

Lilian Perin Dessete

***Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas
polimerizadas por micro-ondas: influência do tempo de prensagem
e armazenagem pós-polimerização***

Trabalho de Conclusão de Curso como parte dos
requisitos para obtenção do Título de Bacharel em
Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba,
Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

Orientadora: Profª. Adj. Maria Cristina Rosifini Alves-Rezende

**Araçatuba – SP
2012**

Dedicatória

Dedicatória

À Deus que sempre tem estado comigo, fortalecendo e orientando. À minha família que com muito amor me apoiou, que tanto acredita em mim.

Agradecimentos

Agradecimentos

À Professora Maria Cristina Rosifini Alves Rezende pela
atenção e disponibilidade.

Aos amigos Larissa e João pelas horas dedicadas para a
realização de nossos trabalhos.

Epígrafe

"...plante seu jardim e decore sua alma, ao invés de esperar que alguém lhe traga flores. E você aprende que realmente pode suportar... que realmente é forte, e que pode ir muito mais longe depois de pensar que não pode mais. E que realmente a vida tem valor e que você tem valor diante da vida!"

William Shakespeare

Resumo

Dessete LP, Alves-Rezende MCR. **Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por micro-ondas: influência do tempo de prensagem e armazenagem pós-polimerização.** 80p. 2012 (Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação). Faculdade de Odontologia, UNESP - Universidade Estadual Paulista, Araçatuba.

As fraturas das resinas acrílicas de bases de próteses totais são problemas comuns no cotidiano do cirurgião-dentista. Estas fraturas se iniciam com a formação de trincas e se propagam por áreas de altas concentrações de estresses. As forças mastigatórias incidem sobre os dentes artificiais refletindo em magnitudes distintas nas áreas das bases, que resultam por sua vez em áreas de maior incidência de forças. A resistência flexural do material polimerizado deve necessariamente estar dentro de valores compatíveis com os padrões estabelecidos nas normas a fim de que se garanta longevidade ao aparelho. Com base nessas considerações, o propósito deste estudo foi verificar a importância do tempo de prensagem e da armazenagem pós-polimerização sobre a resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por energia de micro-ondas Onda Cryl® e Vipi Wave®. Foram confeccionados 60 corpos - de - prova para cada resina acrílica estudada, padronizados conforme a Especificação nº 12 da American Dental Association (65 x 10 x 2,5 mm). O acabamento foi feito em torno mecânico e o polimento com lixas seguindo a sequência: 200, 500, 600, 800 e 1200. Os corpos - de - prova foram divididos em 12 grupos (n=10) distintos: Grupo I – Vipi Wave - Prensagem convencional; Grupo II – Vipi Wave - Prensagem convencional + armazenagem 24 horas água destilada; Grupo III – Vipi Wave - Prensagem convencional + armazenagem água destilada 30 dias; Grupo IV - Vipi Wave - Prensagem 24 horas; Grupo V - Vipi Wave - Prensagem 24 horas + armazenagem 24 horas água destilada; Grupo VI - Vipi Wave - Prensagem 24 horas + armazenagem 30 dias água destilada; Grupo VII – Onda Cryl - Prensagem convencional; Grupo VIII – Onda Cryl - Prensagem convencional + armazenagem 24 horas água destilada; Grupo IX – Onda Cryl - Prensagem convencional + armazenagem água destilada 30 dias; Grupo X – Onda Cryl - Prensagem 24 horas; Grupo XI – Onda Cryl - Prensagem 24 horas + armazenagem 24 horas água destilada; Grupo XII – Onda Cryl - Prensagem 24 horas + armazenagem água destilada 30 dias. Os corpos - de - prova foram submetidos ao teste de ensaio de flexão de três pontos. Os corpos - de - prova foram tensionados continuamente até ocorrer a fratura. Os ensaios de tensão foram realizados em uma máquina Universal de Ensaio (EMICDL3000). Os dados obtidos foram analisados estatisticamente pelo teste de ANOVA ($p < 0,05$) e Tukey (5%). Os resultados mostraram que houve diferença estatística significativa entre os tempos de prensagem e tempos de armazenagem pós - polimerização. Os maiores valores de resistência flexural foram obtidos nos grupos com tempos de prensagem de 24 horas e armazenagem por 30 dias. Não houve diferença estatisticamente significativa quando comparados os materiais.

