



# Resina acrílica e bisacrílica

Josete Meira – 2021

## INFORMAÇÕES IMPORTANTES:

- Os termos em azul ao longo do texto estão explicados no glossário, ao final do roteiro.
- Em algumas partes, foram adicionadas informações complementares, que não estão contempladas na videoaula, mas que também são importantes para o aprendizado desse tema.

## Parte 1 – [clique aqui](#) para ver os slides da aula

### 1 Introdução

As primeiras aplicações da resina acrílica na indústria datam de 1933, sendo, portanto, um material já bem conhecido pelos dentistas. Recentemente, surgiu no mercado a resina bisacrílica, que tem substituído a resina acrílica na confecção de provisórios e tem sido também bastante utilizada para confecção de *makeups* (ver item 10.2.3). Embora a química da resina bisacrílica seja mais parecida com as resinas compostas, este material será explorado junto com a resina acrílica devido à afinidade com a indicação.

### 2 Principais indicações e características

A resina acrílica é um material utilizado para vários trabalhos na Odontologia (veja alguns dos exemplos na Figura 1): confecção da base de próteses parciais e totais, [placas miorrelaxantes](#), [moldeiras individuais](#), padrões de fundição, próteses/coroas provisórias (conhecidas como [provisórios](#)), dentes artificiais, reparo de próteses totais, [acrilização](#) de aparelhos ortodônticos e ortopédicos, dentre outros. Esta versatilidade da resina acrílica se deve, entre outros motivos, ao fato de ser: insípida, inodora, não tóxica, não irritante aos tecidos bucais (apesar de algumas pessoas apresentarem alergia ao monômero), insolúvel na saliva, fácil de manipular e de polir, passível de desinfecção; além de apresentar alta estabilidade dimensional, morfológica e de cor e baixo custo.



Figura 1 – Ilustração de alguns dos trabalhos confeccionados com resina acrílica: 1) Provisórios, 2) Prótese total, 3) Prótese parcial removível, 4) Prótese sobre implante, 5) aparelho ortodôntico, 6) aparelho ortopédico, 7) moldeira individual, 8) placa de mordida, 9) padrão de fundição.

### 3 Classificação e composição básica

As resinas acrílicas são fornecidas na forma de pó e líquido (ver composição na Tabela 1), que são misturados para produzir uma massa que pode ser conformada no objeto desejado. As resinas acrílicas podem ser divididas em dois tipos, a depender do modo de ativação da reação de polimerização: **RAAQ** (resina acrílica ativada quimicamente) e **RAAT** (resina acrílica ativada termicamente). A escolha do tipo de resina está diretamente associada à indicação. De modo geral, a RAAT é reservada para trabalhos que exigem maior resistência e longevidade, como as bases de prótese total.

Tabela 1 – Componentes básicos das resinas acrílicas.

Líquido	✓ Monômero - Metacrilato de metila (MMA) ✓ Inibidor - Hidroquinona ✓ Ativador - amina terciária (apenas nas RAAQs)
Pó	✓ Polímero - poli metacrilato de metila ✓ Iniciador - peróxido de benzoíla

O metacrilato de metila (MMA), monômero precursor do BisGMA das resinas compostas, é o constituinte principal do líquido e sua fórmula estrutural está apresentada na Figura 2. Como o MMA apresenta apenas uma ligação dupla de carbono (C=C) por molécula, as cadeias poliméricas formadas por este monômero são necessariamente lineares, o que influencia de modo importante as propriedades do polímero formado. Por ter baixo peso molecular (100 g/mol, sendo mais de quatro vezes menor do que o peso molecular do BisGMA), tem alta contração de polimerização. Por fim, este monômero é um solvente orgânico, com potencial alergênico.

Microesferas de polimetilmetacrilato (PMMA), polimerizadas industrialmente, representam o principal constituinte do pó das resinas acrílicas. As microesferas contêm várias cadeias poliméricas, enoveladas entre si através de ligações secundárias. Estas esferas são solúveis em solvente orgânico, portanto, quando o pó (PMMA) é misturado ao líquido (MMA), ocorre dissolução do pó no líquido, através da quebra das ligações secundárias entre as cadeias poliméricas (ver mais detalhes no item 4.1).

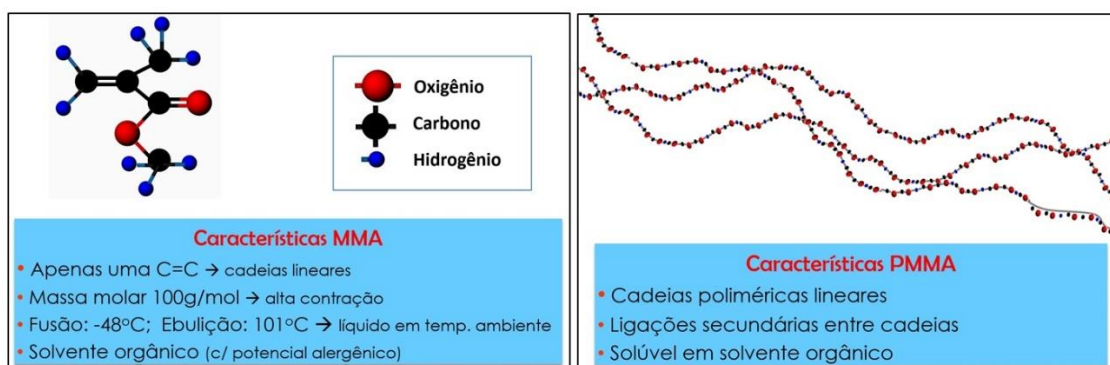


Figura 2 – Lado esquerdo: Metacrilato de metila (MMA). Lado direito: Três cadeias lineares de polimetacrilato de metila (PMMA).

Além do polímero, o pó contém o iniciador da polimerização, o peróxido de benzoíla. No líquido, uma pequena quantidade de hidroquinona (inibidor) também é adicionada para evitar a polimerização espontânea durante o armazenamento. Nas resinas acrílicas ativadas quimicamente, o líquido contém ainda o ativador químico (geralmente uma amina terciária). Finalmente, dependendo do uso a qual se destina, podem ser ainda adicionados outros componentes ao pó ou ao líquido da resina acrílica.

