

CÉLIA MARISA RIZZATTI BARBOSA

**A INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE
POLIMERIZAÇÃO POR ENERGIA DE
MICROONDAS E DA SORÇÃO DE ÁGUA
NA ADAPTABILIDADE DE PRÓTESES
TOTAIS**

Tese apresentada ao curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Odontologia - Área de Reabilitação Oral .

RIBEIRÃO PRETO - S. P.

-1995-

CÉLIA MARISA RIZZATTI BARBOSA

**A INFLUÊNCIA DO PROCESSO DE
POLIMERIZAÇÃO POR ENERGIA DE
MICROONDAS E DA SORÇÃO DE ÁGUA
NA ADAPTABILIDADE DE PRÓTESES
TOTAIS**

Tese apresentada ao curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Odontologia - Área de Reabilitação Oral .

Orientador - Prof. Dr. Heitor Panzeri

RIBEIRÃO PRETO - S. P.

-1995-

**AGRADEÇO A DEUS PELA VIRTUDE DE RECONHECÊ-LO EM SUAS
MANIFESTAÇÕES.**

Ao Prof. Dr. **HEITOR PANZERI**,
com quem pudemos realizar este
trabalho com ampla liberdade de
pensamento, e que nos orientou
sempre com paciência e entu-
siasmo, nossa amizade e estima.

À Prof^a Dr^a **ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY** que, como co-orientadora participou das diferentes fases da elaboração deste trabalho, e que, através de seu exemplo de integridade e competência, contribuiu significativamente em minha formação como docente, minha eterna gratidão.

Aos meus pais **HUGO** (In memoriam) e **LUIZA**, e minha irmã **CLEIDE**, pelo tanto que contribuíram em minha formação como profissional e ser humano;

ao meu marido **RICARDO**, e minha filha **ANA CECÍLIA**, por tudo o que há de mais importante em minha vida,

dedico este trabalho.

SUMÁRIO

1. Introdução.....	01
2. Revisão de Literatura	
2.1. Histórico.....	05
2.2. Resinas para Microondas.....	12
2.3. Testes Dimensionais e de Adaptabilidade das Bases de Prótese.....	25
2.4. Sorção de Água.....	44
3. Proposição.....	56
4. Materiais e Métodos.....	58
5. Resultados.....	73
6. Discussão.....	80
7. Conclusões.....	87
8. Resumo.....	89
9. Summary.....	91
10 Referências Bibliográficas.....	93

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A retenção das próteses totais ou parciais pode ser influenciada por algumas variáveis classificadas como fatores físicos, fisiológicos e psicológicos. Os fenômenos físicos envolvem adesão, coesão, pressão atmosférica e tensão capilar. Todos eles estão diretamente relacionados com a capacidade retentiva da base da prótese (**HAYDEN²², 1986**)

Entretanto estes fatores dependem da quantidade e qualidade do contato entre a base da prótese e a fibromucosa desdentada (**BEYLI et ali¹⁴, 1981**) Estão diretamente ligados a uma série de aspectos que envolvem desde a estabilidade do tecido fibromucoso, até a precisão das técnicas envolvidas na confecção da prótese e qualidade do material utilizado (**KELSEY³⁸, 1971; KIES³⁹, 1951; LOVE et ali⁴⁵, 1967; LYTLE⁴⁶, 1957; SKINNER et ali⁷³**).

A falta de adaptação da base pode em parte ser resultado das alterações dimensionais ocorridas pela resina durante o seu processamento (**WOELFEL et ali⁹⁴, 1960**). A contração de polimerização produz um estresse interno que, associado à contração térmica da própria resina e àquele induzido durante a remoção da prótese do interior da mufla, podem promover alterações na base e comprometer sua qualidade funcional e retentiva (**HARMAN³³, 1949**). As alterações dimensionais das bases podem também causar alterações na fibromucosa, que comprometeriam ainda mais sua retentividade (**CRAIG et ali²², 1960**).

O Poli (metil metacrilato) é a resina comumente utilizada na confecção de próteses odontológicas totais ou parciais. Tradicionalmente estas são processadas em muflas metálicas através da técnica por compressão das resinas nos moldes de gesso. Sua polimerização ocorre através de uma reação em cadeia que requer a ativação de um iniciador (peróxido de benzoíla) e origina o primeiro radical livre, desencadeando todo o restante das reações pela liberação da dupla ligação das moléculas de metil metacrilato (**SKINNER⁷⁴, 1984**).

Esta reação química resulta numa liberação exotérmica de calor, cuja tendência é um rápido incremento de temperatura. Por volta de 100,8 °C

(213.4 °C), o monômero se evapora, propiciando a formação de poros no interior da resina. Este fato poderia contribuir para alterar algumas propriedades da resina polimerizada. Uma destas propriedades seria o grau de adaptabilidade da base da prótese (PEYTON⁵⁸, 1960).

Desde a sua introdução, por volta de 4 décadas atrás, as resinas acrílicas destinadas à confecção de próteses têm passado por diversas modificações não apenas para aprimorar propriedades físicas e mecânicas mas também para facilitar suas técnicas de manuseio.

A técnica de polimerização das resinas através da energia de microondas surgiu no meio odontológico em 1968 (NISHI⁵⁴, 1968) e vem se difundindo desde então. Diversas vantagens tem sido observadas no seu uso. Dentre elas, o tempo requerido no processamento é provavelmente sua maior qualidade. Enquanto o processamento convencional em água quente requer em média de 6 a 10 horas, a polimerização por energia de microondas envolve de 3 a 15 minutos. Esta técnica também vem sendo utilizada na tentativa de aumentar o grau de precisão dimensional das bases de prótese. Alguns estudos confirmam que as bases processadas através de energia de microondas apresentaram maior precisão dimensional do que aquelas processadas convencionalmente (KIMURA et ali⁴¹, 1983; KIMURA et ali⁴², 1984; NIISHI⁵⁴, 1968). A energia emitida por microondas gera calor no interior da resina, na mesma proporção em que aquece o exterior da mufla e o molde de gesso. Esse aquecimento resulta em uma rápida polimerização e conseqüentemente eliminação de alguns estresses produzidos pela contração de polimerização devido a diferença de temperatura entre o gesso e o centro do molde (HOGAN & MORI³⁵, 1990; KIMURA et ali⁴¹, 1983; KIMURA et ali⁴², 1984; LEVIN et ali⁴⁴, 1989; NIISHI⁵⁴, 1968).

Quando associado à propriedade de sorver água apresentada pelas resinas, o processamento por energia de microondas pode aumentar a adaptabilidade das próteses após sua polimerização. Experimentos em que foi utilizada uma resina desenvolvida para o microondas na confecção de bases demonstraram que estas sofreram menor distorção do que aquelas processadas com resina e método convencional, quando ambas foram armazenadas em água (AL-HANBALI et ali⁰³, 1991; WALLACE et ali⁹³, 1991).

Entretanto alguns estudos vêm se mostrando necessários no que diz respeito à propriedade de adaptabilidade das bases de prótese, quando as resinas convencionais são processadas por energia de microondas. Nenhum experimento foi feito no sentido de comparar o grau de adaptabilidade desta resina em relação a bases feitas com resinas apropriadas para forno de microondas, diante de padrões feitos com resina e processamento convencionais. Esta propriedade também não foi verificada comparando estas variáveis após a polimerização e depois de armazenadas em água.

Este trabalho tem como objetivo verificar e comparar a adaptabilidade de próteses totais superiores, feitas com a resina específica para processamento em forno de microondas, com aquelas feitas com resina convencional, polimerizadas por água quente e por energia de microondas, logo após a polimerização e quando armazenadas em água.

HISTÓRICO

2.1. HISTÓRICO

Em tempos remotos, os materiais usados na fabricação de próteses eram de natureza simples e em número reduzido. Sua arte de aplicação era rudimentar, o que resultava muitas vezes em desapontamento ante seu resultado final. Estruturas como madeira sólida, marfim, dentes naturais eram trabalhadas e utilizadas com a finalidade de substituir os elementos dentais ausentes em indivíduos das classes sociais mais privilegiadas (**TAMAKI⁸⁶, 1977**).

O primeiro advento importante na história da prótese odontológica está ligado ao desenvolvimento dos dentes de porcelana fundida na Europa do sec. XVII. Foi introduzido na América em 1825, representando um avanço considerável na profissão, por envolver um processo industrial voltado à odontologia (**PEYTON⁵⁹, 1975**).

A partir de 1840, muitos princípios foram estabelecidos na prática odontológica, e materiais como ouro e estanho em folha, amálgama odontológico, cera e gesso começaram a ser manipulados através de técnicas mais aprimoradas.

Foi com a descoberta da borracha dura por Nelson Goodyear em 1851, que ocorreu o grande salto no âmbito das próteses odontológicas. Introduzida na Odontologia em 1855 com o nome de Vulcanite ou Ebonite, esta foi considerada como a segunda maior contribuição dada pela indústria à prática da confecção de próteses totais ou removíveis. Até 1920, a borracha vulcanizada permaneceu como o principal material para base de próteses totais, sendo nesta época, considerado o melhor material para este fim que a ciência e indústria conseguiram produzir. Uma pesquisa de KIMBAL (1938), demonstrou que 70% das próteses totais feitas nos Estados Unidos nesta época eram de Vulcanite. Sua combinação com os dentes de porcelana contribuiu significativamente na promoção do conforto e função das próteses totais (**PEYTON⁵⁹, 1975**).

Milhares de próteses foram produzidas com este material por variados métodos de processamento até que seus méritos e desvantagens

começassem a ser discutidos. Uma pesquisa realizada por **(PEYTON⁵⁷, 1942)**, revelou que a sua principal desvantagem residia na precária qualidade estética da prótese concluída, que deixava muito a desejar quanto às condições de cor, sabor e odor desagradáveis e sujeitos a grandes variações.

Diversas tentativas de inovações começaram a ser propostas com o intuito de aprimorar a já então consagrada Vulcanite. Em 1868 John Wesley Hyatt produziu um preparado orgânico à base de Nitrato de Celulose, denominado Celulóide. Em 1870, produzido na cor rósea, este passou a ser empregado como base de prótese. Embora mais estético que as cores escuras do Vulcanite, sua aplicabilidade fracassou, não apenas por causa do gosto e odor extremamente desagradáveis devidos a cânfora introduzida em sua fórmula, mas principalmente por causa das distorções acentuadas que as próteses feitas com este material apresentavam **(PEYTON⁵⁹, 1975)**.

Depois da Primeira Guerra Mundial (1914 - 1918) o mundo presenciou um desenvolvimento no campo das ciências físicas, químicas e biológicas. A odontologia começou também a buscar alternativas melhores para suas próteses. Novos materiais orgânicos foram propostos, ao mesmo tempo em que continuavam as pesquisas com os materiais a base de celulose e vulcanite.

O período entre 1930 e 1940 conciliou uma rápida expansão da indústria com a variedade comercial dos produtos. Nesta época, foram desenvolvidos materiais à base de Acetato, Acetato Butírico e Etil Celulose, que apresentavam as mesmas desvantagens do Celulóide, e que portanto não conseguiram popularidade na odontologia **(PEYTON⁵⁹, 1975)**.

O mais importante dentre todos os materiais propostos foi sem dúvida a resina de Fenol Formaldeído, ou Baquelite, descoberta por Bakeland, em 1931. A partir desta, cerca de 15 produtos diferentes à base de resina de Fenol Formaldeído foram introduzidos no mercado odontológico. Produtos derivados do Etileno ($\text{CH}_2=\text{CH}_2$), por um processo de polimerização por adição, permitiam a derivação de muitas resinas **(SKINNER⁷², 1949; SKINNER⁷⁴, 1984)**.

Após 1932, os polímeros derivados do Cloreto Vinílico e Acetato Vinílico passaram a ser comumente utilizados para a confecção de próteses. Mais de 30 diferentes marcas comerciais de materiais passaram a ser fornecidas no mercado odontológico. Novas resinas que associavam glicerina e anidrido ftálico foram também desenvolvidas nesta época mas devido aos constantes insucessos relacionados às suas qualidades físico-químicas e técnica de manipulação, foram abolidas da odontologia. Muitos dos materiais que foram propostos como substitutos do vulcanite demonstraram inferioridade em relação a este em uma ou mais propriedades essenciais (**PEYTON⁵⁹, 1975**).

Assim aprimoramentos foram necessários no controle de qualidade pois os métodos de que dispunha a odontologia para testar todos estes materiais clinicamente, além de muito caros, eram totalmente inviáveis .

As pesquisas na área dos materiais dentários tiveram início após a aprovação da Divisão Nacional de Padrões por uma solicitação da Associação Dentária Americana em 1933 (**PEYTON⁵⁹, 1975**).

Em 1934, **BARBER¹⁰**, propôs uma definição de padrões de testes a que poderiam ser submetidos os materiais para bases de prótese até então disponíveis no mercado. Num estudo preliminar decidiu selecionar uma resina sintética termoplástica e uma resina sintética termo polimerizável. Conduziu alguns testes laboratoriais das propriedades em relação a duas borrachas de Vulcanite: uma marrom e outra verde. O primeiro teste que propôs foi o tensão e alongamento através de um extensômetro de Amsler, utilizado por Taylor et ali, em 1932, com ligas de ouro (**BARBER¹⁰, 1934**), . O segundo teste foi o da curva de força sob tensão, com a mesma metodologia proposta por Gottolob, em 1926 e Davis, em 1933 (**BARBER¹⁰, 1934**). Outros testes foram o limite proporcional, módulo de elasticidade, alongamento plástico, coeficiente térmico de expansão, dureza superficial, força de tensão, teste de fadiga flexural e exame por Raios X e testes de sorção de água.

Dois anos depois, **SWEENEY & SHOONOVER⁸¹** estabeleceram um projeto experimental a fim de desenvolver métodos e testes de análise dos materiais para base de prótese. Investigaram as propriedades físicas e químicas de 5 tipos de borrachas submetidas a diferentes no métodos de

vulcanização, com resina Vinílica, resina de Fenol Formaldeído e compostos de Nitrato de Celulose. Verificaram, dentre outras propriedades, as alterações de volume da borracha durante sua vulcanização. Observaram que todos os materiais aumentaram de peso quando imersos em água.

Em Julho de 1937, WRIGHT descreveu os resultados dos seus estudos sobre a avaliação clínica das resinas de Metil Metacrilato à Sociedade de Prótese Dentária (PEYTON⁵⁹, 1975). Em pouco tempo as resinas de Poli (metil metacrilato) predominaram na indústria e mercado odontológico.

Em 1938, KIMBALL⁴⁰, descreveu algumas propriedades necessárias aos materiais utilizados na confecção de bases de prótese desde o Vulcanite, resinas de fenol formaldeído, e produtos à base de celulose, até as resinas vinílicas. Citou uma relação entre os materiais quanto ao seu uso em 35 estados dos Estados Unidos da América, criticando as propriedades requeridas de um material utilizado como base de prótese, e estabelecendo-lhes uma classificação. Definiu ainda parâmetros comparativos entre eles quanto a algumas propriedades como fadiga flexural, resistência ao impacto, resistência transversal, estabilidade de cor, facilidade de manipulação e cura, sucesso nos reparos e condutividade térmica, estabilidade volumétrica, incluindo estabilidade dimensional em função da sorção de água.

Também neste ano SCHOONEVER & SWEENEY⁶⁹, descreveram algumas propriedades de resinas termoplimerizáveis, demonstrando que diversos fatores inerentes às propriedades das resinas podem influenciar seriamente na prótese já concluída. Neste experimento concluíram que podem ocorrer polimerizações parciais em temperaturas de armazenamento e este aspecto pode alterar as propriedades finais da prótese concluída. Constataram que a temperatura de polimerização é muito importante, pois poderá influenciar no excesso e falta de polimerização e em propriedades como cor e dureza da prótese. Verificaram ainda que métodos como cromatografia e solubilidade em acetona podem ser utilizados para determinar respectivamente a aparência estética e o montante de resina polimerizada.

Em dezembro de 1940 a Associação Dentária Americana determinou algumas especificações para as resinas acrílicas quanto aos tipos

de materiais já propostos, metodologia de manuseio, inspeção e testes, critérios de armazenamento, critérios quanto às suas propriedades, e outras generalidades (PEYTON⁵⁹, 1975).

Um trabalho publicado por **SWEENEY & PAFFENBARGER**⁸³ em 1941, descreveu algumas das especificações da Associação Dentária Americana para bases de prótese em resinas acrílicas ou combinações destas com outras resinas. Consideravam que, quanto às especificações gerais, as bases de prótese são compostas por poliésteres de ácido acrílico ou copolímeros destes com ésteres vinílicos ou estireno. Especificaram 3 tipos de materiais:

1. tipo A- pó e líquido
2. tipo B- tabletes plásticos
3. tipo C- pó

Os autores relataram que estes materiais não deveriam apresentar toxicidade após sua polimerização, nem ter qualquer impureza em sua formulação e deveriam se apresentarem sob as 3 formas propostas. O material polimerizado deveria apresentar-se translúcido a uma espessura de 3,2 mm, com qualidades de trabalho satisfatórias, e admitir detalhes no seu acabamento. Também foram estipulados aspectos quanto à resistência transversal, sorção de água, porosidade, solubilidade e estabilidade de cor. Aspectos inerentes a alguma metodologia para testes e investigação das resinas também foram considerados.

No ano seguinte, **TAYLOR**⁸⁹ descreveu algumas propriedades das resinas acrílicas em relação às bases de borracha e resinas de fenol formaldeído. Quanto às propriedades tensionais, considerou-as iguais às da borracha. Quanto à resistência ao impacto, as de acrílico foram menores do que as de borracha, mas muito maiores que as de fenol formaldeído. Quanto ao teste de resistência transversal a borracha foi superior ao acrílico. A dureza do acrílico foi levemente maior que a da borracha. A sorção de água foi maior no acrílico que no fenol formaldeído. A estabilidade dimensional do acrílico foi pouco melhor que a do fenol formaldeído, mas pior que a das borrachas.

Numa revisão de literatura, **HAYDEN**³⁴ (1986) relata que, em 1946, mais de 95% das próteses fabricadas nos Estados Unidos eram feitas com polímeros e copolímeros de metil metacrilato.

Em 1961, **WOELFEL et ali** ⁹⁵ investigaram as mudanças ocorridas nas próteses durante sua armazenagem em água, verificando que as resinas epóxicas apresentaram os piores resultados em relação às resinas acrílicas, com grandes alterações dimensionais, instabilidade de cor e bastante porosidade.

Desde então inúmeras pesquisas envolvendo as resinas quanto ao uso na confecção de próteses foram sendo incrementadas com a finalidade de desenvolver os materiais e suas técnicas de manuseio. Para normatizar seu uso, o **COUNCIL ON DENTAL MATERIAL AND DEVICES**²¹, em 1975, definiu uma série de especificações relacionadas às resinas, que foram fundamentadas no ano seguinte pela Associação Dentária Americana na Especificação nº 12. Dentre as diferentes determinações estabelecidas a estes materiais, foram feitas especificações sobre a classificação das resinas de uso odontológico, especificações na sua aplicação, propriedades requeridas, procedimentos de testes e armazenamento.

Tendo por base estas novas normas, resinas com diferentes tipos de componentes e ligações cruzadas, com novos métodos de polimerização, técnicas e materiais de desinfecção e limpeza das próteses foram propostos.

O período de mais de 100 anos de uso e evolução destes materiais envolveu um significativo avanço no trabalho odontológico. Isto representa um exemplo claro do progresso técnico que tomou lugar nesta área de pesquisa.

Entretanto, algumas lacunas ainda permanecem no estudo das resinas. Uma delas refere aos métodos alternativos de polimerização como a luz visível, ou a energia de microondas. Mais pesquisas nesta área são necessárias à medida em que em alguns experimentos têm demonstrado que podem ser tão ou mais viáveis do que os métodos tradicionais.

RESINAS PARA MICROONDAS

2.2. RESINAS PARA MICROONDAS

Microonda é uma onda eletromagnética situada numa zona entre 300,000 e 100 megaciclos por segundo (MHz). Isto corresponde a um comprimento de onda que varia entre 1 mm a 30 cm, ou seja ondas maiores do que os raios infravermelhos, mas menores que as ondas de rádio ou TV (AL DOORI at ali ², 1988).

Os fornos caseiros geralmente produzem microondas de 2450 MHz com ondas de comprimento médio em torno de 12 cm. Isto significa que um campo eletromagnético é gerado e neste fenómeno físico, apesar do comprimento de onda em si não ser passível de alterações permanecendo constante em 2450 MHz, a potência pode ser ajustada, permitindo o controle da frequência de emissão das microondas (DE CLERCK ²⁴, 1987).

Estas possuem algumas características peculiares: elas podem ser absorvidas, refletidas ou transmitidas, dependendo do material irradiado. A cavidade do forno é forrada por estrutura metálica, e portanto é capaz de refletir as microondas incidentes (AL DOORI at ali ², 1988).

Quando um material apresenta moléculas em que um dos seus bordos possui um pequeno campo de carga negativa, e o outro bordo, um pequeno campo de carga positiva, este se torna passível de ser aquecido por energia de microondas. Num campo eletromagnético que muda rapidamente de direção, as moléculas polarizadas são remetidas rapidamente de uma direção para a outra. Durante a irradiação, a energia das microondas é absorvida pelo objeto irradiado que instantaneamente muda a sua direção em cerca de 5 bilhões de vezes por segundo, gerando calor devido à fricção molecular (DE CLERCK ²⁴, 1987). Este se transmite rapidamente às demais moléculas, e a este sistema de condução de energia denominamos aquecimento dielétrico. A diferença entre a condução ordinária de calor e o aquecimento dielétrico promovido pela energia de microondas, é que neste último o aquecimento não depende de condutividade térmica entre as moléculas do mesmo material ou das diferentes estruturas envolvidas. As partes internas e externas do corpo são aquecidas igualmente e a temperatura aumenta muito mais rapidamente. Deste modo o tempo

requerido no aquecimento é sensivelmente diminuído (**DE CLERCK** ²⁴ , 1987)..