Unitermos: Prótese total; polimetil metacrilato; polimerização

Abstract

Dessete LP, Alves-Rezende MCR. **Evaluation of flexural strength of microwave-processed acrylic resin : influence of the pressing time and storing post-polymerization.** 80p. 2012 (Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação). Faculdade de Odontologia, UNESP - Universidade Estadual Paulista, Araçatuba.

Fractures of acrylic resins for denture bases are common problems in daily dental surgeon. These fractures are initiated with the formation of cracks and propagate through areas of high concentrations of stress. The masticatory forces focus on artificial teeth reflecting different magnitudes in the areas of the bases, which in turn result in the most affected areas of strength. The flexural strength of the polymerized material must necessarily be within values compatible with the standards established in the rules so that if the device ensures longevity. Based on these considerations, the purpose of this study was to assess the importance of pressing time and storage of post-curing on the flexural strength of acrylic resins polymerized by microwave energy Cryl Wave ® Wave ® and Vipi. 60 bodies were made of the test piece for each acrylic resin studied, standardized according to Spec # 12 of the American Dental Association (65 x 10 x 2.5 mm). The finish was done in lathe and polished with sandpaper following the sequence: 200, 500, 600, 800 end 1200. The body-of-evidence were divided into 12 groups (n = 10) distinguished: Group I - Vipi Wave - Pressing conventional Group II - Vipi Wave - Pressing conventional storage + distilled water 24 hours; Group III - Vipi Wave - Pressing conventional distilled water storage + 30 days; Group IV - Vipi Wave - Pressing 24 hours; Group V - Vipi Wave - Pressing 24 hours + 24 hours storage distilled water; Group VI - Vipi Wave - Pressing storage 30 days 24 hours + distilled water; Group VII - Wave Cryl - Pressing conventional, Group VIII - Wave Cryl - Pressing conventional storage + distilled water 24 hours; Group IX - Wave Cryl - Pressing conventional storage + distilled water 30 days; Group X - Wave Cryl - Pressing 24 hours; Group XI - Wave Cryl - Pressing 24 hours + 24 hours storage distilled water; Group XII - Wave Cryl - Pressing 24 hours + distilled water storage 30 days. The body-of-evidence were tested for bending test of three points. The bodies were proof-of-tensioned continuously until fracture occurs. The stress tests were performed on a Universal Testing Machine (EMICDL3000). Data were statistically analyzed by ANOVA ($p < 0.05$) and Tukey (5%). The results showed statistically significant difference between the times of pressing and storage times post-polymerization. The greatest flexural strength values were obtained in groups with pressing times of 24 hours and storage for 30 days. There was no statistically significant difference when comparing the materials.

Uniterms: Denture, Complete Polymethyl Methacrylate, polymerization

Lista de Tabelas

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Média dos valores de resistência flexural e desvio padrão em função do tempo de prensagem	66
Tabela 2 - Média dos valores de resistência flexural e desvio padrão em função do tempo de armazenagem	66

Lista de Figuras

Lista de Figuras

Figura 1 - Esquema do corpo – de - prova em resina acrílica (dimensões em mm)	61
Figura 2 - Esquema do ensaio de resistência flexural por três pontos	63
Figura 3 - Resinas Acrílicas para polimerização por micro-ondas utilizadas no experimento	63
Figura 4 - Mufra para micro-ondas/Molde obtido para prensagem da resina acrílica/ prensagem do material espécime após desinclusão	64
Figura 5 - Peça reta e ponta de acabamento (Maxicut) para acabamento dos corpos – de - prova/ Corpos – de - prova antes e após o acabamento com Maxicut/ Polimento dos corpos – de - prova em politriz	64
Figura 6 – Ensaio de resistência flexural	64

Sumário

Sumário

1. Introdução	17
2. Revisão da Literatura	20
3. Proposição	58
4. Material e Método	60
5. Resultados e Discussão	65
6. Conclusão	70
7. Referências	72