## 4 Reações físicas e químicas

### 4.1 Fases da mistura: reação física de dissolução do polímero no monômero

Quando o pó entra em contato com o monômero líquido, dissolve-se nele lentamente. Durante o período de dissolução, a massa vai adquirindo características específicas que permitem diferenciar quatro estágios conhecidos como “fases da mistura”. Estas fases ocorrem tanto na RAAT quanto na RAAQ, com a diferença de que, neste último, a dissolução do polímero ocorre concomitantemente à polimerização e, por isso, apresentam um tempo mais curto. A Figura 3 apresenta um desenho esquemático de cada uma das fases da mistura.

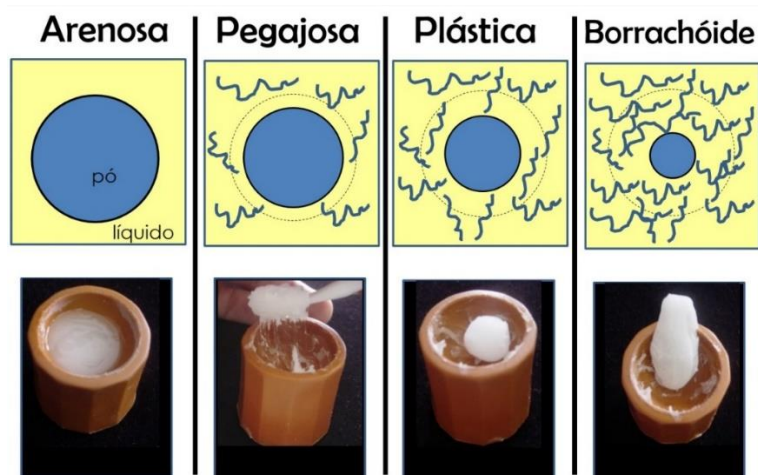


Figura 3 – Fases da mistura: desenho esquemático e fotos da mistura pó/líquido em um pote Dappen.

#### 4.1.1 Arenosa

O monômero envolve completamente as microesferas de polímero. Os espaços vazios entre as partículas de pó ficam preenchidos pelo líquido e o conjunto adquire uma cor mais translúcida. Durante a fase arenosa, pouca ou nenhuma interação ocorre no nível molecular. As esferas de polímero permanecem inalteradas, e a consistência da mistura pode ser descrita como “granulosa” ou “grossa” ou “areia molhada”.

#### 4.1.2 Pegajosa

O monômero ataca as superfícies de microesferas de polímero, quebrando algumas das ligações secundárias entre as várias cadeias poliméricas, fazendo com que as cadeias que estavam localizadas mais na periferia da microesfera fiquem dispersas no monômero líquido. Essas cadeias dispersas aumentam a viscosidade da mistura, determinando a pegajosidade característica desta fase, com a formação de fios que parecem teia de aranha quando o material é manipulado.

#### 4.1.3 Plástica

A proporção de cadeias poliméricas no líquido vai aumentando até que, a partir de certo ponto de saturação de polímero no monômero, o líquido resultante perde pegajosidade. A massa começa a escoar homogeneamente, torna-se manipulável sem aderir nas mãos e se comporta como massa de modelar. Por este motivo, a fase plástica é normalmente escolhida para conformar a resina, pois a massa está pronta para ser trabalhada.

#### 4.1.4 Borrachoide

Nesta fase o monômero é dissipado por evaporação e por penetração adicional nas microesferas de polímeros restantes; as cadeias poliméricas voltam a se entrelaçar entre si através de ligações secundárias. Neste estágio, o escoamento da massa torna-se precário e aparecem já algumas características de recuperação elástica quando deformada; daí o nome borrachoide atribuído à fase.

### 4.2 Fases da polimerização: reação química de união entre monômeros

Enquanto as fases da mistura se referem a um fenômeno físico de dissolução do pó no líquido, as fases de polimerização se referem a reações químicas de união entre monômeros. Para que ocorra a polimerização do MMA, é necessária a interação de três agentes: ativador, iniciador e monômeros. Independentemente do tipo de ativador (químico ou físico), a reação de polimerização da resina acrílica é exotérmica e apresenta as seguintes fases:

#### 4.2.1 Indução

Dois processos controlam o estágio de indução: ativação e iniciação. No primeiro, o ativador químico ou o calor (temperatura igual ou superior a 65°C) quebra a molécula do peróxido de benzoíla em duas partes, formando um (no caso das RAAQs) ou dois radicais livres (no caso das RAATs). O radical livre é uma molécula que contém um átomo com um elétron não pareado na última camada de valência. Embora seja eletricamente neutro, o radical livre é quimicamente instável, pois o átomo com elétron não pareado estará ávido por se ligar a outra molécula.

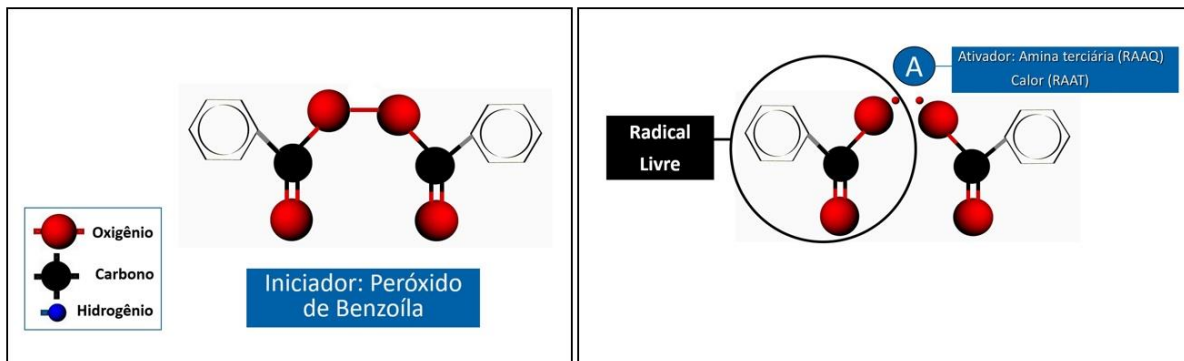


Figura 4 – Processo de clivagem da molécula do peróxido de benzoíla pelo ativador, formando 2 radicais livres.

A iniciação ocorre quando o radical livre se aproxima da dupla ligação de carbono do MMA, quebra a ligação dupla do monômero (ligação covalente do tipo  $\pi$  entre carbonos) e forma uma ligação covalente  $\sigma$  entre o oxigênio do hemiperóxido e o carbono do MMA. Assim, o oxigênio transfere o seu estado de excitação para o carbono, que fica com um elétron não pareado na última camada, e a nova molécula (composta pelo hemiperóxido + MMA) continua sendo um radical livre.

