



Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

*Faculdade de Odontologia de Araraquara*

*Ana Carolina Pero*

*Avaliação da influência do método de  
polimerização e da espessura da base de  
próteses totais na porosidade da resina  
acrílica*

**Orientador:** Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni

**Araraquara  
2005**

**Ana Carolina Pero**

***Avaliação da influência do método de polimerização e da  
espessura da base de próteses totais na porosidade da  
resina acrílica***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Área de Prótese.

**Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni**

**Araraquara  
2005**

Pero, Ana Carolina

Avaliação da influência do método de polimerização e da espessura da base de próteses totais na porosidade da resina acrílica / Ana Carolina Pero. – Araraquara : [s.n.], 2005.

77 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Compagnoni

1. Porosidade    2. Resinas acrílicas    3. Prótese total  
I. Título

## ***DADOS CURRICULARES***

***Ana Carolina Pero***

Nascimento: 15/02/1979

São Paulo-SP

Filiação: Romulo Eduardo Pero

Ana Lúcia Avelar Pero

1998-2001: Curso de Graduação

Faculdade de Odontologia de Araraquara

Universidade Estadual Paulista – UNESP

2003-2004: Curso de Mestrado - Área de Prótese

Programa de Pós- Graduação em Reabilitação Oral

Faculdade de Odontologia de Araraquara

Universidade Estadual Paulista – UNESP

## Dedicatória

A *Deus*, pelo exemplo de amor maior, por conduzir a minha vida e por me ajudar a manter o equilíbrio mesmo nos momentos mais difíceis.

Aos meus queridos pais, *Ana Lúcia e Romulo Eduardo*, em primeiro lugar por terem me dado a vida e, principalmente, por terem me ensinado a viver. Agradeço por todo apoio e por terem acreditado e confiado em mim.

Sem vocês nada disso seria possível.

Ao meu namorado, *Evandro*, por estar sempre ao meu lado, e por fazer de cada instante um momento especial e inesquecível.

Obrigada por me amar tanto assim.

## **Agradecimento Especial**

Ao Professor

*Marco Antonio Compagnoni*, agradeço imensamente pela orientação competente e segura, pela dedicação durante o desenvolvimento deste trabalho e por todo o esforço que o fizeram um exemplo de orientador.

Obrigada por todos os ensinamentos, pela convivência que nos tornou amigos, e por me ensinar nas pequenas atitudes gestos grandiosos de serenidade e bondade.

*Minha eterna gratidão.*

## Agradecimentos

À Diretoria da Faculdade de Odontologia de Araraquara, representada pelo *Profa. Dra. Rosemary Adriana Chiérice Marcantonio* e pelo vice-diretor, *Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla*, pelo esforço dedicado ao ensino e à pesquisa nesta instituição.

À *Profa. Dra. Regina Helena Barbosa Tavares da Silva*, Chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela colaboração e dedicação voltadas ao nosso departamento.

Ao *Prof. Dr. Gelson Luís Adabo*, Chefe do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, pela contribuição em minha formação profissional.

Aos docentes do Departamento de Materias Odontológicos e Prótese, em especial aos professores: *Carlos Alberto dos Santos Cruz, Renata Garcia Fonseca, Luis Geraldo Vaz, Francisco de Assis Mollo Jr, Cinara Maria Camparis, Carlos Eduardo Vergani, Eunice Terezinha Giampaolo, Ana Cláudia Pavarina e Ana Lúcia Machado*, pelo carinho, amizade e orientação.

Aos funcionários do Departamento de Materias Odontológicos e Prótese, *Marta, Lúcia, Silvia, Inês, Malú, Moacir, Cláudio, Cida*,

*Adelaide*, por todos os serviços prestados e, acima de tudo, pela amizade conquistada.

Aos técnicos do Laboratório de Prótese Total, *Júnior e João*, por todo o auxílio durante a fase experimental desta pesquisa.

Às funcionárias da Seção de Pós Graduação, *Mara, Rosângela e Silvia*, pela simpatia, atenção e disponibilidade.

À *Sra. Maria Helena*, funcionária da Biblioteca desta Faculdade, pela revisão das referências e normas técnicas deste trabalho.

Ao *Prof. Dr. Sérgio Russi*, por quem tenho profunda admiração e respeito, agradeço por todos os ensinamentos e pelas palavras de carinho e incentivo.

Ao *Prof. Dr. Adhemar Ruvolo Filho*, do Depto. de Química da UFSCar, pela disponibilidade, atenção e essencial contribuição para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos amigos de turma *Ana Paula, Andréa, Anelise, Anne, Dani, Ewerton, João, Ju, Mari, Marcelo, Matheus, Michel, Roberta, Zeca, Zé Maurício*, pela amizade e companheirismo durante estes dois anos.



Às amigas *Juliê, Tali, Cilene e Mari*, agradeço toda a dedicação dentro do nosso grupo de pesquisa.

À amiga *Débora*, pelo companheirismo, incentivo e determinação. Obrigada pela amizade e carinho, e pela convivência que foi essencial para o meu crescimento profissional.

Ao amigo *Raphael*, pela convivência harmoniosa e pelo auxílio na estatística desse trabalho.

À *Lilian*, minha grande amiga de longa data, agradeço pelas correções gramaticais à longa distância.

À minha querida amiga *Ana Cristina Kulaif de Souza Leão*, pela amizade sincera, companheirismo e compreensão nos momentos alegres e tristes.

Às minhas irmãs *Luciana e Ana Paula*, pelo apoio, carinho, amizade e união. Amo vocês.

Aos meus tios, *Wilson e Teresa, Lourdes e Chen, Júlio César*, obrigada pelo incentivo, pela torcida e por compartilharem a minha alegria.

Aos meus primos *Rodrigo, Renan, Mariana, Gabriel, Leticia e Luisinho*, pelo amor que nos une e por todos os momentos felizes.

À *FAPESP* e a *CAPES*, pelo suporte financeiro que tornou possível a realização dessa pesquisa.

# Sumário

*Página*

<b>Introdução.....</b>	<b>01</b>
<b>Revisão da Literatura.....</b>	<b>08</b>
<b>Proposição.....</b>	<b>27</b>
<b>Material e Método.....</b>	<b>29</b>
<b>Resultado.....</b>	<b>48</b>
<b>Discussão.....</b>	<b>57</b>
<b>Conclusão.....</b>	<b>65</b>
<b>Referências.....</b>	<b>67</b>
<b>Resumo.....</b>	<b>74</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>76</b>

## ***INTRODUÇÃO***

---

## Introdução

Uma prótese total é constituída de uma base de resina acrílica onde são montados os dentes artificiais. Essa base, além de suporte, é também responsável pela estabilidade, retenção e distribuição das forças mastigatórias ao rebordo subjacente.

Por cerca de 80 anos, a borracha vulcanizada (vulcanite), patenteada por Nelson Goodyear em 1851, foi o material tecnicamente mais prático utilizado para a confecção desta base.<sup>49</sup> No entanto, apesar desse produto ter baixo custo, ser durável, leve, de fácil confecção e apresentar propriedades físicas adequadas, deixava a desejar em relação à estética por apresentar cor vermelho escura.<sup>49</sup>

Na década de 30 ocorreu o desenvolvimento do metilmetacrilato para bases de próteses. Em 1936, a Vernon Beshoff Company lançou experimentalmente uma resina acrílica em forma de gel, que, no ano seguinte, foi introduzida no mercado com o nome de Vernonite. Em 1938, a Kerr Dental Manufacturing Company comercializou um material similar na forma de pó e líquido com o nome de Crystolex e, mais tarde, surgiu a resina Lucitone (L. D. Caulk Company) também na forma de pó e líquido. Um ano depois, a American Dental Association (ADA) testou as propriedades físicas e mecânicas do *poli (metilmetacrilato)*, composição básica das resinas acrílicas, que, com a sua aprovação e a do National Bureau of Standards passou a fazer parte do contexto da Odontologia.<sup>49</sup>

Desde então, o *poli (metilmetacrilato)* é o material mais utilizado para a confecção das bases de próteses orais, totais ou parciais. O material para base de

dentadura à base de *poli (metilmetacrilato)* é geralmente fornecido como um sistema de pó e líquido. A polimerização desse material ocorre em função de uma reação de adição, onde as moléculas de peróxido de benzofila presentes no pó (polímero) se decompõem, formando radicais livres. Cada radical livre reage com uma molécula de monômero disponível presente no líquido para iniciar o crescimento da cadeia polimérica. Essa reação exotérmica ocorre a partir de 60°C, podendo ser ativada, portanto, pelo calor.<sup>4</sup>

Tradicionalmente, a polimerização da resina acrílica ocorre por ativação química ou térmica. O primeiro experimento para avaliação da porosidade utilizando energia de microondas foi realizado por Nishii,<sup>39</sup> em 1968, que também avaliou outras propriedades físicas e mecânicas da resina acrílica. Nishii<sup>39</sup> buscava, ao utilizar a energia de microondas para a polimerização da resina acrílica, reduzir a porosidade interna das bases protéticas. Em seu trabalho, o autor utilizou muflas metálicas perfuradas e obteve resultados semelhantes em relação às propriedades avaliadas, comparando os ciclos convencional em banho de água quente e por energia de microondas.

O método de polimerização em microondas utilizado inicialmente por Nishii<sup>39</sup> foi justificado pelo autor pelas vantagens oferecidas, como grande economia de tempo no processamento da resina e o aumento do grau de polimerização. O aquecimento fornecido pelas microondas permite que o interior e o exterior do objeto irradiado sejam aquecidos igualmente, e isso faz com que a temperatura aumente muito rapidamente,<sup>58</sup> acelerando a polimerização.

Nos anos que se seguiram após esse estudo, a energia de microondas foi novamente reportada por Kimura,<sup>34</sup> em 1983, dando seqüência a uma série de outras pesquisas. Na época, foi desenvolvida uma mufla especial para utilização em microondas reforçada com fibra de vidro. Isso porque as muflas metálicas utilizadas tradicionalmente para a inclusão da resina acrílica refletiriam as ondas eletromagnéticas impedindo a ação das microondas na polimerização da resina. Kimura<sup>35</sup> salientou ainda outras vantagens em se utilizar a energia de microondas como o menor tempo de polimerização, mínimas alterações de cor na resina, menos fraturas dos dentes artificiais e das bases de resina, e superior adaptação da base. Além disso, segundo o autor, a energia de microondas forneceu um aquecimento por igual da resina acrílica.

Na maioria dos estudos que se seguiram desde então, as propriedades das resinas acrílicas eram comparadas quando polimerizadas em microondas e em ciclo convencional em banho de água quente, e muitos deles demonstraram resultados semelhantes. Ou seja, muitos autores concordavam que não havia diferença em se polimerizar uma resina acrílica em ciclo convencional ou por meio da energia de microondas.<sup>2, 3, 7, 10, 11, 14, 17, 21, 35, 36, 39, 43, 50</sup>

De Clerck,<sup>21</sup> em 1987, explorou amplamente a utilização da energia de microondas na polimerização de resinas acrílicas usadas em próteses orais. O autor explicou que as microondas geradas no magnetron a uma frequência de 2450 MHz fazem com que as moléculas de metilmetacrilato mudem de direção cerca de 5 bilhões de vezes por segundo. Conseqüentemente, ocorrem várias colisões

intermoleculares, o que causa um rápido aquecimento da resina. Já no método convencional em banho de água, o aquecimento da resina ocorre passivamente porque o calor é gerado externamente e as moléculas de monômero se chocam em consequência desse aquecimento. O autor comentou que a 100,8°C o monômero entra em ebulição e gera porosidade na resina.

Nos últimos anos, a composição e o processamento da resina acrílica vêm sendo modificados para favorecer as propriedades físicas e mecânicas desse material e otimizar as técnicas laboratoriais para confecção de próteses totais. Entre esses novos materiais e técnicas de processamento, encontram-se a resina acrílica polimerizada por luz visível,<sup>8</sup> as resinas fluidas<sup>12</sup> e as injetáveis.<sup>36, 39</sup> No entanto, é necessário que a resina acrílica seja corretamente selecionada, manipulada e processada para que suas propriedades não sejam prejudicadas, por exemplo com a ocorrência de poros na base protética.<sup>36</sup>

De acordo com Tager,<sup>52</sup> a porosidade é uma propriedade dos sólidos que está relacionada à sua estrutura e é expressa na presença de vazios (poros). Essa definição evidencia que o conceito de porosidade pode ser aplicado aos sólidos, e que os poros são espaços não entre as moléculas, mas entre estruturas moleculares mais complexas. Dessa forma, o que se entende por porosidade é a fração em volume livre no interior do polímero. Então, no caso daqueles polímeros que se encontram no estado vítreo essa fração seria, portanto, fixa no espaço e no tempo.



