

# RESINAS ACRÍLICAS DE USO ODONTOLÓGICO À BASE DE POLIMETILMETACRILATO

## ACRYLIC RESINS FOR DENTAL USE BASED POLYMETHYLMETHACRYLATE

DAIANE PEREIRA CAMACHO<sup>1</sup>, TEREZINHA INEZ ESTIVALET SVIDZINSKI<sup>2</sup>, MÁRCIA CRISTINA FURLANETO<sup>3</sup>, MURILO BAENA LOPES<sup>4</sup>, GIOVANI DE OLIVEIRA CORRÊA<sup>5\*</sup>

1. Docente do curso de Biomedicina da Faculdade Ingá-PR. Discente do Programa de Doutorado em Microbiologia da UEL; 2. Docente do Departamento de Análises Clínicas e Biomedicina, Laboratório de Micologia Médica, Centro de Ciências da Saúde da UEM; 3. Docente do Departamento de Microbiologia, Laboratório de Genética e Biologia Molecular de Fungos, Centro de Ciências Biológicas da UEL; 4. Docente do curso de Odontologia da UEL e do programa de Pós-graduação em Odontologia da UNOPAR; 5. Docente do curso de Odontologia da UEL e do programa de Mestrado em Prótese Dentária da Faculdade Ingá-PR.

\*Rua Lopes Trovão, 208, Zona 04, Maringá, Paraná, Brasil. CEP: 87014-080. [giovani@uel.br](mailto:giovani@uel.br)

Recebido em 28/02/2014. Aceito para publicação em 08/04/2014

### RESUMO

As resinas acrílicas à base de polimetilmetacrilato (PMMA) são compostos orgânicos classificados como polímeros, fornecidas como um sistema pó/líquido. Para sua manipulação a proporção indicada é três partes de pó para uma parte de líquido. Sua polimerização pode acontecer através, de reações químicas, por adição térmica ou por adição de luz, e dessa forma classifica-se em: Resina Acrílica Ativada Quimicamente (RAAQ), Resina Acrílica Ativada Termicamente (RAAT) e Resina Acrílica Fotoativada. A capacidade de sorção e solubilidade são duas das principais propriedades das resinas acrílicas e estão relacionadas às propriedades polares dos polímeros e à presença física de espaços. A redução da rugosidade, através do acabamento e polimento é fundamental, pois superfícies rugosas promovem nichos, onde microrganismos são protegidos das forças mastigatórias e dos procedimentos de higiene bucal. Apesar de suas qualidades, as resinas ainda mostram-se um material com resistência questionável, devido principalmente ao grande número de fraturas dos artefatos confeccionados com esse material, sendo que essas fraturas podem ser evitadas, conhecendo bem o material, suas indicações e limitações, respeitando todas suas necessidades de manipulação e pela utilização de princípios protéticos adequados, durante a confecção das próteses.

**PALAVRAS-CHAVE:** Resinas acrílicas, polímeros, polimetilmetacrilato.

### ABSTRACT

The acrylic based resins polymethylmethacrylate (PMMA) are organic compounds classified as polymers, provided as a powder /liquid system. For handling the indicated ratio and three parts powder tone part liquid. Polymerisation can occur through chemical reactions, thermal addition or by adding light,

and thus classified into: Chemically Activated Acrylic Resin (RAAC), Thermally Activated Acrylic Resin (RAAT) and light-cured acrylic resin. The sorption capacity and solubility are two of the main properties of acrylic resins and are related to the polar properties of the copolymers and the presence of physical spaces. The reduction in roughness through finishing and polishing is critical because rough surfaces promote niches where microorganisms are protected from masticatory forces and oral hygiene procedures. Despite its qualities, there is still so show a material with questionable strength, mainly due to the large number of fracture soft hearticles made from this material, and these fractures can be avoided by knowing the material, its indications and limitations, respecting all your handling needs and the use of appropriate prosthetic principles, during the making of dentures.

**KEYWORDS:** Acrylic resins, polymers, polymethylmethacrylate.

### 1. INTRODUÇÃO

As resinas acrílicas são compostos orgânicos classificados como polímeros, produzidos sinteticamente e cuja química baseia-se no carbono, hidrogênio e em outros elementos não metálicos. Após serem moldadas e endurecidas, podem apresentar características fibrosas, borrachoides, resinosas e rígidas, estas determinadas por sua morfologia molecular<sup>1</sup>.

Inicialmente foram considerados apenas produtos resultantes de algumas reações orgânicas, mas sem indicações de aplicabilidade. As pesquisas e o progresso tecnológico fizeram com que a resina à base de polimetilmetacrilato (PMMA), também conhecida como resina acrílica surgisse, entre os anos de 1937 e 1940, como uma excelente alternativa não somente para confecção

de próteses odontológicas, mas também para uso em outras áreas<sup>2</sup>. A sua versatilidade deve-se a características como: biocompatibilidade, ausência de sabor e odor, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade dimensional, boa capacidade de polimento, aparência agradável e simplicidade técnica. Com a evolução, as resinas acrílicas tornaram-se mais fáceis tecnicamente de se trabalhar, tiveram suas propriedades físicas e mecânicas melhoradas e ainda compatibilizaram-se biologicamente<sup>3,4</sup>.

## 2. MATERIAL E MÉTODOS

Foi realizada revisão bibliográfica sobre resina acrílica à base de polimetilmetacrilato nas bases de dados Pubmed, LiLACS e SciELO tendo como palavras-chave: Resinas Acrílicas (Acrylic Resins); Polímeros (Polymers); Polimetil Metacrilato (Polymethyl Methacrylate). Foram selecionados e revisados os artigos clássicos e de maior relevância para a compreensão e entendimento das características e propriedades do material em estudo.

## 3. DESENVOLVIMENTO

### Aplicações na odontologia

As resinas à base de polimetilmetacrilato (PMMA) tem uma ampla aplicação em odontologia: confecção da base de próteses parciais e totais, placas miorelaxantes, moldeiras individuais, padrões fundição, próteses provisórias imediatas, coroas provisórias, dentes artificiais, reparo de próteses totais, acrilização de aparelhos ortodônticos, confecção de dentes artificiais, além de artefatos que substituam perdas ósseas ou tecidos moles da face, como reconstituição ocular, pavilhão auricular e obturadores palatinos, dentre outras aplicações<sup>5</sup>. Mais de 60% dos dentes artificiais vendidos nos Estados Unidos da América são feitos de resina acrílica ou de vinil acrílico. A maioria dos dentes em resina é baseada na química dos polimetilmetacrilatos<sup>6</sup>.