Enquanto a quebra da ligação entre carbonos é um processo endotérmico, que consome energia do sistema, a formação da ligação entre o oxigênio e o carbono é um processo exotérmico, que libera energia na forma de calor. Como a ligação quebrada é do tipo  $\pi$ , que apresenta menor energia de ligação, e a ligação formada é do tipo  $\sigma$ , com maior energia de ligação, o processo exotérmico é o que predomina, especialmente na fase seguinte.

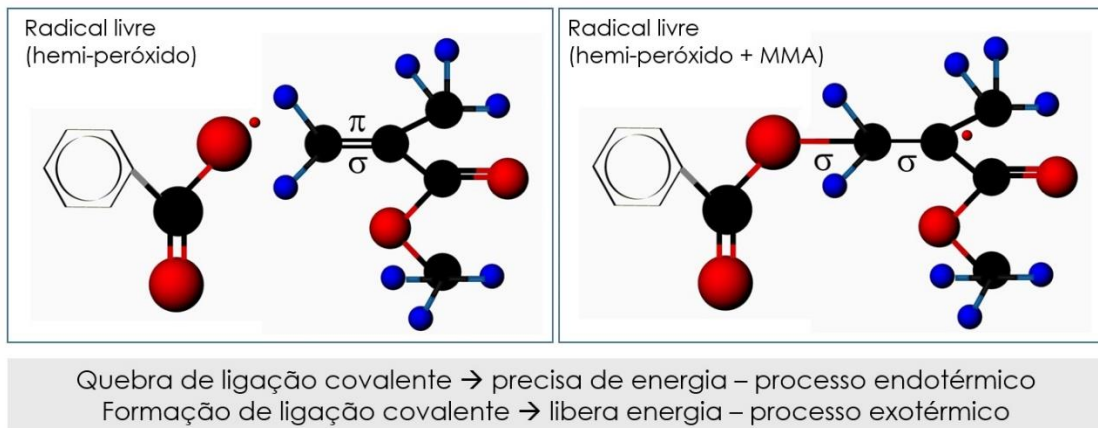


Figura 5 – Iniciação: radical livre se liga ao monômero.

#### 4.2.2 Propagação

Na iniciação forma-se um radical livre que reage, e o produto é um novo radical livre; isto permite que a reação se propague. Quando o novo radical livre se aproxima de outro MMA, ocorre novamente quebra da ligação covalente (do tipo  $\pi$ ) entre carbonos e formação de ligação covalente ( $\sigma$ ) entre um carbono do radical livre e um carbono do novo MMA. Assim, um carbono do novo MMA fica com um elétron não pareado na última camada, e a nova molécula (composta pelo hemiperóxido + 2MMA) continua sendo um radical livre. Desta forma, a cadeia vai crescendo e aumentando seu peso molecular. Esta é a fase em que ocorrem muitas ligações entre monômeros, e conseqüentemente, é a principal responsável pela exotermia característica da reação de polimerização deste material.

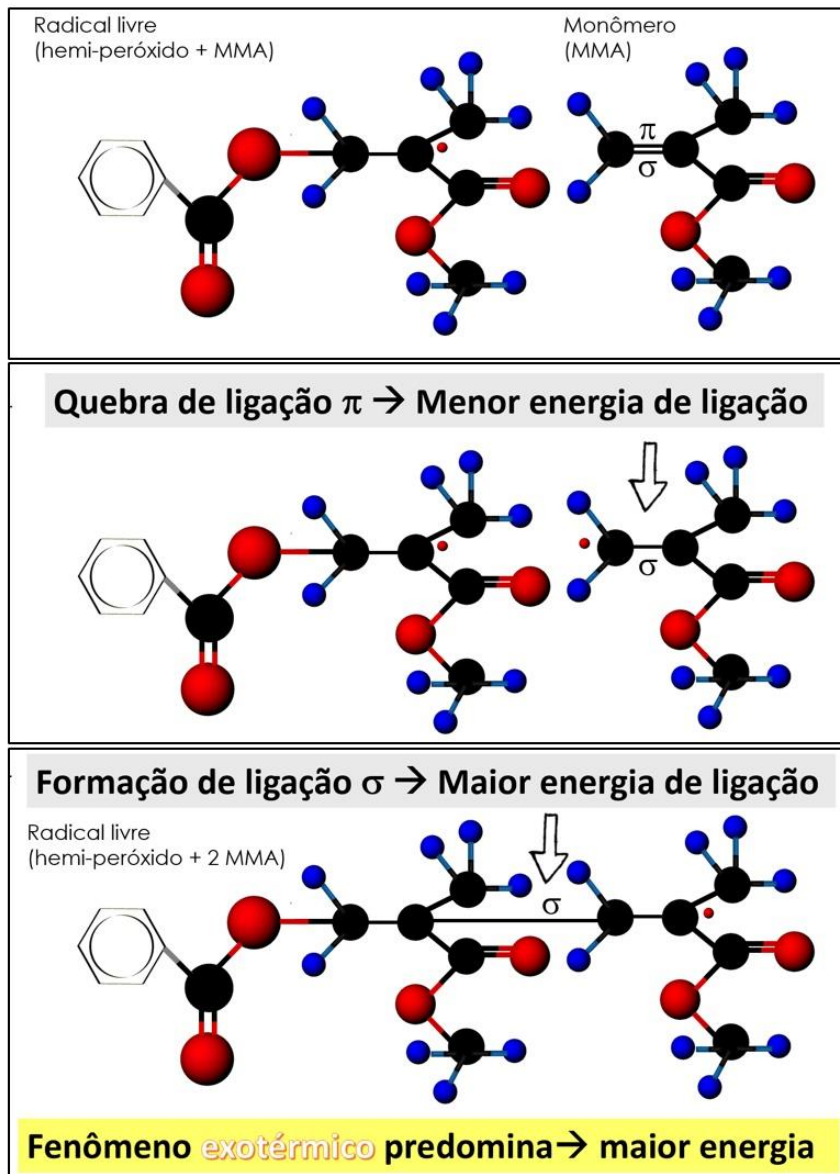


Figura 6 - Fases da polimerização: propagação.

### 4.2.3 Terminação

Existem várias formas de interromper o crescimento de uma cadeia polimérica. Vamos exemplificar duas delas:

- Terminação por acoplamento direto: duas cadeias em crescimento se ligam, preenchendo a valência dos átomos de carbono de ambas, tornando-as quimicamente estáveis. Neste caso, a cadeia não poderá mais crescer, pois não possui mais ligações duplas entre carbonos (C=C).
- Transferência de um átomo de hidrogênio: a cadeia que ganha o átomo de hidrogênio estabiliza o carbono que apresentava elétron desemparelhado e a cadeia que perde o hidrogênio refaz a ligação dupla entre carbonos. Neste tipo de terminação, a segunda cadeia apresenta a possibilidade de voltar a crescer, caso a C=C formada seja quebrada por um radical livre.