Este fato motivou os pesquisadores a estender os princípios do aquecimento por microondas à polimerização das resinas. Desta forma, a metodologia de polimerização por energia de microondas vem se firmando como uma inovação favorável na confecção das próteses. O procedimento envolve uma mufla especial, feita em fibra de vidro reforçada, desenvolvida para este fim (**KIMURA et ali** ⁴¹ , 1983). Vantagens como uma grande redução no tempo de polimerização, aquecimento mais uniforme, massa mais homogênea e adaptabilidade superior das bases vem sendo atribuídas às resinas polimerizadas com esta técnica. Os autores relatam que se observa menor quantidade de monômero residual por causa da uniformidade de polimerização (**KIMURA et ali** ⁴¹ , 1983). Consideram ainda que a redução do tempo de processamento constitui-se na grande vantagem do uso desta técnica. Enquanto o processamento convencional por banho de água quente, dependendo da técnica, requer em média, de 6 a 10 horas, o processamento por microondas envolve de 3 a 15 minutos para a polimerização da resina.

O primeiro autor que utilizou a energia de microondas na polimerização das resinas foi **MASAMISHI NISHI**⁵⁴ em 1968. Resinas convencionais foram polimerizadas em muflas metálicas perfuradas. A energia gerada num oscilador magnetrom era transferida para uma câmara de aquecimento onde a mufla era irradiada. **NISHI** ⁵⁴, em seu experimento, utilizou uma resina convencional na proporção pó / líquido de 1 : 0,42, polimerizada por energia de microondas. Após a polimerização da resina investigou as seguintes propriedades: sorção de água, dureza, tensão, resistência transversal, deflexão transversal, retentividade dos dentes artificiais e adaptabilidade. Observou que as propriedades das resinas polimerizadas por microondas foram tão satisfatórias quanto às das resinas curadas pelo método convencional.

Em 1983, **KIMURA et ali**⁴¹ investigaram a polimerização de bases de prótese feitas com resina colorida e incolor, quando polimerizadas por energia de microondas, em relação a padrões polimerizados convencionalmente. Acrescentaram às próteses um grampo de CoCr com 0,9 mm de diâmetro, para verificar se este poderia influenciar nas propriedades da resina polimerizada. As amostras foram submetidas inicialmente à

irradiação de 200 a 500 W, por 5, 10, 15, 20, 30, 35 e 40 segundos, e depois, foram irradiadas por períodos de 5 a 20 minutos, com a mesma potência. Observou-se que a resina colorida precisava de mais tempo de exposição para se polimerizar do que a incolor e que este tempo precisava ser aumentado na medida em que o peso da amostra fosse aumentado. Verificaram ainda a quantidade de poros quando as amostras curadas por 3 minutos foram resfriadas em água gelada, água à temperatura natural e no ar, à temperatura ambiente. O grau de porosidade diminuiu nesta seqüência experimental. Os poros foram mais freqüentes na região central dos corpos de prova. Concluíram que: a) embora a mistura entre polímero e monômero tenha demorado geralmente de 15 a 20 minutos para atingir a fase plástica à temperatura ambiente, este tempo foi sensivelmente diminuído, bem como a massa tornou-se mais homogênea com o uso do microondas; b) o grampo não influenciou na cura da resina pelo método de polimerização por energia de microondas, e poros não foram observados ao seu redor; c) as resinas termo polimerizáveis podem ser polimerizadas por 3 minutos pela irradiação de microondas, além do que as alterações na cor ou fraturas nos dentes artificiais e das bases foram raramente observadas nas resinas curadas por microondas.

KIMURA et al⁴², em **1984**, investigaram a adaptabilidade das resinas polimerizadas por energia de microondas. Para o experimento elaboraram uma mufla própria de fibra de vidro, que não refletia a radiação do microondas. Mensurações foram feitas entre a base de resina e o modelo padrão na altura das tuberosidades em 7 posições pré estabelecidas numa região de corte frontal do modelo. Utilizaram uma resina rósea termo polimerizável numa proporção de 2:1 que foi submetida à energia de microondas por 2½ minutos a 500 W e 200W. Os padrões para comparação foram feitos por técnica convencional em banho de água, inicialmente a 65 °C por 40 minutos e depois a 100 °C por 30 minutos. As mensurações foram feitas imediatamente após a remoção das bases das muflas, após 20 dias de armazenagem em sala a 20 °C, depois de deixá-las por 2 dias em solução salina a 20 °C. De modo geral as bases que foram curadas por microondas demonstraram melhor adaptabilidade que as curadas pela água quente, bem como esta propriedade pareceu ser menos influenciada pelo método de armazenagem, em relação à resina convencional. As bases cuja região sobre o rebordo eram de 3,5 a 4,5 mm sofreram maior distorção na região do palato do que aquelas cuja espessura máxima chegava até 3,0 mm. Em ambos os

casos a desadaptabilidade foi maior na região do palato e dos bordos, do que as regiões sobre os rebordos. Em todas as situações as bases curadas pelo microondas demonstraram melhor adaptabilidade. Com o uso de termopar, foi possível observar que um período entre 3 minutos a 5 minutos de irradiação foi suficiente para se completar a polimerização da resina. Apenas com 20 segundo de exposição, a resina atingiu 65 °C quando submetida à energia de microondas, ao passo que no banho de água, foram necessários 30 minutos para que esta temperatura fosse atingida.

No ano seguinte, **REITZ et ali**⁶² pesquisaram algumas propriedades físicas de resinas curadas por energia de microondas. Foram confeccionadas 20 bases de resina a base de metil metacrilato, sendo que 10 foram polimerizadas em banho de água (165 °F por 8 horas), e 10 por energia de microondas a 400W por 2 minutos e meio. Foram investigadas porosidade, dureza e resistência transversal. No primeiro item, não houve diferença significativa entre os 2 métodos, exceto quanto à espessura da amostra que foi de 3 mm, onde a de microondas apresentou maior número de poros do que a convencional. Quanto à resistência transversal e dureza, não foi observada diferença significativa entre os grupos.

HAYDEN³⁴, em 1986, estudou a resistência transversal de bases de prótese confeccionadas com resina. Utilizou 3 resinas polimerizados por diferentes métodos. A primeira resina usada foi uma convencional (Lucitone caracterizada). A segunda resina consistia em uma de alto impacto modificada com partículas de borracha (Lucitone 199) . A terceira foi uma resina típica para o padrão de polimerização convencional (Lux-It). As amostras em número de 20 consistiam em bases de prótese de 2 mm de espessura. As técnicas de polimerização utilizadas foram: banho de água (163 °F/9 horas e 163 °F/30 minutos) e energia de microondas (700W/4 minutos e 90W/13 minutos), sendo que, nesta última, a mufla foi invertida a cada metade do tempo. Após sua remoção da mufla e um polimento superficial, as amostras foram randomizadas e imersas em água de 98 °F a 100°F por 72 horas antes do teste. Os corpos de prova foram testados em uma máquina teste INSTRON modelo TM. Após a polimerização, o autor observou que as amostras curadas por microondas a 90W por 13 minutos não apresentaram sucesso. Estas ficaram moles e flexíveis após a remoção da mufla, fato que contrariava achados de outros autores. Atribuiu isto às possíveis diferenças de características entre os fornos de microondas.

Quando as amostras foram polimerizadas a 700W/4 minutos, isto não foi observado. As amostras que melhor absorveram a energia de compressão foram aquelas feitas com a resina de alto impacto, polimerizadas em banho de água a 163 °F / 30 minutos. As que absorveram menor quantidade de energia foram as feitas com resina caracterizada, polimerizadas em microondas a 700W/4 minutos. O autor considerou que mais estudos deveriam ser feitos quanto ao uso do microondas na polimerização das resinas termopolimerizáveis.

Em 1987, SANDERS et ali⁶⁷ pesquisando a porosidade em próteses confeccionadas com resina acrílica curada por microondas, utilizaram 5 marcas de resinas acrílicas utilizadas na confecção de prótese total, dentre elas uma desenvolvida para uso em microondas. Os corpos de prova foram divididos em 3 grupos e polimerizados pelos seguintes processos: a) em banho d'água a 170 °F por 9 horas e resfriadas por 20 minutos em água corrente; b) curadas por microondas a 90W por 13 minutos e, após 15 minutos, resfriadas em água corrente por 45 minutos; c) por microondas a 90W por 13 minutos mas resfriadas à temperatura ambiente por 2 horas e 30 minutos. As amostras foram polidas e recortadas segundo um padrão, e sua porção posterior foi recoberta com tinta nanquim, e novamente submetida a polimento, para que fosse feita a contagem dos poros por 3 examinadores calibrados. Os resultados demonstraram que houve porosidade em todas as resinas utilizadas, para os 3 métodos de processamento. Duas das resinas curadas por microondas apresentaram menos porosidade que quando curadas por método convencional. A que apresentou menos porosidade foi a resina própria para microondas polimerizada por energia de microondas e resfriada rapidamente. A que apresentou mais porosidade foi a resina convencional, polimerizada por microondas e resfriada rapidamente. Os autores fazem uma referência importante com relação à composição destas resinas apropriadas para microondas. Relatam que, embora o fabricante não forneça detalhes a respeito de sua composição química, através de comunicação pessoal puderam obter a informação de que estas não apresentam apenas metil metacrilato em sua composição, mas uma mistura de metil-etil metacrilato no monômero. Não sabem precisar a proporção exata .

Ainda neste ano, DE CLERCK²⁴ analisou diversos aspectos da polimerização das resinas utilizadas em prótese através da energia de

microondas. Através de algumas hipóteses, o autor tece comentários quanto ao mecanismo pelo qual a energia de microondas atua gerando calor na resina; quanto às muflas e fornos desenvolvidos para esta técnica, métodos de polimerização; e quanto aos procedimentos técnicos envolvidos no seu uso.

TRUONG & THOMAS⁹⁰, em 1988, compararam as propriedades físico-químicas de 5 resinas polimerizadas por banho de água e energia de microondas. A resistência transversal, dureza, sorção de água e porosidade foram observadas de acordo com os padrões australianos. Os resultados indicaram propriedades físicas semelhantes, e micro estruturas idênticas para as resinas curadas em ambos os métodos. Em todas as amostras de resinas, foram observadas porosidades na sua porção central, numa secção transversal de 14 / 10 mm. Os autores consideraram ainda que a programação do microondas pode ser otimizada na tentativa de diminuir a porosidade sem sacrifício das propriedades quando as resinas forem submetidas a potências menores e ciclos mais longos.

Também em 1988, **AL DORI et ali²** estudaram o peso molecular, os níveis de monômero residual e a porosidade de 4 resinas acrílicas quando polimerizadas por microondas e convencionalmente. Observaram que os valores de peso molecular, para ambos os métodos, foi essencialmente o mesmo. O ciclo do microondas de 70W / 25' diminuiu a porosidade, exceto nas situações onde espessura do corpo de prova era maior do que 3 mm.

No ano seguinte, **LEVIN et ali⁴⁴** investigaram o uso do microondas no processamento de resinas acrílicas em 5 resinas de polimetil metacrilato. Testes como dureza, porosidade e resistência transversal foram realizados em barras medindo 2,5X1,2X2,5 mm e 3,0X1,0X1,0 mm. Os resultados não mostraram diferença significativa entre os 2 métodos. Em outra avaliação, foram confeccionadas próteses totais sobre um modelo de alumínio, processadas com as mesmas 5 resinas, onde testes de adaptação foram realizados. Este estudo demonstrou que não há diferenças estatísticas significativas entre os 2 métodos. Os autores ressaltaram que a polimerização promovida pela energia de microondas oferece vantagem porque reduz o tempo de cura, é um método mais fácil e limpo.

Ainda neste ano, **SLOSBERG et ali**⁷⁵ compararam amostras de uma resina (Lucitone) polimerizada convencionalmente e polimerizada através da energia de microondas. Estudaram a precisão dimensional, resistência transversal, dureza Knoop e monômero residual. Concluíram que a energia de microondas é perfeitamente viável na polimerização desta resina, pois não foram observadas diferenças significativas nas amostras obtidas por ambos os métodos.

Também em **1989**, **TAKAMATA et ali**⁸⁵ investigaram se a adaptação de próteses totais superiores era influenciada pelo modo de ativação do processo de cura. Compararam uma resina convencional termo polimerizável com uma resina termo polimerizável de ciclo rápido, uma foto polimerizável, uma resina fluida auto polimerizável e uma desenvolvida para uso exclusivo em microondas. Os autores concluíram que a pior adaptação foi observada na resina convencional, polimerizada por banho de água quente. As resinas fotopolimerizável, fluida e convencional, quando submetidas ao método de cura por energia do microondas, definiram adaptabilidade intermediária. As que se adaptaram melhor foram as resinas próprias para microondas e a resina auto polimerizável. Todos os grupos no entanto, sofreram contração, principalmente na região do palato.

Em **1990**, **ALKHATIB et ali**⁴ estudaram o grau de porosidade e resistência transversal em corpos de prova feitos com resina convencional e com 2 resinas curadas por microondas, quando possuíam diferentes espessuras. Observaram que em termos de resistência transversal, não houve diferença entre os corpos de prova. Quanto à porosidade, todas as amostras das bases curadas por água aquecida não apresentaram poros. Quando esta resina foi polimerizada no forno de microondas, foram encontrados poros nas amostras com mais de 3 mm de espessura. Nas resinas próprias para microondas também ocorreu porosidade nas bases com mais de 3 mm de espessura, polimerizadas em ciclos de alta potência e tempo reduzido (513W/4'52"). Em baixa potência e tempo longo (75,9W/15'26") somente ocorreu porosidade quando o corpo de prova tinha mais que 9 mm.

HOGAN & MORI³⁵, também neste ano, desenvolveram um método de mensuração contínua da temperatura para fornos de microondas nos quais se confeccionaram próteses totais sob o controle da temperatura através de

termopar. Consideraram que sua metodologia apresentou sucesso durante o experimento, pois permitiu que fossem realizadas mensurações durante todo o processo de polimerização. Isto tornou possível correlacionar as potências e tempos com a fase de ebulição da água. Observaram que uma exposição de 1 minuto a 550W era suficiente para que houvesse ebulição na água.

Em **1991**, foram feitos importantes estudos relacionados ao processamento das resinas através da energia de microondas.

TAUBERT & NOWLIN⁸⁷, investigaram a porosidade em resinas termoplimerizáveis processadas em microondas, quando foram feitas variações na relação potência / tempo de exposição. Após o processamento as amostras foram submetidas ao teste de contagem dos poros. Os resultados obtidos permitiram observar que quanto maior a proporção potência / tempo, maior era o número de poros. As amostras que apresentaram menor porosidade foram aquelas cujo tempo de pré cura foi maior, e quando submetidas à menor potência e menor tempo para a polimerização (70W/14').

NOWLIN et ali⁵⁵ pesquisaram a resistência transversal e a porosidade de 2 resinas próprias para microondas em relação ao controle da resina termo polimerizável, e observaram que não houve diferença estatística significativa entre o padrão e os grupos experimentais. Quanto à porosidade, a resina termo polimerizável submetida à energia de microondas foi a que apresentou resultados menos favoráveis.

DEROS et ali²⁶ estudaram o grau de distorção e estabilidade dimensional em relação ao método de processamento de próteses totais. Um sistema utilizando um método de injeção da resina de microondas em muflas apropriadas, submetidas a 500W/10 minutos, foi comparado ao método convencional de banho na água a 160°F/ 10 horas. As mensurações foram feitas em 10 posições: 4 na região interna da prótese, 5 no bordo posterior e 1 em posição mais interior da área chapeável. As avaliações foram feitas 24 horas e 1 semana após a abertura da mufla. Os resultados mostraram que houve diferença significativa entre as amostras controle e experimentais. O processamento feito no microondas ofereceu melhores vantagens que o convencional.

BAFILE et ali⁹ compararam o grau de porosidade das próteses polimerizadas por microondas com um controle elaborado convencionalmente. As resinas convencionais foram polimerizadas a 165 °F / 9 horas. As amostras experimentais foram curadas no microondas em diferentes tempos e potências, tendo sido feitas amostras utilizando o líquido de metil metacrilato e o Micro Liquid. Não observaram diferenças significativamente alta entre as amostras experimentais e o padrão de Micro Liquid. Apenas 2 dos grupos de metil metacrilato apresentaram média significativa no número de poros. A proporção potência/tempo mais eficaz usada para as amostras do Micro Liquid foi de 225W/10'.

NELSON et ali⁵³ investigaram as alterações na dimensão vertical de oclusão em próteses totais processadas convencionalmente e por microondas. Observaram que para ambos os métodos ocorreu aumento na D.V.O. , que se manteve dentro dos padrões aceitáveis, ou seja, foram menores do que 1 mm. Entretanto, quando foi feita a comparação entre os 2 grupos, a resina convencional apresentou uma alteração 5 vezes menor do que as próteses polimerizadas por microondas.

ALKHATIB & McKINSTRY⁵ publicaram um artigo onde demonstraram a versatilidade da técnica de polimerização das resinas por microondas, quando utilizada na confecção de obturador palato faringeano. Consideraram que quando usada com esta finalidade clínica, a técnica também se mostrou favorável, porque diminuiu o tempo de confecção e as próteses obtidas têm propriedades físicas de acurácia dimensionais, comparáveis com as feitas pelas técnicas convencionais.

SANDERS et ali⁶⁸ compararam a adaptação de bases de prótese feitas em resina curada convencionalmente e por energia de microondas. Através de um modelo maxilar desdentado padrão feito em alumínio foram confeccionadas bases de prótese de espessura idêntica. Estas foram polimerizadas com 3 resinas, sendo 2 convencionais e uma própria para microondas. Os resultados permitiram observar que não houve diferença significativa entre os métodos de processamento quanto ao teste de adaptação a que foram submetidas a bases de próteses.

WALLACE et ali⁹³ investigaram a precisão dimensional de bases de próteses polimerizadas pela técnica convencional e por microondas. O controle consistiu em bases de resina polimerizada em banho de água (165 °F/9 horas), onde as variáveis consistiram em amostras polimerizadas energia de microondas usando diferentes combinações de potência e tempo: a) 86 W/13 minutos e 448 W/2 minutos; b) 86 W/6 minutos para cada lado e 448 W/1 minuto para cada lado; c) 241 W/10 minutos; e d) 397 W/2 minutos para cada lado. Associado a esta variável, foi utilizado o Micro Liquid nas resinas a serem testadas. As amostras foram armazenadas em água por 30 dias. Foram feitas mensurações em diferentes posições da base. Os resultados demonstraram que podem ocorrer alterações estatisticamente significativas em algumas amostras com relação a algumas posições específicas da base. Entretanto de um modo geral, os autores consideram que as bases processadas pela energia de microondas podem apresentar precisão dimensional igual ou melhor que as processadas convencionalmente. Concluíram ainda que não houve um grupo específico dentre os polimerizados por microondas que apresentasse maior adaptabilidade em relação aos demais. Admitiram que o processamento das resinas por microondas é mais eficiente em termos de tempo de trabalho do que o convencional, e que este pode ser aplicado clinicamente na odontologia.

AL-HANBALI et ali³ compararam o grau de distorção do bordo posterior de bases de prótese processadas em banho de água (70 °C/7 horas + 100 °C/3 horas , e 100 °C/20 minutos) e através de energia de microondas (65W por 25 minutos), confeccionadas sobre modelos duplicados a partir de um modelo mestre fundido em liga de cobalto e cromo . Após o processamento, as bases foram resfriadas sobre a bancada, à temperatura ambiente, e mantidas em ambiente úmido por 24 horas. O espaço entre as bases polimerizadas e o modelo mestre foi medido na região do bordo posterior em 7 posições, com o auxílio de um microscópio comparador linear com aumento de 35 vezes. Os resultados obtidos permitiram observar que todas as bases após polimerizadas apresentaram distorção. As que apresentaram menor distorção foram as submetidas à polimerização por microondas, embora as diferenças encontradas não tenham sido estatisticamente significativas. Nos 3 grupos a região mediana das bases foi a que mais se distorceu.

Em 1992, **TURCK et ali**⁹¹ utilizaram o sistema de mensuração de coordenadas por computador gráfico na determinação da precisão dimensional de próteses processadas por 3 diferentes técnicas: convencional por banho de água quente, por energia de microondas e fotopolimerização. Os resultados não mostraram diferença significativa nas mensurações das próteses, para os 3 métodos, mas em posições específicas, a ativação por luz visível produziu significativa distorção na borda, em relação às próteses polimerizadas por energia de microondas.

Neste mesmo ano, **TAUBERT & NOWLIN**⁸⁸ investigaram a relação entre a técnica de manipulação, tempo de exposição e potência, no grau de porosidade das resinas processadas por energia de microondas. Observaram que as amostras processadas a 70W/7' por lado, seguidas de 4 horas de resfriamento sobre a bancada apresentaram melhores resultados.

Também **SMITH et ali**⁷⁶, em 1992, investigaram as propriedades mecânicas de próteses totais feitas em resina polimerizada por luz visível, calor e energia de microondas. Sete resinas polimerizadas por estas técnicas foram comparadas entre si quanto à dureza Knoop, resistência transversal, módulo de elasticidade e resistência ao impacto. As amostras feitas com a resina de alto impacto termo polimerizada mostraram-se mais flexíveis, menos duras e com maior resistência ao impacto do que as demais. A menos flexível foi a resina fotopolimerizável. A energia de microondas aumentou o módulo de elasticidade das resinas Acron e Lucitone 199 e Permacril 20, e diminuiu a resistência ao impacto da Permacril 20.

Ainda em 1992, **McKINSTRY & BROWNING**⁵⁰ descreveram um método de utilização do microondas na confecção de expansor num obturador palatino ortopédico. Consideraram que trata-se de uma técnica mais simples que a convencional, e que houve uma grande economia de tempo para a sua elaboração.

Também 1992, **McKINSTRY & ZINI**⁴⁹ descreveram um procedimento para a confecção de um padrão com a finalidade de ser utilizado na elaboração de próteses pela técnica de polimerização por energia de microondas. Envolveu um processamento relativamente simples e econômico onde o padrão foi feito com fibra de vidro, normalmente utilizada

em reparos automobilísticos. Este padrão tornou mais simplificada a técnica de polimerização da prótese.

Também neste ano, **CURY & PANZERI**²³ compararam algumas propriedades físico-químicas de 2 resinas termopolimerizáveis, 1 resina quimicamente ativada, e de 1 polimerizada por energia de microondas. As propriedades investigadas foram: sorção de água, resistência transversal, resistência ao impacto e liberação de monômero residual. Os resultados obtidos permitiram observar que, em relação à solubilidade em água, as resinas autopolimerizáveis e curadas por microondas mostraram valores maior e menor respectivamente. Para o teste de flexão máxima e liberação do monômero residual, a resina curada por microondas mostrou menores valores. Uma termo polimerizável e a auto polimerizável tiveram maiores valores nos respectivos testes. A resina que se mostrou mais resistente ao impacto foi a termo polimerizável com monômero contendo ligação cruzada. Concluíram que as propriedades das resinas diferem entre si, sendo que estas não estão relacionadas ao tipo e polimerização a que foram submetidas.