### Requisitos básicos

Segundo Phillips<sup>7</sup>, para serem utilizadas em odontologia as resinas acrílicas à base de polimetilmetacrilato (PMMA) devem: Exibir suficiente translucidez ou transparência e ser capaz de reproduzir esteticamente os tecidos orais que irá substituir, sendo facilmente colorida ou pigmentada para essa finalidade; Ter um comportamento estável, em termos dimensionais, no interior da cavidade bucal, sob todas as condições às quais está sujeita; Ter suficiente dureza, resiliência e resistência ao desgaste, para suportar o uso normal; Serin solúvel e impermeável aos fluidos bucais, para não se tornar anti-higiênica e nem de odor ou sabor desagradável; Ser

insípida, inodora, não tóxica e não irritante aos tecidos bucais; Ser facilmente transformada em um aparelho protético com equipamentos simples; O produto final tem que permitir um bom polimento e possível reparo em caso de fratura<sup>6</sup>.

### Tipos e composições

Segundo especificação da ISO<sup>8</sup> (*International Organization for Standardization*) nº 1567, as resinas acrílicas são classificadas em: Tipo 1 (polímeros termo polimerizáveis), Tipo 2 (polímeros autopolimerizáveis), Tipo 3 (polímeros termoplásticos), Tipo 4 (materiais fotoativados) e Tipo 5 (materiais polimerizados através de microondas). As resinas acrílicas, geralmente, são fornecidas ao profissional como um sistema de pó (polímero) e líquido (monômero), tendo como componente químico principal o polimetilmetacrilato (PMMA), um composto resinoso sintético. O monômero compõe-se basicamente de metilmetacrilato ou metacrilato de metila e hidroquinona (0,006%), sendo a hidroquinona um inibidor de polimerização que garante a estabilidade durante a armazenagem. O líquido, quando misturado ao pó, tem a função de dissolver parcialmente o polímero e promover uma massa plástica a ser moldada. Trata-se de um líquido claro e transparente à temperatura ambiente, com temperatura de ebulição de 100,8°C, calor de polimerização de 12,9 Kcal/mol e densidade de 0,945 g/ml, a 20°C. O pó é composto de microesferas pré-polimerizadas de PMMA, que se dissolvem no monômero. Contém também peróxido de benzoíla, que é o iniciador da reação de polimerização. A relação correta entre o pó e o líquido é importante para a obtenção de propriedades ideais na estrutura final a ser confeccionada com este material. A proporção indicada, normalmente, é 3:1 em volume, ou seja, três partes de pó para uma parte de líquido. Um agente de ligação cruzada pode também ser adicionado ao líquido. A substância mais comumente utilizada para esse fim é o etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA), na concentração de 1 a 2% em volume. Essa substância é química e estruturalmente similar ao metacrilato de metila, podendo ser incorporada no crescimento da cadeia polimérica. Um polímero formado a partir de interconexões permite que se forme uma estrutura reticular, promovendo um aumento da resistência à deformação. Realizado o procedimento de proporção e mistura a resina acrílica deverá passar por um procedimento de polimerização, desencadeado por um ativador, que pode ser luz, energia de microondas, ativação química ou ativação térmica<sup>6</sup>.

### Polimerização

Polimerização é definida como uma série de reações químicas, a partir das quais um grande número de molé-

culas menores, unitárias, chamadas de monômeros se unem formando uma macromolécula ou polímero. Basicamente todo polímero é formado a partir de uma unidade estrutural simples, particularmente recorrente, e que essencialmente se relaciona com a estrutura do monômero. Em geral, a polimerização é uma reação intermolecular de repetição e que funcionalmente é capaz de progredir indefinidamente, podendo ser necessário em alguns casos de uma ação física (calor, irradiação por microondas ou luz) para que o processo se complemente<sup>7</sup>.

A reação de polimerização da resina acrílica pode acontecer através, de reações químicas, por adição térmica ou por adição de luz, e dessa forma classifica-se em: Resina Acrílica Ativada Quimicamente (RAAQ), Resina Acrílica Ativada Termicamente (RAAT) e Resina Acrílica Fotoativada. No caso das resinas termicamente ativadas, o agente de calor necessário para desencadear o processo de polimerização advém de aquecimento da resina acrílica em banho de água, por calor seco ou através de energia de micro-ondas<sup>3</sup>.

Os monômeros, que se convertem para formar o polímero (resina acrílica), são compostos de baixo peso molecular que possuem alta pressão de vapor e consequente baixo ponto de ebulição, dessa forma, controlar a temperatura durante a fase de polimerização é de fundamental importância para que se evite a vaporização deste monômero e consequente formação de poros e bolhas no produto final<sup>9</sup>.

Na formação do polímero de ácido acrílico, o etileno é incorporado a um grupamento metila, originando o ácido metilacrílico que tem como éster o metacrilato. A polimerização é então catalisada por agentes oxidantes como o peróxido de hidrogênio ou peróxido de benzofila e inibida por desoxidantes como a hidroquinona e o pirogalol<sup>10</sup>.

Os polímeros à base de polimetilmetacrilato (PMMA), quando submetidos a tensões de tração, estão sujeitos a de formação resultante do alongamento das moléculas da cadeia na direção da tensão aplicada e pela dobra e o estiramento das fortes ligações covalentes presentes na cadeia. Podendo ocasionar num pequeno deslocamento das moléculas adjacentes, que sofrem a resistência de ligações secundárias ou de Van de Waals relativamente fracas<sup>1</sup>.

A aproximação das moléculas de monômeros durante a reação de polimerização leva a uma alteração dimensional volumétrica chamada de contração, que pode ser parcialmente compensada pela expansão que ocorre quando imersa em água ou saliva<sup>11</sup>.

### Fases da polimerização

A reação de polimerização pode ser dividida em fases correspondentes à reação química de formação das

cadeias poliméricas que ocorrem a partir da união dos monômeros, sendo: Indução, propagação, terminação e transferência de cadeia<sup>7</sup>.