Introdução

Introdução

Em meados dos anos 30, a resina acrílica (polimetil metacrilato) foi incorporada aos materiais odontológicos, tornando-se a partir de 1940, o material mais utilizado na confecção de bases de próteses, devendo isto à sua característica de translucidez, a qual permite a imitação da aparência natural da gengiva, sendo esta a principal vantagem sobre o material antecessor: a borracha vulcanizada, que, apesar de sua opacidade, apresentava propriedades físicas e mecânicas adequadas (Spencer e Garieff, 1949). Tradicionalmente, a resina acrílica tem sido processada em moldes sob pressão no interior de muflas metálicas imersas em água à temperatura controlada, por um tempo específico, para que ocorra a conversão do monômero em polímero (Takamata, 1989). Entretanto, através desse processo, a resina acrílica apresenta algumas limitações, como alteração dimensional e porosidade. Esses poros podem ser internos e/ou superficiais. Poros internos são considerados como área de concentração de "stress", resultando em uma maior vulnerabilidade à fratura e distorções das bases de prótese, enquanto os superficiais dificultam a limpeza da mesma (Bafle e colabs., 1991; Phillips, 1993), permitindo a colonização de microorganismos e causando, conseqüentemente, estomatite protética (Davenport, 1970). Na tentativa de simplificar a técnica de processamento e de melhorar as propriedades físicas, diferentes formas de processamento foram introduzidas: calor seco, vapor, infravermelho, luz visível e irradiação por microondas (Levin e colabs., 1989; Takamata, 1989). Nishii, em 1968, foi o primeiro a utilizar a energia de microondas com a finalidade de polimerizar a resina acrílica. Esse processo ocorre através do aquecimento dielétrico, no qual a energia é simultaneamente absorvida pela área superficial e interna da resina. Dessa forma, elimina-se o tempo necessário para transferir o calor da água quente para a mufla, para o gesso de revestimento e, por fim para a resina, fazendo com que esse processo seja bastante rápido, fácil e limpo (Levin e colabs., 1989). Em 1985, Reitz e colabs. concluíram que as propriedades

físicas (dureza, resistência transversal e porosidade) da resina polimerizada por microondas não são estatisticamente diferentes das propriedades da resina polimerizada pelo banho de água convencional.

Para Craig (1975) fraturas que ocorrem por queda ou falha de processamento das próteses totais são particularmente influenciadas pelo grau de resistência do material. As fraturas ocorrem ainda por fadiga flexural em razão de ciclos de estresse de baixa magnitude durante a função do aparelho.

Darbar e colabs. (1994) salientaram a dificuldade na solução de problemas como fraturas das resinas acrílicas em bases de próteses totais. Estas fraturas iniciar-se-iam com a formação de trincas e propagar-se-iam por áreas de altas concentrações de estresses. As forças mastigatórias incidindo sobre os dentes artificiais refletiriam em magnitudes distintas nas áreas das bases, que resultariam por sua vez em áreas de maior incidência de forças. Desta forma, observa-se que o fato da resistência flexural do material polimerizado, estar dentro de valores compatíveis com os padrões estabelecidos nas normas é um fator preponderante para promover-se longevidade ao aparelho, desde que evidentemente sejam respeitados aspectos inerentes à confecção das próteses como, adequação no dimensionamento da espessura da base, estabelecimento de equilíbrio da oclusão, fidelidade de adaptação aos tecidos de sustentação, dentre outros.

Com base nessas considerações, o propósito deste estudo foi verificar a importância do tempo de prensagem e da armazenagem pós-polimerização sobre a resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por energia de micro-ondas Onda Cryl® e Vipi Wave®.

Revisão da Literatura

Revisão da Literatura

Em 1939, Sweeney estudou as propriedades da resina acrílica em relação aos outros materiais utilizados na confecção de bases de próteses totais, observando que dentre os materiais plásticos a resina parecia ser o material mais satisfatório para a confecção de próteses totais pois era superior à vulcanite em todas as propriedades mecânicas, bem como na facilidade de processamento, estética e estabilidade de cor. Quando avaliadas as propriedades físicas da resina acrílica (metil-metacrilato) em condições de estocagem por diferentes períodos de tempo, sob técnicas diversas de polimerização e temperatura, Sweeney verificou que a prótese total expandia quando imersa em água e contraía quando exposta ao ar. Após imersão em água por 15 dias, ao ser recolocada sobre o modelo, a base não se adaptou com precisão e verificou-se espaço de 1 a 2 mm entre a base e o modelo na região palatina. Para o autor, as mudanças dimensionais eram reversíveis, isto é, quando uma prótese era alternadamente submetida à umidade e ressecamento, ela retornava à sua dimensão original.