ILBAY et ali³⁶, em **1994**, analisaram algumas propriedades físicas de uma resina própria para microondas, diante de 21 variações no método de polimerização. Utilizaram potências de 110, 165, 220, 275, 330 e 550W, em tempos de 1, 2, 3, 6, 8 e 10 minutos. Obtiveram polimerizações efetivas em 15 das 21 combinações. Os tempos limites foram 10 minutos para 110W e 2 minutos para 550W. Não observaram porosidade significativa nas amostras destas 15 combinações, no entanto, as amostras curadas com potência alta apresentaram maior número de poros. O ciclo que apresentou maior dureza foi o de 550W/3 minutos.

**TESTES DIMENSIONAIS E
DE ADAPTABILIDADE DAS
BASES DE PRÓTESE**

2.3. TESTES DIMENSIONAIS E DE ADAPTABILIDADE DAS BASES DE PRÓTESE

Desde que fora instituído o uso da Vulcanite na confecção das bases de prótese, diversos estudos foram feitos com a preocupação de propor análises dimensionais nas bases de prótese, objetivando avaliar os fatores passíveis de alterar as correlações existentes entre as técnicas e materiais com suas qualidades de adaptação.

SWEENEY⁸², em **1939**, avaliou as alterações ocorridas no vedamento posterior de próteses totais, quando comparou próteses feitas em borracha vulcanizada, compostos de celulose, em resina acrílica, e em resina de fenol formaldeído, materiais comumente empregados nesta época. As próteses totais superiores eram preparadas pelos métodos convencionais e armazenadas por 60 dias à umidade relativa constante de 32 %, e depois deixadas em água por 27 dias. Durante este período, as próteses foram pesadas e feitas mensurações a partir de algumas marcas pré estabelecidas nos modelos. Este estudo mostrou que as próteses sofreram expansão quando imersas em água e, em ambientes úmidos, e perderam volume se deixadas em ambientes secos. As próteses foram, em cada fase, colocadas sobre o modelo inicial e uma análise visual determinou qualidade de adaptação do seu bordo posterior. A adaptabilidade era considerada satisfatória apenas nos casos onde não se via espaço algum. As próteses feitas com borracha e resina acrílica mostraram melhores resultados que as de resina de fenol formaldeído.

TAYLOR⁸⁹, em **1941**, relacionou a desadaptação das próteses com diferentes materiais e com a pressão exercida durante a sua prensagem. Estudando a adaptabilidade no bordo posterior de bases feitas com acrílico, fenol formaldeído e borracha, considerou o acrílico tão bom quanto o fenol formaldeído, mas ambos inferiores à borracha. Verificou que uma quantidade adequada de material deve ser utilizada durante sua inclusão da mufla. A força exercida durante a prensagem deve ser adequada e mantida até que ocorra a completa polimerização. As amostras que foram submetidas a pouca pressão mostraram maior grau de desadaptação no bordo posterior.

PRYOR⁶¹, em **1942**, após dois anos de observações clínicas apoiadas em experimentos laboratoriais de próteses realizadas por método de injeção dos moldes, concluiu que com esta técnica poderia obter próteses resistentes, com pouca porosidade, com boa precisão de adaptabilidade no bordo posterior, e pequena alteração oclusal observada experimentalmente no articulador.

Ainda neste ano, **SWEENEY et ali**⁸⁴ analisaram, através de mensurações em pontos pré estabelecidos, as alterações dimensionais e lineares de próteses confeccionadas com compostos de celulose, borracha e diferentes resinas de metacrilato (contendo copolímeros de estireno e copolímeros vinílicos). Estas medidas foram realizadas no bordo posterior das próteses polimerizadas: a) logo após sua remoção da mufla, b) depois de sofrerem o processo de dessecação, e c) durante diferentes períodos de imersão em água a 37 °C. A distância entre a base da prótese e o modelo padrão era feita a partir de um corte frontal feito 1 cm à frente do bordo posterior da prótese. Os materiais que apresentaram maiores distorções foram os de resina de metil metacrilato e os menores valores foram observados para a borracha. O grau de distorção diminuiu nas amostras armazenadas na água.

SKINNER & COOPER⁷¹, em **1943**, investigaram a contração apresentada por bases de prótese confeccionadas com 5 resinas de uso corrente na odontologia. Quatro delas compostas por metil metacrilato e uma delas contendo um copolímero à base de vinil aceto-clorídrico. A contração foi determinada pelo percentual de diferença entre marcas pré estabelecidas no modelo mestre e nas amostras polimerizadas. O processamento das resinas foi o proposto pelo fabricante. O método de resfriamento foi feito de 2 formas: a) por resfriamento rápido, que consistiu em esfriar rapidamente a mufla sob pressão, durante 20 a 30 minutos, em água corrente à temperatura de 20 °C; e b) por resfriamento lento, que se dava entre 3 a 4 horas, à temperatura ambiente. A menor contração linear observada foi a da resina com o copolímero. Quando analisada a influência do método de resfriamento, a contração foi menor para as bases que sofreram o resfriamento rápido, exceto para a resina com o copolímero. Os autores ainda pesquisaram o tipo de prensagem por compressão e por injeção e não observaram diferenças significativas nos valores de contração. Compararam ainda estes valores, após a imersão dos corpos de prova em água a 37 °C, por 3 semanas. Todas

as resinas apresentaram aumento de volume durante este teste. Quando armazenadas em água as amostras resfriadas rapidamente apresentaram mais distorção do que as resfriadas lentamente.

CAUL & SCHOONOVER¹⁸, em **1949**, descreveram um método para investigar o grau de polimerização das resinas acrílicas após a conclusão do seu ciclo de cura. Isto porque consideravam que a cura incompleta das resinas poderiam ocasionar deficiências na prótese concluída, como alteração dimensional, fragilidade, descoloração, formação de bolhas e dificuldade em reparos. O método utilizado em experimentos anteriores consistiu em combinar monocloreto de iodine que reage com compostos orgânicos insaturados na sua dupla ligação, e assim averiguar a quantidade de resina que não reagiu durante o processo de polimerização, ou seja, através do peso molecular médio. O valor médio do peso molecular pode portanto ser usado para correlacionar as propriedades físicas e químicas das resinas com as condições de sua cura, como tempo, temperatura e presença de impurezas. Relataram que o peso molecular médio de algumas marcas comerciais de resina variou entre 3500 a 36000 antes da cura, e após a cura, entre 8000 e 39000.

Também em **1949**, **SKINNER⁷²** em uma revisão das características físico-químicas das resinas, afirmou que estas sofrem contração durante o processo de cura, não apenas por causa da polimerização do monômero, mas por causa do aumento da temperatura ocorrido durante a polimerização. Relata que as resinas contraem de 0,3% a 0,5% na sua dimensão linear após o processamento. Afirmou ainda que as resinas sorvem água e expandem o seu volume após o processamento, quando armazenadas no interior de líquidos.

Em **1950**, **STECK⁸⁰**, estudando a dimensão vertical (D.V.) de próteses processadas, observou que, a forma da prótese não influencia na contração linear horizontal. Nas próteses maxilares, não houve diferença significativa quando utilizou técnicas de compressão ou de injeção. As alterações dimensionais na D.V. também podem ser influenciadas pelo tipo de gesso usado na inclusão e pela qualidade técnica de sua manipulação.

Ainda em **1950**, **ADROVANDI¹**, investigando a estabilidade das dentaduras em função das deformações das resinas acrílicas durante o

processo de inclusão, afirmou que, para se condensar um volume de resina requerida na confecção de uma prótese de tamanho médio, não há necessidade de se exercer uma pressão exagerada. Relatou que a pressão deve ser suficiente para manter o molde de gesso completamente preenchido pela resina para que o volume fosse equilibrado não só durante a polimerização, mas também quando se verificasse a contração do material.

Com esta mesma preocupação, **MAHLER**⁴⁷, em **1951**, estudando próteses totais processadas por técnica de compressão, observou que pode ocorrer um aumento na Dimensão Vertical de Oclusão em cerca de 0,5 a 1,0 mm após o processamento da prótese. Esta alteração pode ser motivada pelas seguintes razões: a) o tipo de gesso, pois menores alterações foram observadas quando foi utilizado na inclusão o gesso pedra em lugar do gesso comum; b) a pressão exercida na compressão do molde; c) a própria resina, que no fechamento final da mufla, apresenta resistência interna e viscosidade suficientes para promover severas distribuições de força na prótese ainda não totalmente polimerizada.

KIES³⁹, em **1951**, descreveu algumas regras laboratoriais capazes de representar maior sucesso na confecção de próteses totais. Observou que nas próteses totais, a maior contração ocorre na região do palato. O mínimo de discrepância nesta área está em torno de 0,50 mm. Verificou que o grau de contração pode ser ainda maior se na polimerização a temperatura não foi aumentada gradativamente até atingir 70º C. Relatou que para diminuir o grau de distorção nesta área, a temperatura deve ser mantida nesta graduação por várias horas, até a polimerização se completar totalmente.

McCRACKEN⁴⁸, em **1952**, comparou as resinas ativadas quimicamente com uma termo polimerizável quanto a algumas propriedades físicas, e à praticidade de seu uso. Seu trabalho foi dividido em 2 partes: a primeira consistia em comparar a dureza, propriedades de escoamento, e resistência transversal; a segunda, sobre achados pertinentes às temperaturas de polimerização e alterações dimensionais ocorridas com as resinas quimicamente ativadas. Quanto à dureza todas as resinas quimicamente ativadas exibiram aumento até 15 dias após a sua remoção da mufla. Findo este período esta se manteve constante e com valores próximos à resina termo polimerizável. Esta últimas mostraram resultados superiores que as auto polimerizáveis. Quanto ao escoamento, os valores ficaram

próximos à partir do 2º dia após a remoção da mufla. Mensurações feitas entre o bordo posterior da prótese e o modelo inicial antes e depois da polimerização permitiram verificar que a maior desadaptação ocorreu na amostra onde a proporção do monômero era maior. De modo geral todas as amostras apresentaram pequena distorção. O autor atribuiu este fato à polimerização do monômero em altas temperaturas.

PERLOWSKY⁵⁶, em **1953**, estudou as alterações ocorridas durante a prensagem em relação aos fatores oclusais das próteses, onde descreveu movimentações apresentadas pelos dentes em virtude da polimerização das resinas. Afirmou que esta movimentação pode ser diminuída com a construção de uma muralha de gesso pedra pincelado ao redor dos dentes, durante a inclusão na mufla.

CAMPBELL¹⁶, em **1956**, reportou os efeitos da sorção de água na retenção de bases de prótese. A partir de um modelo desdentado superior de alumínio, foram confeccionadas 9 bases de prótese bem justapostas. Nestas foram feitos testes de retentividade com o auxílio de uma metodologia que utilizava uma balança: em um dos suportes era fixada a base de prótese através de ganchos presos conjuntamente sob o suporte da balança; e no outro, era depositado um volume de água, que definisse um peso capaz de remover a base do modelo. Após cada teste, era colocada água entre o modelo e a base, e exercida uma pressão de 3 Kg sobre os dois, definindo um contato uniforme entre as duas estruturas. Foram testadas 6 bases confeccionadas através de compressão dos moldes e 3 com injeção dos moldes, em resina acrílica termo polimerizável. As bases feitas por compressão dos moldes foram armazenadas em água à temperatura ambiente por 5 e 15 dias, e testes foram realizados nestes períodos. Foi observado que, da fase inicial para os testes seguintes, houve um acréscimo na retentividade das bases. As bases feitas com injeção dos moldes foram testados após 2 e 3 dias de imersão em água à temperatura ambiente. Também nestes foi observado discreto aumento da retenção. Testes clínicos também comprovaram que a sorção de água pode incrementar a retenção das bases de prótese.

No mesmo raciocínio de **PERLOWSKY⁵⁶**, **DEGNI²⁵**, em **1958**, estudando as alterações posicionais dos dentes sobre bases de resina acrílica, relatou que os dentes normalmente utilizados na elaboração de

próteses, são aqueles cuja mesa oclusal admite perfeito engrenamento entre os dentes superiores e inferiores. Assim, qualquer variação na posição dos mesmos, poderia alterar este engrenamento e como consequência, também a oclusão e dimensão vertical. Afirma ainda que alterações na base da prótese ocorridas durante o processo de polimerização podem ser causa destas mudanças de posição nos dentes artificiais.

Ainda nesta linha de pesquisa, **VIEIRA**⁹², em **1960**, investigou as alterações relativas à posição dos dentes na confecção de bases de próteses totais, marcando pontos de referência em vários dentes, observando as variações lineares nas diferentes fases da construção da prótese. Verificou que as medidas entre estes pontos varia segundo alguns fatores, destacando a qualidade do material empregado na polimerização. Observou ainda que as próteses superiores apresentaram mais distorção do que as inferiores.

Também em **1960**, **WOELFEL et ali**⁹⁴ avaliaram as alterações dimensionais de 183 próteses feitas com 8 resinas acrílicas (algumas com copolímeros e ligações cruzadas), resina epóxica, resina vinílica e poliestireno. As alterações foram determinadas mediante: (1) comparação da porção incisal do pino guia do articulador modelo H Hanau, antes e depois da polimerização; (2) por mensuração da distância de molar a molar. Observaram que para todas as resinas ocorreram alterações nas próteses após sua polimerização e que as resinas convencionais, processadas por técnicas usuais de compressão, são tão dimensionalmente estáveis quanto aquelas que possuíam copolímeros e ligações cruzadas. As maiores alterações ocorreram quando as próteses foram removidas do gesso.

Ainda em **1960**, **PEYTON**⁵⁸, afirmou que as resinas acrílicas termo polimerizáveis devem ser condensadas na mufla ainda na fase plástica e com excesso de material, a ser removido na prensagem inicial. Relatou que o aquecimento rápido associado à reação exotérmica da polimerização, é capaz de desenvolver grandes tensões internas que irão libertar-se depois da polimerização concluída. Este aspecto poderia gerar distorção na resina e desadaptação na prótese.

SHIPPEE⁷⁰, em **1961**, relacionou o aumento da dimensão vertical de oclusão em 171 próteses totais, confeccionadas através de moldes de compressão. Concluiu que estas alterações podem ser diminuídas se forem

feitas canaletas no gesso utilizado na inclusão da mufla, para o escoamento da resina na prensagem final. Segundo o autor, este procedimento também foi capaz de diminuir o grau de porosidade na resina processada.

ANTHONY & PEYTON⁷, em **1962**, estudaram a precisão dimensional de diferentes materiais para base de prótese, através de um modelo padrão de arcadas desdentadas superior e inferior, sobre os quais as próteses eram confeccionadas. Através de um dispositivo pantográfico comparador, mediram o espaço entre as bases e os modelos padrão, onde as próteses confeccionadas foram adaptadas. Observaram que as próteses com melhor adaptação foram as de resina acrílica auto polimerizável, em relação às termo polimerizáveis. A técnica de processamento por injeção do molde apresentou melhores resultados do que pela técnica de compressão do molde. Foi observado que, quando as mesmas foram armazenadas em água por oito meses, as alterações sofridas após absorção de água pelas bases aumentou sua adaptabilidade.

Ainda em **1962**, **CHEVITARESE et ali²⁰** investigaram algumas propriedades físicas de resinas a base de estireno, resina de vinil acrílico e resinas epóxicas utilizadas na confecção de próteses. Barras de cera esculpidas em 2,5/10,0/65,0 mm foram polimerizadas de maneira convencional. A dimensão linear foi verificada à temperatura ambiente, antes da inclusão, imediatamente após sua remoção da mufla, e após terem sido armazenadas em água. Concluíram que, embora os 4 materiais apresentassem alterações dimensionais durante o processamento, as resinas epóxicas apresentaram o menor valor (-0,08%). As demais resinas demonstraram aproximadamente o mesmo grau de alteração durante a polimerização (-0,26% a -0,33%). A sorção de água e a solubilidade do estireno e da resina acrílica foram satisfatórias. Quanto à estabilidade de cor, apenas a resina epóxica não permaneceu dentro das especificações da A.D.A. O teste de resistência transversal mostrou que todos os materiais tiveram desempenho satisfatórios.

NISHII⁵⁴, em **1968**, dentre outras propriedades, investigou a adaptabilidade de bases feitas em resinas sobre um modelo padrão. Utilizou uma resina convencional na proporção pó:líquido de 1 : 0,42, processada através da energia de microondas. Um modelo metálico foi reproduzido com material de impressão à base de silicona. Foram confeccionadas bases

sobre os modelos obtidos e estas, incluídas em mufla metálica contendo perfurações. A resina foi polimerizada por energia de microondas em forno de 2450 MHz, a 500 W por 9, 10, 11 e 12 minutos. Após a polimerização as bases foram posicionadas sobre o padrão sob um peso constante de 300g. A discrepância foi medida a partir de pontos pré estabelecidos no modelo padrão. As espécies irradiadas por 10 minutos mostraram melhor adaptabilidade. As porções alveolares apresentaram resultados de adaptação melhores que as regiões dos bordos e porção palatina mediana. De modo geral as amostras armazenadas em água a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por 24 dias, mostraram melhor adaptabilidade do que as mantidas em ambiente seco.

GOODKIND & SCHULTE³⁰, em 1970, estudaram a precisão dimensional de resinas auto polimerizáveis e termo polimerizáveis convencionais utilizadas na confecção de bases de prótese. Usaram um modelo mestre Invas, a partir do qual confeccionaram 30 amostras de prótese total, 15 para cada resina, sobre as quais nove diferentes mensurações tridimensionais foram realizadas. Todas as amostras foram ainda armazenadas na água por 6 meses. Concluíram que as amostras de ambas as resinas sofreram distorções. A auto polimerizável apresentou maior distorção comparativamente. Não observaram diferenças significativas entre as distorções sofridas após a polimerização e após armazenagem na água. Consideram que para ambas as resinas, estas alterações não são significativas quando avaliadas clinicamente.

Ainda em 1970, **GEE et ali²⁸** descreveram alguns procedimentos de mensuração utilizados na determinação de pontos tridimensionais de próteses totais, com o propósito de oferecer informações mais diretas sobre a área chapeável de suas bases. O método consistiu em determinar as dimensões de diferentes posições estabelecidas numa base de prótese experimental. Cinco resinas foram estudadas. Para cada resina foram feitas 2 bases sem dentes. Numa delas as medidas foram feitas imediatamente após sua remoção da mufla, e na outra, as mensurações foram feitas após sua armazenagem em água por um período de 2 meses. Observaram que a resina que apresentou maior distorção foi a termo polimerizável com ligações cruzadas, e a que apresentou menor distorção foi a auto polimerizável. Para todas as resinas, as bases armazenadas em água diminuíram a sua distorção com o passar do tempo, até o período de dois meses.

CARVALHO¹⁷, em **1972**, estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais, indicando a maneira mais correta de se proceder para que as mesmas sejam as menores possíveis. Relacionou em seu estudo, os seguintes fatores: contração térmica de polimerização, porosidade, sorção e perda de água e distorção. Diante disto, suas principais conclusões para diminuir ao máximo as alterações dimensionais foram: a) a resina, após condensada na mufla sem parafusos deverá ser mantida sob pressão constante numa prensa dotada de molas; b) é preciso manter esta pressão por pelo menos 2 horas antes do início do processo de polimerização; c) este deve se dar em 2 estágios: a 70 °C/2 horas e a 100 °C/30; d) o resfriamento da mufla deverá ser lento e gradual, à temperatura ambiente; e) a prótese, após ter sido retirada da mufla, deverá ficar mantida em água.

WOELFEL⁹⁶, em **1977**, investigaram o grau de adaptação de 186 próteses totais (73 in vivo e 113 in vitro) feitas com 12 materiais processados segundo as recomendações dos fabricantes. As análises foram feitas: a) pela posição de um pino guia incisal de um articulador H Hanau antes e depois da polimerização das próteses; b) pela medida do grau de contração a distância de molar a molar da prótese encerada e após o seu polimento; c) por um exame da secção transversal do molde do gesso, após os diferentes métodos de inclusão propostos pelo fabricante; d) pelo vedamento posterior da prótese já polida assentada sobre o modelo de trabalho; e e) por observação do vedamento posterior das próteses posicionadas na boca. O autor observou que as maiores alterações lineares ocorrem durante a remoção da prótese do interior da mufla. As prótese superiores apresentaram menos alteração do que as inferiores. As prótese mais espessas distorceram mais. As alterações do grau de contração da distância de molar a molar não foram clinicamente comprometedoras.

STAFFORD et ali⁷⁸, em **1980**, analisaram as propriedades de 5 resinas termo polimerizáveis de alto impacto (Hircoe, Impact, Lucitone 199, Trevalon HI, Vinalene), comparadas com uma resina termo polimerizável padrão (Trevalon), outra auto polimerizável (De Treys SC), uma termo polimerizável de ciclo rápido (Acron Rapid) e uma resina fluida (Pour-n-Cure). Todas as termo polimerizáveis passaram pelo ciclo de cura de 14 horas a 70° C, exceto a de rápida polimerização, que foi processada a 100 °C por 20 minutos. Para a análise da precisão dimensional, as amostras foram

polimerizadas em modelos de gesso reproduzidos a partir de um modelo mestre através de moldes de silicone. As medidas foram feitas 24 horas e 30 dias após a polimerização, tendo ficado imersas em água durante estes períodos. Observaram que todas as amostras testadas contraíram durante a cura e expandiram quando armazenadas em água. As análises estatísticas mostraram que ocorreram diferenças significantes entre os materiais testados. A resina polimerizada por ciclo rápido exibiu maior contração de cura. A resina termo polimerizável padrão rápida exibiu expansão significativa quando armazenadas em água por 30 dias. Estas alterações entretanto foram pequenas e, em termos gerais, não apresentam relevância clínica.

Em 1983, **STAFFORD et ali**⁷⁹ fizeram testes dimensionais com a mesma metodologia descrita no experimento anterior, utilizando polímeros usados em ortodontia. Os autores selecionaram 7 resinas utilizadas na ortodontia que foram comparadas com uma resina termo polimerizável, uma de alto impacto, uma auto polimerizável e uma resina fluida. Observaram que a estabilidade dimensional dos materiais foi favorável. O montante de contração de todas as amostras foi menor que 0,6%. Houve expansão após armazenagem em água por 1 mês. A sorção d'água foi muito próxima para todos os materiais testados. No entanto todos os materiais estiveram dentro dos limites de 1% em relação ao original.