Durante a fase conhecida como indução ocorrem dois fenômenos: ativação (onde o ativador químico ou físico quebra a molécula do peróxido de benzofila no meio, formando um ou dois radicais livres) e iniciação (onde o radical livre rompe a dupla ligação do metacrilato de metila e se liga ao monômero, transferindo seu estado de excitação à nova molécula formada). Na fase de propagação o radical livre rompe a dupla ligação de outro metacrilato de metila, se ligando a este, transferindo seu estado excitatório à nova molécula formada. Neste processo, a cadeia polimérica vai crescendo e aumentando o seu peso molecular. Na fase de terminação ocorre acoplamento direto, onde dois macrorradicais se ligam estabilizando um ao outro, determinando o término da propagação. Na fase de transferência de cadeia o radical que perde o hidrogênio refazendo a dupla ligação, permanecendo a possibilidade de uma nova reativação por ruptura desta ligação; o radical que ganha o átomo de hidrogênio estabiliza o átomo que apresentava elétron desemparelhado<sup>3</sup>.

### Fases da mistura

Após o proporcionamento do pó e do líquido, inicia-se a manipulação da resina acrílica que consiste em molhar o pó com o líquido, para obter uma massa trabalhável que pode ser modelada. A combinação do pó com o líquido apresenta a vantagem de diminuir a contração de polimerização do líquido (a contração do líquido é de 21%, quando misturado com pó em uma proporção de 3:1 em volume, a contração cai para 7%). Ao se misturar pó e líquido tem-se o início da reação de polimerização, onde as fases da mistura correspondem à reação física (de dissolução do polímero em solvente orgânico). Quando o pó entra em contato com o 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 são comuns ao material termo ativado e ao quimicamente ativado, com a única diferença de que, neste último, a polimerização ocorre concomitantemente com a dissolução do polímero<sup>7</sup>.

Durante a fase arenosa as pérolas de polímero são completamente envolvidas pelo monômero que preenche os espaços vazios e o conjunto adquire uma cor translúcida. O nome atribuído a esta fase é consequência do aspecto semelhante a uma massa de areia molhada, que apresenta baixo escoamento e ganha brilho superficial por afloramento do excesso de líquido quando pressionada. Na fase pegajosa o líquido dissolve as longas cadeias de polímero, tornando a mistura viscosa e aderente, fazendo com que na tentativa de manipulação apareçam

inúmeros fios finos e pegajosos entre as porções resultantes. Durante a fase plástica a massa resultante perde a pegajosidade a partir de certo ponto de saturação da solução de polímero monômero, começa a escoar de modo homogêneo, torna-se manipulável e sem aderência, sendo esta conhecida como fase de trabalho. Na fase borrachoides ocorre o aumento da concentração de cadeias de polímero no monômero e a evaporação do monômero residual, tornando o líquido escasso, fazendo com que o escoamento da massa torne-se precário e apareçam características de recuperação elástica<sup>3</sup>.

No caso das resinas acrílicas ativadas quimicamente as fases de polimerização ocorrem simultaneamente às fases da mistura. A fase borrachoides é caracterizada pelo aumento da temperatura, decorrente da exotérmica da reação, que acelera a reação de polimerização e produz rápido endurecimento da massa. Já nas resinas acrílicas ativadas termicamente a polimerização só ocorre quando a resina é levada ao ciclo térmico. No ciclo térmico, ocorre a exotermia da reação de polimerização que tende a aumentar ainda mais a temperatura. Se o material for formulado para ativação térmica, mas não receber calor, nem ficar protegido contra a evaporação do monômero, também poderá adquirir rigidez, embora muito menor. O motivo é a saída do monômero, que permite certo escorregamento entre as cadeias de polímero e consequente formação de poros em seu lugar<sup>3</sup>.

### Fotoativação

As resinas acrílicas fotoativadas foram desenvolvidas com o objetivo de se poder realizar o controle do tempo da reação de polimerização. As resinas ativadas por luz visível iniciam o processo de polimerização através da absorção de luz pela canforquinona (iniciador), que uma vez ativada reage com um agente redutor para produzir radicais livres. A partir daí ocorre a polimerização dos monômeros metacrílicos que formam uma matriz polimérica com ligações cruzadas<sup>12,13</sup>.

### Polimerização através de energia de microondas

A resina polimerizada através da energia de microondas teve sua primeira referência para uso odontológico em 1968 por NISHII<sup>14</sup> e foi desenvolvida pelos japoneses na década de 80. Nesse processo, a energia de ondas é transformada em energia térmica. As microondas promovem uma vibração das moléculas, produzindo fricção e resultando no aquecimento da resina<sup>15</sup>.

As principais vantagens da polimerização das resinas acrílicas através da energia de microondas são a velocidade com a qual o processo é executado, redução no tempo de polimerização e o fato de ser um método mais "limpo" de processamento, tendo como requisito inicial

o processamento numa mufla especial, não metálica<sup>16,17</sup>.

As bases de próteses em resinas acrílicas polimerizadas por energia de micro-ondas apresentam-se iguais ou com melhor precisão dimensional do que as bases processadas convencionalmente<sup>18</sup>.

Uma das principais vantagens da técnica da energia de micro-ondas é o preço mais elevado da mufla especial em relação a mufla tradicional metálica, principalmente pela sua fragilidade, que tende a fraturar depois de sucessivas prensagens<sup>19,20</sup>. A fratura da mufla para microondas ocorre por excesso de pressão na prensa hidráulica no momento da inclusão e da prensagem propriamente dita<sup>21,22</sup>.

### Polimerização química

A polimerização química dos monômeros da resina acrílica pode se dar por condensação ou por reações de adição simples, e resultam em moléculas gigantes de tamanho quase ilimitado, que apresentam uma conformação espacial altamente complexa, com espaços vazios descontínuos em seu interior, que variam de acordo com a sua composição<sup>7</sup>.

As resinas acrílicas quimicamente ativadas, também conhecidas por resinas de polimerização a frio, resinas autopolimerizáveis ou resinas de autocura não necessitam de energia térmica para reação de polimerização e, portanto, podem ser polimerizadas à temperatura ambiente<sup>6</sup>. Possuem como ativador uma amina terciária (dimetil-para-toluidina), adicionada ao monômero. Após a mistura do pó ao líquido, a amina terciária decompõe o peróxido de benzoíla presente no pó. Como consequência, são produzidos radicais livres que reagem com as moléculas de monômero disponíveis, iniciando o crescimento da cadeia polimérica. A polimerização progride de forma similar para o sistema das resinas termopolimerizadas<sup>23</sup>.

O método pelo qual o peróxido de benzoíla é dividido para permitir a formação dos radicais livres é a principal diferença entre as resinas termoativadas e quimicamente ativada, sendo que os outros fatores do processo permanecem os mesmos, por exemplo, o ativador e o retardador<sup>6</sup>.