## 5 RAAQ x RAAT

### 5.1 Diferenças nas características e propriedades

Enquanto as fases da polimerização correspondem à reação química, com quebra de dupla ligação de carbono e formação de ligações covalentes entre monômeros; as fases da mistura correspondem à reação física de dissolução do polímero em solvente orgânico, com quebra de ligações secundárias entre cadeias poliméricas do pó. Estes processos são independentes entre si e podem ocorrer de forma simultânea ou não, dependendo do tipo de resina.

Nas RAAQs, a polimerização ocorre assim que se mistura o pó ao líquido. Ou seja, ocorre simultaneamente às fases da mistura. Para uma proporção pó/líquido determinada, as fases de mistura são mais curtas neste tipo de resina, pois os novos polímeros formados aceleram o aumento da concentração de polímero no líquido.

Nas RAATs, a polimerização só ocorre quando a resina é levada ao ciclo térmico (ver item **Erro! Fonte de referência não encontrada.**), pois não há polimerização sem ativador. Para uma proporção pó/líquido determinada, as fases da mistura são mais longas, pois o aumento da concentração de polímero no líquido depende exclusivamente da dissolução do pó pelo monômero.

E por ser polimerizada em altas temperaturas, a RAAT apresenta melhores propriedades mecânicas e maior biocompatibilidade. Isto ocorre porque a temperatura alta aumenta a cinética molecular favorecendo um maior grau de conversão e menor proporção de monômeros residuais. Assim, as RAATs acabam tendo vantagens significativas em relação às RAAQs. Além do maior grau de conversão, menor proporção de monômero residual, maior biocompatibilidade e maior resistência mecânica, estas resinas apresentam maior resistência ao desgaste, maior estabilidade de cor e menor sorção de água.

Entretanto, por ser polimerizada em altas temperaturas, o processamento é mais trabalhoso, demorado e, conseqüentemente, mais caro. Portanto, de modo geral, as RAATs são reservadas para trabalhos que exigem maior resistência e longevidade, como as bases de prótese total, de prótese parcial removível, próteses sobre implante e, em alguns casos, para placa de mordida.

### 5.2 Informação complementar (não está na videoaula)

As RAAT apresentam maior grau de conversão por dois motivos: (1) a clivagem do peróxido de benzoíla por calor gera dois radicais livres, enquanto que por ativador químico gera apenas um radical; (2) a reação de polimerização na RAAT ocorre em temperaturas altas, próximas à Tg do material. Assim, as cadeias apresentam maior cinética molecular, ou seja, existe uma maior vibração dos átomos, aumentando a chance de um monômero encontrar uma cadeia em crescimento e se ligar a ela. Como consequência, existe uma menor proporção de monômeros residuais. O maior grau de conversão é o principal responsável pelas melhores propriedades mecânicas e maior biocompatibilidade das RAATs.

No processamento das RAATs, a resina é submetida a alta pressão (o que promove a diminuição ou eliminação de porosidades existentes na massa) e alto confinamento (o que evita a evaporação de monômeros, que deixariam porosidades na massa). Esses fatores também favorecem a resistência mecânica. Entretanto, é possível utilizar estes mesmos mecanismos nas RAAQs, deixando a resina polimerizar sob compressão e confinamento. Existem painéis específicos no mercado para este fim e são utilizadas principalmente para confecção de aparelhos ortodônticos removíveis.

## 6 O ciclo térmico nas RAATs

### 6.1 Passos laboratoriais anteriores ao ciclo térmico

O processamento de uma prótese total envolve vários passos laboratoriais, sendo que um passo crítico no processo é o ciclo térmico, que possibilita a polimerização da RAAT. Os passos laboratoriais anteriores ao ciclo térmico serão apresentados de forma bastante resumida, para que os estudantes tenham uma visão geral do processo.

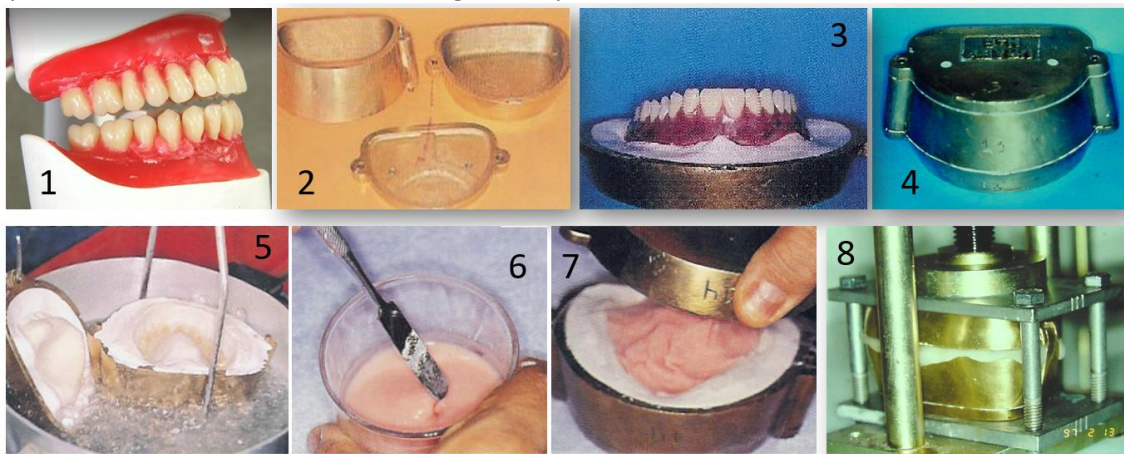


Figura 7 – Imagem para representar os passos laboratoriais da confecção de uma prótese total, prévios ao ciclo térmico: 1) montagem dos dentes, 2) as 3 partes da mufla, 3) inclusão do conjunto modelo-cera-dentes-artificiais na base da mufla, 4) imagem após a segunda etapa de inclusão do conjunto modelo-cera-dentes-artificiais na mufla, 5) eliminação da cera, 6) mistura do pó e líquido da RAAT, 7) inclusão da RAAT na mufla, 8) compressão com prensa.

**Montagem dos dentes:** Os dentes são montados, um por um, em um plano de cera. Algumas linhas de referência traçadas no plano de cera orientam o posicionamento dos dentes.