A porosidade na resina acrílica é uma característica indesejável e tem sido detectada em alguns estudos, causando preocupação na maioria dos autores. Essa característica pode ser causada por diversos fatores, como a proporção pó/líquido incorreta, falta de agregação das partículas do pó no líquido, inclusão da resina em estágio inadequado, incorretos ciclos de polimerização e manipulação.<sup>36</sup> Ainda, alguns autores comentam que o ar incorporado à mistura de resina quando o polímero é misturado ao monômero não é completamente liberado, e isso, adicionado à contração de polimerização são fatores decisivos na geração de poros.<sup>32, 40</sup>

Também tem sido demonstrado<sup>21, 26, 30, 31</sup> que níveis altos de monômero residual prejudicam as propriedades da resina acrílica, e podem contribuir na formação de poros.

A Academy of Denture Prosthetics<sup>1</sup> determina que para uma prótese ser higienicamente aceitável ela não deve ter poros, porque a porosidade diminui a resistência ao manchamento do material, favorece a deposição de cálculo e a aderência de outras substâncias. Uma base de prótese com superfície porosa constitui um meio ideal para a proliferação de microrganismos como a *Candida albicans*.<sup>1</sup>

A fim de se minimizar esse efeito e garantir que a utilização da energia de microondas seja eficiente no sentido de não interferir negativamente nas propriedades da resina acrílica, diversos estudos têm sido realizados, em busca de um ciclo de polimerização mais adequado e efetivo.<sup>3, 7, 10, 11, 13, 14, 15, 17, 20, 26, 28, 35, 38, 42, 46, 57, 58</sup>

Entretanto, alguns autores observaram que não somente o ciclo de polimerização em microondas tem influência na porosidade da resina acrílica. Seus

estudos demonstraram que os poros eram encontrados em regiões mais espessas das resinas polimerizadas em microondas, especialmente a partir de 3 mm de espessura.<sup>2, 3, 43, 55</sup>

Dessa forma, é necessário que ciclos de polimerização em microondas sejam definidos e selecionados adequadamente pelos profissionais da odontologia, para que a porosidade seja reduzida e as propriedades mecânicas da resina acrílica não sejam prejudicadas, visto que este processo de polimerização oferece vantagens significativas quanto a grande economia de tempo e limpeza durante os procedimentos laboratoriais.<sup>7, 12, 18, 19, 25, 36, 48</sup>

## ***REVISÃO DA LITERATURA***

---

---

## Revisão da Literatura

O primeiro experimento para avaliação da porosidade de uma resina acrílica termopolimerizável utilizando energia de microondas foi realizado em 1968 por *Nishii*.<sup>39</sup> Os espécimes tinham 9mm de espessura e foram irradiados por 9 mim em muflas perfuradas, sendo que no interior do forno de microondas havia um recipiente contendo água para prevenir o sobreaquecimento do forno. O autor observou que não houve porosidade quando diminuía a potência de saída das microondas, e que aumentando a quantidade de água no recipiente colocado no interior do forno, a porosidade era consideravelmente reduzida.

*Smolareck*,<sup>51</sup> em 1972, investigou a porosidade em resinas acrílicas *poli (metilmetacrilato)* polimerizadas através do método convencional em banho de água, variando os fatores tempo/temperatura. Os corpos-de-prova foram polimerizados em 8 ciclos diferentes com aumento de 15 minutos de um ciclo para outro, até alcançar-se a temperatura de 65° C. Dessa última temperatura até a ebulição da água foram consumidos 30 minutos, permanecendo em ebulição por 90 minutos em todos os ciclos. Observou que o binômio tempo/temperatura influencia na porosidade interna da resina acrílica e constataram que há porosidade em quantidade inversamente proporcional ao tempo consumido durante a polimerização para alcançar-se a temperatura de 65° C.

*Gettleman et al.*,<sup>25</sup> em 1977, polimerizaram quatro tipos de materiais poliméricos à base de poli (metilmetacrilato) utilizando diferentes métodos de polimerização: forno convencional, câmara de pressão, autoclave e forno de microondas. A propriedade avaliada foi a resistência à flexão e as resinas utilizadas nesse estudo apresentavam variações na sua composição, quanto ao volume e tamanho das esferas de polímero, o que caracteriza o material como uma resina porosa ou não porosa. Os autores concluíram que a resistência à flexão das resinas consideradas porosas equivale a 1/6 a 1/8 em relação a de um polímero denso, independente do método de polimerização utilizado nesse estudo.

Em 1977, *Woefel*<sup>59</sup> alertou sobre algumas considerações importantes a serem seguidas quando do processamento das resinas acrílicas a fim de se evitar prejuízo as suas características. O autor comentou, por exemplo, que a força na prensagem da resina deve ser aplicada vagarosamente, permitindo que a massa de resina escoe adequadamente e seja comprimida numa densidade adequada. Idealmente, as muflas devem ser prensadas por um período de 30 a 60 minutos antes de serem submetidas ao ciclo de polimerização. O ciclo recomendado pelo autor era em banho de água por 9 horas a 74°C ou 90 minutos a 74°C seguido de 30 minutos em ebulição.

*Gay & King*,<sup>24</sup> em 1979, avaliaram a porosidade em espécimes de diferentes espessuras, variando também os ciclos de polimerização utilizando pressão, o ciclo convencional em banho de água e em ebulição. Concluíram que espécimes de resina acrílica com espessura superior a 10 mm podem ser processadas sem que ocorram poros utilizando-se o ciclo convencional em banho de água por 9 horas a 75°C. Frente aos resultados de porosidade obtidos, os autores também concluíram que o método de polimerização sob pressão é válido para os procedimentos de confecção de próteses.

*Austin & Basker*<sup>6</sup> constataram em 1980 que a liberação de monômero residual foi maior na resina acrílica termopolimerizável com menor espessura. Apesar do monômero residual não ser removido tão facilmente por meio da imersão em água, observaram que a sua liberação foi maior nos primeiros dias (aproximadamente até o 5º dia), independentemente do ciclo de polimerização utilizado, e tornou-se estável no decorrer de 60 dias.

*Firtell & Harman*,<sup>23</sup> em 1983, observaram a relação da porosidade com a espessura da resina acrílica ao utilizarem uma resina própria para polimerização em água em ebulição por 20 minutos. Os autores constataram que a porosidade aumenta com o aumento da espessura da resina.

*Kimura et al.*<sup>34</sup> também em 1983, comentaram que o calor gerado pela energia de microondas ocorre em consequência da movimentação das moléculas do

monômero através de um campo magnético de alta frequência. Em função disso, o tempo de polimerização da resina acrílica é bastante reduzido. Nesse trabalho, os autores utilizaram uma resina acrílica termopolimerizável convencional polimerizada em microondas variando o tempo de polimerização (2, 3, 5, 10 e 15 minutos) à potência de 500W, a espessura do corpo-de-prova (5 e 10mm) e o modo de resfriamento pós-polimerização (água gelada à 0°C, água fria à 15°C e no ar à 20°C). Não ocorreu porosidade nos espécimes de 5 mm irradiados por 3 minutos e, na espessura de 10mm, a menor quantidade de poros foi observada nas amostras resfriadas à 20°C. A maior concentração de poros ocorreu no centro das amostras. Os autores também observaram que a adaptação de bases de resina polimerizadas em microondas por 3 minutos a 500W foi maior em comparação ao ciclo em banho de água da temperatura ambiente até 100°C por 60 minutos e então em ebulição por mais 30 minutos.

*Reitz et al.*<sup>43</sup> avaliaram e compararam, entre outras propriedades, a porosidade de resinas acrílicas polimerizadas em microondas por 5 minutos a 400W e polimerizadas em banho de água por 8 horas à 74°C. Utilizaram muflas próprias para microondas e não encontraram diferença entre os métodos de polimerização quanto à porosidade em espécimes de até 2,5 mm de espessura. Já para os espécimes com 10 mm de espessura polimerizados em microondas observou-se porosidade visível concentrada centralmente em 70% da amostra, enquanto que a polimerização em banho de água não causou porosidade visível em aumento de 10x no microscópio

óptico. Observaram que ao diminuírem a potência para 90W e aumentarem o tempo de irradiação no microondas para 13 minutos, a porosidade foi reduzida em 30% dos casos, mesmo nos espécimes mais espessos.

Em 1986, *Wolfaardt et al.*<sup>60</sup> investigaram a ocorrência e a natureza da porosidade em uma resina acrílica termopolimerizável para base de dentaduras. Os poros foram avaliados quanto à concentração, forma, tamanho e posição por meio de microscopia, sendo que o mesmo corpo-de-prova utilizado apresentava variadas espessuras. Os resultados indicaram que os fatores que geram porosidade são mais atuantes em maiores espessuras de acrílico poli (metilmetacrilato) do que em regiões mais finas. Os autores ainda puderam concluir que é praticamente impossível isolar um único fator que causa a formação de poros. A porosidade é aparentemente um fenômeno complexo e de origem multifatorial.

Para *De Clerk*,<sup>21</sup> em 1987, a absorção de exagerada energia no início da polimerização por microondas resultou em porosidade externa na resina acrílica, enquanto que a porosidade interna foi observada na amostra que absorveu mais energia no final do ciclo. Concluiu que baixas temperaturas de polimerização em microondas resultam em resinas com pouco monômero residual, boa estabilidade dimensional e características físicas e químicas semelhantes em relação à polimerização convencional.



A porosidade foi avaliada por *Al Doori et al.*<sup>2</sup> em 1988, e os autores concluíram que embora a polimerização da resina ocorra em tempos curtos e altas potências (3 minutos a 600W), ocorre porosidade principalmente em espécimes com espessura superior a 3 mm. Por isso, os autores não constataram vantagens em se utilizar o método em microondas em relação às propriedades avaliadas, sendo que ainda encontraram níveis de monômero residual acima do considerado aceitável (0,3%).

*Truong & Thomasz*,<sup>55</sup> em 1988, avaliaram diversas propriedades físicas, dentre elas a porosidade, de quatro tipos de resina acrílica para base de dentadura. Foram utilizados 4 ciclos em microondas e um ciclo em água em ebulição (controle), sendo que os espécimes tinham 10 mm de espessura. Comparativamente ao ciclo controle, os ciclos em microondas resultaram em espécimes com maior quantidade de poros, e os autores notaram que a porosidade foi diminuída quando a energia de microondas fornecida no início da polimerização foi controlada.

*Honorez et al.*,<sup>27</sup> em 1989, observaram o efeito de diferentes ciclos de polimerização sobre algumas propriedades físicas de resinas acrílicas para base protética. Utilizaram três ciclos de polimerização em banho de água quente: 1) polimerização por 9 horas a uma temperatura de 73°C; 2) ciclo de 90 minutos a 73°C e seguiu-se por mais 30 minutos a 100° C e 3) polimerização em água em ebulição por 40 minutos. Os corpos-de-prova polimerizados no ciclo 3, considerado rápido,

apresentaram maior quantidade de porosidade e superfícies irregulares, e também as menores concentrações de monômero residual. As altas temperaturas utilizadas no ciclo rápido fazem com que ocorra uma redução no monômero residual, já que ocorre a vaporização do mesmo, o que também leva à formação de poros. Em função dos resultados obtidos, os autores não aconselharam a utilização do ciclo 3 para polimerizar próteses totais, porque ocorrem prejuízos às propriedades da resina.

Em 1989, *Jerolimov et al.*<sup>31</sup> comentaram que as diferentes espessuras e geometrias de uma dentadura irão interferir na dissipação do calor gerado na polimerização, o que leva à formação de poros. Os autores observaram a porosidade de vários tipos de resina acrílica variando não somente o ciclo, mas também as concentrações de peróxido de benzoíla e de dimetil p-toluidina, que são, respectivamente, iniciador e ativador da reação de polimerização da resina. Utilizaram dois ciclos em banho de água, sendo um longo e o outro rápido em água em ebulição. Não foi encontrada porosidade nos espécimes polimerizados no ciclo longo, independentemente das concentrações iniciador/ativador. A combinação de 0,26% de iniciador e 0,025% de ativador produziu os melhores resultados em relação à porosidade. Essa associação produziu porosidade considerada reduzida mesmo nos espécimes mais espessos (9 mm) polimerizados no ciclo rápido. Conclui-se que para a utilização de ciclos rápidos sem prejuízos às propriedades da resina, deve-se utilizar um material adequado.