Em 1941 Kern estudou os materiais para base de próteses totais, representados por três grupos: acrílico, vinil acrílico e vulcanite. As bases de prótese total foram feitas sobre um modelo de arco superior desdentado, com abóbada palatina de tamanho e profundidade normais. Três medidas foram efetuadas das distâncias rebordo esquerdo a rebordo direito; e das distâncias entre bordas laterais, com microscópio comparador. Sob condições de umidade e mimetizando a temperatura bucal, todos os materiais mostraram mudanças dimensionais na extensão lateral e profundidade do palato, indicando expansão. Neste estudo, apenas a vulcanite que mostrou contração. Para Kern a alteração dimensional que ocorria após o processamento podia ser influenciada pela liberação de tensões, resultando em distorção, pela ausência de uniformidade no comportamento dos diferentes tipos de materiais.

Taylor, em 1941, publicou um artigo no qual discorreu sobre diversas características da resina ressaltando aspectos quanto à sua manipulação, comparando-a com outros produtos

utilizados na época para a confecção de bases de próteses totais. Em seu estudo relacionou a desadaptação das próteses não apenas como processo de polimerização, mas também com a pressão estabelecida durante a prensagem e o processamento. Igualmente, avaliou a adaptabilidade no bordo posterior de bases confeccionadas com acrílico, fenol formaldeído e borracha, considerou o acrílico tão bom quanto o fenol formaldeído, e embora ambos tenham apresentado menor adaptação que a borracha, esta diferença era clinicamente aceitável. Para Taylor a sorpção de água apresentada por uma resina pode produzir alterações da base da prótese em cerca de 1 % ou mais.

Para Skinner (1949) a resina acrílica o melhor material para a confecção de bases de prótese total pela grande fidelidade em imitar os tecidos moles da boca, facilidade de limpeza e cuidados de higiene, e pela simplicidade no processamento quando comparada as resinas industriais. Entretanto, um completo conhecimento dos princípios químicos e físicos envolvidos foi essencial para se obter bons resultados. Para o autor, a primeira contração pode ser verificada durante o processo de polimerização. A segunda contração, de caráter térmico (pela variação da temperatura), durante o esfriamento da mufla. Skinner chamou a atenção para o fato de que a resina acrílica, ao absorver água, sofria expansão, tendendo a compensar a contração de polimerização, com diferentes taxas nas diversas regiões da base, sendo maior na área posterior. Em seus estudos, quando as próteses foram imersas em água por oito semanas, todas as distâncias aumentaram. No entanto, a alteração não foi uniforme, não apresentando significado clínico.

Em 1949, Spencer e Garieff revisando a literatura comparam as vantagens do uso de plásticos sobre a vulcanite, que segundo os autores eram: 1) facilidade de manipulação e reparo, 2) maior condução térmica, 3) resistência ao crescimento bacteriano, 4) translucidez e estabilidade de cor, 5) menor permeabilidade nos fluidos orais e 6) menor contração de processamento. As vantagens da vulcanite sobre o plástico eram: maior tolerância aos tecidos orais. Os autores concluíram que os plásticos, quando adequadamente processados, tinham vantagens definitivas sobre a vulcanite.

Em 1950 Sweeney e Taylor apresentaram um método para determinar as alterações dimensionais nos produtos à base de gesso usados na Odontologia, comparando-o com métodos anteriores. Segundo os autores, muitos estudos são feitos sobre a expansão térmica, expansão de presa, resistência e outras propriedades do gesso, mas muito pouco se sabe sobre as alterações dimensionais que ocorrem nestes produtos durante o processamento, principalmente pelo fato de a precisão final da restauração ser dependente em grande parte das alterações dimensionais que ocorrem nos materiais de revestimento.