Também neste ano, **KIMURA et ali**⁴¹, preocupados em investigar as propriedades das resinas polimerizadas por microondas, analisaram, dentro de outros aspectos, o grau de adaptabilidade de bases de próteses totais. Estas foram confeccionadas em resinas termo polimerizáveis incolor e rósea, numa proporção pó-líquido de 2,4/1 e 2/1 respectivamente. As próteses receberam dentes de porcelana e na resina foi adaptado um fio de liga de Cobalto-Cromo de 0,9 mm de diâmetro. As amostras controle foram polimerizadas em banho de água, aquecida até 100 °C durante 60 minutos e mantida em ebulição por 30 minutos. As amostras experimentais foram polimerizadas por energia de microondas. Após a inclusão e prensagem da resina, o conjunto foi cuidadosamente retirado da mufla e transposto para um recipiente de borracha para que a irradiação não fosse refletida pelo metal da mufla. Este foi colocado no forno de microondas com prato giratório, de 2450 W. As potências utilizadas foram de 500W e 200W. Os resultados demonstraram que a resina rósea necessitou de maior exposição do que a incolor para atingir a fase borrachóide. No entanto, quando as amostras

foram deixadas sobre a bancada por alguns minutos (15 a 20 minutos), esta fase foi atingida também naquelas onde os tempos de exposição foram menores. Observaram que a adaptabilidade das bases polimerizadas por microondas foi qualitativamente superior às polimerizadas por banho de água quente. O fio de aço não influenciou na polimerização da resina, nem foram observados poros ao seu redor.

Em 1984, **KIMURA et ali**⁴² investigaram a adaptabilidade de bases confeccionadas com resinas termo polimerizáveis quando polimerizadas convencionalmente e por microondas. Para isto elaboraram uma mufla feita em fibra de vidro reforçada. Foi confeccionado um modelo desdentado superior padrão, que serviu de base para avaliação da adaptabilidade no bordo posterior, de bases de prótese confeccionadas sobre modelos de gesso reproduzidos a partir do primeiro. Metade das bases apresentava espessura de 3,0, e metade de 4,5 mm na região mais apical do rebordo. As resinas utilizadas foram 5 termo polimerizáveis, de coloração rósea, numa proporção polímero e monômero de 2/1 em peso. Estes corpos de prova foram polimerizados por 2,5 minutos para cada lado da mufla em forno de microondas de 2450 MHz, a 500W e 200W. Como controle as bases foram confeccionadas em banho de água aquecida até a 65 °C, por 40 minutos, e depois mantida em ebulição por 30 minutos. Foram avaliadas as alterações de temperatura no interior da mufla e na resina através de termopar. As mensurações foram feitas em 5 posições do bordo posterior, logo após a sua remoção da mufla; após terem sido deixadas no ambiente, à temperatura de 20 °C por 20 dias; e após terem sido armazenadas em solução salina a 20 °C por 2 dias. Os autores observaram que as bases polimerizadas com microondas tiveram adaptabilidade 2 a 3 vezes maior do que as amostras polimerizadas convencionalmente. As bases apresentaram melhor adaptabilidade nas porções sobre os rebordos do que na porção central do palato. Enquanto a temperatura da resina convencionalmente levou 30 minutos para atingir 65 °C, a polimerizada por microondas atingiu a mesma temperatura em 20 segundo. Enquanto que a temperatura no centro da resina levou mais tempo para se aquecer do que a temperatura das extremidades nas amostras polimerizadas convencionalmente, o contrário aconteceu quando na polimerização por energia de microondas.

No ano seguinte, **GOLDFOGEL et ali**²⁹ investigaram as alterações dimensionais em 12 resinas acrílicas auto polimerizáveis utilizadas na

confeção de bases de prótese. Amostras foram confeccionadas segundo a especificação nº 12 da ADA, discos padronizados em espessura e densidade. Realizaram 5 mensurações em intervalos de 30 minutos, 1, 2, 15 e 24 horas. Concluíram que todas as amostras apresentaram alterações dimensionais durante as 24 horas do experimento.

Neste mesmo ano, **MORRIS et ali**⁵² relacionaram o contorno do palato com a resistência à flexão. Utilizaram 3 modelos padrões que, segundo o grau de profundidade do palato, classificaram como raso, médio e profundo. Cada um deles foi reproduzido 15 vezes. Foram confeccionadas bases de prótese com espessura de 1, 2 e 3 mm em grupos de 5, para cada tipo de palato. Após sua polimerização as próteses foram armazenadas durante 48 horas em água a 37 ± 1 °C. Concluíram que um aumento na espessura da base foi capaz de aumentar a resistência das bases de prótese nos palatos mais rasos, mas isto implicou em um aumento considerável do peso da prótese. Sugerem o uso de estruturas de metal no interior da resina e perfeito ajuste oclusal, poderia aumentar a resistência à fratura das bases de prótese.

POLYZOIS et ali⁶⁰, em 1987, investigaram a estabilidade dimensional em próteses processadas com 5 resinas termo polimerizáveis. Foram confeccionadas 25 próteses totais superiores com as mesmas características. Na fase de enceramento foram definidos sobre as próteses 4 pontos padrões com a finalidade de permitir as mensurações no final dos processamentos experimentais. Concluíram que todas as amostras apresentaram alterações volumétricas. A resina submetida à fervura foi a que mais distorção apresentou. No entanto clinicamente falando, os autores relataram que estas alterações não poderiam ser consideradas significativas, sugerindo que estudos clínicos complementassem este experimento.

CHEN et ali¹⁹, em 1988, estudaram os efeitos da espessura das bases de prótese na estabilidade dimensional das mesmas confeccionadas com 2 resinas acrílicas (Lucitone e Hircoe), processadas através da compressão dos moldes. Quarenta e oito próteses totais de uma maxila desdentada foram confeccionadas em 3 diferentes espessuras: 1,5 mm, 3 mm e 5 mm. Utilizaram 2 ciclos de cura (165 °F por 9 horas e 165 °F por 1 hora mais 212 °F por 30 minutos) e 2 métodos de resfriamento para cada resina (sobre a bancada e na água corrente). Após o experimento as

amostras foram reposicionadas sobre o modelo que serviu de padrão. As alterações dimensionais da região posterior do palato e o grau de distorção na distância de molar a molar foram medidas através de um microscópio óptico comparador. Seus resultados demonstraram as amostras que apresentaram menor distorção na região do palato foram as de Lucitone com 1,5 mm polimerizadas por ciclo rápido e as de 3 mm polimerizadas pelo ciclo longo, ambas resfriadas sobre a bancada. Nesta variável, as que exibiram maior distorção foram as de Lucitone polimerizadas pelo ciclo curto, resfriadas na água corrente e com espessura de 5 mm.

Em 1989, **LEVIN et ali**⁴⁴ investigaram a adaptação de próteses totais confeccionadas com 5 resinas diferentes, que foram processadas em forno de microondas e por método convencional. Foram elaboradas 20 próteses a partir de um modelo desdentado superior padrão. Dez próteses foram polimerizadas convencionalmente em banho de água por 9 horas a 165 °F, e em ebulição por 30 minutos. As dez restantes foram polimerizadas em forno de microondas a 90 W por 6 ½ minutos de cada lado da mufla, colocada na posição horizontal. Esta potência foi aumentada para 500 W e a polimerização continuou por 1 minuto para cada lado. Para o resfriamento, a mufla foi deixada sobre a bancada por 15 minutos e mais 45 minutos numa vasilha com água à temperatura ambiente. As amostras foram analisadas quanto à sua adaptação no bordo posterior através de pontas calibradas que eram introduzidas entre a base da prótese e o modelo padrão. Os resultados demonstraram que não houve diferença significativa entre os métodos. Os autores consideram a polimerização por microondas mais vantajosa quanto ao tempo de processamento, facilidade e limpeza do método.

Neste mesmo ano, **SHLOSBERG et ali**⁷⁵ compararam algumas propriedades de uma resina (Lucitone) polimerizada convencionalmente e polimerizada através da energia de microondas. Dentre estas propriedades estudaram a precisão dimensional, e concluíram que a energia de microondas é perfeitamente viável na polimerização desta resina, pois não foram observadas diferenças significativas nas amostras obtidas por ambas os métodos.

Ainda neste ano **TAKAMATA et ali**⁸⁵ investigaram se a adaptação de próteses totais superiores poderia ser influenciada pelo modo de ativação do processo de cura. Compararam (a) uma resina convencional termo

polimerizável; (b) uma termo polimerizável de ciclo rápido; (c) uma foto polimerizável; (d) uma fluida auto polimerizável e (e) uma desenvolvida para uso exclusivo em microondas. Investigaram esta adaptação de 3 formas: 1) através de pesos do material de moldagem interposto entre a base da prótese e o modelo padrão, 2) através de mensurações com microscópio de lâminas do espaço entre as bases polimerizadas e o modelo mestre, no bordo posterior, e 3) através do volume médio estimado na região do bordo posterior das bases. As mensurações foram feitas em 5 posições pré estabelecidas: 2 na região do bordo vestibular, 2 na parte mais proeminente dos rebordos e 1 na região palatina mediana. Para a resina (a) usou banho quente (de 70 °C/30' + 100 °C/30'); para a (b), banho quente (de 100 °C/20') e microondas (90 W/13' + 500 W / 1,5'); para a (c), luz fotopolimerizadora ; para a (d), pressão de 5 atm. e aquecimento de 45 °C/ 30'; e para a (e), energia de microondas (500 W / 3'). Os autores concluíram que a pior adaptação foi observada na resina convencional, polimerizada por banho de água quente. As resinas foto polimerizável, a fluida e a de ciclo rápido, quando submetidas ao método de cura por energia do microondas, definiram uma adaptabilidade intermediária, e as que se adaptaram melhor foram as resinas próprias para microondas e a auto polimerizável. Todos os grupos contraíram, principalmente na região do palato. Estes autores consideraram que a presença de dentes pode diminuir o grau de adaptabilidade das bases de prótese.

No ano seguinte, **BAEMMERT et ali**⁸, investigando o efeito da presença dos dentes na acurácia dimensional das bases de prótese feitas em acrílico, observaram que as bases com dentes eram mais estáveis dimensionalmente, do que aquelas em que não foram colocados dentes.

Ainda em 1990, **LATTA et ali**⁴³ fizeram um estudo da estabilidade tridimensional de bases de prótese por um novo sistema. Confeccionaram 10 próteses maxilares para cada marca de resina, ou 40 próteses no total. Os materiais utilizados foram: a) Hy-Pro Lucitone por compressão dos moldes; b) PERform por injeção dos moldes; c) SR-Ivocap por injeção dos moldes; e d) Accelar 20 por compressão dos moldes. A posição dos dentes e a espessura das próteses foram padronizadas através de moldes de silicona. Pontos metálicos foram implantados em posições pré estabelecidas da prótese e modelo. Radiografias oclusais, laterais e frontais foram feitas em condições padronizadas, e em intervalos específicos:

a) antes do processamento; b) depois do processamento; c) imediatamente a sua remoção da mufla, e d) 30 dias após a polimerização. Os resultados revelaram variações significativas nas posições dos pontos metálicos nas amostras pós processamento, e entre cada grupo de amostras. Nas dimensões oclusais todas as amostras contraíram em relação ao plano frontal e expandiram nas medidas diagonais e ântero-posteriores antes de serem removidas dos modelos. Poucas alterações foram observadas após 30 dias nas resinas (a) e (b).

Em 1991, **SANDERS et ali**⁶⁸ compararam a adaptação de bases de prótese feitas em resina curada convencionalmente e por energia de microondas. Através de um modelo maxilar desdentado padrão feito em alumínio foram obtidos 60 modelos idênticos. Sobre estes modelos foram confeccionadas bases de prótese de espessura idêntica. Estas foram polimerizadas com 3 resinas, sendo 2 convencionais e uma própria para microondas. Dez bases para cada um dos tipos de resina foram polimerizadas por banho em água quente, a 165 °F / 9 horas. Dez outras para cada resina, polimerizadas pelo método de microondas a 90W / 6½ para cada lado. Após a polimerização, as amostras foram deixadas em água por 24 horas. Após um acabamento inicial, estas foram recortadas em seu bordo posterior na região de 1º molar, e posicionadas no modelo padrão, sendo submetidas a um peso de 20 libras incidente na direção vertical. Foram feitas mensurações no espaço entre a base e o modelo através de padrões em cunha, colocados em 5 posições do bordo posterior: 2 sobre os rebordos, 1 na porção mediana e 2 numa porção palatina intermediária entre as marcas anteriores. Os resultados laboratoriais indicaram que houve uma pequena diferença estatisticamente significativa em favor da resina polimerizada em banho de água quente. No entanto, os resultados clínicos permitiram observar que não houve diferença apreciável entre os métodos de processamento quanto ao teste de adaptação a que foram submetidas a bases de próteses.

Ainda neste ano, **WALLACE et ali**⁹³ investigaram a precisão dimensional de bases de prótese polimerizadas pela técnica convencional e por microondas. O experimento consistiu em amostras de bases de resina polimerizadas por energia de microondas usando diferentes combinações de

potência e tempo, associando a esta variável, combinações de líquido de metil metacrilato ou Micro Liquid. Foram feitas 5 mensurações a partir de 7 pontos pré estabelecidos desde o modelo padrão. Os métodos de processamento das resinas polimerizadas no microondas foram: a) 86 W / 13 minutos e mais 448 W / 2 minutos, b) 86 W / 6 ½ minutos de cada lado e mais 448 W / 1 minuto de cada lado; 241 W / 10 minutos ; e d) 397 W / 2 ½ minutos de cada lado. Os resultados demonstraram que as bases processadas pela energia de microondas podem apresentar precisão dimensional igual ou melhor que as processadas convencionalmente, sendo que não houve diferença estatística significativa entre as amostras polimerizadas por microondas. Os autores acreditam que este método possa ser empregado em clínica.

Também em 1991, **AL-HANBALI et ali³** compararam o grau de distorção do bordo posterior de 30 bases de resina acrílica submetida a 2 ciclos de cura: 1) em banho d'água quente por 7 horas a 70 °C , e 2) em forno de microondas doméstico a 65 W / 25'. Ainda um terceiro grupo de dez bases compostas por metil metacrilato modificado por um ativador foram curadas em banho d'água a 100 °C / 20'. Após cada ciclo de cura, o vedamento do bordo posterior das bases sobre o modelo padrão foi investigado. Uma silicona de impressão foi usada para determinar o espaço entre ambos. Estes moldes foram preenchidos por gesso e seccionados no bordo posterior através de um padrão de orientação. Esta secção transversal foi medida por meio de um microscópio comparador linear. Após a análise estatística dos resultados, ficou demonstrado que houve diferença na distorção observada entre o 1º e o 2º ciclo, em todas as variações de técnica. Entretanto, estes valores foram menos significativos na polimerização por microondas do que o ciclo curto de polimerização por água quente (100°C / 20'), especialmente na região central do palato.

ZISSIS et ali⁹⁷, ainda neste ano, fizeram uma revisão de literatura a respeito dos métodos de mensuração utilizados na determinação da precisão dimensional e estabilidade das bases de prótese. Observaram que muitos e diferentes métodos têm sido propostos, mas que existe um certo predomínio no uso de compasso calibrador e de microscópios lineares. Mas o método que pode oferecer bastante precisão em pesquisas futuras são os

sofisticados sistemas computadorizados de mensuração por coordenadas, que permitem obter resultados bastante precisos do posicionamento da base da prótese em relação ao modelo.

DEROS et ali²⁶, também neste ano, estudaram o grau de distorção e estabilidade dimensional em função do método de processamento de próteses totais. Ao método convencional de banho na água a 160°C / 10 horas, foi comparado um sistema utilizando um método de injeção da resina de microondas em muflas apropriadas, submetidas a 500 W / 10 minutos. Mensurações feitas em 10 posições (4 na região interna da prótese, 5 no bordo posterior e 1 em posição mais interior da área chapeável), mediante avaliações feitas 24 horas e 1 semana após a abertura da mufla, mostraram resultados em que ocorreu diferença significativa entre as amostras controle e experimentais. O processamento feito no microondas ofereceu melhores vantagens que o convencional.

Também em **1991**, **NELSON et ali⁵³** estudaram as alterações observadas na dimensão vertical de oclusão ante o processamento convencional e por energia de microondas. Confeccionaram 30 bases de prótese superior e 30 inferior, sendo metade em resina Lucitone polimerizada por água quente (70 °C por 9 horas) e a outra parte processada por energia de microondas (500W por 2,5 minutos de cada lado da mufla). Todas as bases receberam dentes de resina acrílica padronizados. As alterações de dimensão vertical foram medidas com o auxílio de um articulador Arcon H-2, no qual foi adaptado um dispositivo mensurador Starret, capaz de registrar alterações de até 0,01 mm. Os resultados demonstraram aumentos da D.V.O. de até 1 mm em ambos os métodos, o que é considerado tecnicamente aceitável. Estatisticamente falando, houve significância nos dados das amostras processadas pela energia de microondas, que foi maior do que as amostras processadas convencionalmente.

Ainda neste ano, **JEROLIMOV et ali³⁷** investigaram os efeitos do ciclo de polimerização na temperatura de transição vítrea das resinas acrílicas utilizadas em base de prótese. Consideraram que este fenômeno físico pode apresentar influência sobre a estabilidade dimensional destas bases. Análises termo-mecânicas foram utilizadas nesta determinação quando as resinas foram submetidas aos seguintes ciclos de cura: a)

imersões em água fervente por 20 minutos e permanência na água a 100° por 10 minutos; b) imersão em água fria que foi aquecida até 70 °C e mantida nesta temperatura por 7 hora, e aquecida até 100°C e mantida nesta temperatura por 3 horas; c) imersão em água fria, que foi aquecida até 70 °C e mantida nesta temperatura por 14 horas. Observaram que estes 3 diferentes ciclos produziram variações na temperatura de transição vítrea em até 20 °C. Os melhores resultados foram obtidos para o ciclo (b).

No ano seguinte, **SALIM et ali**⁶⁶ investigaram a precisão dimensional de 18 amostras retangulares por grupo de 3 resinas acrílicas: uma termo polimerizável convencional (70 °C por 90 minutos e 100 °C por 30 minutos), uma própria para microondas (550W por 3 minutos) e uma termo polimerizável de ciclo rápido, polimerizada pelo método de injeção (100°C por 30 minutos). A precisão dimensional foi avaliada pelas alterações na distância de um vetor V , calculado por meio de mensurações das distâncias entre pontos pré estabelecidos nas amostras. Os resultados demonstraram que as amostras polimerizadas pelo método de injeção exibiram melhor adaptação, do que os outros dois grupos, ao passo que não foram observadas diferenças estatísticas entre o convencional e o polimerizado por energia de microondas.

Também em **1992, DIXON et ali**²⁷ fizeram testes de estabilidade dimensional linear em 3 resinas utilizadas no processamento de bases de prótese (Triad, Accelar 20 e Lucitone 199 expostas a ciclos de polimerização curto e longo), logo após o processamento e após a armazenagem das amostras em água. A resina Accelar 20 foi a que apresentou menor distorção, e a Lucitone 119 de ciclo rápido, a maior. Entretanto, quando os resultados foram analisados estatisticamente, os autores relatam que não houve diferença significativa entre os grupos.

Também em **1992, TURCK et ali**⁹¹ utilizaram o sistema de mensuração de coordenadas por computador gráfico na determinação da precisão dimensional de próteses processadas por 3 diferentes técnicas: a) convencional por banho de água quente (185 °F por 9 horas mais fervura por 30 minutos), b) por energia de microondas (500W por 3 minutos) e c) foto polimerização (luz visível por 12 minutos). Este sistema é capaz de estabelecer mensurações em situação tridimensional de um ponto ou

superfície de um objeto de $0,1 \mu\text{m}$. Quarenta e duas próteses padronizadas foram fabricadas a partir de um modelo mestre simulando uma maxila desdentada. Este método de mensuração comparou 22 pontos em dois planos frontais, das próteses em relação ao modelo mestre. As alterações dimensionais entre o modelo mestre e as prótese foi $0,94 \pm 1,3 \text{ mm}$ para a técnica convencional, $0,99 \pm 1,4 \text{ mm}$ para a técnica de polimerização por microondas e de $1,2 \pm 1,5 \text{ mm}$ para as fotopolimerizadas. Os resultados não mostraram diferença significativa nas mensurações das próteses. Entretanto, em posições específicas, a ativação por luz visível produziu significativa distorção na borda, em relação às próteses polimerizadas por energia de microondas.

SORÇÃO DE ÁGUA

2.4. SORÇÃO DE ÁGUA

A propriedade de sorver água pelas resinas tem sido objeto de estudo de diversos pesquisadores desde a sua introdução na odontologia.

SWEENEY et ali⁸⁴, em **1942**, analisaram propriedades como sorção de água, solubilidade, estabilidade de cor, dureza, resistência transversal, peso e estabilidade dimensional, índice de refração e ponto de ebulição dos líquidos, dos materiais para base de prótese à base de resina de metil metacrilato, resina de estireno acrílico, resina vinil acrílica, compostos de celulose e Vulcanite, em diferentes formas de apresentação. Concluíram que as resinas de metil metacrilato e as outras resinas mantiveram-se dentro das especificações da A.D.A. como material para confecção de base de prótese. A resina de metil metacrilato e resina vinil acrílica foram as mais satisfatórias como base de prótese. Os copolímeros de acrílico e resina vinílica mostraram baixa alteração dimensional e sorção de água, mas com técnica de processamento mais difícil que o metil metacrilato. As resinas de metil metacrilato apresentaram maior estabilidade dimensional e sorção de água e método de processamento mais simples que o copolímeros de resina vinílica. Concluíram que o processo de contração variou entre as diferentes resinas estudadas. Ocorreu um aumento na dimensão das próteses quando ficaram imersas em água, principalmente aquelas feitas em metil metacrilato.

Neste mesmo ano, **PEYTON & MANN**⁵⁷ analisaram algumas propriedades físicas das resinas acrílicas e estireno-acrílicas, dentre elas, as alterações lineares durante e depois do processamento, contração volumétrica, e sorção de água. Concluíram que o processamento em banho de água fervente no intervalo de 60 a 90 minutos foi o mais adequado. Pouca diferença foi encontrada entre ambas as resinas quanto às propriedades físicas. Quanto à vida média, a resina de metil metacrilato demonstrou maior estabilidade. Os autores acreditam que as propriedades das resinas podem ser satisfatórias na medida em que forem utilizadas com discernimento, e estando diretamente relacionadas à experiência de quem irá processá-las bem como com as suas propriedades físicas. Verificaram que as amostras de ambas as resinas sorveram água após sua armazenagem em água.