*Levin et al.*,<sup>36</sup> em 1989, acrescentaram que a potência correta e o tempo de polimerização no microondas são importantes para que as propriedades físicas e mecânicas da resina acrílica não sejam prejudicadas.

A porosidade de dois tipos de resinas acrílicas específicas para polimerização em microondas e uma resina termopolimerizável foram comparadas por *Alkhatib et al.*<sup>3</sup> em 1990. Cinco grupos foram formados de acordo com o material e ciclos de polimerização utilizados, sendo eles um ciclo longo em banho de água, e outros três ciclos em microondas. Quando a resina termopolimerizável foi polimerizada em microondas no ciclo longo, a porosidade apresentou-se severa para espécimes acima de 3 mm, enquanto que a resina própria para microondas polimerizada nesse mesmo ciclo apresentou poros somente em espessuras acima de 8 mm.

*Bafile et al.*,<sup>7</sup> em 1991, calcularam a porosidade de resinas termopolimerizáveis e específicas para microondas polimerizadas em diferentes ciclos no forno de microondas. Para isso, os autores utilizaram uma fórmula física que associa a porcentagem de porosidade interna da resina com a absorção de água. A porosidade foi maior e visível a olho nu nas resinas termopolimerizáveis polimerizadas em microondas, sendo que os demais grupos não apresentaram diferença em relação ao grupo controle polimerizado em banho de água por um ciclo longo. Os grupos de resina acrílica com monômero específico para microondas não mostraram porosidade visível independente do ciclo, e os seus resultados foram

comparáveis ao grupo controle. Os autores concluíram que a energia de microondas pode ser utilizada para a polimerização de resinas para próteses livres de porosidade quando uma resina específica para microondas for utilizada e, ainda, quando a combinação potência/ tempo no forno de microondas for adequada.

Em 1992, *Harrison & Huggett*<sup>26</sup> avaliaram o efeito de diversos ciclos de polimerização sobre o conteúdo de monômero residual de dois tipos de resinas acrílicas. Observou-se que o monômero residual foi grandemente reduzido ao finalizar-se a polimerização com água fervente por 1 hora nos ciclos em banho de água (70°C / 7 horas). Os autores comentaram que ao se utilizar esses ciclos, seria possível confeccionar bases de próteses livres de porosidade, independentemente da espessura da resina acrílica.

*Tsuchiya et al.*<sup>56</sup> em 1993 avaliaram a liberação de formaldeído em água destilada de três tipos de resinas acrílicas (auto, termopolimerizável convencional e polimerizável em microondas). O formaldeído é um dos subprodutos da oxidação do monômero metil metacrilato e a sua liberação na resina autopolimerizável foi significativamente superior a das demais resinas, sendo a maior quantificação estabelecida após 10 dias de imersão. Essa mesma resina também foi avaliada após a remoção de sua camada superficial e observou-se uma grande redução no conteúdo dessa substância.

*Cury et al.*,<sup>20</sup> em 1994, obtiveram resultados de resistência inferior para uma resina própria para microondas polimerizada num ciclo de 3,5 min a 500W, em comparação a dos outros materiais testados. Esse achado contraria outras pesquisas, onde os dados obtidos eram semelhantes aos das resinas polimerizadas em banho de água. Os autores atribuem esses resultados em decorrência da porosidade observada.

Também em 1994, *Ilbay et al.*<sup>28</sup> verificaram a influência de vários ciclos de polimerização em microondas sobre algumas propriedades da resina acrílica, entre elas a porosidade, utilizando uma resina acrílica termopolimerizável. Dos 21 ciclos testados, 15 foram efetivos, sendo que o tempo mínimo de polimerização foi 2 minutos à potência máxima de 550W ou 10 min à potência mínima de 110W. Observaram mais poros nos espécimes polimerizados sob altas potências, embora a porosidade observada não tenha sido significativa em nenhum dos espécimes testados. Concluíram que o método de polimerização em microondas pode ser aplicado também para resinas acrílicas convencionais sem prejuízo às suas propriedades.

No mesmo ano, *Sadamori et al.*<sup>46</sup> pesquisaram a influência da espessura e da região analisada do corpo-de-prova no conteúdo de monômero residual de espécimes de resina acrílica polimerizadas por meio de três diferentes métodos. As resinas utilizadas foram: Bio Resin (termopolimerizável convencional), Pour Resin (fluida) e Acron MC (polimerizável em microondas); e os ciclos de polimerização foram

utilizados de acordo com as recomendações dos respectivos fabricantes. Os corpos-de-prova apresentavam 0,5; 1,5 e 4,5 mm de espessura e cada um deles foi analisado em cinco diferentes regiões. Para as resinas Bio Resin e Acron MC, os espécimes menos espessos foram os que apresentaram o maior nível de monômero residual. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos de processamento e espessuras utilizadas, mas em relação à região do corpo-de-prova, o conteúdo de monômero residual foi semelhante independente da região analisada.

Em 1995, o efeito do ciclo de polimerização sobre algumas propriedades de resinas acrílicas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis foi avaliado por *Dogan et al.*<sup>22</sup> Obtiveram valores semelhantes de resistência à flexão para ambos os tipos de resina e observaram uma melhora nesta propriedade com o aumento do tempo e da temperatura de polimerização.

Em 1996, *Anusavice*<sup>4</sup> comentou que o material para base de dentadura à base de poli (metilmetacrilato) é geralmente fornecido como um sistema de pó e líquido, sendo que o líquido contém metilmetacrilato não-polimerizado, e o pó contém uma resina poli (metilmetacrilato) pré-polimerizada, em forma de pequenas pérolas. Nas resinas termoativadas, é adicionado ao pó uma pequena quantidade de peróxido de benzoíla (iniciador), e a hidroquinona é adicionada ao líquido como um inibidor da reação de polimerização. O autor também comentou que quando aquecidas acima de

60°C, as moléculas de peróxido de benzoíla se decompõem para permitir uma neutralidade elétrica contendo elétrons descasados, denominados radicais livres. Cada radical livre reage com uma molécula de monômero disponível para iniciar o crescimento da cadeia polimérica. No sistema em discussão, o calor é denominado ativador da reação, e o peróxido de benzoíla é o iniciador. O processo de polimerização que envolve as resinas autopolimerizáveis é químico e, neste caso, o ativador da reação é, geralmente, uma amina terciária adicionada ao líquido, como a dimetil-para-toluidina. O processo de polimerização é exotérmico e, se o aumento da temperatura exceder o ponto de ebulição do monômero não-reagido ou de um polímero de baixo peso molecular, ou ambos, estes componentes poderão ferver, gerando porosidade interna na resina.

*Samuel et al.*<sup>47</sup> em 1996, avaliaram a porosidade de uma resina acrílica termopolimerizável (Clássico) em função do tempo decorrido entre a prensagem e a polimerização. Utilizaram intervalos de 15 minutos, 12 horas, 44 horas, 1 semana, e 2 semanas, e notaram que o aumento do tempo decorrido entre a prensagem e a polimerização não foi um fator determinante na formação de porosidade na resina acrílica avaliada. Portanto, os autores afirmaram que não ocorre a formação de poros na base protética quando o tempo de espera entre a prensagem e a polimerização é de até 2 semanas, desde que sejam observadas todas as recomendações e mantidos todos os cuidados requeridos por uma técnica correta de manipulação das resinas acrílicas termopolimerizáveis.

A influência do tempo e temperatura de polimerização sobre o conteúdo de monômero residual de resinas acrílicas auto e termopolimerizáveis foi avaliada por *Vallittu et al.*<sup>57</sup> em 1998. As resinas autopolimerizáveis foram polimerizadas sob pressão por 15 minutos e observou-se que tanto a marca comercial como a temperatura de polimerização interferiram na concentração de monômero residual. Essa concentração foi significativamente inferior nas resinas termopolimerizáveis, principalmente em ciclos onde se utilizou água em ebulição.

Em 1999, *Paes Júnior et al.*<sup>42</sup> avaliaram a formação de poros na resina acrílica em função de dois métodos de polimerização (banho de água e microondas), da fase da prensagem (pegajosa, plástica e borrachóide) e do tempo decorrido entre a prensagem e o início do ciclo de polimerização (período de descanso). Polimerizaram a resina acrílica Clássico num ciclo longo em banho de água e a resina Onda-Cryl foi polimerizada no forno de microondas por 4 minutos a 320W, seguido de 4 minutos de descanso e mais 3 minutos a 720W. Os resultados foram obtidos através da observação visual e os autores concluíram que os corpos-de-prova que apresentaram melhores resultados foram aqueles polimerizados convencionalmente, sendo prensados nas fases pegajosa e borrachóide, com período de descanso de 24 horas.

*Borges et al.*,<sup>14</sup> em 2000, analisaram, entre outras propriedades, a porosidade da resina acrílica QC-20 sob influência de diferentes ciclos de polimerização em água quente à 74° C por 9 horas e através da energia de microondas por 3 minutos a



500W. A porosidade foi avaliada utilizando-se uma lupa estereoscópica após a imersão dos corpos-de-prova em tinta nanquim por duas horas. Embora os autores terem encontrado maior número de poros nos espécimes polimerizados em microondas, não foi significativa a diferença entre os ciclos convencional e através da energia de microondas, mesmo não se utilizando resina acrílica específica para este último método de polimerização.

*Carvalho et al.*,<sup>16</sup> em 2001, avaliaram a influência de três ciclos de polimerização em banho de água na alteração da dimensão vertical de oclusão de próteses totais. Os autores concluíram que a alteração da dimensão vertical das próteses totais foi semelhante para os três ciclos de polimerização e, independente do ciclo empregado, ocorreu um aumento médio de 0,268 mm na dimensão vertical

A fim de determinar o tamanho e a localização dos poros em duas resinas acrílicas, sendo uma específica para microondas (Acron-MC) e uma termopolimerizável convencional (Paladon 65), *Yannikakis et al.*,<sup>61</sup> em 2002, avaliaram a porosidade por meio de um método fotográfico. Os fatores de variação foram o material, o ciclo de polimerização e a espessura da resina acrílica (3 e 6 mm), sendo um ciclo em microondas curto (3 minutos a 500W) e um longo (13 minutos a 90W mais 500W por 2 minutos), e um ciclo rápido em banho de água quente. A resina Paladon 65 polimerizada em banho de água não apresentou porosidade visível em um aumento de 100x, independente da espessura. Porém, quando polimerizada

em microondas, independente do ciclo, essa resina apresentou porosidade severa na maior espessura. Já quando polimerizaram em microondas a resina acrílica específica para este método, a porcentagem de poros encontrada foi extremamente menor, sendo estes de dimensões clinicamente insignificantes, independente da espessura.

*Barbosa*,<sup>10</sup> em 2003, avaliou a resistência à flexão e a porosidade da resina acrílica em função de diferentes ciclos de polimerização e espessuras do corpo-de-prova (2,0; 3,5 e 5,0 mm). Foram avaliados três ciclos em microondas, em comparação a dois ciclos controle, sendo um positivo e um negativo. Em relação à presença de porosidade, independente da espessura, a polimerização por meio da energia de microondas não interferiu no aumento da porosidade e em todos os ciclos avaliados, exceto o controle negativo, a menor espessura apresentou a maior porcentagem de porosidade.

Em 2003, a resina termopolimerizável convencional (Clássico) foi polimerizada por meio da energia de microondas em um ciclo curto e um longo e sua resistência à flexão foi avaliada por *Barbosa et al.*<sup>11</sup> Concluiu-se que a resistência à flexão da resina acrílica avaliada não foi prejudicada quando se utilizou o método de polimerização por microondas, tendo em vista que os seus valores foram estatisticamente semelhantes (89 MPa) e até mesmo superiores (101,27 MPa) aos valores de resistência obtidos no grupo controle em banho de água quente (80,88 MPa).

Ainda no ano de 2003, *Oliveira et al.*<sup>41</sup> polimerizaram a resina Acron MC em microondas variando o número e a posição das muflas no interior do forno, uma ou duas muflas, a 500W por 3 e 4,5 minutos, respectivamente. As propriedades avaliadas foram porosidade, dureza e liberação de monômero residual. A porosidade e a dureza não foram afetadas em função da variação da posição das muflas, mas os maiores níveis de monômero residual liberado nas primeiras 24 horas foram observados quando a mufla estava posicionada acima de outra mufla no interior do microondas. Os autores concluíram que a irradiação por microondas de duas muflas simultaneamente pode ser realizada com sucesso se elas estiverem posicionadas lado a lado no prato do microondas.