**Inclusão na mufla:** o conjunto modelo-cera-dentes-artificiais é incluído em uma mufla, utilizando gesso tipo II. O gesso é colocado em dois passos: o primeiro gesso prende o modelo na base da mufla e o segundo preenche o resto da mufla, copiando o enceramento e fixando os dentes artificiais.

**Abertura da mufla e eliminação da cera:** A mufla é aberta e a cera é removida. Os dentes artificiais ficam presos em uma das partes do gesso.

**Inserção de resina acrílica no molde formado:** A resina do tipo RAAT é manipulada misturando 3 partes de pó para uma parte de líquido e no final da fase plástica a massa é inserida no local anteriormente preenchido pela cera. A mufla é fechada e levada a uma prensa hidráulica, com aplicação compressão. Esta compressão é importante por dois motivos: (1) facilita o escoamento da resina, evitando que fique com uma espessura mais grossa do que a desejável; (2) diminui o tamanho das porosidades incluídas na massa da resina, chegando a eliminar algumas delas.

### 6.2 Parâmetros do ciclo térmico

O calor é normalmente aplicado à resina através da imersão da mufla em um banho com água aquecida, utilizando um equipamento específico chamado de polimerizadora, que controla a temperatura da água ao longo do tempo.

Vamos detalhar um exemplo de ciclo, apresentado na Figura 8, cujos parâmetros foram ajustados para obter o máximo de grau de conversão da RAAT e evitar problemas associados à ebulição de monômeros. A água está, no início do ciclo, a 65°C e a temperatura da resina aumenta para alcançar o equilíbrio térmico. Quando a resina atinge a temperatura de 65°C (temperatura de ativação do peróxido), ocorre a clivagem das moléculas do peróxido de



benzoíla, que formam radicais livres (Figura 4). Este processo dá início à polimerização, que é uma reação exotérmica. Assim, a temperatura da resina tende a aumentar uma vez começada a polimerização, pois ela própria se torna fonte de calor. À medida que os monômeros são consumidos na reação, a quantidade de calor gerada diminui, o que promove uma queda na temperatura da resina. Aos 90 minutos, aumenta-se a temperatura da água e, conseqüentemente, a da resina. Dentro de certos limites, o protocolo do ciclo térmico pode sofrer algumas modificações nos tempos e nas temperaturas, dependendo, principalmente, do número de muflas a serem polimerizadas. Entretanto, os ajustes devem ser realizados de modo a garantir o máximo grau de conversão (especialmente nas porções mais finas da prótese) e evitar a incorporação de porosidades por ebulição de monômeros.

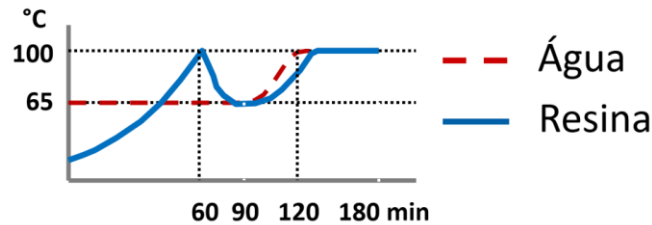


Figura 8 - Gráfico de um protocolo de ciclo térmico utilizado para a polimerização de prótese total.

### 6.2.1 Por que a temperatura deve ser elevada para valores próximos a 100°C ao final do ciclo?

A intenção desta elevação da temperatura da água é garantir um alto grau de conversão e menor proporção de monômeros residuais nas partes mais finas da prótese, onde o calor gerado foi menor.

### 6.2.2 Por que não regular a temperatura em 100°C já no início do ciclo?

No início do processo de polimerização acontece muita liberação de calor, devido à grande quantidade de ligações entre monômero e radical livre. Se a água estivesse a 100°C, a temperatura da resina atingiria valores acima de 100,7°C, que corresponde à temperatura de ebulição do monômero. A ebulição do monômero levaria a porosidades internas da resina da base da prótese total, especialmente nas porções mais grossas, onde a exotermia é maior.



Figura 9 – Porosidade em uma região grossa da prótese total, provavelmente decorrente da ebulição de monômeros por erro no ajuste dos parâmetros do ciclo térmico. Foto retirada do site do Prof. Osmar Castro.

Quando a temperatura é elevada a 100 °C em uma etapa mais adiantada do ciclo não há risco de ebulição do monômero, pois o número ligações sendo formadas é pequeno, e, conseqüentemente a quantidade de energia liberada não altera de forma significativa a temperatura do material.

Vale destacar que ebulição é diferente de evaporação. A evaporação ocorre à temperatura ambiente, de forma lenta, sem o aparecimento de bolhas ou agitação do líquido. A ebulição ocorre a uma temperatura específica para cada substância (100,7°C no caso do MMA), que pode variar de acordo com a pressão atmosférica local. É uma passagem do líquido para o vapor de forma mais rápida, com agitação e formação de bolhas. A evaporação do monômero residual também deixa porosidade nas próteses, mas não ficam tão concentradas e numerosas como no caso de ebulição.

## **7 Particularidades de composição para indicações específicas**

Para a maioria das indicações, o dentista ou o protético optam pela RAAQ por apresentar maior facilidade de processamento. Entretanto, quando a resina é utilizada para base de prótese total, de prótese removível ou de prótese sobre implante, é necessário utilizar RAAT, por apresentar melhores propriedades mecânicas e melhor biocompatibilidade (ver item 6).

- Resina para aparelhos ortodônticos e ortopédicos: muitas marcas adicionam pigmentos diferentes nas resinas acrílicas para ortodontia. A possibilidade de escolher a cor do aparelho é um elemento de motivação utilizado pelos ortodontistas no tratamento de crianças.
- Resina para provisório: são adicionados pigmentos para que a resina fique com cor mais semelhante à dos dentes. Atualmente muitos dentistas têm utilizado a resina bisacrílica para provisório de dentes anteriores. Outra opção atualmente disponível é confeccionar o provisório com o sistema CAD-CAM.
- Resina para padrão de fundição: são realizados ajustes na granulometria do pó para obter maior grau de compactação. Conseqüentemente, demandam uma proporção menor de líquido e apresentam menor contração de polimerização. Hoje é possível confeccionar o padrão por CAD-CAM.
- Resina para base de prótese total, de prótese parcial removível e de prótese sobre implante: são adicionados pigmentos para simular gengiva e fibras de nylon para mimetizar capilares sanguíneos. O líquido dos kits de resina acrílica para base de prótese total não apresenta o ativador químico, pois a indicação é que estas peças sejam confeccionadas com RAAT.