SKINNER & COOPER⁷¹, em **1943**, investigaram a contração de cura de bases de prótese feitas com 5 resinas e suas correspondentes alterações dimensionais após imersão na água. Metade dos corpos de prova foram confeccionados com a técnica de compressão do molde e a outra com injeção do molde. Os corpos de prova foram imersos em água a 37 °C, durante 3 semanas, após o que foram realizados os testes. A contração ou a expansão foram determinadas por uma diferença percentual linear entre medidas padrões do modelo original moldado a partir da amostra polimerizada. Concluíram que a alteração dimensional observada era facilmente compensada pela contração de cura. Além disso, contração e expansão ocorrem independentemente do método usado. Apenas alterações desprezíveis sem significado clínico tiveram lugar nas 3 primeiras semanas de imersão em água.

Em **1949**, **SKINNER⁷²** fez considerações sobre as propriedades físicas e métodos de processamento das resinas de polimetil metacrilato utilizadas em odontologia, em relação aos outros materiais existentes. Concluiu que as resinas acrílicas são os melhores materiais para a confecção de bases de prótese. O método de injeção do molde ofereceu no processamento da prótese melhores qualidades finais, em relação ao método de compressão, no que diz respeito à manutenção da dimensão vertical. Concluiu ainda que o acrílico não é dimensionalmente estável, estando sujeito à sinérese e embebição. A expansão definida pela sorção de água compensou a contração de cura. O processamento térmico com temperatura menor que 75° C diminuiu o grau de distorção das bases polimerizadas.

Neste mesmo ano, **HARMAN³⁵** relatou que as propriedades mais significantes das bases de prótese são sua fidedignidade na reprodução dimensional, sua estabilidade e sua resistência. Estudou os efeitos do tempo e temperatura na polimerização das bases de resina de metil metacrilato, submetendo-os a 3 ciclos de polimerização em banho de água quente: a) 71°C (160° F) por 2 hs. e meia; b) a partir da temperatura ambiente, obtendo a fervura em 1 hora e mantendo em ebulição por 15 minutos; e c) 71° C (160° F) por 2 hs. e meia, fervendo por 15 minutos. Após a obtenção dos corpos de prova, cortou-os em 2 partes, onde colocou metade das amostras em água destilada a 37 ° C (99° F) e a outra metade em um dessecador à temperatura ambiente. As amostras foram medidas e pesadas a cada dia na primeira semana, a cada semana no primeiro mês, a cada mês

nos primeiros 6 meses e em intervalos iguais ao longo de 19 meses. Observou-se que todas as amostras apresentaram similaridades quando colocadas na água, ganhando peso durante a primeira semana, e atingindo o máximo após 40 dias, que foi praticamente mantido até o final do experimento. As armazenadas no dessecador perderam peso e tiveram alteradas sua estabilidade dimensional.

Em 1952, **SKINNER & CHUNG**⁷³ também descreveram os efeitos da sorção de água no grau de retenção de próteses maxilares construídas sob vários modelos. Estas próteses, após imersão em água por 16, 31 e 56 dias mostraram um aumento gradual de retenção até aproximadamente 30 dias de imersão, após o que permaneceram constantes. Afirmou que o aumento dimensional das dentadura após a sua imersão na água, não é sempre compensado pela contração de polimerização e que uma falta de estabilidade dimensional pode ser aceita como desvantagens da resina acrílica.

Neste mesmo ano, **GRUNEWALD et ali**³² obtiveram resultados semelhantes quando compararam amostras de resina acrílica feitas pelas técnicas de injeção e de compressão do molde. Nas próteses confeccionadas pela técnica de injeção houve um incremento percentual de peso entre as amostras armazenadas em água a 21 ° C, e as pesada em intervalos regulares durante um período de 8 meses. Depois de 100 dias ocorreu um nivelamento do peso. Observaram também que ocorreu aumento na Dimensão Vertical de Oclusão depois da prótese concluída, provavelmente devido a fatores tais como: a) excesso de resina no molde ou ao fechamento muito rápido da mufla impossibilitando o escoamento normal da resina; b) inclusão do molde feito com gesso comum; c) excesso de água na sua manipulação e à não utilização de prensa com molas durante a polimerização da resina, o que possibilitaria a expansão do gesso.

CAMPBELL¹⁶, em 1956, investigou In vivo e In vitro, as alterações dimensionais ocorridas em próteses por causa da sorção de água pelas resinas. Este estudo foi feito tanto para próteses confeccionadas através das técnicas por injeção como por compressão dos moldes. Observou que estas alterações ocorreram principalmente nas 3 primeiras semanas após a cura, e que continuou por um período de tempo considerável. Concluiu que o aumento da embebição pela resina acrílica aumentava a retenção das

próteses que apresentavam expansão total compensada pela contração original.

ANTHONY & PEYTON⁷, em **1962**, estudaram a precisão dimensional de diferentes materiais para base de prótese, com o auxílio de um dispositivo pantográfico comparador, que media o espaço entre as bases e os modelos padrão. Próteses de resina auto e termo polimerizáveis foram confeccionadas pela técnica de injeção e compressão dos moldes, tendo sido armazenadas em água por um período de 8 meses. Observaram que as próteses confeccionadas com resinas auto polimerizáveis apresentaram melhor adaptação quando comparadas às termo polimerizáveis, e que a técnica de processamento por injeção do molde admitiu melhores resultados do que a técnica por compressão. Verificaram ainda que, quando as mesmas foram armazenadas em água por oito meses, ocorreu um aumento em sua adaptabilidade.

Ainda em **1962**, **CHEVITARESE et ali²⁰** investigaram, dentre algumas outras propriedades físicas, as alterações dimensionais ocorridas em corpos de prova feitos em resina acrílica, resina à base de estireno, resina de vinil acrílico e resina epóxicas. Barras de cera esculpidas em 2,5 / 10,0 / 65,0mm foram polimerizadas de maneira convencional. A dimensão linear foi feita à temperatura ambiente, antes da inclusão, imediatamente após sua remoção da mufla, e após o armazenamento em água. Concluíram que a sorção de água e a solubilidade do estireno e da resina acrílica foram satisfatórias e dentro dos padrões.

BRADEN¹⁵, em **1964**, estudando a sorção de água pelas resinas acrílicas e outros materiais, afirmou que este fenômeno é bastante importante pois está acompanhado de alterações dimensionais, e sua cinética obedece as leis matemáticas de difusão. Os dois parâmetros necessários para definir o processo de absorção e dissorção de água são o coeficiente de difusão e equilíbrio de concentração das moléculas de água no interior e exterior do corpo de prova. Os tempos requeridos para saturar ou ressecar um corpo de prova pode ser previstos. Considerou ainda que este processo encontra-se intimamente ligado às variações na temperatura usada para o processamento.

NISHII⁵⁴, em 1968, dentre outras propriedades, investigou a adaptabilidade de bases feitas em resinas sobre um modelo padrão polimerizadas através da energia de microondas sobre um modelo metálico. Após sua polimerização as bases foram posicionadas sobre o padrão sob um peso constante de 300g, e o espaço entre eles foi medido a partir de pontos pré estabelecidos no modelo padrão. Algumas destas amostras foram armazenadas em água. As espécies irradiadas a 500W por 10 minutos apresentaram melhor adaptabilidade. As porções alveolares mostraram resultados melhores que as regiões dos bordos e porção palatina mediana. De modo geral as amostras armazenadas em água a $37 \pm 1^\circ \text{C}$ por 24 dias, apresentaram melhor adaptabilidade do que as secas.

Também em 1968, **BEVAN & EARNSHAW**¹² estudaram a influência do isolante sobre as regras de sorção de água pelas resinas acrílicas termo polimerizáveis. Confeccionaram próteses totais através de um separador de alginato e de folhas de estanho. Após a polimerização e polimento, todas foram armazenadas em água destilada a $37 \pm 1^\circ \text{C}$ por 30 dias. Foram submetidas ao teste da rachadura: a) logo após sua remoção e secagem com toalha, b) após terem sido secas ao ar livre a 21°C com umidade relativa de 50%, por 15 minutos, e c) após 16 semanas de secagem. As resinas com ligação cruzada apresentaram menos rachadura. Os autores salientam que quando a prótese estiver parcialmente seca, a resistência à rachadura poderá ser restaurada pelo armazenamento da prótese em água à temperatura ambiente, durante 12 horas, antes do procedimento de reembasamento ou de reparo. Consideraram ainda que o acréscimo de sorção de água está relacionado com o seu gradiente de concentração no interior da resina, e não com o tipo de isolamento usado no processamento

No ano seguinte, **RUHNKE et ali**⁶⁴ também estudaram a influência do isolante na sorção de água e solubilidade de 9 resinas testadas com o uso de 4 tipos de isolantes, utilizados comercialmente. Concluíram que os isolantes não apresentam influência marcante sobre as características de sorção de água e solubilidade das resinas.

Ainda em 1969, **BEVAN & EARNSHAW**¹³ avaliaram a influência da sorção de água nas rachaduras de próteses totais confeccionadas em resina acrílica. Utilizaram 2 resinas: uma composta por polímero linear e outra com ligações cruzadas. Para ambos utilizaram como meio separador na

inclusão, o alginato e folha de estanho de 0,001 polegadas. Dez próteses de cada resina foram confeccionadas com tamanho e espessura padronizados, com dentes de porcelana e método convencional de polimerização (70 ° C / 14 hs.). Após seu polimento, foram imersas em água a 37 ± 1 ° C, por quatro semanas, após o que foram secas com toalhas. Uma prótese de cada grupo foi submetida ao teste de fratura enquanto que as demais eram expostas ao meio ambiente, a 20 ± 1 ° C e $50 \pm 5\%$ de umidade relativa. Observaram que as próteses confeccionadas com polímeros com ligações cruzadas, demonstraram menor número de rachaduras do que as do outro grupo, quando examinadas macroscopicamente. Quando a prótese encontravam-se parcialmente secas, sua resistência às rachaduras pôde ser restaurada através da sua imersão na água à temperatura ambiente, por 12 horas.

Neste mesmo ano, **GOTUSSO et ali**³¹ investigaram a sorção de água em resinas acrílicas com e sem tratamento superficial por imersão das amostras em monômero aquecido a 100° C por 1 minuto e secagem por 10 minutos em ar fresco. As amostras de resina termo polimerizáveis foram preparadas segundo a especificação nº 3 da FDI. As amostras com polimento químico mostraram valores mais baixos de sorção de água do que as sem polimento químico, quando deixadas em água destilada a 37 ± 1 ° C.

GOODKIND & SCHULTE³⁰, em 1970, estudaram a precisão dimensional de resinas auto polimerizáveis e termo polimerizáveis convencionais utilizadas na confecção de bases de prótese. Através de um modelo mestre, confeccionaram 30 amostras de prótese total, 15 para cada resina. Todas as amostras foram armazenadas na água por 6 meses. Concluíram que as amostras de ambas as resinas sofreram distorções. A auto polimerizável tendeu a se distorcer mais. Não observaram diferenças significativas entre as distorções sofridas após a polimerização e após armazenagem na água e que para ambas as resinas, estas alterações não são significativas quando avaliadas clinicamente.

Ainda em 1970, **GEE et ali**²⁸ descreveram alguns procedimentos de mensuração com o propósito de oferecer informações sobre a área chapeável de bases de próteses totais. Determinaram as dimensões de bases feitas com cinco resinas. Para cada resina foram feitas 2 bases sem dentes. Numa delas foram feitas as mensurações imediatamente após sua remoção

da mufla, e na outra, as mensurações foram feitas após a armazenagem em água por um período de 2 meses. Observaram que a resina que apresentou maior distorção foi a termo polimerizável com ligações cruzadas, e a que apresentou menor distorção foi a auto polimerizável. Para todas as resinas, as bases armazenadas em água diminuíram a sua distorção com o passar do tempo, até 2 meses.

CARVALHO¹⁷, em **1972**, estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais, estabelecendo uma revisão de literatura a respeito deste assunto relacionando-o com os seguintes fatores: contração térmica e de polimerização, porosidade, sorção e dissorção, e o grau de distorção apresentado pelas amostras após a polimerização. Com relação à sorção de água, o autor relata que a prótese, após ter sido retirada da mufla, deverá ficar armazenada em água, porque isto aumentaria seu grau de adaptabilidade na boca.

WOELFEL⁹⁶, em **1977**, estudando prótese feitas em resina acrílica, com relação à sorção de água, constatou que uma pequena expansão ocorre na boca quando estas são exposta à saliva, compensando a contração de polimerização. Conclui que a melhor estabilidade das resinas auto polimerizáveis em relação às termo polimerizáveis está ligada à temperatura de polimerização, porque as resinas termo polimerizáveis são aquecidas durante o processamento. À esta temperatura de polimerização ainda é acrescida a reação química e o diferente coeficiente de contração linear do gesso, resultando em um nível de estresse capaz de aumentar o seu grau de instabilidade dimensional.

STAFFORD et ali⁷⁸, em **1980**, compararam 5 resinas termo polimerizáveis consideradas de alto impacto com uma termo polimerizável padrão, uma termo polimerizável de ciclo rápido e uma fluida quimicamente ativada. Todas as termo polimerizáveis foram processadas por 14 horas a 70 ° C, e apenas a de rápida polimerização foi curada a 100 ° C durante 20 minutos. Primeiramente foram examinadas as naturezas físico-químicas de todas as amostras e depois um estudo de suas propriedades mecânicas e físicas foi realizado. No teste de sorção de água e solubilidade, a de ciclo rápido foi a que demonstrou maiores valores. Todas as resinas se expandiram durante sua armazenagem em água por um mês.

Neste mesmo ano, **RUYTER & SVENDESEN**⁶⁵ investigaram 12 resinas termo e auto polimerizáveis que foram selecionadas de acordo com a quantidade e tipo de agentes de ligação cruzada. Exceto os produtos Palapress e Palacast, as demais resinas auto polimerizáveis apresentaram o peróxido de benzoila e aminas aromáticas terciárias como iniciadores. As resinas termo polimerizáveis foram processadas de acordo com as normas da ISO nº 1567, isto é, em água a 73 ° C por 90 minutos e depois, imersas em água fervendo por 30 minutos. Os testes de deflexão foram efetuados a 23±1°C, 37±1°C, 50±1°C, 60±1°C e 70±1°C, com umidades relativas de 50±5%, 21±2%, 11±2%, 7±2% e 4±1% respectivamente. Os materiais ainda foram testados quando imersos em um tanque de água conectado a um termocirculador. As amostras testadas fora d'água foram secas com papel absorvente depois de armazenadas na água. Cinco amostras foram utilizadas em cada condição de teste. A carga utilizada no teste foi de 2 N/minuto. Concluíram que os materiais termo polimerizáveis com agente de ligação cruzada 1,4 - BMDM e com diferentes quantidades de agentes de ligação cruzada EGDMA apresentaram propriedades flexurais semelhantes. As termo polimerizáveis apresentaram melhores propriedades flexurais que as auto polimerizáveis. Estas, com o agente de ligação cruzada 1,4 BDMA apresentaram propriedades intermediárias entre as termo polimerizáveis e as auto polimerizáveis com agente de ligação cruzada EGDMA.

STAFFORD et ali⁷⁹ , em **1983**, investigaram algumas propriedades de 7 resinas utilizadas em ortodontia, em relação a uma termo polimerizável, uma de alto impacto, uma auto polimerizável e uma resina fluida. As amostras de resinas ortodônticas foram produzidas pela técnica de infiltração. As resinas termo polimerizáveis e de alto impacto foram processadas em banho de água a 70°C por 14 horas; a resina fluida foi processada sob pressão de 1 atm. a 45 °C por 30 minutos; e a auto polimerizável, segundo as recomendações do fabricante. As amostras foram examinadas em 2 estágios: a) 24 horas após sua confecção, e b) após 30 dias de armazenagem em água. Os resultados mostraram que o percentual de sorção de água apresentado pelos materiais não foram estatisticamente significativos entre si.

Em **1984**, **KIMURA et ali**⁴² investigaram a adaptabilidade de bases confeccionadas com resinas termo polimerizáveis convencionais e

polimerizadas por energia de microondas. Um modelo desdentado superior padrão serviu de base para avaliação da desadaptabilidade no bordo posterior das bases de prótese. As mensurações foram feitas em 5 posições do bordo posterior, logo após a sua remoção da mufla; após terem sido deixadas no ambiente, à temperatura de 20 °C por 20 dias; e após terem sido armazenadas em solução salina a 20 °C por 2 dias. Os autores observaram que tanto as bases polimerizadas com microondas como as convencionais sorveram água após seu armazenamento em solução salina.

Em 1989, **AL-MULLA et ali**⁶ estudaram os efeitos da sorção de água e 2 tipos de saliva artificial nas propriedades mecânicas de uma resina convencional (Trevalon), uma de alto impacto (Trevalon HI), uma auto polimerizável (De Trey SOS) e uma foto polimerizável (Triad). As soluções de saliva artificial foram selecionadas com base em características similares à saliva natural. Os resultados encontrados foram comparados aos efeitos da sorção de água sobre os mesmos materiais. Investigaram a influência destes no módulo de elasticidade, na resistência flexural e dureza. Observaram que o coeficiente de difusão da água é diferente quando comparadas as amostras de saliva artificial mais viscosa com a menos viscosa. De um modo geral, as propriedades mecânicas foram similares para os líquidos, indicando que a fase aquosa do meio artificial foi o fator que mais interferiu nos resultados. Observaram que o equilíbrio entre sorção e dissorção da água deu-se em 28 dias de armazenagem nas salivas artificiais e na água.

BARSBY¹¹, em 1992, estudou o efeito do etileno glicol dimetacrilato (EGDM) e do ácido metacrílico (MAA) em algumas propriedades mecânicas (resistência flexural, resistência ao impacto, visco elasticidade, sorção de água e coeficiente de difusão) do poli (iso butil metacrilato) (IBM). Este material apresenta temperatura de transição vítrea maior do que os polímeros de etil e de n-butil, sendo menos irritante à fibromucosa do que o metil metacrilato. Amostras de Isobutil metacrilato (IBM) foram usadas como padrão, sendo comparadas a 8 grupos experimentais: a) IBM + 3% de EGDM; b) IBM + 6% de EGDM; c) IBM + 9% de EGDM; d) IBM + 12% de EGDM; e) IBM + 1% de MAA; f) IBM + 2,5% de MAA; g) IBM +5% de MAA; e h) IBM + 10% de MAA. As amostras foram polimerizadas a 70 °C por 7 horas seguidas de mais 3 horas a 100 °C. Observou que este material, associado ou não aos outros dois, apresentou baixo índice de sorção de água, e exibiu

propriedades mecânicas insatisfatórias, não sendo considerado pelos autores como um bom material para a confecção de bases de prótese.

Ainda em 1992, **DIXON et ali**²⁷ fizeram testes de estabilidade dimensional linear em 3 resinas utilizadas no processamento de bases de prótese (Triad, Accelar 20 e Lucitone 199 expostas a ciclos de polimerização curto e longo), logo após o processamento e após a armazenagem das amostras em água por 30, 60 e 90 dias. Após 90 dias de armazenamento, os autores relataram que apenas a resina Accelar 20 apresentou distorção em sua dimensão linear. Entretanto consideraram que todas as expansões e contrações ocorridas foram tão pequenas que não poderiam ser estatística ou clinicamente comprovadas.

Ainda neste ano, **CURY & PANZERI**²³ investigaram propriedades como sorção de água, resistência transversal, resistência ao impacto e liberação de monômero residual de: a) 2 resinas termo polimerizáveis processadas a 73 °C por 12 horas; b) 1 quimicamente ativada, mantida em mufla sob compressão por 1 hora; e c) 1 polimerizada por energia de microondas, polimerizada a 500W durante 3 minutos. Os resultados obtidos para sorção de água permitiram observar que as amostras feitas com a resina auto polimerizável apresentaram a menor média em relação às demais, ao passo que uma das resinas termo polimerizáveis foi a que apresentou maiores valores. A resina polimerizada por microondas mostrou valor de sorção de água intermediário em relação às demais.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

Tendo em vista a revisão da literatura a proposição desta pesquisa é avaliar e comparar a adaptabilidade de próteses totais confeccionadas:

- a) com resina termopolimerizável convencional submetida a polimerização por banho de água e por energia de microondas, e
- b) com resina específica para microondas, polimerizadas por energia de microondas.

Todas as próteses serão avaliadas antes e após sua manutenção em água por 30 dias

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. MATERIAIS

4.1.1. RESINAS UTILIZADAS NA CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS

Para a realização deste trabalho as resinas utilizadas, as proporções polímero/monômero e os respectivos fabricantes estão descritos na Tabela 1. A FIGURA 1 ilustra as resinas usadas no experimento.

Tabela 1 - Resinas utilizadas, proporção polímero/monômero e fabricantes.

Polímero	Monômero	Relação pó / líquido	Fabricante
Acron (A)	Acron MC	23,2g/10 ml	G-C Dental Ind.Co. - Japan
Lucitone 550 (L)	"Cross linked"	21 g/10 ml	Dentisply Ind. e Co. - USA

4.1.2. PREPARO DAS MATRIZES

Para a padronização das amostras testadas foram confeccionadas matrizes fundidas em liga de Cobre e Alumínio conforme descritas a seguir:

4.1.2.1. MODELO MESTRE OU MODELO PADRÃO

Para a obtenção dos modelos de trabalho foi confeccionado um modelo mestre fundido em liga de Cobre e Alumínio, simulando uma maxila totalmente desdentada. Este possuía um sulco nas regiões de selamento periférico e posterior demarcando os limites destas áreas (FIGURA 2).

4.1.2.2. BASE DE PRÓTESE

Sobre o modelo mestre foi confeccionada uma base de prótese de espessura padronizada em 1,5 mm^{19,86}, fundida em liga de Cobre e Alumínio (FIGURA 2).

4.1.2.3. MATRIZ POSICIONADORA DOS MODELOS DE GESSO NO ARTICULADOR (PADRÃO 1)

Um dos modelos de gesso, reproduzido a partir do modelo padrão, foi fixado com gesso Tipo II à plaqueta de metal do ramo superior de um articulador totalmente ajustável. Entre o modelo e a plaqueta de metal inferior foi confeccionada uma matriz em cera 7, bem justaposta a ambos, de maneira que, em sua parte superior ficou estabelecido um molde fiel em cera 7 da área chapeável do modelo de gesso. Esta matriz foi fundida em liga de Cobre e Alumínio e passou a ser denominada de Padrão 1 (FIGURA 2).