Peyton, em 1950, comparou diferentes métodos de processamento de resinas acrílicas, como calor seco, desenvolvido por duas placas aquecidas eletricamente e aplicadas na mufla sob compressão; luz infravermelha; estufa; indução de calor por gerador eletrônico; vapor d'água; e o tradicional banho de água. Após a prensagem da resina, a mufla foi deixada repousando no mínimo uma hora antes do procedimento de polimerização, para permitir o escoamento da resina no interior do molde e a liberação de tensões internas nos estágios iniciais. Após polimerização e resfriamento das bases de próteses à temperatura ambiente, a dureza e a contração linear foram analisadas e os resultados mostraram valores comparáveis entre os métodos banho de água convencional, luz infravermelha e por indução; embora, dentro de cada técnica houvesse diferença entre os produtos analisados. Segundo o autor, a maior dificuldade nesse processo era o controle da temperatura de polimerização, que para a maioria dos produtos era de 71oC a 75oC, sendo a ideal 74oC.

Em 1951 Skinner estudou as propriedades físicas da resina para base de próteses totais. Para o autor, diversos fatores podiam exercer influência decisiva na ocorrência das alterações dimensionais das bases, como o método de prensagem, o grau de polimerização e o binômio tempo/temperatura do ciclo de polimerização.

Também Mahler, em 1951, estudando próteses totais processadas por técnica de compressão, observou que pode ocorrer 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 suficiente para promover severas distribuições de força na prótese ainda não totalmente polimerizada.

O efeito dos processos de prensagem sobre algumas propriedades da resina acrílica foi estudado por Grunewald e colabs., em 1952. Foram investigadas as seguintes técnicas: 1) Inclusão por injeção; 2) Inclusão por injeção modificada; 3) Inclusão por injeção, usando o equipamento da Luxene; 4) Inclusão por compressão; 5) inclusão por compressão utilizando um soldador de ferro: o calor foi fornecido por um soldador de ferro. A alteração dimensional da base em cada estágio do processamento da prótese total foi verificada pela reprodução de marcas referenciais colocadas no modelo padrão, com microscópio comparador. Os dados mostraram que nenhuma alteração significativa ocorreu como resultado da influência da base de cera e a maior alteração foi verificada quando a base de resina foi removida do modelo. Assim, as causas mais comuns da instabilidade dimensional promovida pelas várias técnicas foram: 1) tensão produzida durante o processamento e posterior liberação em uso; e 2) ganho ou perda de água. Durante o período de esfriamento após a polimerização, a contração normal da base foi restringida em todas as direções pela forma do modelo.

Mahler e Asgarzadeh, em 1953, analisaram a contração volumétrica dos materiais a base de gesso durante a presa. Relataram que quando o hemiidrato de sulfato de cálcio é misturado com a água, se converte em diidrato de sulfato de cálcio e durante a presa do material há verdadeiramente contração da massa. O aumento dimensional destes materiais durante a presa, comumente chamado expansão de presa, deve ser devido à formação de porosidade no interior da massa e a tensão imposta pelo crescimento dos cristais.

Campbell (1956) estudaram o efeito da sorção da água na retenção da base da prótese. Concluíram que existe diferença entre o tipo de resina, injetada ou prensada na sorção de água, mas que esta é significativa, influenciando na retenção através do aumento do seu peso.

Anthony e Peyton, em 1959, estudaram a precisão dimensional das bases de prótese total com um comparador modificado, que analisava o contorno da porção interna da base e da superfície do modelo de gesso, por comparação dos gráficos. Os autores observaram que o contorno das bases superiores era limitado aproximadamente ao terço médio das áreas dos flancos laterais, mas anteriormente incluía toda área do flanco anterior. O afastamento do palato na região do segundo molar era relativamente constante, entre 0,22 a 0,27 mm. Afastamento maior entre 0,55 mm ocorreu ao longo das bordas laterais, diminuindo anteriormente para 0,22 mm na linha mediana. Clinicamente, essas discrepâncias teriam pouco significado. Deslocamentos dos tecidos mucosos de somente 0,25 mm foi requerido nos rebordos lateral e anterior, para permitir adaptação quase completa da prótese superior, e não excederia a tolerância da resiliência da mucosa bucal.

