176.
26. Phillips RW - Denture base resins: Technical considerations. In: Phillips RW, ed. *Skinner's Science of Dental Materials.* Philadelphia: Saunders 1991: 177 - 203.
27. Polyzois GL, Dahl JE - Bonding of synthetic resin teeth to microwave or heat activated denture base resin. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1993; 2: 41 - 44.
28. Polyzois GL, Karkazis HC, Zissis A, Demetriou PP - Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resin: a comparative study. *J Prosthet Dent* 1987; 57:639 - 647.
29. Pryor WJ - Injection molding of plastics for dentures. *J Am Dent Assoc* 1942; 29: 1400 - 1408.
30. Reitz PV, Sanders JL, Levin B - The curing of denture acrylic resins by microwave energy. *Physical properties.* *Quintessence Int* 1985; 16: 547 - 551.
31. Rudd KD, Morrow RM, Feldmann EE, Espinoza AV, Gorney C - Waxing and processing. In: Morrow RM, Rudd KD, Rhoads JH, eds. *Dental Laboratory Procedures. Volume One - Complete Dentures.* St. Louis: Mosby Company 1986: 276 - 311.
32. Salim S, Sadamori S, Hamada T - The dimensional accuracyof rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 879 - 881.
33. Sanders JL, Levin B, Reitz PV - Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence Int* 1991; 22: 181 - 186.
34. Sanders JL, Levin B, Reitz PV - Porosity in denture acrylic resin cured by microwave energy. *Quintessence Int* 1987; 18: 453 - 456.
35. Skinner EW, Jones PM - Dimensional stability of self-curing denture base resin. *J Am Dent Assoc* 1955; 51: 426 - 431.
36. Sweeney WT, Pffenbarger GC, Beall JR - Acrylic Resins for Dentures. *J Am Dent. Assoc* 1942; 29: 7 - 33
37. Takamata T, Setcos JC - Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 555-562.
38. Tan HK, Brudivik JS, Nocholls JI, Smith DE - Adaptation of a visible light-cured denture base material. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 326 - 331.
39. Trage R - Experience gained with the SR-Ivocap system. *Quintessence Int* 1980; Report 1831: 23 - 28
40. Trudso H, Budtz-Jorgensen E, Bertram U - A four-year follow-up study on processed pour acrylic resins. *Int J Prosthodont* 1992; 5: 367 - 372.
41. Van Noort R - Denture Base Resins. In: Van Noort R, ed. *Introduction to Dental Materials.* London: Times Mirror 1994: 183 - 191.
42. Van Noort R - Elastomeric impression materials. In: Van Noort R. ed. *Introduction to Dental Materials.* London:Times Mirror 1994: 165 - 168.
43. Van Noort R - The struture of polymers. In: Van Noort R, ed. *Introduction to Dental Materials.* London: Times Mirror 1994: 32 - 40
44. Wallace PW, Grase GN, Myers ML, Proskin HM - Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent* 1991; 66: 403 - 408.
45. Winkler S - Denture Base Resins. *Dent Clin North Am* 1984; 28: 287 - 297.
46. Woelfel JB - Processing Complete Dentures. *Dent Clin North Am* 1977; 21: 329 -338.