O grau de polimerização alcançado pelas resinas acrílicas quimicamente ativadas não é completo, restando uma quantidade em torno de 3% a 5% de monômero livre, em comparação a 0,2 a 0,5 % da RAAAT<sup>7</sup>.

O monômero residual pode ser um irritante em potencial para os tecidos em contato com a peça acrílica, comprometendo a biocompatibilidade das bases de dentadura e podendo agir como um plastificador, o qual resulta em uma redução da resistência transversa da peça confeccionada com RAAQ que apresenta 80% da resistência daquela ativada termicamente<sup>6</sup>.

As resinas acrílicas quimicamente ativadas apresen-

tam menor grau de polimerização e maior concentração de monômero residual, fazendo com que a resistência máxima e rigidez dessas sejam menores que aquelas das RAAT, enquanto o módulo de elasticidade não varia grandemente podendo inclusive superarão das RAAT<sup>7</sup>.

A quantidade de monômero liberada pela reação de polimerização das RAAQ é maior do que a liberada pelas RAAT, devido uma maior quantidade inicial de metacrilato de metila na mistura, além da presença de porosidades na sua estrutura, que facilita a difusão dessa substância<sup>24</sup>.

### Polimerização térmica

O ativador do peróxido de benzoíla nas resinas termicamente ativadas é o calor, que eleva a temperatura da massa e quando ultrapassa 60°C, essa molécula decompõe-se, formando radicais livres. Cada radical livre reage com uma molécula de monômero disponível para iniciar o crescimento da cadeia polimérica, desencadeando a reação de polimerização, que ao seu final apresenta 0,2 a 0,5% de monômero residual. O processo de aquecimento empregado para realizar na polimerização das RAAT é chamado ciclo de polimerização ou cura. O calor é aplicado à resina através da imersão da mufla no banho de água. A água é aquecida a temperaturas predeterminadas e mantida nestas por períodos de tempo que variam de acordo com o ciclo empregado. O ciclo tradicional consiste em processar a resina acrílica em uma temperatura constante do banho de água a 74°C durante 8 horas ou mais, sem que a água entre em ebulição, já o ciclo rápido consiste em colocar o material submerso em água na temperatura ambiente, elevar a temperatura a 74°C e manter por 90 minutos, para que ocorra a polimerização das porções mais espessas. A seguir, a temperatura da água é elevada a 100°C, em ebulição, e mantida por 60 minutos, para a polimerização das áreas mais finas. Após o processo de polimerização, o resfriamento deve ser feito durante 30 minutos na água em que foi feita a polimerização e completado à temperatura ambiente<sup>6</sup>.

O resfriamento lento da mufla após o ciclo de polimerização da resina é recomendado para reduzir a tensão interna a um valor mínimo, para que se produza uma base de dentadura precisa e sem distorções<sup>25</sup>.

Os ciclos de polimerização tradicionais, ou longos, apresentam melhores resultados quando comparados aos ciclos curtos, pois a utilização de temperaturas mais baixas durante a polimerização ocasiona menores distorções nas peças confeccionadas com resina acrílica, evitando a ebulição do monômero<sup>26</sup>.

A reação de polimerização das RAAT é exotérmica, e libera 80 calorias por grama/cm<sup>3</sup> de monômero polimerizado, assim essa quantidade de calor gerado durante o ciclo pode ser um fator determinante na polimerização correta e principalmente na formação e ocorrência de

porosidades<sup>27,7,6,29</sup>.

Durante a reação de polimerização que ocorre no interior da mufla o calor gerado pode não ser dissipado, devido a resina acrílica e o gesso serem pobres condutores de calor, fazendo com que a temperatura da resina eleve-se bem acima da temperatura do gesso e da água circundante<sup>30,7</sup>, assim como da temperatura de ebulição do monômero (100,8°C)<sup>31</sup>. Esta temperatura elevada exerce um efeito significativo nas características físicas da resina polimerizada<sup>32,33,28,34,29,31</sup>. Por isso, deve-se evitar que o monômero entre abruptamente em ebulição, forçando as paredes do gesso no interior da mufla, que pode provocar distorções e porosidades<sup>30,29</sup>.

O aquecimento da resina acrílica ativada termicamente a uma temperatura acima daquela na qual se desencadeia a reação de polimerização num espaço de tempo curto favorece a ocorrência de porosidades. Por outro lado, os processos de longa duração levam à redução considerável ou mesmo a eliminação de porosidades<sup>35</sup>.

A impossibilidade de ser esterilizada é a principal desvantagem das resinas termicamente ativadas. Apresentam como principais vantagens: estética, facilidade no processamento, possibilidade de reparo e, reembasamento, estabilidade dimensional, boa tolerância pelos tecidos de suporte, não ser corrosiva, resistência adequada quando submetida a situações de impacto e ser acessível economicamente<sup>36</sup>.

Diversos fatores inerentes às propriedades das resinas termicamente ativadas podem influenciar seriamente no resultado final da prótese processada. Durante o armazenamento podem ocorrer polimerizações parciais que levam a alterações das propriedades físicas da prótese concluída. Além disso, a temperatura de polimerização é muito importante, pois influencia no resultado final da polimerização e em propriedades como a cor e a dureza da prótese<sup>37</sup>.

A resina termo polimerizável além da aplicação tradicional na confecção de próteses totais, também pode ser utilizada para confecção de coroas totais, para dentes anteriores, em função de a técnica ser facilitada pelo uso de dentes de estoque, na cor e forma selecionadas. Coroas unitárias posteriores e pontes fixas de pequena extensão, também podem beneficiar-se dessa técnica e material. Também sugere a utilização da resina acrílica quimicamente ativada ou autopolimerizável para a confecção de coroas provisórias<sup>38</sup>.

### Propriedades

As resinas acrílicas à base de polimetilmetacrilato apresentam resistência à tração de 27,5 a 82,7MPa ; taxa de alongamento de 5 a 15%; resistência à flexão de 62,1 a 103,5MPa e contração com 30 dias de 0,025 a 0,152mm (SIMOND E ELLIS, 1943), dureza knoop

entre 18 e 20; Resistência à tração de 59 MPa ; Resistência ao impacto através do teste charpy de 0,098 a 1,27 J; Módulo de elasticidade de 2.400 MPa; Amolecimento a 125°C; Aumento de aproximadamente 0,5% de seu peso após imersão em água por uma semana, sendo reversível quando seco; Redução no módulo de deflexão após a saturação da resina com água ou com o aumento da temperatura<sup>7</sup>.