## **8 Relação pó/líquido e seus efeitos**

A relação pó/líquido normalmente indicada para as resinas acrílicas é de três partes de pó para uma parte de líquido (3:1). Nesta proporção, a contração de polimerização fica em torno de 7%, enquanto a contração esperada para com a polimerização só do líquido seria de 21%. A relação de 3:1, de modo geral, garante que todo o pó seja molhado pelo líquido e evita excesso de líquido. Para as resinas acrílicas utilizadas para confecção de padrão de fundição, a proporção P/L é maior, pois o pó está mais compactado, graças à melhor distribuição de tamanho das microesferas, necessitando de uma menor proporção de líquido para molhá-lo. Esta menor proporção P/L é o que garante uma menor contração de polimerização destas resinas.

De modo geral, o excesso de líquido deve ser evitado, pois implica, necessariamente, em maior contração de polimerização, que pode comprometer a adaptação da peça. A diminuição da relação pó/líquido promove também aumento no tempo das fases da mistura e na exotermia da reação de polimerização. Para as RAAQs, o excesso de líquido também aumenta o tempo de presa e pode aumentar a proporção de monômeros residuais e, conseqüentemente, diminuir a

biocompatibilidade e a resistência mecânica do material. Para as RAATs, não se espera diminuição na resistência mecânica ou da biocompatibilidade com o excesso de líquido, pois nas condições em que ocorre a polimerização, a proporção de monômero residual não depende da relação P/L (ver item 6). Diferentemente do que ocorre com os outros materiais apresentados em pó e líquido (como cimentos, gesso, amálgama), a matriz formada pela reação de polimerização da resina acrílica é tão ou mais resistente (quando apresenta agente de ligação cruzada) do que as microesferas de polímero.

## **9 Informação complementar: outros fatores que interferem nas propriedades**

### **9.1 Agentes plastificantes**

Os plastificantes são moléculas introduzidas para facilitar a dissolução do polímero no monômero (ação de solvente) ou para que o polímero resultante perca rigidez e fragilidade, adquirindo maior resiliência. Os mais utilizados são os ésteres do ácido ftálico, sebácico ou fosfórico, ou monômeros metacrílicos de cadeia longa, como por exemplo: etil metacrilato, n-butil metacrilato e tridecilmecrilato.

O modo de atuação dos plastificantes para diminuir a rigidez pode estar relacionado com o distanciamento que provocam entre as moléculas de polímero, interferindo na quantidade de ligações intermoleculares estabelecidas. Algumas moléculas plastificantes ficam dispostas entre as cadeias poliméricas, sem estarem ligadas quimicamente a elas por ligações primárias, mas apenas por interações eletrostáticas do tipo Van der Waals. Este mecanismo permite a perda de plastificantes por “lavagem”, com a consequente modificação das propriedades que conferiam ao produto. Tais substâncias são denominadas plastificantes externos.

O agente plastificante pode ainda ser adicionado sob forma de comonômero, interagindo na cadeia do monômero específico da resina e diminuindo a rigidez da cadeia resultante. Neste caso, passa a ser denominado plastificante interno. É o caso da copolimerização do MMA com o butilmetacrilato que proporciona um polímero de cadeia mais longa e flexível. O aumento da concentração de plastificante num polímero diminui sua temperatura de transição vítrea (Tg), capacidade denominada de eficiência do plastificante.

### **9.2 Agentes de ligação cruzada / Estrutura do polímero**

O agente de ligação cruzada possui uma ação antagônica ao plastificante. A presença de ligações cruzadas em um polímero aumenta o seu peso molecular e pode causar um aumento na Tg. Para que uma ligação cruzada por adição possa ocorrer é necessário a presença de alguns monômeros com dois grupos com C=C. Este tipo de monômero recebe o nome particular de “agente de ligação cruzada”. A reação de ligação cruzada resulta em um polímero de estrutura em rede. Se as ligações cruzadas ocorrerem em número suficientemente alto, a rede tridimensional formada poderá ganhar em resistência mecânica e diminuir a solubilidade e sorção de água da resina.

No caso das resinas acrílicas, o agente de ligação cruzada mais comumente utilizado é o etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA). Agentes de ligação cruzada estão frequentemente presentes em dentes artificiais de acrílico e resinas para base de dentaduras, o que aumenta a resistência mecânica, resistência ao desgaste e a estabilidade de cor. O inconveniente dos agentes de ligação cruzada é que, como diminuem a solubilidade do polímero em solventes orgânicos (tais como o monômero de metacrilato), também contribuem com a piora da adesão do polímero com a massa em polimerização (por exemplo: ao fazer o conserto de uma dentadura fraturada ou ao unir o dente de estoque à base de dentadura).

### 9.3 Tamanho da cadeia

Com o aumento do comprimento das cadeias poliméricas, aumenta a probabilidade de existirem ligações polares ao longo delas. Além disso, o aumento do tamanho da cadeia também aumenta a chance de entrelaçamentos. O crescimento do número de sítios de ligações polares ao longo desta cadeia e o aumento de seu entrelaçamento explicam por que os polímeros com alto peso molecular precisam de mais calor para alcançar sua temperatura de transição vítrea ( $T_g$ )<sup>1</sup>. Existem alguns indicadores para avaliar o tamanho da cadeia (Figura 10):

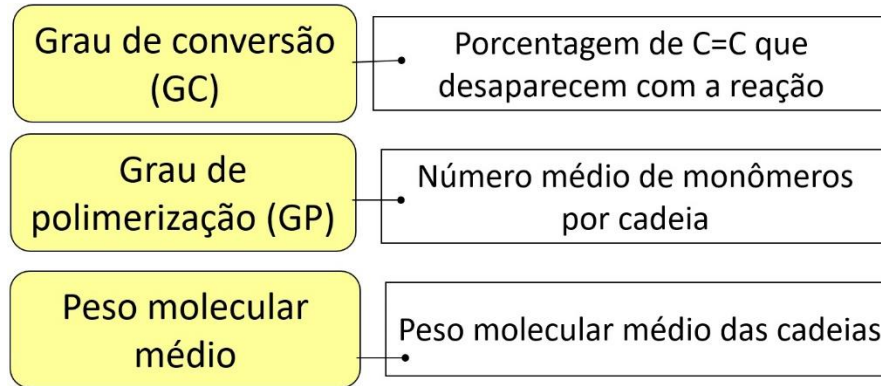


Figura 10 - Indicadores do tamanho da cadeia

**Grau de conversão:** se refere à porcentagem de C=C que desaparecem com a reação de polimerização, ou seja, se refere ao grau de conversão de monômeros em polímeros.