4.1.2.4. MATRIZ POSICIONADORA DOS DENTES ARTIFICIAIS (PADRÃO 2)

A partir de uma prótese montada em cera sobre o modelo posicionado no articulador^{B6} que orientou a confecção do Padrão 1, foi elaborado o Padrão 2. Este foi encerado desde as faces oclusais e incisais dos dentes da prótese até a plaqueta metálica do ramo inferior ficando bem justaposto a ambos, de maneira que na sua parte superior ficaram os moldes, em cera, dos nichos equivalentes a seus respectivos dentes. Depois de fundido em liga de Cobre e Alumínio este passou a ser chamado de Padrão 2. Como o padrão 1, foi fixado na plaqueta do ramo inferior do articulador através de 2 pinos que trespassavam sua base em sentidos opostos (FIGURA 2).

4.1.2.5. MATRIZ AUXILIAR PARA O TESTE DA MENSURAÇÃO (PADRÃO 3)

Foi confeccionada uma base de prótese fundida em liga de Cobre e Alumínio, recortada frontalmente em duas posições:

- a) anterior - na região correspondente à mesial de caninos;
- b) posterior - na região correspondente à mesial de 1^{os} molares (FIGURA 3).

No corte frontal posterior foram feitas 7 marcas para definir as posições equivalentes àquelas onde foram realizadas as mensurações do material de impressão, em um dos testes de adaptabilidade (Teste 2 do Item 4.2.8.3), como se segue:

- a) duas, a 1 mm do fundo de sulco vestibular;
- b) duas, sobre a crista dos rebordos direito e esquerdo;
- c) uma, na região palatina mediana; e
- d) duas, a 1 centímetro desta para a direita e esquerda.



Figura 1 - Resinas utilizadas no experimento



Figura 2 - Modelo Mestre, Base de Prótese, Padrão 1 e Padrão 2, fundidos em liga de Cobre e Alumínio



Figura 3 - Matriz auxiliar para a realização do teste de mensuração (Padrão 3).

4.1.3. ARTICULADOR

Para a elaboração das amostras foi utilizado um articulador totalmente ajustável TT (Metalúrgica Farbe Ltda.).

4.1.4 DENTES ARTIFICIAIS

As próteses foram feitas com dentes de resina acrílica modelo 2D (VIPI - dent plus-Dental VIPI Ltda., Ind. e Com. de Materiais Odontológicos).

4.2. MÉTODOS

4.2.1. OBTENÇÃO DOS MODELOS DE GESSO

A partir do modelo mestre foram obtidos 60 moldes com silicona por condensação de consistência leve (XANTOPREN[®] - BAYER Dental) e os respectivos modelos, feitos com gesso pedra tipo III (Herodent Soli - Rock

VIGODENT) numa proporção água-pó de 30 ml:100g⁷⁴. As moldagens foram realizadas com auxílio de moldeira individual confeccionada com resina acrílica sobre o modelo fundido, devidamente aliviado com cera.

4.2.2. OBTENÇÃO DAS BASES DE PRÓTESE

Para cada modelo foi feita uma base de prótese em resina autopolimerizável marca Clássico[®] (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.) através da duplicação da base de prótese fundida (Item 4.1.2.2.), por intermédio de uma mufla duplicadora de base (Denture Duplicator[®], LANG dental MFG. Co). A base de prótese fundida foi incluída nesta mufla com silicona por condensação de consistência pesada (OPTOSIL[®] - Bayer Dental) e leve (XANTOPREN[®] - Bayer Dental), e as bases foram reproduzidas em resina acrílica autopolimerizável (FIGURA 4).



Figura 4 - Mufla duplicadora de base com o molde da base de prótese em Optosil e Xantopren

4.2.3. OBTENÇÃO DAS PRÓTESES

Para a padronização na montagem das 60 prótese, foram utilizados os Padrões 1 e 2 (descritos nos Ítens 4.1.2.3 e 4.1.2.4.).

O Padrão 1 foi fixado na plaqueta inferior por intermédio dos 2 pinos. O pino guia incisal do articulador graduado em zero, padronizou a distância entre os ramos superior e inferior. Este padrão orientou a montagem padronizada de cada modelo de gesso reproduzido a partir do modelo mestre (FIGURA 5). Sobre cada modelo montado foi fixada com cera a sua respectiva base de prótese. Para a montagem dos dentes artificiais, o Padrão 1 foi substituído pelo Padrão 2. Este também foi fixado na plaqueta inferior através dos 2 pinos. Os dentes artificiais foram posicionados cada qual em seu nicho, localizados na porção superior do Padrão 2. Fechado o articulador, a distância entre os dentes artificiais e a base de prótese foi preenchida com cera 7 (HORUS[®] . HERPO Produtos Dentários Ltda.) e os dentes, fixados em posição padronizada para todas as próteses (FIGURA 6)



Figura 5 - Padrão 1 posicionando o modelo no ramo superior



Figura 6 - Padrão 2 e uma das próteses enceradas

4.2.4. INCLUSÃO DOS MODELOS

Doze destas próteses foram consideradas pertencentes ao GRUPO I, e polimerizadas em mufla metálica convencional (DCL nº 5,5[®] - Dentária Campineira Ltda.) para processamento em banho de água através da compressão do molde. As amostras dos demais grupos (II, III, IV e V) foram incluídas em mufla de fibra de vidro (PVC) reforçado, desenvolvida para uso em microondas (GC FRP Flask[®], HK Type - For microwave curing. G.C. dental industrial Corp. Tokyo - Japan).

As próteses e seus respectivos modelos foram incluídos na parte inferior da mufla com gesso tipo II (Gesso Estuque "Star"[®] - Gipsita desidratada. Chaves S.A. Mineração e Indústria) numa proporção água:pó de 50ml:100g., espatulado vigorosamente por 1 minuto⁷⁴. Após a presa deste gesso, o conjunto foi isolado com vaselina sólida aplicada com pincel macio. Foi feita uma muralha em gesso tipo III sobre os dentes artificiais e, após sua

presa. a parte superior da mufla foi completada também com gesso tipo II⁵⁶. Após a presa do gesso (45 minutos), a mufla foi aberta e ambas as partes lavadas com água quente e com o auxílio de detergente e escova macia, até a completa remoção da cera.

4.2.5. PREENCHIMENTO DOS MOLDES

Os moldes de gesso permaneceram sobre a bancada à temperatura ambiente até o completo resfriamento dos mesmos. A seguir foram revestidos com duas camadas de isolante para resina⁶⁴ (CEL-LAC[®] White Artigos Dentários Ltda.).

As resinas foram preparadas segundo as instruções dos fabricantes e na fase plástica⁷⁴, foram inseridas e adaptadas no molde da contra mufla, preenchendo-o adequadamente. Um pedaço de papel celofane foi colocado entre a mufla e a contra-mufla já preenchida pela resina, e o conjunto foi fechado suavemente¹. A mufla foi comprimida através de uma pressão lenta e gradual aplicada com o auxílio de uma prensa de bancada para o escoamento uniforme da resina excedente¹⁷, até quando suas duas partes se encontraram. A mufla foi retirada da prensa, aberta e a folha de celofane, removida para que a resina excedente fosse recortada. Novamente a mufla foi fechada, os procedimentos repetidos e a mesma foi mantida sob compressão à temperatura ambiente, durante 30 minutos. Decorrido este tempo, a mufla para polimerização convencional foi transferida para uma prensa de molas e colocada na termo polimerizadora de resinas (RIGUETTO & SALIN e Cia. Ind. Bras.[®]) com a água à temperatura ambiente, tendo sido calibrada para atingir 73 °C, na qual permaneceu por 9 horas⁷⁴, durante o processo de polimerização.

A mufla e contra-mufla das amostras polimerizadas por energia de microondas, foram posicionadas e mantidas justapostas, através de 03 parafusos de policarbonato (FIGURA 7) e mantidas em prensa de bancada por 30 minutos.



Figura 7 - Mufla em fibra de vidro na prensa de bancada

Após permanecer por 30 minutos na prensa de bancada foi levada ao forno de microondas doméstico com prato giratório e frequência de operação de 2450 MHz (BRASTEMP[®] S.A.) ficando na posição vertical durante a incidência dos feixes de microondas (FIGURA 8).



Figura 8 - Mufla em fibra de vidro no interior do forno de microondas

4.2.6. PROCEDIMENTOS DE CURA

As 60 próteses foram divididas aleatoriamente em 5 grupos identificados por algarismos romanos (I, II, III, IV e V), cabendo 12 amostras para cada grupo. Os grupos e respectivos ciclos de polimerização estão descritos na Tabela 2.

Tabela 2 - Grupos com suas respectivas resinas e ciclos de polimerização

GRUPO	RESINA	MÉTODO DE POLIMERIZAÇÃO
	L	Banho de água a 73° - 9 horas
II	A	Energia de microondas 90W/13 min.
III	A	Energia de microondas 500W/3 min.
IV	L	Energia de microondas 500W/3 min.
V	L	Energia de microondas 90W/13 min.

Após transcorrido o tempo de polimerização, as muflas permaneceram sobre a bancada de trabalho até seu completo resfriamento.

4.2.7. ACABAMENTO DAS AMOSTRAS

Todas as próteses foram removidas das muflas tomando-se o cuidado de recuperar os modelos de trabalho. Estas foram posicionadas sobre o modelo mestre e seus bordos desgastados segundo o limite definido pelo sulco pré estabelecido nas áreas de selamento periférico e posterior. Este desgaste foi feito com pedras montadas para acabamento de resina e lixa nº 400, em motor elétrico de baixa rotação (Micro Motor de Suspensão NEVONI[®], Equipamentos Odonto Médico Hospitalares). A seguir foram polidas com Pedra Pomes e Branco Espanha em uma politriz monofásica de bancada (NEVONI[®], Equipamentos Odonto Médico Hospitalares), lavadas em água corrente com o auxílio de uma escova macia, e secas com papel absorvente.

4.2.8. AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DAS PRÓTESES SOBRE OS MODELOS

4.2.8.1. PERÍODOS DE AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO

Todas as amostras foram avaliadas pelo mesmo operador em 2 períodos:

- a) imediatamente após o polimento [fase denominada de Tempo Zero ou (T0)];
- b) trinta dias após sua armazenagem em água destilada à temperatura de 37 ± 2 °C [fase denominada Tempo Trinta ou (T30)].

As avaliações foram repetidas 3 vezes para cada amostra em cada período de avaliação.

4.2.8.2. FORMAS DE AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO

Estas avaliações foram feitas de 2 maneiras:

- a) Através do peso do material de impressão de média viscosidade (PROVIL-M[®] - Bayer Dental) interposto entre a base da prótese e o modelo mestre. O material de moldagem foi mantido à temperatura de 10 ± 5 °C. O peso foi obtido em uma balança analítica (ACATEC BMC 1100[®]) com precisão de 1,0 miligrama (FIGURA 9). Esta avaliação foi denominada de TESTE 1.



Figura 9 - Balança Analítica utilizada no experimento

b) Através das medidas da espessura do material de impressão interposto entre o modelo mestre e a base da prótese nas 7 posições descritas em 4.2.2.5. Estas medidas foram feitas num microscópio comparador linear (LEITZ WETZLAR[®], Germany) com aumento de 30 vezes, e unidade definida em milímetros (FIGURA 10). Esta avaliação foi denominada TESTE 2.

4.2.8.3. DESCRIÇÃO DAS TÉCNICAS UTILIZADAS NAS AVALIAÇÕES

O tempo de trabalho foi padronizado por um cronômetro.

Trinta milímetros de base e de catalisador do material de impressão foram depositados sobre uma placa de vidro, mantida à temperatura de 10 ± 5 °C. Estes foram espatulados à temperatura ambiente, durante 30 segundos, quando foi obtida uma massa homogênea.

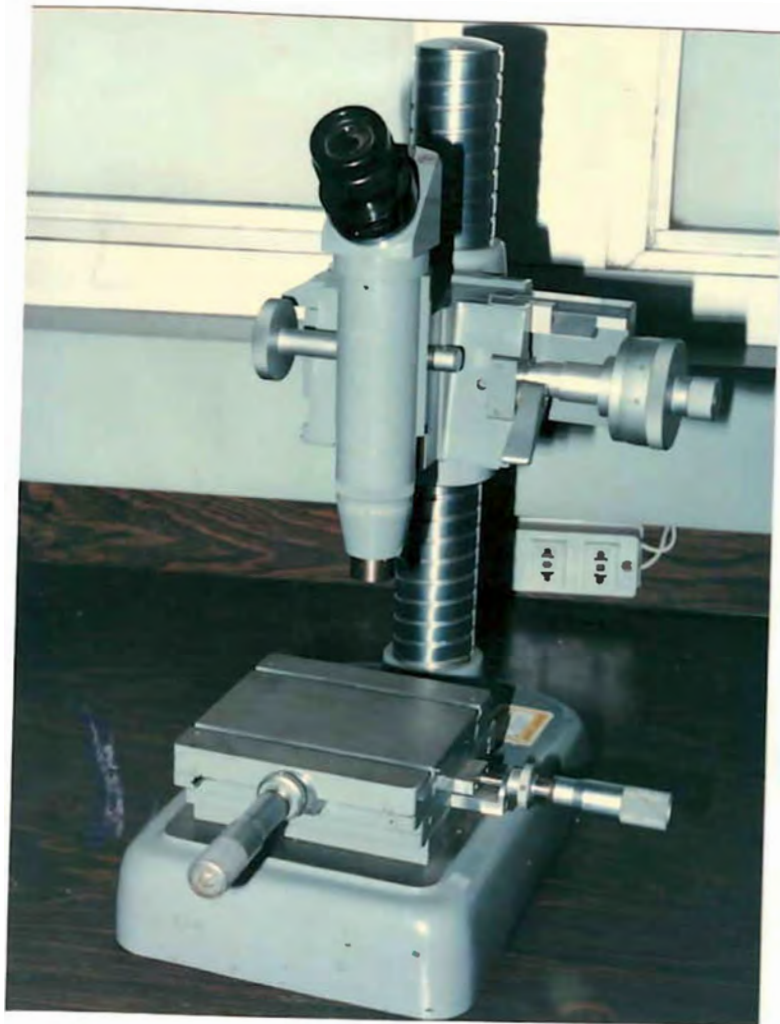


Figura 10 - Microscópio Comparador Linear utilizado no experimento

Esta mistura foi depositada na parte interna da prótese, e para este procedimento, foram utilizados 60 segundos. A base foi cuidadosamente vertida e posicionada sobre o modelo mestre.

O PADRÃO 2, descrito no item 4.1.2.4., pesando 426 mg foi adaptado sobre a oclusal dos dentes da prótese e sobre este foi colocado um peso de 2800 mg. Após 8 minutos do início da espatulação, os pesos foram removidos e o excesso do material de moldagem recortado com lâmina de bisturi nova⁸⁵, até o limite estabelecido pelo sulco na região de selamento periférico e posterior.

A) Descrição do TESTE 1.

Neste teste, a prótese com o material de impressão foram cuidadosamente separados do modelo mestre, e a película do material de impressão interposto entre os dois, removida e pesada na balança analítica (FIGURA 9). O grau de adaptabilidade foi avaliado através do peso do material de impressão.

B) Descrição do TESTE 2.

Neste teste, foram utilizadas as médias das medidas da espessura do material de impressão interposto entre a base e o modelo mestre, nas 7 posições descritas no item 4.1.2.5. Estas mensurações de espessura foram feitas no corte frontal realizado na região de molares.

Após a separação da película de material de impressão do modelo mestre e da prótese, este foi cuidadosamente adaptado sobre o seu respectivo modelo de trabalho. O Padrão 3 (descrito no item 4.1.2.5.) foi firmemente adaptado sobre ambos, mantendo o material de moldagem justa posto ao modelo de gesso. Com uma lâmina nova de bisturi este molde foi recortado nas regiões posterior e anterior, segundo o estipulado no Padrão 3. O modelo de gesso também foi recortado nestas 2 regiões em um recortador de gesso.

O recorte na região anterior permitiu manter padronizado o posicionamento vertical do modelo sobre a base do microscópio comparador linear, durante as leituras realizadas.

4.2.9. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Tanto para o teste de pesagem do material de impressão interposto entre a base da prótese e modelo mestre (Teste 1) como para o teste das medidas de espessura do material de impressão (Teste 2) foi feita uma Análise de Variância, considerando o delineamento inteiramente ao acaso. As médias foram comparadas entre si através do Método de Tukey, ao nível de 5% de significância.

Para a comparação dos dados no Tempo 0 (T0) e no Tempo 30 (T30) foi aplicado o Teste t de Student para dados não pareados, ao nível de 5% de significância, em cada tratamento utilizado no experimento.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

ANÁLISE DOS RESULTADOS QUANTO AO PESO (TESTE 1)

Na tabela abaixo apresentamos as médias de tratamentos para a variável peso, nos tempos zero (T0) e trinta dias (T30).

TABELA 3 - Teste de Tukey para médias de tratamentos, expressa em gramas, em cada tempo estudado, com seus respectivos desvios padrão *.

TRATAMENTO	MÉDIA (T0)	MÉDIA(T30)
I	1,421 ab (±0,162)	1,265 a (±0,179)
II	1,356 ab (±0,328)	1,197 a (±0,309)
III	1,516 a (±0,373)	1,438 a (±0,426)
IV	1,169 b (±0,259)	1,168 a (±0,236)
V	1,320 ab (±0,331)	1,231 a (±0,378)

(*Os dados foram transformados pela raiz quadrada de (x))

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Os resultados indicam que:

No tempo Zero, foi encontrada diferença significativa entre o Acron MC® polimerizado por 3 minutos a 500 W (**Tratamento III**), e o Lucitone 550® polimerizado por 3 minutos a 500 W (**Tratamento IV**). O segundo apresentou valores menores em relação ao primeiro. O Lucitone 550® polimerizado por 3 minutos a 500 W (**Tratamento IV**) não apresentou resultado significativamente menor em relação ao Lucitone 550® polimerizado convencionalmente (**Tratamento I**), ao Acron MC® polimerizado por 13 minutos a 90 W (**Tratamento II**), e ao Lucitone 550® polimerizado por 13 minutos a 90 W (**Tratamento V**). Também o Acron MC® polimerizado por 3 minutos a 500 W (**Tratamento III**), não apresentou resultado significativamente maior em relação aos mesmos grupos citados anteriormente.

No tempo Trinta, os resultados apresentados indicam que não houve nenhuma diferença significativa entre os tratamentos estudados. Apenas foi possível observar que a maior média de peso obtida foi para o Acron MC® polimerizado por 3 minutos a 500 W (**Tratamento III**) e a menor média foi obtida com o Lucitone 550® polimerizado por 3 minutos a 500 W (**Tratamento IV**).

A seguir foi feita a comparação das médias entre os tratamentos com relação aos tempos zero e trinta através do Teste t ⁵¹ para as médias, e os resultados são apresentados a seguir .

TABELA 4 - Comparação das médias entre os dois tempos (T0 e T30) dos pesos expressos em gramas, pelo Teste t , para cada tratamento.

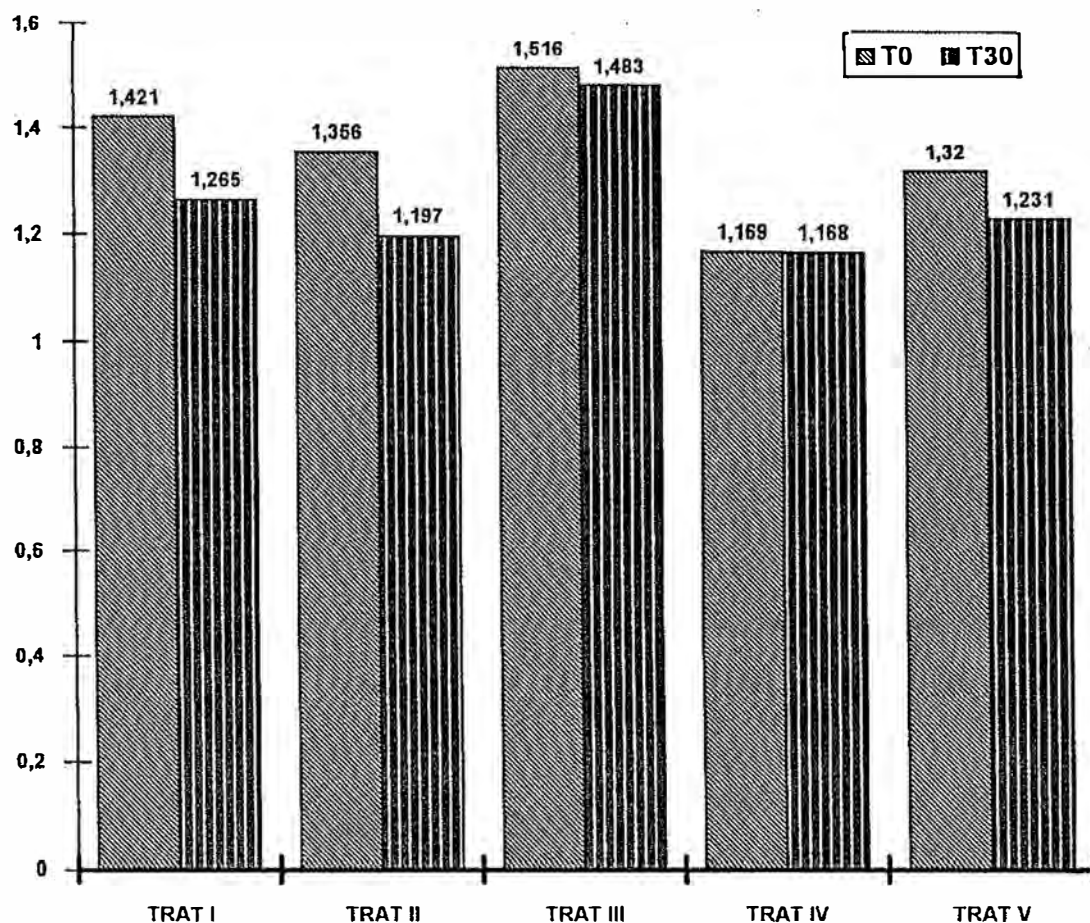
TRATAMENTO	MÉDIA (T0)	MÉDIA(T30)
I	1,421 a (±0,162)	1,265 b (±0,179)
II	1,356 a (±0,328)	1,197 b (±0,309)
III	1,516 a (±0,373)	1,438 a (±0,426)
IV	1,169 a (±0,259)	1,168 a (±0,236)
V	1,320 a (±0,331)	1,231 a (±0,378)

*Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância.
(O resultado entre parênteses é o valor do desvio padrão).*

Pelos resultados apresentados na tabela acima, verificamos que para o Lucitone 550® polimerizado pelo método convencional (**Tratamento I**) e para o Acron MC® polimerizado a 90W/13 minutos (**Tratamento II**) foram encontradas diferenças significativas entre as médias nos dois tempos estudados. Nos demais grupos não foram observadas diferenças significativas. Entretanto para todas as amostras os valores encontrados foram menores para (T30).