Recentemente, em 2004, *Botega et al.*<sup>15</sup> se propuseram a determinar o tempo necessário para a polimerização de uma resina para microondas (Acron MC), utilizando várias muflas simultaneamente no forno de microondas, a uma potência de 450W. Para isso, os autores se basearam em parâmetros como dureza, porosidade e monômero liberado na água. Os autores estabeleceram que um tempo de 4,5 minutos é necessário para a polimerização completa de 2 muflas, 8,5 minutos para 4 muflas, e 13 minutos para 6 muflas. O estudo sugere que o número de muflas dentro do forno de microondas não interfere no processamento da resina se o tempo de polimerização for ajustado ao número de muflas.

*Compagnoni et al.*,<sup>17</sup> em 2004, observaram a influência do ciclo de polimerização na porosidade da resina acrílica Onda-Cryl, própria para microondas, em comparação ao ciclo convencional em banho de água, utilizando a resina acrílica Clássico, termopolimerizável. Os ciclos em microondas testados foram: A) 3 minutos a 500W; B) 13 minutos a 90W (mufla na posição vertical) mais 90 segundos a 500W (mufla na horizontal); C) 3 minutos a 320W, seguidos de 4 minutos de descanso, e mais 3 minutos a 720W. A porosidade foi calculada pela mensuração do volume dos espécimes antes e depois sua imersão em água. Os autores concluíram que a porcentagem de porosidade foi semelhante entre os três ciclos de microondas testados, e também não houve diferença entre os espécimes polimerizados em microondas e pelo método convencional em banho de água.

*Lai et al.*,<sup>35</sup> também em 2004, investigaram algumas propriedades da resina acrílica polimerizada em banho de água convencional e em microondas, variando o tempo e a potência. Os autores registraram a variação da temperatura no forno de microondas, com o aumento da potência (80, 160 e 240W), e observaram que quanto maior a potência utilizada, mais rapidamente a temperatura da massa polimérica no interior do forno de microondas atingia um valor próximo do constante, sendo que esse valor é tanto maior quanto maior a potência. O objetivo do estudo foi determinar o tempo e a potência necessários para a completa polimerização da resina, além de verificar se a morfologia dos espécimes polimerizados em ambos os ciclos variava significativamente. Os resultados indicaram que a maior e menor porcentagem de

porosidade foi encontrada a 560 e 240W, respectivamente, para o método em microondas. Comparativamente ao método em microondas, o ciclo convencional teve comportamento semelhante. Os autores ressaltaram a importância de se selecionar adequada potência e tempo de polimerização para que a resina acrílica atinja os menores níveis de porosidade, visto que a morfologia dos espécimes também variou significativamente com o ciclo.

## ***PROPOSIÇÃO***

---

---

## **Proposição**

O objetivo deste trabalho foi avaliar a porosidade em bases de resina acrílica de prótese total maxilar, confeccionadas em diferentes espessuras e ciclos de polimerização.

## ***MATERIAL E MÉTODO***

---



# Material e método

## 1. Material

O material e equipamentos que foram utilizados nessa pesquisa encontram-se nos Quadros 1 e 2, respectivamente.

QUADRO 1: Material e respectivos nomes comerciais e fabricantes.

MATERIAL	NOME COMERCIAL	FABRICANTE
Silicone industrial	RTV - 3120	Reforplás Ind Com Ltda
Resina acrílica termopolimerizável incolor	Clássico	Artigos Odontológicos Clássico Ltda-São Paulo-SP
Resina acrílica para microondas incolor	Onda-Cryl	Artigos Odontológicos Clássico Ltda-São Paulo-SP
Resina acrílica quimicamente ativada incolor	Jet	Artigos Odontológicos Clássico Ltda São Paulo-SP
Gesso pedra especial (tipo IV)	Herostone	Vigodent S/A Ind e Com. Rio de Janeiro-RJ
Gesso pedra (tipo III)	Herodent	Vigodent S/A Ind e Com. Rio de Janeiro-RJ
Cuba para espatulação mecânica	Polidental	Polidental Ind. e Com. Ltda-São Paulo-SP
Mufla para microondas	Onda-Cryl - BMF-1	Artigos Odontológicos Clássico Ltda-São Paulo-SP
Mufla metálica	DCL nº 6	Dentária Campineira Ltda-Campinas-SP
Isolante para resina acrílica	Cel-Lac	SS White Artigos Dentários Ltda-Rio de Janeiro-RJ
Vaselina sólida	Vaselina sólida (farmacêutica)	Labsynth Produtos para Laboratório Ltda-Diadema-SP
Lixas para acabamento	Norton A237	Comercial e Técnica de Abrasivos Ltda-Campinas-SP
Espessímetro	Espessímetro	Golgran Indústria Brasileira

QUADRO 2: Equipamento e respectivos nomes comerciais e fabricantes.

EQUIPAMENTO	NOME COMERCIAL	FABRICANTE
Forno de microondas	Continental AW-30	Bosh Eletrodomésticos-Manaus-AM
Polimerizadora automática	Termotron P-100	Termotron Equipamentos-Piracicaba-SP
Câmara de pressão	Termo Press	Promeco Ind. Eletro Mecânica Ltda-São Paulo-SP
Prensa hidráulica	Delta	Vipi-Delta Máquinas Especiais-Pirassununga-SP
Espatulador mecânico	Polidental	Polidental Ind. e Com. Ltda-São Paulo-SP
Balança de precisão	Sartorius	KNWaagen Balanças e Equipamentos de Precisão Ltda-São Paulo-SP
Balança Eletrônica	Gehaka BG-400	Ind. e Com Eletro-Eletrônica Gehaka Ltda-São Paulo-SP
Máquina politriz	Metaserv 2000	Böehler-England

## 2. Método

A porosidade foi avaliada em função de diferentes ciclos de polimerização (Quadro 3) e da variação da espessura do espécime, que tiveram os seguintes valores:

**I:** Espessura de 2,0 mm.

**II:** Espessura de 3,5 mm.

**III:** Espessura de 5,0 mm.

QUADRO 3. Métodos e ciclos de polimerização com o respectivo material a ser utilizado.

	<i>Método e Ciclo de Polimerização</i>	<i>Resina Acrílica</i>
<b>CICLO A</b>	Microondas: 3 minutos a 500W <sup>34</sup>	Onda-Cryl (específica para microondas)
<b>CICLO B</b>	Microondas: 13 minutos a 90W (mufla na vertical) + 1 minuto e 30 segundos a 500W (mufla na horizontal) <sup>53</sup>	Onda-Cryl (específica para microondas)
<b>CICLO C</b>	Microondas: 3 minutos a 320 W + 4 minutos 0W + 3 minutos a 720W *	Onda-Cryl (específica para microondas)
<b>CICLO T</b>	Banho de água quente: 9 horas a 74°C <sup>59</sup>	Clássico (termopolimerizável convencional)
<b>CICLO Q</b>	Câmara de pressão: 2 bar por 15 minutos a 50°C <sup>10</sup>	Jet Clássico (quimicamente ativada)

\* Ciclo de polimerização recomendado pelo fabricante da resina acrílica Onda-Cryl

Nessa pesquisa os Ciclos T e Q corresponderam aos ciclos controles positivo e negativo, respectivamente. Convencionou-se assim chamá-los em função das características esperadas na resina acrílica após o seu processamento.

Os espécimes foram divididos nos seguintes grupos, de acordo com a espessura e o ciclo de polimerização citados anteriormente:

**Grupos A<sub>I</sub>, A<sub>II</sub> e A<sub>III</sub>:** resina acrílica Onda-Cryl polimerizada em microondas no Ciclo A, nas espessuras I, II e III.

**Grupos B<sub>I</sub>, B<sub>II</sub> e B<sub>III</sub>:** resina acrílica Onda-Cryl polimerizada em microondas no Ciclo B, nas espessuras I, II e III.

**Grupos C<sub>I</sub>, C<sub>II</sub> e C<sub>III</sub>:** resina acrílica Onda-Cryl polimerizada em microondas no Ciclo C, nas espessuras I, II e III.

**Grupos T<sub>I</sub>, T<sub>II</sub> e T<sub>III</sub>:** resina acrílica termopolimerizável Clássico polimerizada em banho de água quente no Ciclo T, nas espessuras I, II e III.

**Grupos Q<sub>I</sub>, Q<sub>II</sub> e Q<sub>III</sub>:** resina acrílica autopolimerizável Jet polimerizada sob pressão no Ciclo Q, nas espessuras I, II e III.

## 2.1 CONFECÇÃO DOS ESPÉCIMES

Cada espécime correspondeu a uma base de prova encerada em um modelo superior desdentado total, sendo que a confecção e análise de cada um deles foi realizada em ambiente sob temperatura controlada de  $23 \pm 2^\circ \text{C}$ .

### 2.1.1 OBTENÇÃO DOS MODELOS SUPERIORES

Para uma padronização, os modelos superiores foram obtidos a partir de um molde confeccionado em silicone industrial RTV<sup>36,53</sup> (Fig. 1A) de um modelo padrão utilizado no ensino pré-clínico de Graduação e Pós-graduação da Disciplina de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP. Cada molde foi vazado com gesso pedra tipo IV espatulado mecanicamente com proporção água/pó constante de 22 ml/ 100g. (Fig. 1B).

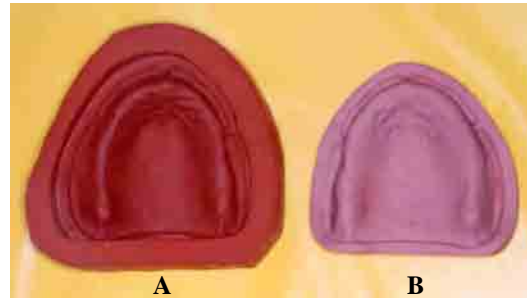


FIGURA 1: A – Molde de silicone RTV para obtenção do modelo de gesso; B – Modelo de gesso.

Após a presa do gesso, os modelos foram retirados do molde de silicone e tiveram suas bases aplainadas.

### **2.1.2 OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES EM CERA**

Os espécimes utilizados nessa pesquisa estão representados pela base de uma prótese total superior sem os dentes artificiais, nas espessuras de 2,0, 3,5 e 5,0 mm, de acordo com os grupos descritos anteriormente.

Para a padronização dos espécimes foram necessários alguns procedimentos técnicos, citados a seguir:

- confecção de 03 modelos superiores
- enceramento em cada modelo das bases da prótese, sendo uma de cada espessura (2,0; 3,5 e 5,0 mm). A espessura de cada base foi controlada em toda a sua extensão com auxílio de uma sonda milimetrada (Fig. 2).



FIGURA 2. Controle da espessura da base da prótese no padrão em cera.

A partir do conjunto modelo mais base da prótese encerada obteve-se um molde confeccionado em silicone industrial RTV (Fig. 3A) para a confecção dos espécimes em cera (Fig. 3B).

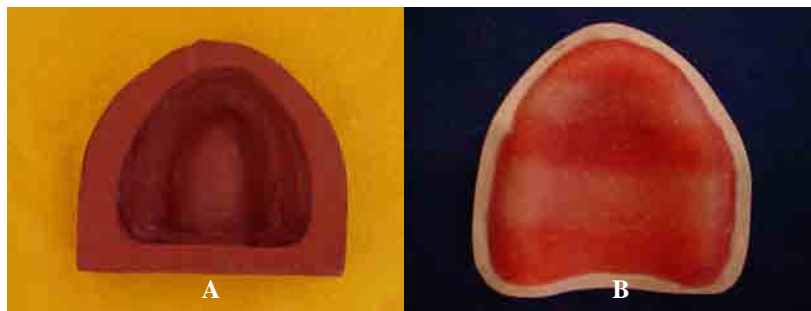


FIGURA 3. A- Matriz de um espécime em silicone RTV; B- espécime em cera.

Para a obtenção de cada espécime, vertia-se cera rosa nº 7 liquefeita no interior da matriz. As quantidades de cera utilizadas foram: no caso da espessura I

uma lâmina, para a espessura II uma lâmina e meia e para a espessura III duas lâminas de cera 7. A cera foi liquefeita num recipiente metálico em estufa a 60°C e vertida dentro da matriz de silicone correspondente à espessura da base a ser reproduzida. Em seguida o modelo de gesso superior foi imediatamente alojado sobre a cera na matriz. Com o resfriamento da cera, 30 minutos depois, o conjunto modelo mais base da prótese em cera foi removido, obtendo-se assim o espécime em cera na espessura desejada.