**Grau de polimerização:** Se refere ao número médio de meros por cadeia. Diversos trabalhos têm demonstrado que muitas propriedades físicas e químicas dos polímeros, como dureza, desgaste, resistência à compressão e à tração, resistência à flexão, estabilidade dimensional, solubilidade, reações de descoloração e degradação, dependem do grau de polimerização dos seus componentes.

**Peso molecular médio:** Corresponde à média dos pesos moleculares das diferentes cadeias que compõem o material em análise. O peso molecular de uma cadeia polimérica é igual à soma das massas atômicas de todos os átomos que a constituem. O peso molecular médio diminui notadamente pela presença de poucas moléculas de monômero residual, o que é acompanhado por uma diminuição da  $T_g$  e da resistência mecânica da resina.

A presença de monômero residual na resina acrílica promove diminuição nos três indicadores de tamanho de cadeia. Além disso, age como um plastificador, podendo resultar em uma diminuição da temperatura de transição vítrea da mesma. Maior nível de monômeros residuais após a polimerização pode comprometer tanto a integridade estrutural do material quanto a sua biocompatibilidade com os tecidos orais.

Alto grau de conversão, alto grau de polimerização e alto peso molecular médio promovem aumento da resistência mecânica, da resistência ao desgaste, da biocompatibilidade, da estabilidade de cor e diminuição da sorção de água.

---

<sup>1</sup> Temperatura de transição vítrea é a temperatura abaixo da qual o material apresenta pouca mobilidade atômica, adquirindo rigidez característica do estado sólido.

## 10 Opções recentes que substituem a resina acrílica em algumas indicações

### 10.1 Resina bisacrílica – para confecção de provisórios

A resina foi introduzida no mercado odontológico no final da década de 1990, mas só na última década que seu uso ficou mais difundido no Brasil. A sua apresentação comercial pressupõe o uso com seringas automix, o que aumenta os custos, mas facilita a manipulação e reduz o aprisionamento de ar.

Na técnica da confecção do provisório com a resina bisacrílica, normalmente é utilizado um molde prévio (com elastômero), realizado antes do preparo do dente. Após o preparo protético, o espaço no molde correspondente ao dente de interesse é preenchido com a resina bisacrílica e o molde é reposicionado na boca do paciente, de modo que a bisacrílica possa copiar, simultaneamente, a superfície do preparo protético e a superfície externa do dente antes do preparo (que está copiada no molde). Trata-se de uma técnica de confecção de provisórios relativamente simples e rápida.

#### 10.1.1 Composição

Os principais componentes da resina bisacrílica são os metacrilatos polifuncionais (ou, pelo menos, bifuncionais), como, por exemplo, o UDMA, que é também um monômero utilizado na composição de algumas resinas compostas. A diferença de um metacrilato polifuncional (ou bifuncional) em relação ao metacrilato de metila (que constitui o principal monômero das resinas acrílicas) é o seu número de grupos polimerizáveis e, conseqüentemente, o tipo de rede polimérica. Como o metacrilato de metila apresenta apenas uma ligação dupla entre carbonos, ele só consegue formar um polímero linear. Nesse material, as ligações que existem entre as cadeias poliméricas são ligações secundárias, que são mais facilmente quebradas. Nos metacrilatos polifuncionais, existe mais do que uma dupla ligação de carbono (grupo funcional) por monômero, conseqüentemente é formado um polímero reticulado, que apresenta ligações primárias entre as cadeias poliméricas. Essa diferença de tipo de cadeia polimérica tem uma grande influência sobre as propriedades mecânicas e sobre as propriedades químicas do polímero formado.

Ainda em relação à composição básica, esses materiais apresentam também:

- iniciadores e ativadores de polimerização,
- pigmentos para ficar com a cor semelhante à do dente, é oferecido em diversas cores assim como a resina acrílica para provisório e
- carga inorgânica - normalmente partículas de vidro.

Portanto, a composição e a microestrutura da resina bisacrílica são mais semelhantes às resinas compostas do que às resinas acrílicas (Figura 11).

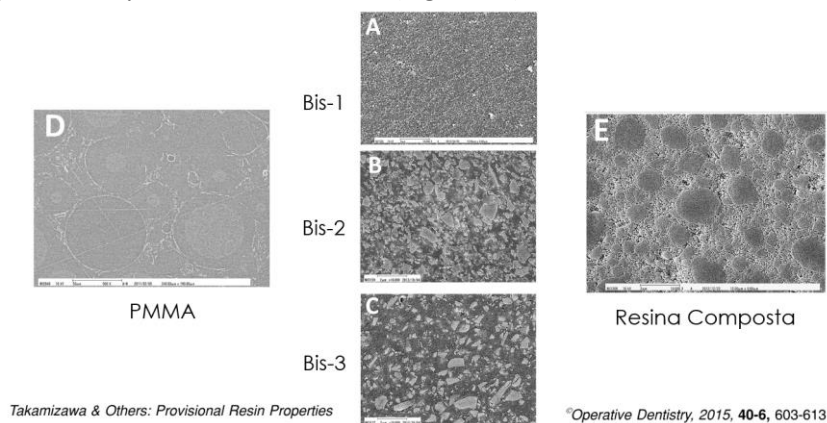


Figura 11 – Microscopia eletrônica de PMMA, Resina bisacrílica e Resina composta.

Pelo tipo de monômero e pela adição de carga inorgânica, a liberação exotérmica é bastante reduzida e a estabilidade da cor é melhorada em comparação com o PMMA. Além disso, apresenta maior facilidade de reparo. Alguns materiais também têm a possibilidade de polimerização dupla.

### 10.1.2 Propriedades/características (em comparação à resina acrílica)

- Maior resistência à flexão - superior à resina acrílica ao polimetacrilato de metila
- Maior resistência ao desgaste
- Maior lisura superficial e brilho
- Maior estabilidade de cor
- Menor solução de água tendo como resultado uma maior estética (um aspecto interessante do ponto de vista clínico é que esse material não deixa o provisório com um odor desagradável que costuma acontecer com as resinas acrílicas).
- Maior custo – que é o grande inconveniente desse material.

### 10.1.3 Informação complementar: confecção de make-up

O termo Mockup significa “modelo” ou “maquete” e consiste em uma “restauração provisória” que ajuda o dentista no planejamento reabilitador no qual a estética e a satisfação do paciente são aspectos fundamentais para o sucesso do tratamento.