O Gráfico 1 mostra a média dos pesos obtidos em todos os grupos, nos tempos (T0) e (T30) de armazenagem na água.

GRÁFICO 1 - Médias dos pesos obtidos para todos os grupos, expressas em gramas, nos tempos T0 e T30



ANÁLISE DOS RESULTADOS QUANTO À MENSURAÇÃO (TESTE2).

No segundo teste foram analisadas as espessuras em mm. do material de impressão interposto entre as bases e o modelo mestre nas 7 posições e destes valores foram feitas médias para cada tratamento. Estas podem ser vistas na Tabela 5.

TABELA 5 - Teste de Tukey* para comparação das médias das mensurações, expressas em mm, obtidas entre os tratamentos, tanto no tempo zero como no tempo trinta.

TRATAMENTOS	MÉDIA (T0)	MÉDIA (T30)
I	0,45 a (±0,02)	0,36 ab (±0,02)
II	0,42 ab (±0,02)	0,34 ab (±0,01)
III	0,43 a (±0,02)	0,39 a (±0,02)
IV	0,36 b (±0,01)	0,31 b (±0,01)
V	0,41 ab (±0,02)	0,36 ab (±0,02)

**(Os resultados foram transformados por raiz quadrada ($X+0,5$))*

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância.

No tempo zero, a maior média foi obtida com o Lucitone 550[®], polimerizada por banho de água a 73°C por 9 horas (**Tratamento I**) que não diferiu das amostras do Acron MC[®] polimerizado por 13 minutos a 90 W (**Tratamento II**), do Acron MC[®] polimerizado por microondas por 3 minutos a 500 W (**Tratamento III**) e do Lucitone 550[®] polimerizado por microondas por 13 minutos a 90 W (**Tratamento V**).

Somente as amostras polimerizadas com a resina Lucitone 550[®] por 3 minutos a 500 W (**Tratamento IV**), que apresentaram a menor média de mensuração, ficaram estatisticamente diferente da média das amostras do **Tratamento I e III**, mas não diferiram dos **Tratamentos II e V**.

No tempo trinta, os resultados indicam que o tratamento que apresentou maior média da variável mensuração foi o Acron MC[®] polimerizado por 3 minutos a 500 W (**Tratamento III**), que só diferiu do tratamento Lucitone 550[®] polimerizado a por 3 minutos a 500 W[®] (**Tratamento IV**), que apresentou a menor média. Ambos não diferiram significativamente dos tratamentos Lucitone 550[®] polimerizado convencionalmente (**Tratamento I**), Acron MC[®] polimerizado por 13 minutos a 90 W (**Tratamento II**), e Lucitone 550[®] polimerizado por 13 minutos a 90 W (**Tratamento V**).

TABELA 6 - Comparação pelo Teste t das médias das mensurações, expressas em mm, entre os dois tempos (T0 e T30), dentro de cada tratamento.

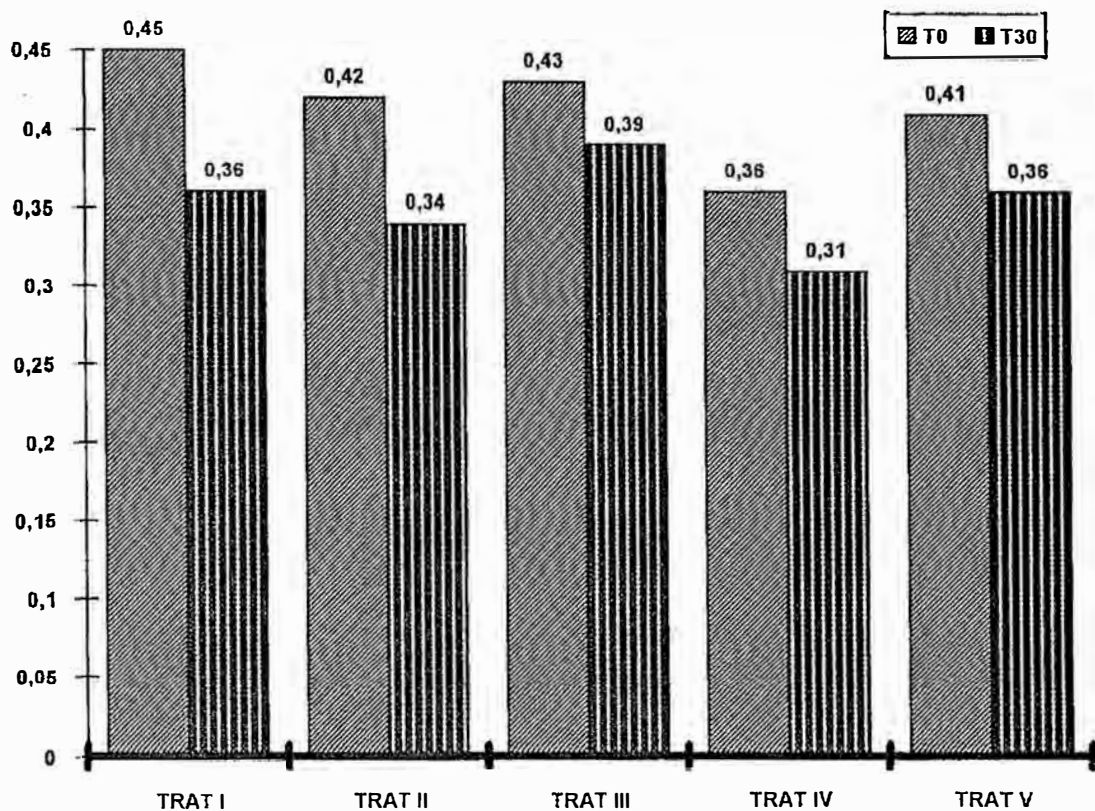
TRATAMENTOS	MÉDIA (T0)	MÉDIA (T30)
I	0,45 a (±0,02)	0,36 b (±0,02)
II	0,42 a (±0,02)	0,34 b (±0,01)
III	0,43 a (±0,02)	0,39 a (±0,02)
IV	0,36 a (±0,01)	0,31 a (±0,01)
V	0,41 a (±0,02)	0,36 a (±0,02)

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5% de significância.

Pelos resultados da tabela acima, verificamos que apenas com a Lucitone 550[®], polimerizada em água a 73°C por 9 horas (**Tratamento I**) e para a Acron MC[®] polimerizada por microondas por 13 minutos a 90W (**Tratamento II**) foram encontradas diferenças significativas entre as médias dos dois tempos estudados. Observamos ainda que em todos os tratamentos a média no tempo Zero sempre foi maior que no tempo Trinta.

O Gráfico 2 mostra as médias obtidas das mensurações feitas nas 7 posições do bordo posterior, nos tempos 0 e 30 de armazenagem em água.

GRÁFICO 2 - Médias das Mensurações expressa em mm, obtidas para os Tratamentos, em T0 e T30



DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A retenção de uma prótese total pode ser presumida como sendo a resistência que ela oferece para ser removida na direção oposta à de sua inserção. Está demonstrado que a principal força física da retenção de uma prótese total reside na espessura do filme de saliva interposto entre o tecido fibromucoso desdentado e a base da prótese, sendo inversamente proporcionais entre si ^{22,38,48,91}. Isto significa que quanto mais bem adaptada estiver a prótese, mais estável e retentiva será. Este fato está confirmado por diversos estudos *in vivo* e *in vitro*^{3,14,22,39,45,46,56,70,71,73,74,81,94,96}.

Embora atualmente a técnica convencional de polimerização das resinas por banho de água seja considerada a mais usual e prática na confecção das próteses^{43,74}, as técnicas alternativas vem sendo estudadas e aprimoradas a cada dia, ocupando seu espaço na prática odontológica. O método de processamento das resinas por microondas, inicialmente proposto em 1968⁵⁶, somente na década passada é que tomou impulso, possivelmente por terem sido observadas suas qualidades frente ao método convencional. Concordamos com os autores^{49,50} que, estudando as diferentes propriedades das resinas processadas por microondas, afirmam tratar-se de um método extremamente simples, limpo, prático e que envolve um tempo de trabalho sensivelmente menor.

O presente estudo correlacionou o grau de adaptabilidade de próteses totais superiores processadas convencionalmente e por microondas e a influência da sorção de água nesta propriedade. Os métodos utilizados neste experimento estão bem estabelecidos e divulgados pela literatura⁹⁷, sendo que a maior parte dos estudos que investigaram esta propriedade, observaram o vedamento posterior das bases quando assentadas sobre um modelo padrão^{3,19,42,54,62,75,85,91} ou através do peso do material interposto entre as bases^{75,85}. Utilizamos um modelo metálico simulando uma maxila desdentada na confecção de próteses totais com espessura controlada, como o recomendado por^{2,4,75}, e não apenas bases sem dentes, porque a presença dos dentes^{8,85}, a forma^{53,66,94} e a espessura da bases^{19,86} interferem sensivelmente na estabilidade dimensional das bases de prótese feitas com resina. Três ciclos de cura foram utilizados, sendo que o método convencional foi comparado a 2 ciclos de microondas.

Verifica-se pela Tabela 3 que, no teste do peso (Teste 1), as amostras de Grupo IV exibiram melhores resultados que as demais, com diferença significativa em relação à Acron MC[®] polimerizadas a 500W/3' (Grupo III). Na tabela 5, novamente verifica-se que as próteses confeccionadas com Lucitone 550[®] polimerizadas a 500W/3' (Grupo IV) mostraram adaptabilidade significativamente maior em relação ao grupo padrão (I) e ao grupo das amostras de Acron MC[®] polimerizadas a 500W/3' (Grupo III), pela média das mensurações do bordo posterior. Este fato sugere que o método de cura pode influenciar a adaptabilidade. Na revisão da literatura não existem dados numéricos conclusivos a respeito de próteses feitas com resinas convencionais polimerizadas por microondas, especialmente quando comparadas às resinas desenvolvidas para uso em microondas. Concordamos com Sanders et al⁶⁸ que consideram que isto se deva às diferenças consideráveis entre os desenhos experimentais aplicados por cada autor, como por exemplo Deros et al²⁶ que, processando resinas termopolimerizáveis a 500W/10', obtiveram adaptabilidade melhor destas bases em relação à metodologia convencional por ciclo longo. No entanto estes autores não utilizaram dentes nas suas bases, ao passo que Kimura et al^{42,43} observaram maior adaptabilidade para as resinas convencionais polimerizadas a 500W/3', tanto em próteses com dentes como apenas nas bases sem dentes. Também Takamata et al⁸⁵ obtiveram resultados melhores de adaptabilidade para resina termopolimerizável polimerizada por microondas a 500W/1,5', através das mensurações do espaço entre o bordo posterior das próteses e o modelo padrão. Entretanto estes autores^{42,43,85} utilizaram ciclo rápido de polimerização para as amostras feitas com resina convencional. Existe correlação entre o ciclo de cura e o grau de distorção sofrida pela base⁶⁰. Ciclos de cura longos diminuem o grau de empenamento das bases^{15,35,60,87}, sendo mais recomendados^{4,62,76}. É preciso considerar que existe interrelação entre o gradiente de temperatura utilizado no processamento e a temperatura de transição vítrea, e que esta pode estar diretamente relacionada ao grau de adaptação de uma base de prótese^{02,11,37}. E ainda que, segundo^{11,13,15,74}, o grau de adaptabilidade também poderia ser influenciado pela quantidade de monômero residual presente após o processamento da resina.

Na polimerização das resinas desenvolvidas para microondas, o calor exotérmico ocorrido na temperatura de transição vítrea seria diminuído em função da composição do monômero, quando utilizada baixa potência por um período de tempo maior⁸⁷. Isto poderia justificar os dados das tabelas 3

e 5 em que se observa melhor adaptabilidade da Acron MC[®] quando polimerizada a 90W/13' em relação à mesma polimerizada a 500W/3'. Na literatura encontramos adaptabilidade equivalente, tanto quando foi utilizado o ciclo longo no processamento convencional em relação ao método de cura por microondas a 90W/13' ⁶⁸, ou quando o ciclo de microondas associou 90W/13' e 500W/3' nas mesmas amostras⁷⁵. Também foram observados valores iguais de distorção em amostras polimerizadas convencionalmente por ciclo longo e por microondas a 500W/3'⁶⁶. Ao mesmo tempo, a resina termopolimerizável processada por microondas apresentou significativa alteração dimensional em relação à mesma processada em ciclo convencional longo^{53,61}. Na literatura, ainda verificamos valores de adaptabilidade iguais no processamento convencional ou por microondas a 500W/1,5'⁵⁴, embora seja necessário considerar que o desenho experimental utilizado neste estudo difere consideravelmente do proposto em nosso experimento.

A resina termopolimerizável processada por banho de água foi a que exibiu pior qualidade de adaptação no teste das mensurações. Já no teste do peso, a resina Acron MC[®] polimerizada a 500 W/3' apresentou maior desadaptação. Talvez a diferença de resultados para cada teste seja devido ao fato de que no teste do peso, a adaptabilidade tenha sido analisada sobre toda a superfície interna da base e não apenas no bordo posterior. Isto significa que ocorrem diferentes graus de distorção, dependendo da posição analisada, opinião esta que está de acordo com os autores ^{85,91}. Estes resultados contrariam os encontrados por alguns autores que obtiveram melhor estabilidade dimensional em amostras polimerizadas por microondas^{3,19,42,43,44,65,93}, ou o mesmo grau de adaptabilidade para ambos⁵⁴.

Entretanto nestes casos, utilizaram ciclo rápido no processamento convencional, embora se deva considerar que na polimerização por microondas, o calor gerado seja mais homogêneo^{34,36,44,54}, envolvendo aquecimento simultâneo de resina e gesso³⁵ diminuindo tensões no interior da resina^{53,67}. De Clerck²⁴ diz que o molde de gesso quando irradiado, apresenta contração nas suas porções mais externas aumentando o espaço interno do molde, o que, segundo Hayden³⁴ admitiria a expansão da resina no seu interior. No entanto Kimura et al^{41,42} não observaram alterações significativas no volume do molde de gesso, tanto em amostras processadas pelo método convencional como quando irradiadas por microondas. Somado a isto, observaram ainda que ocorre um pequeno gradiente de temperatura nas diferentes porções do gesso. Isto resultaria

numa boa adaptabilidade das bases polimerizadas^{24,41,42}. É possível se fazer uma constatação importante diante destes fatos: assim, como Ilibay et ali³⁶, observamos que existe uma vasta quantidade de combinações de potência e tempo de exposição possíveis, que podem ser utilizadas para diversos tipos de resina.

Pelos dados das tabelas 4 e 6, verificamos que todos os grupos apresentaram maior adaptabilidade, após terem sido armazenadas durante 30 dias em água destilada. A absorção de água pelas amostras de resina polimerizada é um fator que pode resultar em alterações dimensionais¹¹. Esta se dá lentamente e apenas durante um certo período de tempo até a saturação, quando a sorção e a dissorção se equivalem^{6,12,74,94,95}. Provavelmente este fenômeno está relacionado com as propriedades polares das moléculas de resina⁷¹ e acontece de acordo com as leis de difusão das moléculas de água para o seu interior¹⁵, afastando suas macro moléculas⁷¹ e aliviando as tensões inter moleculares, promovendo um aumento na dimensão original da amostra ^{15,56,61,71,74,80,95,96}. Estima-se que para um aumento de 1% no peso de água absorvida, a amostra de resina se expanda linearmente em 0,23% ⁷⁴.

Diante destes aspectos é possível observar que todas as amostras de nosso experimento sorveram água após o período de armazenagem, independentemente do tipo de resina ou do método de processamento aplicado, o que confirma os relatos da literatura^{11,20,23,60,71,78,79}.

Ainda analisando as tabelas 4 e 6 verificamos que após a sorção de água, a melhor adaptabilidade apresentada foi a das amostras do grupo IV (Lucitone 550[®] polimerizada a 500W/3') e que a pior permaneceu no grupo III (Acron MC[®] polimerizada a 500W/3') em ambos os testes. Mas quando os dados são investigados pelos testes estatísticos das tabelas 3 e 5, verificamos que os valores encontrados só admitiram diferença estatística significativa entre os dois grupos no teste da mensuração do bordo posterior. Isto novamente caracteriza que diferenças na metodologia de avaliação da adaptabilidade podem alterar as perspectivas dos resultados. Ou seja, quando investigado o grau de desadaptação de toda a superfície interna da base através do teste do peso, não foram observados valores significativos entre as amostras em relação aos diferentes grupos, no que diz respeito à sorção de água. Já quando foi analisado o vedamento posterior, as amostras do grupo IV se apresentaram com valores de adaptabilidade estatisticamente maiores do que o grupo III. Diferenças entre os resultados para estes dois testes também foram observados por Takamata et ali⁸⁵.

Ainda quando comparamos os resultados das tabelas 4 e 6, verificamos que a melhor adaptabilidade foi observada no grupo IV, após o período de sorção de água, provavelmente em função de sua melhor adaptação antes da armazenagem. Pelos resultados destas tabelas é possível verificar que, quando comparados o grau de adaptabilidade nos períodos de (T0) e (T30), somente nos grupos I (convencional) e II (Acron MC® polimerizada a 90W/13') foram observadas diferenças significativas nos resultados. Estes dados estão de acordo com os de⁹⁰ que obtiveram valores de sorção de água compatíveis para resina polimerizada convencionalmente e a 90 W/13'. No teste das mensurações do bordo posterior, embora o Grupo III não tenha apresentado a pior adaptabilidade em (T0), foi o que apresentou valores de menor qualidade de adaptação após o período de armazenagem. Isto significa que estas amostras foram as que menos influência receberam da sorção de água no seu grau de adaptabilidade. Estes dados contrariam os encontrados por²³, que obtiveram valores maiores de sorção de água para amostras de discos com espessuras padronizadas polimerizados com resina Lucitone 550® por processamento convencional, em relação às polimerizadas com Acron MC® a 500 W/3'.

No entanto Nishi ⁶⁴ obteve valores de adaptabilidade maiores para as amostras irradiadas a 500W/10' em relação ao método convencional de ciclo rápido. Também neste experimento as bases de prótese se adaptaram melhor após o período de armazenagem em água por 40 dias.

As explicações de Kimura et ali⁴² poderiam justificar o fato de que, mesmo após a sorção de água, no teste das mensurações não foram observadas diferenças significativas nas amostras dos grupos III, IV e V, todas polimerizadas por microondas. Segundo os autores, o estresse desenvolvido durante a polimerização seria capaz de puxar a base para as laterais. Possivelmente esta tensão seria aliviada após as amostras terem sido armazenadas na água pelo período de 30 dias, o que possibilitaria maior adaptabilidade das bases. Neste raciocínio, durante a polimerização, a tensão desenvolvida nestes grupos teria sido menor por causa da uniformidade de distribuição do calor durante o processamento, e, em consequência, após a sorção, não haveria muita tensão a liberar, ou seja, os valores de adaptabilidade antes e após a armazenagem na água não seriam muito diferentes entre si. Segundo ³⁶ esta uniformidade de distribuição de calor associada a ciclos longos de polimerização por microondas seriam capazes de desenvolver menor porosidade nas amostras, onde, nos ciclos curtos, a presença de poros seria maior, e estes "acomodariam as moléculas

de água aumentando as chances de sorção". Esta observação permitiria supor que também este aspecto poderia estar exercendo influência nas amostras dos grupos III, IV e V. Segundo os dados obtidos no teste 1, as amostras dos grupos III e IV em que foram utilizados ciclos curtos de polimerização ocorreu menos diferença entre as amostras em (T0) e (T30), quando comparadas às amostras do grupo V, com ciclo de polimerização longo.

Também Kimura et ali⁴² obtiveram melhor adaptabilidade para as bases processadas por microondas quando investigaram seu vedamento posterior. Observaram que a região que menos se adaptou após a polimerização foi a porção mediana do palato, e, assim como Takamata et ali⁶⁵, atribuem este achado as estresse ocorrido nesta região durante a contração de polimerização. Em nosso experimento não consideramos os valores de desadaptação das posições individualmente, mas uma média entre os valores das 7 posições, por considerarmos, assim como¹⁴, que esta última estabelece maior proximidade com a realidade clínica, já que qualquer desadaptação na base poderia comprometer sua retentividade, independentemente do local onde ocorresse.

Embora as resinas convencionais tenham sido introduzidas no profissão odontológica e tidas até os tempos atuais como de uso mais viável pelo processamento por banho de água, o método de polimerização por microondas oferece uma diminuição no tempo de cura, reduzindo o tempo de trabalho laboratorial, possibilitando um aumento sensível na produção de próteses. A possibilidade deste processamento ser aplicado nas resinas disponíveis no mercado nacional, favoreceria ainda mais sua utilização ampla no meio odontológico. Entretanto, esta realidade depende de um maior número de experimentos envolvendo as variáveis aqui apresentadas, bem como mais estudos in vivo para que possibilitem a implementação desta técnica.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Este experimento permitiu verificar que:

1. O grau de adaptabilidade das bases de prótese confeccionadas com resina acrílica depende do material e método de processamento utilizados.
2. Todas as próteses, após polimerizadas, apresentaram distorção.
3. As próteses feitas com resina convencional processadas no forno de microondas através do ciclo curto foram as que apresentaram melhor adaptação.
4. As próteses feitas com resina convencional polimerizadas em banho de água e com resina desenvolvida para microondas processadas através do ciclo curto foram as que apresentaram pior adaptação.
5. Todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenamento na água.
6. As próteses que apresentaram maior diferença no grau de adaptação dos períodos pré e pós armazenamento na água foram as feitas com resina convencional, processadas em banho de água, e as de resina desenvolvida para microondas, processadas através de ciclo longo.
7. A utilização da energia de microondas no processamento das resinas demonstrou ser um método prático, limpo e eficaz na confecção de bases de prótese.
8. Embora os métodos utilizados no experimento tenham proporcionado resultados favoráveis quanto ao grau de adaptação das próteses feitas com uma resina termopolimerizável, processadas por energia de microondas, existe a necessidade de mais estudos sobre estas variáveis que envolvam outros ciclos de processamento através da energia de microondas.