Esse procedimento foi repetido para todos os espécimes, nas espessuras I, II e III, os quais foram divididos nos 15 grupos propostos nesse estudo. Dessa forma, a obtenção das réplicas dos espécimes, por meio da matriz de silicone, proporcionou uma padronização da espessura da base da prótese.

### **2.1.3 PROCESSAMENTO LABORATORIAL DOS ESPÉCIMES EM CERA**

O processamento laboratorial do espécime em cera para a obtenção dos espécimes em resina acrílica para base da prótese, seguiu os passos abaixo:

2.1.3.1. Inclusão

2.1.3.2. Eliminação de cera

2.1.3.3. Prensagem

2.1.3.4. Polimerização

2.1.3.5. Desinclusão

### 2.1.3.1. INCLUSÃO

A mufla utilizada para a inclusão dos espécimes para polimerização em microondas (Fig. 4), é especial, de plástico, reforçada com fibra de vidro o que possibilita a passagem de ondas eletromagnéticas no seu interior.<sup>33, 43</sup> Somente os parafusos desta mufla são metálicos e os mesmos não interferem na polimerização da resina acrílica.<sup>37</sup>



FIGURA 4: Mufla para microondas.

A mufla metálica DCL nº 6, (Fig. 5), utilizada para os ciclos T e Q, não permite a polimerização por microondas, pois reflete as ondas eletromagnéticas produzidas pelo gerador do forno de microondas (magnetron), impossibilitando o aquecimento e polimerização da resina acrílica no interior da mufla.<sup>21, 28, 33, 37</sup>





FIGURA 5: Mufla metálica.

O espécime em cera foi incluído em mufla específica para cada ciclo de polimerização, em três camadas, utilizando-se gesso pedra tipo III espatulado mecanicamente e respeitando-se as devidas proporções água/pó (30 ml / 100 g).<sup>17</sup>

### 2.1.3.2. ELIMINAÇÃO DE CERA

A eliminação da cera dos espécimes incluídos em mufla para microondas foi realizada em duas etapas. A primeira etapa foi realizada no próprio forno de microondas com o aquecimento da mufla por 1 minuto à potência máxima (800 W). Na segunda etapa, após a abertura da mufla, a cera foi removida através de água fervente e detergente para eliminação dos excessos remanescentes.<sup>9</sup>

Já a eliminação de cera dos espécimes incluídos em mufla metálica foi realizada em água fervente, deixando-se a mufla imersa por cerca de 15 minutos, sendo esta posteriormente aberta e os resíduos de cera eliminados também com água fervente e detergente.<sup>9</sup>

Realizou-se o isolamento do gesso da mufla e contra-mufla com isolante para resina acrílica Cel-Lac quando o gesso ainda se apresentava quente. Após o resfriamento completo da mufla prensou-se a resina acrílica na fase plástica no interior do molde de gesso da base superior.<sup>9</sup>

### **2.1.3.3. PRENSAGEM**

A prensagem foi realizada em uma prensa hidráulica que foi calibrada por um técnico especializado para assegurar que os valores de pressão exercida sobre a mufla fossem corretos. No caso da mufla para microondas a pressão durante a prensagem não deve ultrapassar 1,2 toneladas (ton.), pois a mesma poderia vir a fraturar.<sup>9,36</sup>

A proporção em volume pó/líquido da resina acrílica Onda Cryl foi de 3:1, sendo o pó pesado em balança de precisão eletrônica e o líquido medido com auxílio de uma pipeta. A resina foi manipulada em um pote de vidro com tampa e após 20 minutos realizou-se a condensação no interior do molde durante a fase plástica, seguindo-se as recomendações do fabricante.

A prensagem foi realizada em duas etapas. Inicialmente, realizou-se a prensagem de prova utilizando-se como isolante uma folha de papel celofane umedecida interposta entre a mufla e a contra-mufla, conforme preconiza Rudd.<sup>44</sup> Esta prensagem foi realizada com carga lenta e gradual até atingir-se 0,5 ton., o que permitiu uma acomodação inicial da resina acrílica e escoamento dos excessos. A mufla foi aberta em seguida, removeu-se o celofane e recortou-se os excessos de resina com um buril de Le Cron para posterior prensagem final (Fig. 6).

Os valores da prensagem final para a mufla de microondas seguiram as recomendações do fabricante e foram de 0,5, 0,8 e 1,0 ton., diferentes dos valores para a resina termopolimerizável e autopolimerizável que foram de 0,5, 0,75 e 1,25 ton. Estes valores foram distintos para evitar sobrecarga, conseqüente deformação da mufla e até mesmo fratura do gesso da inclusão.<sup>5, 9</sup> Para cada valor de pressão aguardava-se cerca de 5 minutos até ocorrer a estabilização do ponteiro da prensa. No caso das muflas de microondas, quando atingia-se o valor de 1 ton. aguardava-se um período de 30 minutos para que a resina se acomodasse totalmente no interior do molde de gesso e desse início à polimerização da resina acrílica.<sup>4, 9</sup>

Passado esse período de meia hora, os parafusos da mufla para microondas eram apertados diagonalmente e de maneira gradual até ¼ de volta ainda com a mufla sob a prensa numa pressão de 1 ton. No caso das muflas metálicas, essas foram mantidas também por 30 minutos sob pressão final de 1,25 ton. e, então, foram fechadas com seus respectivos parafusos.

A partir deste momento, a resina acrílica foi imediatamente polimerizada em cada ciclo de polimerização proposto, conforme descrito no Quadro 3.



FIGURA 6: A- Prensagem de prova; B- Recorte dos excessos com buril de Le Cron.

#### 2.1.3.4. POLIMERIZAÇÃO

Em todos os ciclos propostos (Quadro 3), os espécimes foram polimerizados individualmente. Para a polimerização nos ciclos A, B e C utilizou-se um forno de microondas caseiro da marca Continental, modelo AW-30 (Fig. 7). Já para o Ciclo T e Q utilizou-se respectivamente uma termopolimerizadora automática com controle de tempo e temperatura da marca Termotron, modelo P-100 (Fig. 8) e uma câmara de pressão da marca Termo Press (Fig. 9).

O cálculo das potências selecionadas para os ciclos A, B e C foram percentuais à potência máxima do forno utilizado (800 W).<sup>9</sup> Portanto, conforme já determinado por Barbosa <sup>9</sup> tivemos que para o ciclo A de 500 W por 3 minutos o tempo e potência utilizado foi de 3 minutos e 8 segundos a 480 W; enquanto que os

tempos correspondentes para o ciclo B foram de 14 minutos e 38 segundos a 80 W e 1 minuto e 34 segundos à 480 W.



FIGURA 7: Forno de microondas Continental modelo AW-30.



FIGURA 8: Termopolimerizadora automática Termotron P-100.



FIGURA 9: Câmara de pressão Termo Press.

### **2.1.3.5. DESINCLUSÃO**

O conjunto modelo mais base da prótese superior acrilizada foi desincluído com auxílio de serra para gesso e tesoura para ouro, após o resfriamento completo da mufla. A base da prótese superior foi removida do modelo de gesso e foi dado acabamento inicialmente com uma ponta do tipo Maxicut, para remoção dos excessos de resina acrílica mais grosseiros. Em seguida, utilizou-se tiras de lixa fixadas a um mandril em baixa rotação, para um acabamento mais refinado.

### **3. ANÁLISE DA POROSIDADE**

A porosidade foi relacionada com a quantidade de água que cada espécime absorveu após ser acondicionado em água destilada à 37°C. Para isso, os espécimes foram pesados em balança analítica Sartorius, com precisão de 0,0001g, em duas etapas experimentais.<sup>10</sup> Na primeira etapa experimental, o espécime foi pesado em ar após a extração dos líquidos presentes na resina acrílica por meio de um dessecador contendo sílica gel (Fig. 10), onde foi dado vácuo por 15 minutos. A segunda etapa experimental ocorreu também com o espécime suspenso em ar após ter sido acondicionado em água destilada à 37°C. O registro das pesagens tanto para o espécime seco como para o espécime úmido foi realizado no momento em que atingiu-se massa estável.

Os períodos de armazenamento dos espécimes no recipiente contendo sílica, assim como em água destilada foram estipulados por meio de um estudo piloto. Esse estudo consistiu basicamente em se determinar os momentos corretos das pesagens

dos espécimes, nas 3 espessuras. Para isso, após a colocação do espécime no interior do recipiente contendo sílica, a cada 24 horas foram realizadas pesagens em ar até que se obteve uma estabilização dos valores das massas ( $\pm 0,005\text{g}$ ). Assim, para cada espessura, os seguintes períodos de armazenagem na sílica foram determinados:

**Espessura I:** 10 dias

**Espessura II:** 20 dias

**Espessura III:** 20 dias

Para se obter o momento da pesagem dos espécimes úmidos, o mesmo procedimento foi feito, no entanto, através da reidratação dos espécimes em água destilada à  $37^{\circ}\text{C}$ . Os períodos de armazenagem em água foram os seguintes para cada espessura:

**Espessura I:** 15 dias

**Espessura II:** 25 dias

**Espessura III:** 35 dias



FIGURA 10: Dessecador contendo sílica gel.

A análise da porosidade foi baseada no Teorema de Arquimedes<sup>54</sup> e, para isso, foi realizada uma pesagem adicional em cada etapa experimental, com o espécime totalmente imerso em água destilada imediatamente após as pesagens em ar. Com as massas do espécime seco (após o período de secagem no dessecador) e úmido (após o acondicionamento em água destilada), obtidas nas pesagens no ar e na água (Fig. 11), foi possível calcular o volume da porosidade, relacionando os seguintes valores nas duas etapas experimentais.<sup>29, 45</sup>

Os valores obtidos por meio das pesagens foram então relacionados nas fórmulas matemáticas descritas a seguir:<sup>10</sup>



Espécime seco

$$V_{e \text{ seco}} = \frac{m_s - m_s'}{\rho_{\text{água}}}$$

Onde:

$V_{e \text{ seco}}$ : volume do espécime seco

$m_s$ : massa do espécime seco registrada no ar

$m_s'$ : massa do espécime seco registrada com o espécime mergulhado imediatamente na água

$\rho_{\text{água}}$ : densidade da água

Espécime úmido

$$V_{e \text{ úmido}} = \frac{m_u - m_u'}{\rho_{\text{água}}}$$

Onde:

$V_{e \text{ úmido}}$ : volume do espécime úmido

$m_u$ : massa do espécime úmido registrada no ar

$m_u'$ : massa do espécime úmido registrada com o espécime mergulhado imediatamente na água

$\rho_{\text{água}}$ : densidade da água

A partir daí o percentual (%) de porosidade foi relacionado com os volumes do espécime seco e úmido da seguinte forma:

$$\% \text{ de Porosidade} = \frac{(V_{e \text{ úmido}} - V_{e \text{ seco}}) \times 100}{V_{e \text{ seco}}}$$

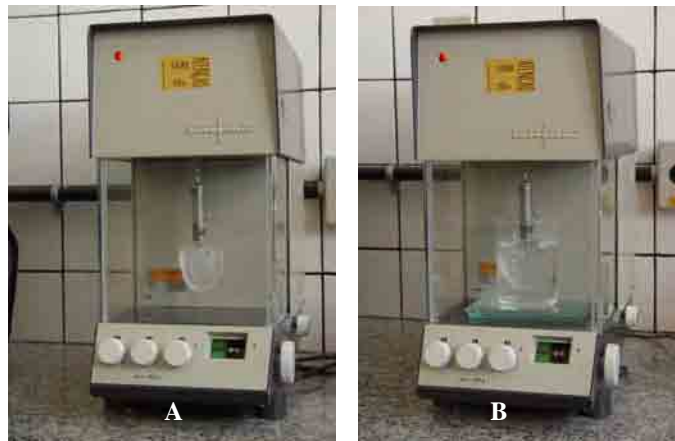


FIGURA 11. A- Pesagem do espécime no ar; B- Pesagem do espécime na água.

## PLANEJAMENTO EXPERIMENTAL

O número de espécimes para cada grupo para a análise da porosidade foi baseado na literatura (n= 10).<sup>6, 8, 16</sup>

Estabelecido um número de 10 repetições para cada condição experimental, foi avaliada a variável porosidade e definidos dois fatores de variação (ciclo de polimerização e espessura do espécime), sendo o ciclo de polimerização avaliado em cinco níveis (A, B, C, T, e Q) e a espessura em três níveis (I, II e III).