Woelfel e colabs. em 1961, relataram as alterações dimensionais ocorridas nas próteses totais como resultantes das propriedades físicas das resinas e do gesso de inclusão. Por essa razão muito das técnicas de processamento não foram hábeis em produzir bases mais precisas ou satisfatórias que as bases confeccionadas pela técnica convencional. A quantidade de contração linear verificada na distância molar a molar durante o processamento, usualmente menor que 0,3 mm, ocorria antes da entrega da prótese ao paciente. Normalmente, a maior alteração se estabelecia quando a base polimerizada foi removida do modelo de gesso. Em 1960, Mahler e Ady, estudaram o fenômeno da expansão higroscópica de presa do gesso. Os testes conduzidos foram especificamente direcionados para determinar a magnitude da quantidade de água adicionada e sua influência em relação à expansão higroscópica de presa. Os autores concluíram que: A) a expansão de presa está relacionada à tensão superficial do líquido da mistura; B) as forças de tensão superficial, quando introduzidas, inibem a expansão de presa e vice-versa; C) o volume do excesso de água adicionada é igual ao volume final da expansão higroscópica de presa; e D) adicionando líquidos que não seja água, a magnitude da expansão higroscópica de presa não muda.

Woelfel e colabs., em 1960, investigaram a alteração dimensional de 12 materiais utilizados para base de próteses e 4 tipos de próteses totais: superiores espessas e finas; inferiores espessas e finas. Os resultados mostraram que a maior alteração linear na dimensão da secção posterior ocorreu quando a prótese foi removida do modelo de gesso, sendo menor nas superiores e maior nas inferiores. Próteses superiores e inferiores espessas alteraram menos que as finas. Os autores concluíram que todas as próteses totais distorceram.

Em 1961, Mirza estudou a estabilidade dimensional da prótese total de resina acrílica. Trinta e três próteses totais foram construídas com resina termopolimerizável e 31 com resina acrílica ativada quimicamente. Três métodos foram usados para avaliar a correlação clínica dos grupos: 1) medição com microscópio linear; 2) alteração perceptível observada no modelo inicial; e 3) análise da adaptação na boca. O autor concluiu que a prótese confeccionada com resina termopolimerizável mostrou alteração dimensional máxima de contração em uma semana. Depois, a alteração gradualmente se aproximou do valor inicial da contração de polimerização.

Henry e Phillips, em 1961, estudaram a influência do tipo de partícula do gesso na reprodução de detalhes. Foram utilizadas quatro marcas de gesso tipo II, sem aceleradores ou retardadores, espatulados a vácuo e vertidos no interior do molde sob vibração. Segundo os autores, embora nenhum dos produtos ensaiados tenha reproduzido por completo os detalhes do molde, a reprodutibilidade foi aumentada quando o tamanho da partícula do gesso foi reduzido. Entretanto, existem outros fatores, além do tamanho da partícula do gesso, que podem influenciar na reprodução de detalhes dos moldes.

Em 1962 Woelfel e seus colaboradores analisaram as alterações dimensionais de próteses espessas e finas, superiores e inferiores, feitas com oito tipos de resinas acrílicas, um poliestireno, um copolímero de vinilacrílico, uma resina epóxi e uma borracha dura, que foram: a) armazenadas em água a 23oC durante 12 a 35 meses; b) secas três semanas em um dessecador; c) colocadas em água por três semanas; e, d) aquecidas em água por 30 minutos de 50 a 100oC em intervalos de 10 graus. Concluíram que os ciclos de umidificação, secagem e

reumidificação, feitos nos acrílicos e outras resinas, não causaram qualquer distorção permanente significativa. Menos distorção ocorreu em bases espessas do que nas finas depois de aquecidas até 100°C. As próteses mais espessas não distorceram muito quando secas e reumidificadas.

Paffenbarger e cols., em 1962, estudaram as alterações dimensionais ocorridas na prótese total. Pinos de aço inoxidável foram colocados nas próteses para que as distâncias molar a molar e entre bordas palatinas posteriores fossem medidas com microscópio comparador, antes e após o processamento e durante os subseqüentes tratamentos. Os autores concluíram que as próteses mais espessas apresentaram menor contração de processamento e menor alteração dimensional durante o uso, pela sorção de água, nas condições seca ao ar e aquecida em água. A resina acrílica processada pela técnica convencional produziu próteses mais estáveis dimensionalmente do que as produzidas por resinas especiais.