Dentre as propriedades mecânicas das resinas acrílicas podemos destacar como desvantagens: baixa resistência transversal<sup>40</sup>; baixa resistência a tensão<sup>41,42</sup>, pouca resistência à deflexão e ao impacto<sup>43</sup> e baixa flexibilidade<sup>44</sup> o que pode possibilitar a ocorrência de fraturas. Fraturas essas que podem ser evitadas pela utilização de princípios protéticos adequados, durante a confecção das próteses<sup>45</sup>.

Devido ao grande número de pesquisas e ao número crescente de dúvidas em torno das propriedades das resinas acrílicas, a Associação Dental Americana (ADA) criou as especificações sobre suas características que inclui parâmetros para estabilidade dimensional, solubilidade, grau de dureza, resistência à flexão, dentre outras<sup>2</sup>.

### Sorção e solubilidade

Sorção é um fenômeno simultâneo de absorção e adsorção, é o que ocorre com as resinas acrílicas, uma vez que a água penetra por difusão e se fixa nas cadeias moleculares da resina. Absorção é a ação ou efeito de absorver, absorvimento, fixação de uma substância, geralmente líquida ou gasosa, no interior da massa de outra substância, em geral sólida, e resultante de um conjunto complexo de fenômenos de capilaridade, atrações eletrostáticas e reações químicas. Adsorção é a fixação das moléculas de uma substância (adsorvato) na superfície de outra substância (adsorvente). Solubilidade é qualidade de solúvel, propriedade de substância que forma solução com outra, é a medida da capacidade que tem uma substância de se dissolver em outra, expressa pela concentração da solução saturada da primeira na segunda<sup>7</sup>.

A absorção de água é facilitada pela polaridade das moléculas. Seu mecanismo primário de ingresso é a difusão, assim, as moléculas de água penetram na massa do PMMA, permanecendo entre as cadeias do polímero, causando uma separação das mesmas, levando a uma ligeira expansão da massa polimerizada. A água interfere no entrelaçamento da cadeia polimérica, agindo como um plastificador. A polaridade existente na resina acrílica está relacionada ao grupamento carboxílico, fazendo com que ele absorva a água, que tende a separar as cadeias poliméricas, causando um amolecimento geral e uma perda de resistência, causando alterações significativas nas propriedades dimensionais e mecânicas do

material<sup>6</sup>.

A capacidade de sorção e solubilidade das resinas acrílicas, quando imersas em meio líquido, são duas das principais propriedades das resinas acrílicas e estão relacionadas às propriedades polares dos polímeros e à presença física de espaços<sup>46,34</sup>. O mecanismo de sorção dos líquidos ocorre por difusão das moléculas de água entre as macromoléculas dos polímeros, e se dá conforme as leis de difusão<sup>47,48,49</sup>. Esta propriedade é tida como negativa por alguns autores<sup>50</sup>, já que a sorção de líquidos afeta as propriedades mecânicas das resinas acrílicas, como flexibilidade e tração transversal, podendo ainda estar associada ao manchamento das próteses, e a alterar a ação dos valores de dureza significativamente abaixo dos que apresentam as amostras secas<sup>51,52,53,54</sup>.

A sorção é uma característica favorável da resina utilizada na elaboração de próteses removíveis, totais e parciais, pois confere maior retenção à base da prótese em contato com a fibromucosa, através da compensação de parte da contração da resina ocorrida durante o processo de polimerização, desde que nenhuma alteração dimensional pronunciada tenha ocorrido durante o processo de sorção<sup>55,56,14,7,57,33,57</sup>, isso acontece provavelmente porque as macromoléculas são forçadas a se afastarem pela difusão da água, tornando-se mais móveis, liberando a tensão inerente à contração de polimerização<sup>10,7</sup>.

O volume de água envolvido durante a sorção a que esta sujeita a resina acrílica é muito pequeno até o alcance da saturação, a qual provavelmente é determinada, em parte, pelo número de grupamentos polares<sup>58</sup>.

Para cada 1% do aumento de peso, devido à água sorvida, a resina acrílica se expande linearmente 0,23%, essa expansão linear é equivalente à contração térmica resultante do processo de polimerização, fazendo com que um processo praticamente anule o outro. Calcula-se que uma PT típica de resina acrílica necessita de 17 dias de imersão em água para que ela se torne completamente saturada, esse período depende da espessura da prótese e devido aos baixos valores de sorção, pode ser considerável<sup>7</sup>.

A água, resultante do efeito de sorção, interage com as cadeias do polímero, produzindo a plastificação da estrutura, com o rompimento das ligações entre as cadeias, causando mudança gradual e indesejável nas propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas, afetando a durabilidade do produto final<sup>59</sup>.

Segundo especificação nº 1567 da ISO<sup>8</sup> a sorção de água, verificada através do aumento na massa do polímero, não pode ultrapassar 32µg/mm<sup>3</sup>, após a imersão em água durante 7 dias, a 37 ± 1°C, quando submetida ao ensaio de sorção descrito pela mesma norma. A solubilidade verificada através da perda de massa do polímero não deve ser maior do que 1,6µg/mm<sup>3</sup> para resinas acrílicas termo ativadas (Tipo I) e não deve ser maior do

que 8,0µg/mm<sup>3</sup> para resinas quimicamente ativadas (Tipo II), quando submetida ao ensaio de solubilidade descrito na referida norma. A resina a base polimetilmetacrilato absorve água lentamente e por um longo período de tempo, devido às propriedades polares de suas moléculas. Essa água pode atuar como um plastificador, reduzindo a resistência do material. A solubilidade pode ser atribuída aos componentes solúveis da mistura que são os iniciadores, os plastificantes e o monômero não incorporado à reação. A maior quantidade de monômero residual é liberada nos primeiros dias após a imersão em água, sendo de difícil detecção através do teste de solubilidade. As resinas quimicamente ativadas têm sua solubilidade diferenciada das termicamente ativadas por conterem quantidade maior de monômero residual<sup>46</sup>.

Pode haver solubilização de alguns componentes da resina acrílica, tais como o peróxido de benzoíla, hidroquinona, pigmentos ou do monômero residual, podendo ocasionar reações alérgicas e tóxicas em pacientes portadores de artefatos confeccionados com esse material<sup>47</sup>. A alta solubilidade é uma característica não desejável na resina acrílica<sup>59</sup>.