## ***RESULTADO***

---

## **Resultado**

Nas Tabelas de 1 a 3 são apresentados os valores de % de porosidade e as respectivas médias e desvios padrão obtidos nos espécimes de resina acrílica nas três espessuras, submetidos a diferentes ciclos de polimerização. Os valores de % de porosidade, dispostos nessas tabelas podem ser visualizados conjuntamente no gráfico da Figura 12.

Apesar dos grupos apresentarem valores cuja distribuição se aproxima da normalidade, não foi observada homogeneidade das variâncias (teste de Levene,  $P=0,001$ ), o que levou ao emprego de um teste não paramétrico. Assim, os dados para cada grupo foram avaliados por meio do teste de Kruskal-Wallis, seguido de comparações múltiplas não paramétricas. Todos os testes foram realizados respeitando-se um nível de significância de 5 % .

TABELA 1. Valores de % de porosidade obtidos em espécime de espessura I, de acordo com o ciclo de polimerização. Médias e desvios padrão.

Espécime	Ciclo				
	A	B	C	T	Q
1	0,84	0,34	1,52	1,30	1,11
2	0,64	0,88	1,22	1,37	1,46
3	0,87	0,64	0,97	1,26	1,13
4	0,69	0,74	0,66	1,10	1,35
5	0,04	0,53	1,33	0,83	1,27
6	0,61	-0,07	1,13	0,93	1,49
7	-1,23	0,63	1,16	0,94	1,69
8	1,35	-0,05	0,99	0,89	1,53
9	1,02	0,66	0,87	5,30	0,90
10	0,80	0,82	1,05	1,19	1,20
Média	0,56	0,51	1,09	1,51	1,23
DP	0,12	0,27	0,28	0,06	0,19

TABELA 2. Valores de % de porosidade obtidos em espécime de espessura II, de acordo com o ciclo de polimerização. Médias e desvios padrão.

Espécime	Ciclo				
	A	B	C	T	Q
1	1,45	-0,42	1,41	0,35	2,52
2	1,89	1,35	1,21	0,21	2,87
3	1,08	1,45	1,05	0,78	3,09
4	1,70	1,17	1,03	0,40	2,63
5	1,96	1,37	1,08	1,12	2,21
6	1,29	1,23	0,87	1,33	0,83
7	1,34	0,89	0,83	1,22	0,95
8	-1,50	0,75	1,19	1,21	-4,40
9	0,94	0,91	1,02	1,11	0,96
10	1,52	0,81	0,98	0,58	0,84
Média	1,20	0,79	1,23	0,45	2,83
DP	0,95	1,05	0,18	0,30	0,29

TABELA 3. Valores de % de porosidade obtidos em espécime de espessura III, de acordo com o ciclo de polimerização. Médias e desvios padrão.

Espécime	Ciclo				
	A	B	C	T	Q
1	1,09	1,67	-0,48	0,85	0,06
2	0,66	1,08	-0,41	3,05	0,20
3	0,84	1,98	-0,41	0,96	0,03
4	1,07	0,61	0,48	1,15	0,25
5	0,80	1,55	0,47	-0,51	0,33
6	1,58	0,07	0,31	-0,31	-1,05
7	-0,20	-0,23	-0,30	1,52	0,32
8	0,93	-0,80	2,00	1,66	0,15
9	0,91	-0,42	-0,31	-0,22	0,98
10	0,64	1,31	1,54	1,72	-1,32
Média	0,83	1,57	-0,43	1,62	0,10
DP	0,22	0,46	0,04	1,24	0,09

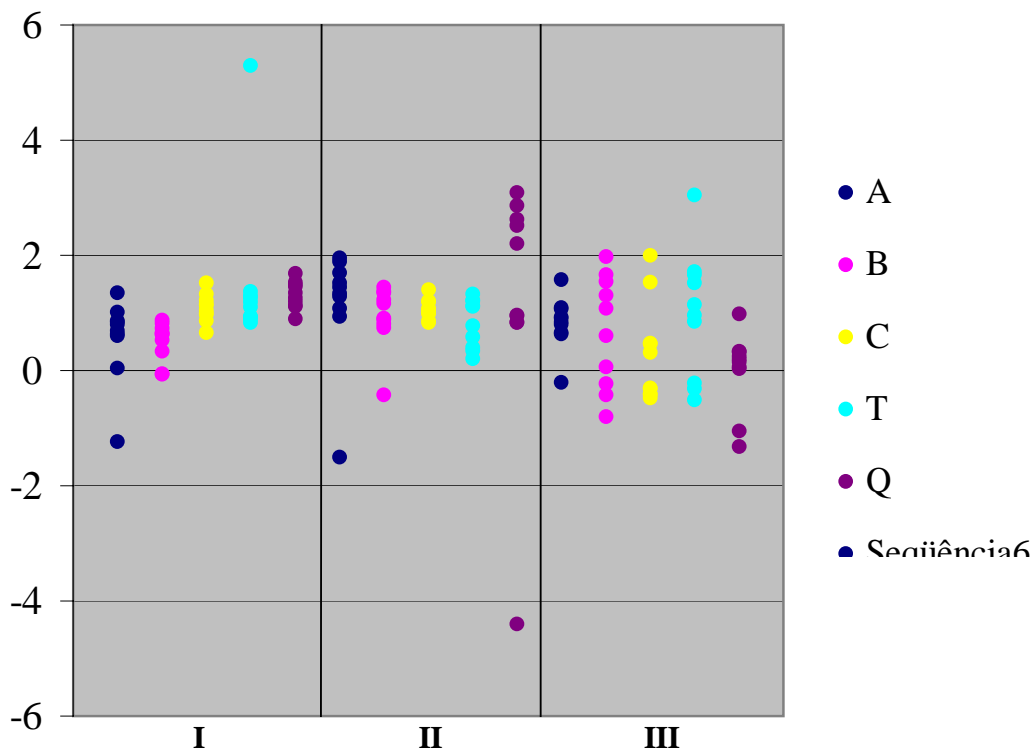


FIGURA 12: Valores individuais obtidos para o % de porosidade observado para os cinco ciclos (A,B,C,T e Q) e três espessuras (I, II e III).

Por meio do teste de Kruskal-Wallis, observou-se que as combinações entre os ciclos e as espessuras apresentavam diferenças significativas entre si ( $H = 47,459$ ;  $gl = 14$ ;  $P = 0,000$ ). O teste de Kruskal-Wallis utiliza os postos médios dos % de porosidade, os quais estão representados graficamente na Figura 13. Para identificar os grupos de experimentos com postos médios significativamente diferentes, ou seja, com efeitos diferentes quanto à espessura, ciclo de polimerização ou a ambos, foram realizadas comparações múltiplas não-paramétricas. Os resultados dessas

comparações foram separados em dois conjuntos, respectivamente, para comparações entre postos médios de ciclos diferentes de uma mesma espessura e para comparações entre postos médios de ciclos iguais e espessuras diferentes. Os resultados, para os fatores ciclo e espessura, encontram-se nas Tabelas 4 e 5, respectivamente.

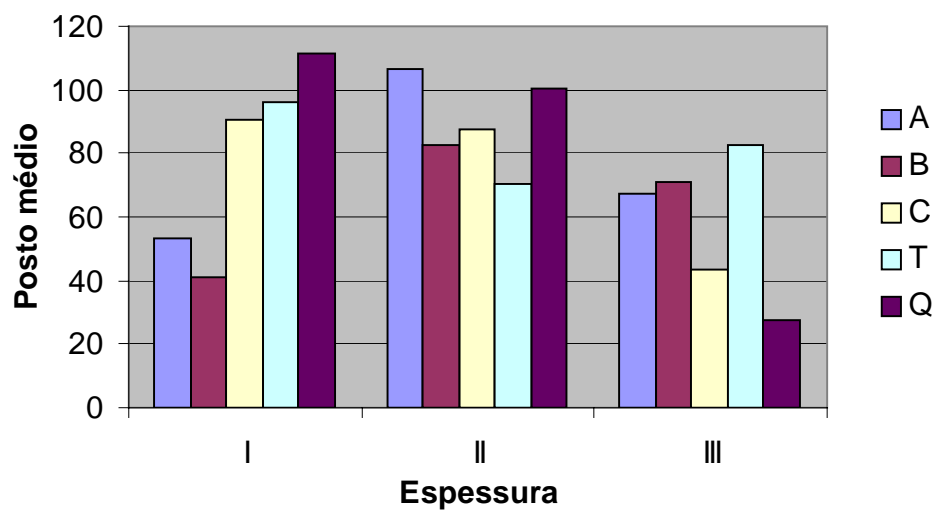


FIGURA 13: Postos médios correspondentes aos resultados dos cinco ciclos (A, B, C, T e Q) e três espessuras (I, II e III).



TABELA 4. Comparações múltiplas não-paramétricas entre postos médios de ciclos diferentes de uma mesma espessura.

Espessura	Ciclo	Posto médio	Ciclo				
			A	B	C	T	Q
I	A	53,55	-	ns	*	*	**
	B	40,80		-	*	*	**
	C	90,70			-	ns	ns
	T	96,15				-	ns
	Q	111,60					-
II	A	106,80	-	ns	ns	*	ns
	B	82,65		-	ns	ns	ns
	C	87,75			-	ns	ns
	T	70,20				-	ns
	Q	100,25					-
III	A	67,65	-	ns	ns	ns	*
	B	71,00		-	ns	ns	*
	C	43,45			-	*	ns
	T	82,70				-	*
	Q	27,25					-

\* Significativo em nível entre 1 e 5%

\*\* Significativo em nível menor de que 1%

ns Não significativo

TABELA 5. Comparações múltiplas não-paramétricas entre postos médios de ciclos iguais de espessuras diferentes.

			Espessura		
			I	II	III
A	I	53,55	-	*	ns
	II	106,80		-	*
	III	67,65			-
B	I	40,80	-	*	ns
	II	82,65		-	ns
	III	71,00			-
C	I	90,70	-	ns	*
	II	87,75		-	*
	III	43,45			-
T	I	96,15	-	ns	ns
	II	70,20		-	ns
	III	82,70			-
Q	I	111,60	-	ns	**
	II	100,25		-	**
	III	27,25			-

\* Significativo em nível entre 1 e 5%

\*\* Significativo em nível menor de que 1%

<sup>ns</sup> Não significativo

Frente aos resultados podemos observar na Tabela 4 que, na espessura I, os espécimes polimerizados nos ciclos A e B apresentaram % de porosidade semelhante entre si e menor à apresentada nos espécimes polimerizados nos ciclos C, T e Q, que por sua vez tiveram comportamento semelhante entre si.

Na espessura II, todos os espécimes apresentaram resultados semelhantes entre si exceto nos ciclos A e T, onde no ciclo A os espécimes apresentaram maior % de porosidade que os espécimes polimerizados no ciclo T.

A análise da Tabela 4 ainda nos permite afirmar que, na espessura III, os espécimes polimerizados no ciclo Q apresentaram menor % de porosidade em relação aos demais, exceto ao ciclo C com o qual apresentou semelhança. Por outro lado, os espécimes polimerizados no ciclo C localizaram-se em um grupamento intermediário, sendo semelhantes aos espécimes polimerizados nos ciclos A e B. Já os espécimes polimerizados no ciclo T apresentaram resultado extremo sendo encontrado semelhança apenas aos espécimes polimerizados nos ciclos A e B.

Dentro do mesmo ciclo, podemos observar pela Tabela 5 que no ciclo A as espessuras I e III tiveram comportamento equivalente sendo que a espessura II apresentou maior % de porosidade. Já no ciclo B, a espessura II continuou apresentando maior % de porosidade em relação à espessura I, mas foi semelhante à espessura III. No ciclo C assim como no ciclo Q as espessuras I e II apresentaram resultados semelhantes com % de porosidade maior em relação à espessura III. Já no ciclo T, a espessura não interferiu no resultado uma vez que o % de porosidade foi semelhante nas três espessuras.

## *DISCUSSÃO*

---

## Discussão

A etiologia relacionada à formação de poros em materiais poliméricos, especificamente a resina acrílica para base protética, é complexa e multifatorial.<sup>60</sup> Ainda hoje a porosidade é uma das propriedades físicas mais frequentemente estudadas na literatura, pois está relacionada não só às propriedades de resistência do material, mas também à retenção e acúmulo de microorganismos. Segundo Gettleman et al.,<sup>25</sup> a porosidade reduziria em torno de 1/6 à 1/8 a resistência da resina acrílica quando comparada a um polímero denso.