O uso dessa estratégia apresenta as seguintes vantagens:

- é possível testar a cor, a forma e o tamanho das restaurações;
- facilitar a comunicação entre o dentista e o paciente;
- diminuir a ansiedade do paciente em relação às expectativas estéticas.

A estratégia normalmente consiste nos seguintes passos:

- **Moldagem inicial e modelo** - O molde inicial deve ser bem fiel. Sobre o molde é confeccionado o modelo de gesso.
- **Enceramento** – As alterações do formato e tamanho dos dentes previstas no tratamento reabilitador são simuladas no modelo de gesso com uso de ceras.
- **Moldagem do enceramento** - Esse modelo encerado será moldado novamente esse segundo molde é utilizado para a confecção do mockup (provisório)
- **Confecção do mockup** – A resina acrílica é colocada no molde e inserida na boca do paciente (de modo semelhante à técnica de confecção de provisório com resina acrílica).

## 10.2 Odontologia digital

Outras opções mais atuais para confecção provisório são baseadas em técnicas são inseridas no conceito de Odontologia digital: CAD-CAM (processo subtrativo) e impressão 3D (processo aditivo). Essas técnicas têm sido utilizadas não apenas para a confecção de provisório, mas também para a confecção de prótese total.

### 10.2.1 Confecção de provisório – CAD-CAM

Atualmente existem vários sistemas que possibilitam a confecção de provisórios pela técnica do CAD-CAM. Podem ser utilizados discos, barras ou blocos de PMMA com agente de ligação cruzada. A presença de agente de ligação cruzada promove um certo grau de reticulação no polímero, o que aumenta um pouco a resistência mecânica e as propriedades químicas do polímero. Os provisórios confeccionados por essa técnica apresentam alta brilho, alta estabilidade de cor e ótima resistência mecânica. A desvantagem em relação à confecção com a resina acrílica convencional é o custo.

### 10.2.2 Confeção de prótese total – CAD-CAM

No processo de confecção da prótese total por CAD-CAM, existe a opção de:

- usinar um bloco/disco para confecção da base da prótese, outro bloco/disco para a confecção da parte dos dentes e depois essas 2 peças são unidas;
- usinar um único bloco/disco, que tem duas cores: uma simula a cor de gengiva e a outra, a cor dos dentes. Nesse caso não há necessidade de união de partes;
- usinar apenas a parte da base e os dentes artificiais são encaixados e colados na base.

### 10.2.3 Confeção de prótese total – Impressão 3D

Uma resina líquida é colocada em uma impressora 3D e nesse processo essa resina vai sendo polimerizada por camada obedecendo aquele formato previamente delineado pelo usuário. Em um sistema disponível no mercado internacional, existe a opção de realizar a impressão tanto da base da prótese quanto dos dentes. Em seguida, base e dentes são colados.

Esses sistemas de impressões 3D estão em rápida evolução. As principais vantagens da confecção da prótese total por impressão 3D em relação à técnica convencional são: a redução no número de sessões e a melhor adaptação e retenção da prótese.

## 11 Glossário

termo	explicação
acrilização	processo a partir do qual um padrão originalmente confeccionado com cera é substituído por resina acrílica, normalmente por uma técnica chamada de cera perdida, na qual a cera é removida para obtenção de um molde no qual a resina é inserida para ser polimerizada no formato desejado.
moldeira individual	moldeira confeccionada para uma arcada ou segmento de arcada específico, de um paciente específico.
placa miorreloxante	O objetivo principal dessas placas é relaxar os músculos elevadores da mandíbula e desprogramar o hábito de ranger ou apertar os dentes. Assim, é indicada pelo dentista para pacientes que apresentam hábitos parafuncionais ou disfunções na ATM. A placa copia a superfície oclusal de uma das arcadas (superior ou inferior) e a superfície oposta é praticamente lisa, facilitando o deslizamento dos dentes antagonistas.
provisório	termo mais coloquial para se referir à restauração provisória indireta (especialmente coroa total). O makeup é um tipo específico de provisório, mas acaba recebendo um termo específico para caracterizar toda a técnica de confecção e os objetivos específicos.

## 12 Referências

- Alkurt, M., Z. Yesil Duymus and M. Gundogdu (2014). "Effect of repair resin type and surface treatment on the repair strength of heat-polymerized denture base resin." J Prosthet Dent 111(1): 71-78.
- Figuroa, R. M. S., B. Conterno, C. A. G. Arrais, C. Y. C. Sugio, V. M. Urban and K. H. Neppelenbroek (2018). "Porosity, water sorption and solubility of denture base acrylic resins polymerized conventionally or in microwave." J Appl Oral Sci 26: e20170383.
- Goncalves, T. S., M. A. Morganti, L. C. Campos, S. M. Rizzato and L. M. Menezes (2006). "Allergy to auto-polymerized acrylic resin in an orthodontic patient." Am J Orthod Dentofacial Orthop 129(3): 431-435.
- Gungor, H., M. Gundogdu, M. Alkurt and Z. Yesil Duymus (2017). "Effect of polymerization cycles on flexural strengths and microhardness of different denture base materials." Dent Mater J 36(2): 168-173.

Kaisarly, D. and M. E. Gezawi (2016). "Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review." *Odontology* 104(3): 257-270.

Morita, K., H. Tsuka, K. Kato and K. Tsuga (2018). "Effect of polymerization temperature on the properties of autopolymerizing resin." *J Prosthet Dent* 119(5): 840-844.

Perea, L., J. P. Matinlinna, M. Tolvanen, F. Mannocci, T. F. Watson and P. K. Vallittu (2015). "Penetration depth of monomer systems into acrylic resin denture teeth used as pontics." *J Prosthet Dent* 113(5): 480-487.

Singh, R. D., R. Gautam, R. Siddhartha, B. P. Singh, P. Chand, V. P. Sharma and S. K. Jurel (2013). "High performance liquid chromatographic determination of residual monomer released from heat-cured acrylic resin. An in vivo study." *J Prosthodont* 22(5): 358-361.

Xediek Consani, R. L., M. Lacerda Vieira, M. Ferraz Mesquita, M. A. Coelho Sinhoreti, R. Danil Guiraldo and M. A. Arruda Nobilo (2012). "Effect of polymerization cycles on the linear dimensional change, hardness and impact strength of denture base acrylic resins." *Minerva Stomatol* 61(6): 273-282.