Agentes de ligação cruzada têm sido incorporados aos líquidos de resinas para acrílicas para aumentar a resistência à fratura, dureza superficial e rigidez. A adição desses agentes diminui a solubilidade do material<sup>59</sup>.

As resinas acrílicas fotoativadas, apresentam valores de sorção de água além daquele estipulado pela ISO nº 1567, justificado pela composição principal do monômero ser uretano dimetacrilato (UEDMA), substância mais hidrofílica que o polimetildimetacrilato<sup>60</sup>.

Leis matemáticas de difusão controlam as ações de sorção e perda de água pela resina acrílica, demonstrando a existência de dois parâmetros físicos necessários para definir estes 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. 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 depende diretamente da temperatura<sup>47</sup>.

A solubilidade da resina acrílica em água é baixa devido a maioria dos seus componentes ser hidrofóbica. Dos componentes da resina, a hidroquinona e o metil-éter de hidroquinona são os mais facilmente dissolvidos, enquanto que o peróxido de benzoíla e o butilato de hidroxitolueno são pouco solúveis em água<sup>61</sup>.

### Microdureza Knoop

O termo *dureza* é de difícil definição. Em mineralogia, a dureza relativa de uma substância é baseada na sua

capacidade de resistir ao arranhamento. Em metalurgia e na maioria das outras áreas, o conceito de dureza mais aceito, geralmente, é o de "resistência à edentação". É nesse preceito que a maioria dos testes modernos de *dureza*, incluindo os odontológicos, estão projetados. A edentação produzida na superfície de um material, a partir de uma carga aplicada, ou ponta afiada, ou uma partícula abrasiva, resulta da interação de numerosas propriedades. Dentre as propriedades que estão relacionadas com a dureza de um material estão a resistência, o limite de proporcionalidade e a ductibilidade<sup>6</sup>.

Independentemente do tipo de teste de microdureza a ser aplicado a carga aplicada pode variar de 1g a 1Kg. Para que o valor de microdureza seja calculado, é necessário que a área a ser examinada seja opticamente determinada. Os cálculos são baseados na deformação permanente induzida na superfície remanescente após a aplicação da carga<sup>62</sup>.

O valor de dureza aferida em ligas metálicas, cimentos, estrutura dentária e resinas são mais comumente expressadas através da dureza Knoop<sup>63</sup>. O ensaio de dureza Knoop é baseado na aplicação de uma carga a uma ponta de diamante, expressando na superfície do material uma figura geométrica em forma de losango. Esse ensaio apresenta as vantagens de permitir que se meça a dureza de diferentes materiais, apenas trocando-se as cargas aplicadas, além de verificar a dureza em diferentes regiões de uma mesma superfície, visto que as penetrações são extremamente delicada<sup>64</sup>.

### Deflexão, adaptação e resistência

A resina acrílica tem sido o material mais utilizado para bases de próteses a mais de 70 anos, entretanto, devido a suas propriedades mecânicas às vezes serem insuficientes para resistir aos esforços mastigatórios, o mercado protético tem que investir milhões de dólares anualmente no reparo de próteses<sup>65,66,67,68</sup>. Neste contexto a grande desvantagem das resinas acrílicas é a alta possibilidade de fraturas, que ocorrem principalmente por falhas nas resistências à fadiga flexural ou ao impacto<sup>65,69,70,71,44</sup>.

Uma prótese total em função pode ser submetida a até 500.000 ciclos de flexão por ano, sendo que a flexão em linha média pode exceder a 1,5 mm<sup>72</sup>. Assim, a função mastigatória induz a resina da base protética ao estresse e em poucos anos propicia sua deterioração, ocasionando a fratura<sup>73</sup>.

Além de terem que suportar uma força intensa, mas momentânea, as próteses também devem resistir a um grande número de esforços pequenos e repetitivos durante a fala e mastigação, e por um longo período de tempo. Apesar de essas forças serem demasiadamente pequenas para provocarem a fratura do material, com o decorrer do tempo a ruptura pode ocorrer por um pro-

cesso de fadiga, devido a formação de microrrupturas que possivelmente se propagam até a fratura, caracterizando dessa forma a fadiga do material<sup>45</sup>.

A fadiga da resina acrílica pode ser considerada a deformação permanente do material, após ciclos constantes de força aplicada, com a formação de uma trinca tempo-dependente tornando-se consequência do envelhecimento do material. Além do aparecimento das trincas, a degradação da resina acrílica pode ser observada por perda de cor ou brilho, perda de opacidade e perda de aderência<sup>74</sup>.

Para suportar as tensões resultantes dos esforços mastigatórios que ocorrem durante a trituração dos alimentos, assim como os dentes, os materiais restauradores também devem apresentar resistência suficiente para que não ocorram deformações ou fraturas<sup>75</sup>. A injúria do material restaurador ou da estrutura dental dependerá de sua capacidade de absorver a energia, sem se deformar permanentemente que por sua vez estará em proporção ao seu módulo de resiliência<sup>7</sup>.

#### Acabamento e polimento

O acabamento e polimento são imprescindíveis a qualquer artefato confeccionado com resina acrílica antes da sua instalação na cavidade bucal, para que possam trazer benefícios como saúde e função. A redução da rugosidade da superfície faz com que seja reduzido o acúmulo de restos alimentares e bactérias<sup>6</sup>.

Superfícies rugosas promovem nichos, onde microrganismos são protegidos das forças mastigatórias e dos procedimentos de higiene bucal<sup>76</sup>. Enquanto superfícies mais polidas possíveis são as mais desejáveis em termos de limpeza e redução de infecção bacteriana, pois reduzem a retenção de microrganismos na superfície da resina acrílica após um procedimento de limpeza convencional<sup>77</sup>. A adesão de *Candida albicans* em base de dentadura é menor nas superfícies lisas (acabadas e polidas) do que nas superfícies rugosas<sup>78</sup>.

O polimento mecânico promove valores de rugosidade superficial e solubilidade significativamente menores que o químico e que o polimento químico promove maior sorção inicial de água<sup>79</sup>.

#### 4. CONCLUSÃO

Apesar de suas qualidades, as resinas a base de poli-metilmacrilato (PMM) ainda mostram-se um material com resistência questionável, devido principalmente ao grande número de fraturas dos artefatos confeccionados com esse material, sendo que essas fraturas podem ser evitadas, conhecendo bem o material, suas indicações e limitações, respeitando todas suas necessidades de manipulação e pela utilização de princípios protéticos adequados, durante a confecção das próteses. Assim, a fun-

ção mastigatória induz a resina da base protética ao estresse e em poucos anos propicia sua deterioração, ocasionando a fratura<sup>73</sup>.