A porosidade pode ser causada por uma série de fatores como desproporção pó / líquido, má agregação das partículas de pó no líquido, inclusão da resina em estágio inadequado e utilização de um ciclo de polimerização inapropriado.<sup>47</sup> É importante ressaltar que a temperatura na qual o polímero é submetido durante a sua polimerização também pode levar a formação de poros na resina acrílica.<sup>4,35</sup> Bafile et al.<sup>7</sup> alertaram, ainda, para o fato de que o aumento da temperatura de polimerização não deve ser muito rápido porque pode levar a vaporização do monômero e gerar porosidade no interior da resina acrílica.

Vários autores relacionaram a formação de poros com o método de polimerização da resina acrílica, seja ele por meio da ativação de calor convencional em banho de água ou por meio da energia de microondas.<sup>15, 20, 21, 27, 28, 36, 41, 51</sup> Estudos de Barbosa et al.,<sup>10, 11</sup> Carvalho et al.<sup>16</sup> e Compagnoni et al.<sup>17</sup> avaliaram diversas propriedades da resina acrílica em função de diferentes ciclos de polimerização,

objetivando, com isso, a seleção de um processo de polimerização mais efetivo para a confecção de bases protéticas com um melhor desempenho clínico.

Nesse estudo avaliou-se a influência da polimerização por microondas sobre o % de porosidade em bases protéticas de resina acrílica com espessuras variadas. Os resultados indicaram que o ciclo de polimerização e a espessura da base protética de resina acrílica têm influência significativa na porosidade (Tabelas 4 e 5). Esses achados estão de acordo com pesquisas anteriores<sup>2, 3, 10, 17, 23, 24, 34, 43, 60, 61</sup> que demonstraram que a formação de poros não depende apenas do ciclo de polimerização, mas também da espessura da resina acrílica.

Ao se comparar os diferentes ciclos em uma mesma espessura, observou-se que a polimerização por meio da energia de microondas interferiu na formação de poros apenas na espessura I, uma vez que os valores de porosidade nas espessuras II e III para os ciclos em microondas foram estatisticamente semelhantes (Tabela 4). Os resultados encontrados para as espessuras II e III estão de acordo com os observados por Barbosa.<sup>10</sup> Da mesma forma, Bafile et al.,<sup>7</sup> Borges et al.<sup>14</sup> e Compagnoni et al.<sup>17</sup> encontraram resultados semelhantes, porém ao avaliarem a porosidade em espessuras únicas de resina acrílica.

Ao compararmos o % de porosidade entre os espécimes polimerizados por meio da energia de microondas (ciclos A, B e C) em relação aos espécimes polimerizados em banho de água (ciclo T), verificou-se que ocorreu um comportamento diferente entre as três espessuras. Dependendo da espessura, alguns espécimes apresentaram menor porosidade quando polimerizados por meio da energia

de microondas (Fig. 13). Isso pode ser observado na espessura I, onde os ciclos em microondas A e B forneceram valores de porosidade inferiores em relação ao ciclo T. Contrariamente, para a espessura II, o ciclo A por meio da energia de microondas acarretou mais porosidade. Já para a espessura III a porosidade nos ciclos em microondas A e B foram estatisticamente semelhantes ao ciclo T.

Resultados semelhantes foram observados por Paes Júnior et al.,<sup>42</sup> Truong & Thomasz<sup>55</sup> e Yannikakis et al.,<sup>61</sup> que também observaram variações da porosidade ao compararem ciclos em microondas com ciclo convencional em banho de água. Contudo, nos estudos de Bafile et al.,<sup>7</sup> Barbosa,<sup>10</sup> Borges et al.,<sup>14</sup> Compagnoni et al.<sup>17</sup> e Lai et al.<sup>35</sup> os ciclos de polimerização avaliados não tiveram efeitos significantes sobre a formação de poros das resinas acrílicas testadas. Isso poderia ser explicado pela diferença na forma e dimensão dos espécimes utilizados em cada experimento, como salienta Barbosa<sup>10</sup> e Jerolimov.<sup>31</sup>

Com relação aos espécimes polimerizados no ciclo Q, dentro de cada espessura, pelo menos um ciclo de polimerização apresentou comportamento semelhante a este ciclo em relação ao % de porosidade. Também observa-se que no ciclo Q na espessura III os menores valores de porosidade foram encontrados. Esse resultado pode estar relacionado com a localização de monômero residual nos espécimes mais espessos, que não se encontra somente em sua superfície, mas também está localizado nas regiões mais centrais da resina acrílica.<sup>47, 61</sup> Com isso, acreditamos que, nesses espécimes, a extração do monômero demandaria um maior período de tempo e a permanência dos espécimes no dessecador talvez não tenha sido

suficiente para esse processo ocorrer com maior intensidade.<sup>22</sup> Dessa forma, a água absorvida durante o período de imersão desses espécimes pode não ter ocupado todos os espaços “vazios” representados pela porosidade.

Outro fato a ser levado em consideração é que a resina acrílica polimerizada no ciclo Q é do tipo autopolimerizável. Vários estudos<sup>26, 27, 31, 56</sup> demonstraram que há mais monômero residual nas resinas autopolimerizáveis do que nas termopolimerizáveis.<sup>57</sup> A polimerização desse tipo de resina não é ativada pelo calor, e a ocorrência dessa reação em temperaturas baixas relaciona-se com a maior concentração de monômero residual para esse tipo de resina. Segundo Austin & Basker<sup>6</sup> e Vallittu et al.,<sup>57</sup> quanto menor a temperatura de polimerização, menor a conversão de monômero em polímero (menor grau de polimerização) e maior a quantidade de monômero residual.

Nossos resultados também demonstraram diferenças significativas ao se comparar ciclos de polimerização iguais e espessuras diferentes (Tabela 5). Apenas no ciclo T a espessura não interferiu no resultado, já que o % de porosidade foi semelhante nas três espessuras.

Uma vez que os resultados do presente estudo diferem dos encontrados por Barbosa,<sup>10</sup> supõe-se que a forma do espécime influencia na formação de poros, visto que apenas este foi o diferencial entre os trabalhos. Provavelmente, a distribuição de tensões no interior da massa de resina não é a mesma, o que pode ter levado à formação de poros em diferentes porcentagens nos mesmos ciclos e espessuras avaliados em ambas as pesquisas. Ainda, Jerolimov et al.<sup>31</sup> citaram que variações na



espessura e na forma da base protética de resina acrílica afetam a dissipação de calor durante a polimerização, o que influencia também na formação de poros.

Nossos resultados mostraram, ainda, que os ciclos A e B em microondas produziram menor porosidade em bases com espessura de até 2 mm. Eles estão de acordo com os trabalhos de Al Doori et al.,<sup>2</sup> Alkhatib et al.,<sup>3</sup> Reitz et al.<sup>43</sup> e Truong & Thomasz,<sup>55</sup> que encontraram poros em espécimes de resina acrílica polimerizados em microondas com espessuras superiores à 3 mm.

Frente aos resultados apresentados, o ciclo C, recomendado pelo fabricante da resina para microondas utilizada, seria o mais indicado na polimerização de bases de próteses mais espessas. Isso porque ele forneceu a menor porcentagem de porosidade quando utilizado na polimerização dos espécimes com espessura III (Figura 13). Provavelmente, isso seria explicado pelo fato desse ciclo utilizar três etapas de polimerização, a primeira em potência mais baixa, a segunda com pausa e na polimerização final a resina acrílica é submetida a uma potência elevada. Essa última etapa de polimerização garantiria maior conversão de monômero em polímero, menor quantidade de monômero residual e, conseqüentemente menor porosidade.<sup>35</sup>

A maior quantidade de porosidade encontrada na espessura II polimerizada no ciclo A está de acordo com os achados de Paes Júnior et al.,<sup>42</sup> que também encontraram mais poros nos espécimes de resina polimerizados em microondas com espessura semelhante. Nesse caso, o que poderia ter favorecido a maior formação de poros nesse ciclo seria o rápido aquecimento da resina, levando à ebulição do monômero. Quando altas potências são utilizadas e o tempo de polimerização é

reduzido, a velocidade da reação de polimerização ocorreria muito rapidamente.<sup>42</sup> Além disso, temperaturas muito elevadas promovidas por altas potências acentuariam a reação exotérmica de polimerização e o monômero ainda não reagido evaporaria, levando à formação de poros.

Assim como observado no trabalho de Barbosa,<sup>10</sup> alguns valores de porosidade nessa pesquisa foram negativos (Tabelas 1, 2 e 3). Esse fenômeno poderia ser explicado pelo mecanismo de transporte de líquidos no interior do polímero.<sup>10, 45</sup> Como o monômero é hidrofílico, e com o auxílio da temperatura de armazenamento na estufa à 37° C<sup>57</sup>, ele pode ter sido eliminado para o interior da água. Isso nos leva a crer, da mesma forma que Barbosa,<sup>10</sup> que o tempo necessário para a difusão da água para o interior dos espaços ocupados por ele no interior dos poros não tenha sido suficiente. Dessa forma, o volume do espécime úmido foi inferior ao volume do espécime seco e, conseqüentemente, o % de porosidade foi negativo mesmo utilizando-se nessa pesquisa períodos maiores de armazenamento dos espécimes, como sugere Barbosa.<sup>10</sup>

Ainda, ao se comparar com o trabalho de Barbosa<sup>10</sup> e dentro das limitações do presente estudo, acredita-se que a forma da base da prótese tenha influência na formação de poros. Pode-se concluir também que tanto os ciclos de polimerização por meio da energia de microondas como o convencional em banho de água quente forneceram resultados favoráveis quanto ao percentual de porosidade, especialmente os ciclos A e B na espessura I, o ciclo C na espessura III e o ciclo T independente da espessura.

Sugerimos, ainda, novos estudos com a mesma metodologia empregada, com outras resinas acrílicas e ciclos de polimerização em microondas. Além disso, julgamos oportuna a avaliação de outras propriedades da resina acrílica associadas à porosidade para permitir a confecção de bases de próteses adequadas e com maior longevidade. Sendo assim, a utilização da energia de microondas para a polimerização de bases protéticas seria mais assegurada e difundida entre os profissionais da Odontologia.

***CONCLUSÃO***

---

---

## **Conclusão**

Diante dos resultados obtidos e dentro das limitações da presente pesquisa, podemos concluir que:

Os ciclos de polimerização e a espessura da base de resina acrílica têm influência na porosidade, já que diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre os ciclos e espessuras avaliados, sendo que:

- 1- os ciclos de polimerização por meio da energia de microondas A e B forneceram resultados mais favoráveis na espessura I.
- 2- o ciclo C de polimerização por meio da energia de microondas forneceu resultados mais favoráveis na espessura III.
- 3- o ciclo convencional em banho de água quente T para qualquer uma das espessuras não apresentou diferenças estatisticamente significantes em relação ao % de porosidade.

## ***REFERÊNCIAS***

---

---

## Referências

1. ACADEMY OF DENTURE PROSTHETICS. Final report of the workshop on the clinical requirements of ideal denture base materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 20, n.2, p. 101-105, Aug. 1968.
2. AL DOORI, D.; HUGGETT, R.; BATES, J.F. A comparison of denture base resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1988.
3. ALKHATIB, M.B.; GOODACRE, C.J.; SWARTZ, M.L.; MUNOZ-VIVEROS, C.A.; ANDRES, C.J. Comparison of microwave-polymerized denture base resins. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.3, n.3, p.249-255, May/June 1990.
4. ANUSAVICE, K.J. **Phillips' science of dental materials**. 10th ed. Pennsylvania: WB Saunders, 1996. p.237-271.
5. ATKINSON, H.F.; GRANT, A.A . Investigation into tooth movement during packing in polymerizing of acrylic resin denture base materials. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v.7, n.2, p. 101-108, Apr. 1962.
6. AUSTIN, A.T.; BASKER, R.M. The level of residual monomer in acrylic denture base material. With particular reference to a modified method of analysis. **Br. Dent. J.**, London, v.149, n.10, p.281-286, Nov. 1980.
7. BAFILE, M.; GRASER, G.N.; MYERS, M.L.; LI, E.K.H. Porosity of denture resin cured by microwave energy. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.66, n.2, p.269-274, Aug. 1991.
8. BADAWY, M.S. Occlusal vertical dimension changes in visible lighth-cured resin. **Egypt. Dent. J.**, Cairo, v.38, n.1, p.99-104, Jan. 1992.
9. BARBOSA, D.B. **Alteração da dimensão vertical de oclusão em próteses totais. Estudo comparativo entre diferentes ciclos de polimerização**. 2000. 101 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2000.