RESUMO

8. RESUMO

Diversos estudos têm orientado os procedimentos laboratoriais ligados ao manuseio das resinas utilizadas na elaboração das próteses. Uma das propriedades que se relaciona diretamente com a eficácia retentiva e funcional das próteses totais é o seu grau de adaptabilidade sobre o rebordo desdentado. Diferentes fatores que podem interferir com esta propriedade. Dois fatores que exercem influência direta sobre esta é o tipo de resina utilizada associada ao seu processamento, e a sorção de água que a resina pode apresentar após sua polimerização. Uma resina desenvolvida para polimerização através do calor gerado pelo forno de microondas tem sido considerada como uma inovação favorável no processamento das próteses, por constituir-se num método prático, limpo e envolver um tempo de trabalho sensivelmente menor em relação às resinas convencionais. Este experimento envolveu o uso de duas resinas: uma convencional com ligação cruzada (Lucitone 550®) e outra desenvolvida para microondas (Acron MC®). A primeira foi submetida à polimerização por banho de água quente de 73 °C por 9 horas e à polimerização através do microondas nos ciclos de 500W por 3 minutos e 90W por 13 minutos. A segunda foi submetida aos dois ciclos citados para o processamento por microondas. A partir de um modelo fundido em liga de Cobre e Alumínio simulando uma maxila foram confeccionadas 12 próteses totais para cada grupo experimental, num total de 60 amostras. O seu grau de adaptabilidade foi avaliado logo após o acabamento das próteses e após terem ficado armazenadas por 30 dias em água destilada a 37 ±2°C. Foram feitos 2 testes nesta avaliação quando as próteses eram assentadas sobre o modelo padrão: o primeiro consistiu na média do peso de um material de impressão interposto entre as bases e o modelo mestre; e o segundo, na média das mensurações do espaço entre as bases e o modelo mestre em 7 posições do seu bordo posterior. Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística, e mostraram que: a) as próteses feitas com LUCITONE 550® processadas no microondas a 500W/3' foram as que apresentaram melhor adaptação; b) as amostras feitas com LUCITONE 550® processadas em banho de água, e as feitas com ACRON MC® processadas a 500 W/3' foram as que apresentaram pior adaptação; c) todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenamento em água; d) as amostras que apresentaram maior diferença entre o grau de adaptabilidade nos períodos pré e pós armazenamento na água foram as feitas com LUCITONE 550® em banho de água e a ACRON MC® polimerizada a 90W/13'. Consideramos que mais estudos sobre estas variáveis e que envolvam outros ciclos de processamento através da energia de microondas ainda são necessários.

SUMMARY

9. SUMMARY

Different studies have helped lab procedures concerning manipulation of resins used for dentures elaboration. One of characteristics which directly relates to the retentive and functional efficiency of total dentures is its level of adaptation to the edentulous ridge; however, many factors may interfere with such characteristic. Two of these factors that directly influence the adaptation level of the total denture to the edentulous ridge are the resin type used for its processing and the water sorption the resin may show after its curing. A resin developed to be cured through microwave oven heat has been considered to be a favorable innovation in dentures processing, because it is a simple and clean method, and its working time is much lesser than that related to the conventional resins. A conventional cross linked resin (Lucitone 550®) and a microwave oven developed resin (Acron®) were used in this trial. The first one was cured in a nine-hour hot water bath at 73 °C and through the microwave oven, in a 500 W cycle for three minutes, and in a 90 W cycle for 13 minutes. The second one was submitted to the two cycles for microwave oven processing previously mentioned. From a maxilla-like copper and aluminum alloy cast, 12 total dentures were performed for each of the trial groups, totaling 60 samples. Their adaptation level was evaluated right after they had been finished and kept in distilled water at $37 \pm 2^\circ\text{C}$, for 30 days. This evaluation consisted of two tests while the dentures were placed on the pattern model: the first one consisted of the weight mean of an impression material interposed between the denture bases and master model; and the second one consisted of the measuring mean of the spaces between the denture bases and master model in seven different locations along its superior border. The results obtained were submitted to a statistical analysis and showed the following: a) the 500W/3' microwave oven processed LUCITONE 550® dentures presented the best adaptation; b) the hot water bath processed LUCITONE 550® samples and the 500W/3' microwave oven processed ACRON MC® samples evidenced the worst adaptation; c) all dentures demonstrated better adaptation after the water storage period; d) the samples that presented greater difference between their adaptation level in pre and post water storage period were the hot water bath LUCITONE 550® ones, and the ACRON MC® ones, cured at 500W/3'. The use of microwave oven energy in the resins processing proved to be a convenient and clean method in the denture bases construction. More studies on these variable involving other processing cycles through microwave oven energy are still required.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

01. ADROVANDI, C. A estabilidade das dentaduras em função da deformação das resinas acrílicas. **Anais Fac. Odont. U.S.P.**, São Paulo, v. 8, p. 283-284, Jan. 1950.
02. AL DOORI, D.; HUGGET, R.; BATES, J. F.; BROOKS, S. C. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing system. **Dent. Mater.**, Washington, v. 4, n. 1, p. 25-32, Feb 1988..
03. AL-HANBALI, E.; KELLEWAY, J. P.; HOWLET, J. A. Acrylic denture distortion following double processing with microwave or heat. **J. Dent.**, Great-Britain, v. 19, n. 3, p. 176-180, Mar 1991.
04. 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. Prosth.**, St. Louis, v. 3, n. 3, p. 249-255, May/Jun. 1990.
05. ALKHATIB, M. B.; McKINSTRY, R. E. Construction of an interim obturator using a microwave - polmerized denture base resin. **Int. J. Prosth.**, St. Louis, v. 4, n. 6, Jan. 1991.
06. ALL-MULA, M. A. S.; MURPHY, W. M.; HUGGETT, R.A.; BROOKS, S. C. Effect of water and artificial saliva on mechanical properties of some denture-base materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 5, n. 6, p. 399-402, Nov. 1989.
07. ANTHONY, O. H.; PEYTON, F. A. Dimensional accuracy of various denture-base material. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 12, n. 1, p. 67-81, Jan/Feb 1962.
08. BAEMMERT, R. J.; LANG, B. R.; BARCO, M. T.; BILLY, E. J. The effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin. **Int. J. Prosth.**, S. Louis, v. 3, n. 1, p. 528-537, Oct. 1990.
09. BAFILE, M.; GRASER, G. N.; MYERS, M. L.; LI, E. K. H. Porosity of denture resin cured by microwave energy. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 2, p. 269-274, Aug 1991.

*De acordo com NBR-6023, de agosto de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas

10. BARBER, R.; Preliminary tests of some of the newer denture material. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 12, p. 1969-1985, Nov., 1934.
11. BARSBY, M. J. A denture base resin with low water absorption. **J. Dent.**, Great Britain, v. 20, n. 2, p. 240-244, Jan. 1992.
12. BEVAN, E. M.; EARSHAW, W. R. The role of water sorption in the solvent crazing of acrylic resins. Part I. **Aust. dent. J.**, St. Leonards, v. 13, n. 4, p. 265-273, Aug., 1968.
13. BEVAN, E.M.; EARSHAW, W.R. The role of water sorption in solvent crazing of resins. Part II. **Aust. dent. J.**, St. Leonards, v. 14, n. 3, p. 190-196, June 1969.
14. BEYLI, M. S.; VON FRAUNHOFER, J. R.; An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. **J. prosth.Dent.**, St. Louis, v. 46, n. 3, p. 238-241, Sep. 1981.
15. BRADEN, M. The absorption of water by acrylic resins and other material. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 14, n. 12, p. 307-312, Mar/Apr. 1964.
16. CAMPBELL, R. L. Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 52, n. 4, p. 448-454, Apr. 1956.
17. CARVALHO, J. C. M.; Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base aparelhos protéticos totais. **Rev Fac. Odont. S. Paulo**, São Paulo, v. 10, n. 1, p. 127-132, Jan./Jun. 1972.
18. CAUL, H. J.; SCHOONOVER, I. C.; A method for determining the extent of polymerization of acrylic resins and its applications for denture. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 39, n. 1, p. 1-9, Jul. 1949.
19. CHEN, J. C.; LACEFIELD, D. J.; CASTLEBERRY, D. J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. **Dental. Mater.**, Washington, v. 4, p. 20-24, 1988.
20. CHEVITARESE, O.; CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Properties of various types of denture-bases plastics. **J. proth Dent.**, St. Louis, v. 12, n. 4, p. 711-719, Jul/Aug 1962.
21. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES. Revised American Dental Association Specifications nº 12 for denture base polymers. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 90, n. 2, p. 451-458, Feb. 1975.

22. CRAIG, R.G.; BERRY, G. C.; PEYTON, F. A. Physical factors related in denture retention. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 10, n. 3, p. 459-467, 1960.
23. CURY, A. A. D. B. **Estudo in vitro das propriedades físico-químicas de resinas acrílicas dentais termopolimerizáveis, quimicamente ativada e curadas por microondas.** Ribeirão Preto, 1992. 134 p. [Tese (Doutorado)] - Faculdade de Odontologia.
24. DE CLERCK, C. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.57, n. 3. p. 650-658, May 1987.
25. DEGNI, F. Resinas acrílicas. **Rev. Bras. Odont.**, Rio de Janeiro, v. 16, n. 96, p. 382-386, Nov./ Dez. 1958.
26. DEROS, E. C.; GOLDBERG, I.; PAMEIJER, C. H.; GRASSO, J. Comparison of the PVPM denture processing technique versus a conventional method. **J. dent. Res. (special)**, Washington, v. 70, p. 476, Apr., 1991.
27. DIXON, D. L.; BREEDING, L. C.; EKSTRAND, K. G. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 1, p. 196-200, July 1992.
28. GEE, A. J.; HARKEL, E. C.; DAVIDSON, C. L. Measuring procedures for the determination of the three-dimensional shape of dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 42, n. 2, p. 149-152, Aug. 1970.
29. GOLDFOGEL, M.; HARVEY, W. L.; WINTER, D. Dimensional change of acrylic resin tray materials. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 54, n. 2, p. 284-286, Aug. 1985.
30. GOODKIND, R. J.; SCHULTE, R. C. Dimensional accuracy of pour acrylic and conventional processing of cold-curing acrylic resin bases. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 24, n. 6, p. 662-668, Apr. 1970.
31. GOTUSSO, M.; BRASSESCO, M.; BEIGELIS, A. Sorption and heat-cured acrylic resins, chemically polished. **J. dent. Res. Suppl.**, Washington, v. 48, n. 6, p. 1072-1078, May 1969.
32. GRUNEWALD, A. H.; PAFFENBARGER, G. C.; DICKSON, G. The effect of molding process on some properties of denture resins. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 44, n. 3, p. 269-283, Mar 1952.
33. HARMAN, I. M. Effects of time and temperature on polymerization of methacrylate resin denture base. **J. Am. dent. Ass.** Chicago, v. 38, n. 2, p. 188-203, Feb. 1949.

34. HAYDEN, W. J. Flexural strenght of microwave-cured denture baseplates. **General dentistry**, Chicago, v. 3, p. 367-369, Sept / Oct 1986.
35. HOGAN, P. F.; MORI, T. Development of a method of continous temperature measurement for microwave denture processing. **Dent. Mater.**, Washington, v. 9, n. 1, p. 1-11, Jun 1990.
36. ILBAY, S. G.; GUVENER, S.; ALKUMRU, H. N. Processing dentures using a microwave techinique. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 21, n. 2, p. 103-109, Mar 1994.
37. JEROLIMOV, V.; JAGGER, R.G.; MILWARD, P. J. Effect of the cring cycle on acrilic denture base glass transition temperature. **J. Dent.**, Great Britain, v. 19, n. 6, Feb. 1991.
38. KELSEY, C. C. Alveolar bone resorption under complete dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 25, n. 2, p. 152-153, Jun. 1971
39. KIES, F. M. Laboratory's role in successful of dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 1, n. 2, p. 196-203, Jan. 1951.
40. KIMBAL, H. D. Modern denture base materials, and what to expect of them. **J. Am. dent. Assoc.**, Chicago, v. 25, n. 3, p. 243-252, Feb. 1938.
41. KIMURA, H.; TERAOKA, F.; OHNISHI, H.; SAITO, T; YATO, M. Application of microwave for dental techniqe (Part I). Dough forming and curing of acrylic resins. **J Osaka Univ. dent. Sch.**, Osaka, v. 23, p. 43-49, Dec 1983.
42. KIMURA, H.; TERAOKA, F.; SAITO, T. Applications of microwave for dental tecnique (Part II). Adaptability of cured acrylic resins. **J. Osaka Univ. dent. Sch.**, Osaka, v. 24, p. 21-29, Dec 1984.
43. LATTA, G. H.; BOWLES, W. F.; CONKIN, J. E. Three-dimensional stability of new denture base resin sistem. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 63, n. 6, p. 654-661, Jun. 1990.
44. LEVIN, B.; SAUDERS, J. L.; REITZ, P. V. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 61, n.3, p. 381-383, Mar. 1989.
45. LOVE, W. D. ; GOSKA, F. A. ; MIXSON, R. J. Etiology of mucosal inflammation associated with dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 18, n. 3, p. 515 - 518, Jan. 1967.

46. LYTLE, R. T. The management of abused oral tissue in complete denture construction. **J. prosth Dent.**, St. Louis, v. 7, n. 3, p. 27-37, Aug. 1957.
47. MAHLER, D. B. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 1, n. 5, p. 551-559, Oct. 1951.
48. McCracken, W. M. L. An evaluation of activated methyl metacrylate denture base materials. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 2, n. 1, P. 68-83, Jan. 1952.
49. McKINSTRY, R. E.; ZINI, I. A homemade microwave denture reline jig. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 2, p. 269-274, Feb. 1992.
50. McKINSTRY, R. E.; BROWNING, S. Microwave processing of cleft palate orthopedic expansion devices. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 6, p. 882 - 886, Jun. 1992.
51. MONTGOMERY, D. C. **Design and analysis of experiments**, Wiley, New York. 1976.
52. MORRIS, J. C.; KHAN, Z.; VON FRAUNHOFER, J. A. Palatal shape and the flexural strength of maxillary denture bases. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 53, n. 5, p. 670-673, May 1985.
53. NELSON, M.; KOTWAL, K. R.; SEVEDGE, S. R. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete dentures. **J. prosth. Dent.**; St. Louis, v. 65, n. 2, p. 306-308, Feb. 1991.
54. NIISHI, 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, p. 23-40, Feb 1968.
55. NOWLIN, T. P.; TAUBERT, T.; BOESEL, B. J. Tensile strength and porosity in two microwave process acrylic. **J. dent. Res.**, Washington, v. 70, n. special, p. 476, Apr. 1991.
56. PERLOWSKY, S. A. Investment changes during flasking as a factor complete denture malocclusion. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 3, n. 4, p. 497-499, Jul-Aug., 1953
57. PEYTON, F. A.; MANN, W. R. Acrylic and acrylic-styrene resins: their properties in relation to their uses as restorative material. Part. I. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 29, n. 1, p.1852-1864, Oct., 1942.
58. PEYTON, F. A. **Materiales dentales restauradores**, Buenos Aires, Editora Mundi, 1960, p. 383.

59. PEYTON, F. A. History of resins in dentistry. **Dent. clin. N. Am.**, Philadelphia, v. 19, n. 2, p. 216-221, Apr. 1975.
60. POLYZOIS, G.L.; KARKAZIS, H. C.; ZISSIS, A. J.; DEMETRIOUS, P. P. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: a comparative study. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 7, n. 5, p. 639-647, May 1987.
61. PRYOR, W. J. Injection molding of plastics for dentures. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 29, n. 11, p. 1400-1408, Aug. 1942.
62. REITZ, P. V.; SANDERS, J. L.; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quint. Int.**, Berlin, v. 16, n. 8, p. 547-551, Aug 1985.
63. ROCHA, L. B. **Teses e monografias: técnica de documentação.** Ribeirão Preto: FOB-USP, 1984.
64. RUHNKE, L. A.; CONSANI, S.; STOLF, W. L. Resinas acrílicas. Influência do isolante na absorção de água e solubilidade. **Boletim de Materiais Dentários**, Piracicaba, v. 1, n. 1, p. 30-45, Jul / Dez. 1969.
65. RUYTER, E.; SVENDSEN, S. A. Flexural properties of denture base polymers. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 43, n. 1, p. 95-104, Jan 1980.
66. SALIM, S.; SADAMORI, S.; HAMADA, T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v.67, n. 6, p. 879-881, jun. 1992.
67. SANDERS, J. L.; LEVIN, B.; REITZ, P. V. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. **Quint. Int.**, Berlin, v. 18, n. 7, p. 453 - 456, Jul. 1987.
68. SANDERS, J. L.; LEVIN, B.; REITZ, P. V. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. **Quint. Int.**, Berlin, v. 22, n. 3, p. 181-186, 1991.
69. SCHOONOVER I. C.; SWEENEY, W.T. Some properties of two types of resins used for dentures. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 25, n. 23, p. 1487-1500, Sep, 1938.
70. SHIPPEE, R. W. Control of increased vertical dimension of compression-molded dentures. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 11, n. 6, p. 1080-1085, Nov / Dec. 1961.

71. SKINNER, E. W.; COOPER, E. N. Physical properties of denture resins. Part I. curing, shrinkage and water sorption. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 30, n. 23, p. 1845-1852, Dec. 1943.
72. SKINNER, E. N.; Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. **J. Am. dent. Ass.** Chicago, v. 39, n. 3, p. 261-268, Sept. 1949.
73. SKINNER, E. W.; CHUNG, P. The effect of surface contact in the retention of denture. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 1, n. 3, p. 229-235, May 1952.
74. SKINNER, E. W.; **Materiais dentários de Skinner**; ed. Ralph W. Phillips. trad. Dioracy Fonterrada Vieira. 8 ed. Rio de Janeiro, Interamericana, 1984. p. 122-154.
75. SLOSBERG, S.R.; GOODACRE, C. J.; MUNOZ, C.A. et ali. Microwave energy polymerization of poly(methyl metacrilate) denture base resin. **Int. J. Prost.**, St. Louis, v. 2, n. 5, p.453-458, 1989.
76. SMITH, L. T.; POWER, J. M.; LADD, D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. **Int. J. Prosth.**, St. Louis, v. 5, n. 4, Mar. 1992.
77. SOLIANI, S. D. O. & SILVA, L. F. **Como escrever uma monografia**. Piracicaba: FOP-UNICAMP, S.P. 1994.
78. STAFFORD, G. D.; BATES, J. F.; HUGGETT, R.; HANDLEY, R. W. A. Review of the properties of some denture base polymers. **J. Dent.**, Greate-Britain, v. 8, n. 4, p. 292-306, Dec. 1980.
79. STAFFORD, G. D.; BATES, J. F.; HUGGETT, R. A. A review of the properties of some orthodontic base polymers. **J. Dent.**, Greate-Britain, v. 11, n. 4, p. 294-305, Dec 1983.
80. STECK, N. S. Measurements of vertical dimensional of processed dentures. **J. dent. Res.**, Washington, v. 29, n. 5, p. 616-621, Oct. 1950.
81. SWEENEY, W. T.; SCHOONOVER, I. C.; A progress report on denture base material (1935). **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 23, n. 8, p. 1498-1512, Aug., 1936.
82. SWEENEY, W. T. Denture base material: acrylic resins. **J. Am. dent. Ass.** Chicago, v. 26, n. 11, p. 1863-1873, Nov. 1939.
83. SWEENEY, W. T.; PAFFENBARGER, G. C. Tentative american dental association specification nº 12 for denture base material, acrylic resin or mixtures of acrylic and other resins. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 28, n. 4, 325-328, Feb. 1941.

84. SWEENEY, W. T.; PAFFENBARGER, G. C.; BEAL, J. R.; Acrylic resins for dentures. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 29, n. 1, p. 7-13, Jan. 1942.
85. TAKAMATA, T.; SETCO, J. C.; PHILLIPS, R. W.; BOONE, M. E. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polimerization. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 119, n. 2, p. 271-276, Aug 1989.
86. TAMAKI, T. **Dentaduras completas**. 3 e. São Paulo: Sarvier, 1977.
87. TAUBERT, T.; NOWLIN, T. P. Porosity in microwave processed acrylics under varied processing conditions. **J. dent. Res.**, Washington, v. 70, n. special, p. 476, Apr. 1991.
88. TAUBERT, R.; NOWLIN, T. P. Controlling porosity in microwave processed acrylic. **Trends Tech Contemp dent Lab**, Alexandria v. 9, n. 3, p. 45-48, Apr. 1992.
89. TAYLOR, P. B.; Acrylic resins: their manipulation. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 28, n. 3, p. 373-387, Mar. 1941.
90. TRUONG, V. T.; THOMAS, F. G. V. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. **Aust. dent. J.**, St. Leonard, v. 33, n. 3, p. 201-204, Jun 1988.
91. TURCK, M. D.; LANG, B. R.; WILCOX, D. E.; MEIERS, J. C. Direct measurement of dimensional accuracy with three denture processing techniques, **Int. J. Prosthodont.**, St. Louis, v. 5, n. 4, p. 367-372, Jan. 1992.
92. VIEIRA, D. F. Changes in the relative position of the teeth in the construction of denture base. **J. dent. Res.**, Washington, v. 39, n. 4, p. 758- 759, Jul./Aug 1960.
93. WALLACE, P. W.; GRASER, G. N.; MYERS, M. L.; PROSKIN, H. M. Dimensional accuracy of denture bases cured by microwave energy. **J. prosth. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 403-409, Sept. 1991.
94. WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C.; SWEENEY, W. T. Dimensional changes occurring in dentures curing processing. **J. Am. dent. Ass.** Chicago, v. 61, n. 4, p. 413-430, Oct. 1960.
95. WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C.; SWEENEY, W. T. Changes in denture during storage in water and service. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v. 62, n. 6, p. 643-657, June 1961.

96. WOELFEL, J. B.; Processing complete denture. **Dent. Clin. N. Am.**, Philadelphia, v.21, n. 2, p. 329-338, Apr. 1977
97. ZISSIS, A.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Measurement methods used for the determination of dimensional accuracy and stability of denture base materials. **J. Dent.**, Great-Britain, v. 19, n. 6, p. 199-206, Feb. 1991.