#### REFERÊNCIAS

- [1] Callister Jr WD. Ciência e Engenharia de Materiais – Uma introdução, 5ª. Ed., Rio de Janeiro: LTC Editora. 2002.
- [2] Peyton FA. History of resins in dentistry. Dent Clin North Am, Philadelphia. 1975; 19(2):211-22.
- [3] Anusavice KJ. Phillips science of dental materials. 10 ed. Philadelphia: WB Saunders Company. 1996;237-71.
- [4] Craig RG. Restorative dental materials. 10 ed., Saint Louis: Mosby. 1997; 584.
- [5] Graziani M. Prótese maxilo-facial. 2. ed. Rio de Janeiro: Científica, 1956; 585.
- [6] Anusavice KJ. (Ed.). Phillips materiais dentários. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000; 412.
- [7] Phillips RW. Skinner materiais dentários. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993; 334.
- [8] International Organization For Standardization (ISO). Specification 1567. Dentistry – Denture base polymers, 3ª ed. Switzerland. 1999.
- [9] Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Materiais dentários - propriedades e manipulação, 7ed. São Paulo: Santos. 2002; 257-72.
- [10] Taylor PB. Acrylic Resins: Their manipulation. J. Am. Dent Ass. Chicago. 1941; 28(3):373-87.
- [11] Skinner, E. W., Cooper, E. N. Physical properties of denture resins: Part1.Curing shrinkage and water sorption. J Am Dent Ass. Chicago. 1943; 30(23):1845-52.
- [12] Baratieri LN. Odontologia Restauradora – Fundamentos e Possibilidades, São Paulo: Livraria Santos Editora. 2002; 116.
- [13] Dietliker RK. (1991) Chemistry and Technology of UV and EB Formulation for Coating, Inks, and Paints. v.3, SITA Technology Ltd., London.
- [14] Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. J Osaka Dental Univ. Osaka. 1968; 2(1):23-40.
- [15] Ilbay SG, Güvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. J Oral Rehabil. Oxford. 1994; 21(1):103-9.
- [16] Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. Quint Int Berlin. 1987; 18(7):453-6.
- [17] De Clerck JP. Micro wave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. J Prosth Dent. St Louis.1987; 57(5):650-8.
- [18] Wallace PW, *et al.* Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. J Prosth Dent. St Louis. 1991; 66(3):403-9.
- [19] Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. J Prosth Dent. St Louis. 1989; 61(3):381-3.
- [20] Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. J Oral Rehabil. Oxford. 1999; 26(10):804-8.
- [21] Turck MD, Richards MW. Microwave processing for denture lines, repairs, and rebases. J Prosth Dent. St Louis.

- 1993; 69(3):340-3.
- [22]Barros J. Clássico Artigos Odontológicos Ltda. S. Paulo, Comunicação Pessoal, Maio 2001.
- [23]Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in auto polymerizing dental acrylic resin. *J Dent. Kindlington.* 1983; 11(1):80-8.
- [24]Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater.* Washington. 1995; 11(6):338-42.
- [25]Yeung KC, Chow TW, Clark RK. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing technique for complete dentures. *J Dent. Kindlington.* 1995; 23(4):245-53.
- [26]Marquezzini AD, Bombonatti PE. Adaptação de bases de dentaduras em função de marcas de resinas acrílicas, diferentes ciclos de polimerização e absorção de água. *Rev Odont UNESP. São Paulo.* 1987; 15/16:147-53.
- [27]Peyton FA. Packing and processing denture base resins. *J Am Dent Ass. Chicago.* 1950; 40(5):520-8.
- [28]Anusavise KJ. *Phillips Materiais Dentários.* 10. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998; 10:125-39 Química das resinas sintéticas; 11:140-47 Resina para base de dentadura.
- [29]Turano JC, Turano LM. *Fundamentos de prótese total.* 4. ed. São Paulo: Quintessence Books. 1998; 560.
- [30]Woelfel JB. Processing complete dentures. *Dent Clin North Am. Philadelphia.* 1977; 21(2):329-38.
- [31]Hilgert E, *et al.* Curvas Térmicas de resinas acrílicas durante a polimerização por energia de microondas, In: Reunião Anual Da Sociedade Brasileira De Pesquisas Odontológicas, 18, 2001, Águas de Lindóia. *Pesq Odontol Brasil.* São Paulo. SBPqO. 2001; 99. Suplemento.
- [32]Kimura H, Teraoka F, Saito T. Applications of Microwave for Dental Technique (Part 2). *J Osaka Univ Dent Sch. Osaka.* 1984; 24:21-9.
- [33]Buudai S, *et al.* Hardness of denture reline materials polymerized with different techniques. *J Osaka Univ Dent. Sch. Osaka.* 1995; 35:39-44.
- [34]Fraga MA. Análise da sorção de água em amostras de resina acrílica ativada termicamente e submetidas a alterações de pressão, temperatura e tempo. Piracicaba, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1998. 58. (Dissertação, Mestrado em Clínica Odontológica, Área Prótese).
- [35]Kimpura ET, Paes-Junior TJA, Seraidarian PI, Uemura ES. Processamento alternativo para eliminar porosidades em resina acrílica para bases de próteses totais. *Rev Bras Prot Clin* 1999; 1(4):325-9.
- [36]Woelfel JB. Newer materials and techniques in prosthetic resin materials. *Dent Clin North Am. Philadelphia.* 1971; 15(1):67-79.
- [37]Schoonover IC, Sweeney WT. Some properties of two types of resins used for dentures. *J Am Dent Ass. Chicago.* 1938; 25(23):1487-1500.
- [38]Mezzomo E. *Reabilitação oral para o clínico.* 3. ed. São Paulo: Liv. Santos. 1997; 561.
- [39]Simond HR, Ellis C. *Handbook of plastics.* New York: {s.n.}, 1943; 1.
- [40]Jennings RE, Wuebbhorst AM. The effect of metal-reinforcements on the transverse strength of acrylic resin. *J Dent Child. Chicago.* 1960; 27:162-8.
- [41]Kilfoil BM. The tensile strength of a composite resin reinforced with carbon fibers. *J Prosthet Dent. St. Louis.* 1983; 50:40-3.
- [42]Phillips RW. *Materiais dentários de Skinner,* 7.ed., Rio de Janeiro: Editora Interamericana. 1984; 112-54.
- [43]Phillips RW. *Skinner's Science of dental materials,* 7 ed. Philadelphia: Saunders, 1973; 157-209.
- [44]Braden M, Davy KWM, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly(methylmethacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. *Br Dent J. London.* 1988; 164:109-13.
- [45]Straioto FG, Ricomini Filho AP, Fernandes Neto AJ, Del Bel Cury AA. Polytetrafluorethylene added to acrylic resins: mechanical properties. *Braz Dent J.* 2010; 21:55-9.
- [46]Miettinen VM, Vallittu PK, Docent DT. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethylmethacrylate resin. *J Prosthet Dent. St. Louis.* 1977; 77(5): 531-4.
- [47]Braden M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. *J Prosthet Dent. St. Louis.* 1964; 14(2):307-16.
- [48]Kalipçilar B, Karaagaçlıoğlu L, Hasanreisoglu U. Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties. *J Oral Rehabil. Oxford.* 1991; 18(5):399-401.
- [49]Barsby MJ, Braden M. A hydrophilic denture base resin. *J Dent Res. Washington.* 1979; 58(6):1581-4.
- [50]Braden M, Wright PS. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. *J Dent Res. Washington.* 1983; 62(6):764-8.
- [51]Sweeney WT, Paffenbarger GC, Beall JR. Acrylic resins for dentures. *J Am Dent. Ass. Chicago.* 1942; 29(1):7-33.
- [52]McCracken WL. An evaluation of activated methylmethacrylate denture base materials. *J Prosthet Dent. St. Louis.* 1952; 2(1):68-83.
- [53]Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Some physical properties of organic denture base materials. *J Am Dent Ass. Chicago.* 1963; 67:489-504.
- [54]Stafford GD, Smith DC. Some studies of the properties of denture base polymers. *Brist Dent J. London.* 1968; 125(8):337-42.
- [55]Stafford GD, Handley RW. Transverse bend testing of denture base polymers. *J Dent. Great Britain.* 1973; 3(6):251-55.
- [56]Campbell RL. Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases. *J Am Dent Ass. Chicago.* 1956; 52(4):448-54.
- [57]Anthony DH, Peyton FA. Dimensional accuracy of various denture-base materials. *J. Prosthet Dent. St. Louis.* 1962; 12(1):67-81.
- [58]Cucci ALM, *et al.* Tensile bond strengths of hard chair side reline resins as influenced by water storage. *J Oral Rehabil. Oxford.* 1999; 26(8):631-4.
- [59]Rizzati-Barbosa CM, Del Bel Cury AA, Panzeri H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. *Rev Odontol Univ São Paulo. São Paulo.* 1995; 9(3):197-206.
- [60]Wong DMS, *et al.* Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *J Prost Dent. St. Louis.* 1999; 81(3):300-4.
- [61]Arima T, Murata H, Hamada T. The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics

- of denture base resin. *J Oral Rehabil.* Oxford. 1996; 23(7):476-80.
- [62]Buyukyilmaz S, Ruyter IE. Color stability of denture base polymers. *Int. J. Prosthodont.* Lombard. 1994; 7(4):372-82.
- [63]Kawai K, Torii M, Tsuchitani Y. Measurement of water solubility of resin components by means of high performance liquid chromatography. *J. Osaka Univ Dent Sh.* Osaka. 1988; 28:153-60.
- [64]Van Meerbeek B, *et al.* Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* Alexandria. 1993; 72(10):1434-42.
- [65]Sweeney WT. The Knoop indentation hardness instrument as a tool in dental research. *J Dent Res.* St. Louis. 1942; 21(3):303. Abstract.
- [66]Peyton FA, Craig RG. Propriedades físicas y mecánicas. In: \_\_\_\_\_. *Materiales dentales restauradores.* 2. ed. Buenos Aires: Mundi, 1974; 3:48-89
- [67]Smith DC. The acrylic denture: mechanical evaluation; midline fracture. *Brit DJ.* London. 1961; 110(8):257-67.
- [68]Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil.* Oxford. 1979; 6:41-8.
- [69]Beyli MS, Von Fraunhofer JA. A analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent.* St. Louis. 1981; 46(3):238-40.
- [70]Hugget R, Bates JF, De Pckham. The effect of the curing cycle up on the molecular weight and properties of denture base materials. *Dent Mater.* Washington. 1987; 3(3):107-12. Stafford GD, Smith DC. Flexural fatigue test of some denture base polymers. *Brit DJ.* London. 1970; 128(9):442-5.
- [71]Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *Brit D J.* London. 1971; 130:29-30.
- [72]Ellakwa AE, Morsy MA, El-Sheikh AM. Effect of aluminum oxide addition on the flexural strength and thermal diffusivity of heat-polymerized acrylic resin. *J Prosthodont.* 2008; 17:439-44.
- [73]Skirvin DR, Vermilyea SG, Brady RE. Polymethylmethacrylate reinforcement: Effect on fatigue failure. *Military Med.* Bethesda. 1982; 147:1037-40.
- [74]Hargreaves AS. The prevalence of fractured dentures: a survey. *Brit D J.* London. 1969; 126:451-5.
- [75]Regis RR, Soriani NC, Azevedo AM, Silva-Lovato CH, Paranhos HFO, De Souza RF. Effects of ethanol on the surface and bulk properties of a microwave-processed PMMA denture base resin. *J Prosthodont.* 2009; 18:489-95.
- [76]Bergamo PMS. O uso da energia de microondas na polimerização de resinas acrílicas para base de dentaduras. Teste de fadiga e adaptação de bases. 2002. 108. Dissertação (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto. 2002.
- [77]Taylor R, Maryan C, Verran J. Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *J Prosthet Dent.* St. Louis. 1998; 80(5):592-97.
- [78]Casemiro LA, Martins CHG, Pires-De-Souza FCP, Panzeri H. Antimicrobial and mechanical properties of acrylics in swith incorporated silver-zinc zeolite- part I. *Gerodontol.* 2008; 25:187-94.
- [79]Monteiro DR, Gorup LF, Takamiya AS, Ruvollo-Filho AC, Camargo ER, Barbosa DB. The growing importance of materials that prevent microbial adhesion: antimicrobial effect of medical devices containing silver. *Int J Antimicrob Agents.* 2009; 34:103-10.
- [80]Cunha TR, Regis RR, Bonatti MR, Souza RF. Influence of incorporation of fluoroal kylmethacrylate son roughness and flexural strength of a denture base acrylic resin. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17:103-7.