10. BARBOSA, D.B. **Avaliação da resistência à flexão e da porosidade de resina acrílica polimerizada em diferentes ciclos por meio da energia de microondas.** 2003. 101 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.
11. BARBOSA, D.B.; SOUZA, R.F.; LUCAS, M.G.; LELES, C.R.; COMPAGNONI, M.A. Resistência à flexão de resina acrílica polimerizada pela energia de microondas. **Cienc. Odontol. Bras.**, São José dos Campos, v.6, n.2, p.72-79, abr. / jun. 2003.
12. BATES, J.F.; STAFFORD, G.D.; HUGGETT, R.; HANDLEY, R.W. Current status of pour type denture base resins. **J. Dent.**, Bristol, v.5, n.3, p.177-189, Sept. 1977.
13. BLAGOJEVIC, V.; MURPHY, V.M. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.26, n.10, p.804-808, Oct 1999.
14. BORGES, L.H.; DOMITTI, S.S.; CONSANI, S. Influência de ciclos de polimerização sobre polimento, rugosidade, porosidade e dureza superficial da resina acrílica QC-20. **Rev. CROMG**, Belo Horizonte, v.6, n.2, p. 68-77, maio/ ago. 2000.
15. BOTEGA, D. M.; MACHADO, T.S.; MELLO, J.A.N.; GARCIA, R.C.M.R.; CURY, A.A. Polymerization time for a microwave-cured acrylic resin with multiple flasks. **Braz. Oral Res.**, v. 18, n. 1, p. 23-28, July 2004.
16. CARVALHO, A.L.A.; COMPAGNONI, M.A; BARBOSA, D.B., Influência do ciclo de polimerização sobre a dimensão vertical de oclusão em próteses totais. **PGR: Pós-Graduação em Revista**, São José dos Campos, v.4, n.3, p.67-73, , Set./dez. 2001.
17. COMPAGNONI, M. A.; BARBOSA, D. B.; SOUZA, R. F.; PERO, A. C. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.91, n.3, p.281-285, Mar. 2004.
18. CONSANI, R.L.X.; ALMEIDA, M.H.W.; DOMITI, S.S. Denture base adaptation influenced by curing cycles. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.79, Sp. iss., p.353, Apr. 2000. Abstract 1676.
19. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES. Revised American Dental Association Specification No.12 for denture base polymers. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.90, n.2, p.451-458,



Feb. 1975.

20. CURY, A.A.D.B.; RODRIGUES JUNIOR, A.L.; PANZERI, H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, São Paulo, v.8, n.4, p.243-249, out./dez. 1994.
21. DE CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.57, n.5, p.650-658, May 1987.
22. DOGAN, A.; BEK, B.; CEVIK, N.N.; USANMAZ, A. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. **J. Dent.**, Bristol, v.23, n.5, p.313-318, Oct. 1995.
23. FIRTELL, D.N.; HARMAN, L.L. Porosity in boilable acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.49, n.1, 133-134, Jan. 1983.
24. GAY, W.D.; KING, G.E. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.42, n.4, p.437-440, Oct. 1979.
25. GETTLEMAN, L.; NATHANSON, D.; MYERSON, R.L Effect of rapid curing procedures on polymer implant materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.37, n.1, p.74-82, Jan. 1977.
26. HARRISON, A.; HUGGETT, R. Effect of the curing cycle on the residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. **J. Dent.**, Bristol, v.20, n.2, p.370-374, Dec. 1992.
27. HONOREZ, P.; CATALAN, A.; AGNES, U.; GRIMONSTER, J. The effect of three processing cycles on some physical and mechanical properties of heat-cured acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.61, n.4, p.510-517, Apr. 1989.
28. ILBAY, S.G.; GÜVENER, S.; ALKUMRU, H.N. Processing dentures using a microwave technique. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.21, n.1, p.103-109, Jan. 1994.
29. IONE, P.C. **Propriedades de transporte e morfologia de filmes de poliuretano**. 1991. 137 f. Dissertação (Mestrado em Química) – Faculdade de Engenharia de Materiais, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 1991.

30. JAGGER, R.G. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.5, n.2, p.151-157, Apr. 1978.
31. JEROLIMOV, V.; BROOKS, S.C.; HUGGETT, R.; BATES, J.F. Rapid curing of acrylic denture-base materials. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.5, n.1, p.18-22, Jan. 1989.
32. KELLER, J.C.; LAUTENSCHLAGER, E.P. Porosity reduction and its associated effect on the diametral tensile strength of activated resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.53, n.3, p.374-379, Mar. 1985.
33. KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SAITO, T. Applications of microwave for dental technique (Part 2). Adaptability of cured acrylic resins. **J. Osaka Univ. Dent. Sch.**, Osaka, v. 24, p. 21-29, 1984.
34. KIMURA, H.; TERAOKA, F.; OHNISHI, H.; SAITO, T.; YATO, M. Applications of microwave for dental technique (Part 1). Dough-forming and curing of acrylic resins. **J. Osaka Univ. Dent. Sch.**, Osaka, v.23, p.43-49, Dec. 1983.
35. LAI, C.P.; TSAI, M.H.; CHEN, M.; TAY, H.H. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. **Dent. Mater.**, v.20, n.2, p.133-141, Feb. 2004.
36. LEVIN, B.; SANDERS, J.L.; REITZ, P.V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.61, n.3, p.381-383, Mar. 1989.
37. MCKINSTRY, R.E.; ZINI, I. How to make microwavable denture flasks. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 63, n. 1, p. 104-110, Jan. 1990.
38. MING, X.C.; CHANGXI, S. Rapid-processing procedure for heat polymerization of polymethyl methacrylate in a pressure cooker with automatic controls. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.76, n.4, p.445-447, Oct. 1996.
39. NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. **J. Osaka Dent. Univ.**, Osaka, v.2, n.1, p.23-40, 1968.
40. OHASHI, M. Observations on the generating mechanism of internal porosity in polymerization of methyl methacrylic resin for dental use. **J. Nihon Univ. Sch. Dent.**, Tokyo, p. 1-13, Sept. 1961.
41. OLIVEIRA, V.M.B.; LEÓN, B.L.T.; CURY, A.A.D.; CONSANI, S. Influence of number and position of flasks in the monomer release,

- Knoop hardness and porosity of a microwave-cured acrylic resin. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.30, n.11, p.1104-1108, Nov. 2003.
42. PAES JÚNIOR, T.J.A.; MARCHINI, L.; KIMPARA, E.T. Estudo in vitro da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo e por energia de microondas. **PGR: Pós-Graduação em Revista**, São José dos Campos, v.2, n.2, p. 36-42, jul./dez. 1999.
43. REITZ, P.V.; SANDERS, J.L.; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintessence Int.**, Berlin, v.16, n.8, p.547-551, Aug. 1985.
44. RUDD, K.D. Processing complete dentures. **Dent. Clin. North Am.**, v. 40, n. 1, p. 121-149, Jan. 1996.
45. RUVOLO-FILHO, A.; MURAKAMI, M.M. Transport properties of water in glassy polycarbonate films. Effects of the processing and thickness. **J. Macromol. Sci. Phys.**, B37, n.5, p.627-643, 1998.
46. SADAMORI, S.; GANEFYANTI, T.; HAMADA, T.; ARIMA, T. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.72, n.1, p.19-22, July 1994.
47. SAMUEL, S.M.W.; GONZATTO, D.; SUZUKI, R.M. Avaliação da porosidade de resinas acrílicas de termo-polimerização. **Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre**, Porto Alegre, v.37, n.1, p.18-20, jul. 1996.
48. SANDERS, J.L.; LEVIN, B.; REITZ, P.V. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. **Quintessence Int.**, Berlin, v.18, n.7, p.453-456, July 1987.
49. SEARS, V.H. Developments in the denture field during the past half-century. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.8, n.1, p.61-70, Jan. 1958.
50. SHLOSBERG, S.R.; GOODACRE, C.J.; MUNOZ, C.A.; SCHNELL, R.J. Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.2, n.5, p.453-458, Sept./Oct. 1989.
51. SMOLARECK, J. Resinas acrílicas de termopolimerização: Influência do binômio tempo/temperatura na porosidade interna da resina. **Dens.**, v.1, p.120-131, 1972.
52. TAGER, A. **Physical chemistry of polymers**. Moscow: Mir Publisher, 1978. 502 p.

- 1978, p. 593-627.
53. TAKAMATA, T.; SETCOS, J.C.; PHILLIPS, R.W., BOONE, M.E. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 119, n. 2, p. 271-276, 1989.
  54. TIPLER, P.A. **Tipler física**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Dois, 1978.
  55. TRUONG, V.T.; THOMASZ, F.G.V. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v.33, n.3, p.201-204, May/June 1988.
  56. TSUCHIYA, H.; HOSHINO, Y.; KATO, H.; TAKAGI, N. Flow injection analyses of formaldehyde leached from denture-base acrylic resins. **J. Dent.**, Bristol, v.21, n.4, p.240-243, Aug. 1993.
  57. VALLITTU, P.K.; RUYTER, I.E.; BUYKUILMAZ, S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. **Eur. J. Oral Sci.**, Cambridge, v.106, n.1, p.588-593, Feb. 1998.
  58. WALLACE, P.W.; GRASER, G.N.; MYERS, M.L.; PROSKIN, H.M. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.66, n.3, p.403-408, Sept. 1991.
  59. WOEFFEL, J.B. Processing complete dentures. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.21, n.2, p.329-338, Apr. 1977.
  60. WOLFAARDT, J.F.; CLEATON-JONES, P.; FATTI, P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.55, n.3, p.393-400, Mar. 1986.
  61. YANNIKAKIS, S.; ZISSIS, A.; POLYZOIS, G.; ANDREOPOULOS, A. Evaluation of porosity in microwave-processed acrylic resin using a photographic method. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.87, n.6, p.613-619, June 2002.

***RESUMO***

---

---

## **Resumo**

PERO, A. C. *Avaliação da influência do método de polimerização e da espessura da base de próteses totais na porosidade da resina acrílica*. 2005. 77 fls. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral-Área de Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

O objetivo do presente trabalho foi avaliar a porosidade em bases de resina acrílica de prótese total maxilar, processadas em diferentes ciclos de polimerização e confeccionadas em três espessuras (2,0, 3,5 e 5,0 mm). Cinco grupos foram estabelecidos, de acordo com os ciclos de polimerização: A) Onda-Cryl, ciclo curto em microondas; B) Onda-Cryl, ciclo longo em microondas; C) Onda-Cryl, ciclo do fabricante; T) Clássico, banho de água; Q) Jet, ciclo em câmara de pressão. Após o seu processamento, as bases de resina acrílica foram pesadas em ar e em água e a porcentagem de porosidade foi relacionada com a absorção de água no interior desse material. Os dados de % de porosidade foram submetidos ao teste de Kruskal-Wallis para a comparação entre os grupos ( $\alpha= 5\%$ ). Dentro das limitações do presente estudo, concluiu-se que os ciclos de polimerização e a espessura do espécime de resina acrílica têm influência na porosidade, já que diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre os ciclos e espessuras avaliados. Não houve diferença de porosidade entre as bases de resina polimerizadas no ciclo T para qualquer uma das espessuras.

**Palavras-chave:** Porosidade, resinas acrílicas, prótese total.

## ***ABSTRACT***

---

---

## **Abstract**

PERO, A. C. *Evaluation of the polymerization`s method and thickness of complete denture bases on porosity of acrylic resin*. 2005. 77 fls. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral-Área de Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2005.

The aim of this study was to evaluate the porosity on (acrylic resin) maxilar complete denture bases, processed through diferent polymerization cycles, procedure done in three different kinds of thickness (2,0, 3,5 e 5,0 mm). Five groups were proposed, according to the polimerization cycles: A) Onda-Cryl, short microwave cycle; B) Onda-Cryl, long microwave cycle; C) Onda-Cryl, manufacturing microwave cycle; T) Clássico, water bath; Q) Jet, press chamber cycle. After the process, the denture bases were weighted in air and in water, and the percent of porosity was related to the water absorption within this material. The porosity`s % data were submitted to the Kruskal-Wallis test to promote the comparison among the groups. In despite of the present paper`s limitations, we have concluded that the polimerization cycles and the specimen`s thickness of acrylic resin really influence the porosity. This result was reached because statistically significant differences were found in the cycles and thickness evaluated. It has been not observed porosity differences in the polymerized resin bases in T cycle in relation to any thickness.

**Keywords:** Porosity, acrylic resins, complete denture.