Em 1962, Anthony e Peyton estudaram a adaptação de próteses totais confeccionadas com: resina termopolimerizável convencional; resina autopolimerizável; vulcanite; porcelana; liga de cromo-cobalto; resina epóxica; polimetil metacrilato em forma de gel; acrílicos de polivinil e poliestireno, processados pela técnica de injeção do molde e por compressão. Com o auxílio de um dispositivo pantográfico comparador, mediam o espaço entre as bases e os modelos padrão. Cada material foi manipulado de acordo com as instruções dos fabricantes, e as próteses armazenadas em água à temperatura ambiente durante 24 horas e 8 meses. Os autores verificaram a adaptação das próteses através de medições pantográficas, compensando as medidas entre o contorno das próteses e aqueles do molde de impressão, em 9 pontos. Os autores concluíram que as próteses com melhor adaptação foram aquelas confeccionadas com resinas quimicamente polimerizáveis. As resinas termicamente ativadas foram consideradas aceitáveis, apesar da contração observada. As próteses processadas através de injeção do molde mostraram maior contração em relação aos demais materiais, devido à alta temperatura de polimerização. O maior desajuste foi observado na região palatina posterior devido,

principalmente, à contração lateral da borda da base. Verificaram ainda que, quando as mesmas foram armazenadas em água por 8 meses, ocorreu aumento em sua adaptabilidade.

Em 1963, Peyton e Anthony relataram a evolução do processamento de próteses por diferentes técnicas. Utilizaram as recomendações dos fabricantes para o processamento dos diferentes tipos de materiais, sendo sete resinas acrílicas termopolimerizáveis e três por injeção, abrangendo os tipos acrílica, estireno e vinil-acrílica. Após armazenagem em água à temperatura ambiente por 24 horas, as medidas foram efetuadas em nove posições para cada secção transversal. A prótese total mais exata foi confeccionada com resina quimicamente polimerizável, mesmo quando estocada em água por um período longo. A termo-polimerizada foi considerada boa, e a de injeção foi similar às outras. Concluíram também que a evolução dos métodos de processamento não promoveu resultados de adaptação bem definidos, por causa do envolvimento de muitos outros fatores. COMBE e SMITH, em 1964, investigaram algumas propriedades dos gessos entre elas: consistência, tempo de presa e expansão, velocidade de hidratação, resistência transversal e à compressão, dureza e características das partículas. Relataram que a maioria dos gessos utilizados são derivados do sulfato de cálcio hemiidratado, com alguns pigmentos inertes e sais como o sulfato ou tartarato de potássio e o citrato de sódio, utilizados para reduzir a expansão e controlar o tempo de presa. Segundo os autores, dependendo do processo de obtenção do hemiidrato, há a formação de alfa e beta hemiidrato. As partículas alfa são menores e mais regulares que as beta hemiidrato, necessitando menor proporção água/pó e conseqüentemente apresentando menor porosidade, maior resistência e dureza. Comentaram ainda que é necessário cuidadoso proporcionamento, espatulação mecânica, vibração e secagem do modelo para se obter ótimos resultados.

Woelfel e colabs., em 1963, realizaram uma avaliação clínica, num período de 3 a 6 anos, de 63 próteses totais confeccionadas com 11 tipos de materiais. Consideraram que a espessura da base era especialmente importante na alteração dimensional, porque governava a rigidez do material, limitando o grau de contração da prótese total. Portanto, se a prótese era fina numa área crítica transversal, como na região anterior inferior, a maioria das tensões

ocorridas na prótese durante o processamento seria liberada quando a prótese fosse removida do modelo. A liberação de tensão causava contração e se manifestava primeiramente na secção posterior da prótese por causa da sua forma, sendo que o aumento na espessura da base resultava na diminuição da distorção.

Krusner e Michman, em 1967, analisaram as alterações dimensionais iniciais do gesso Paris durante a presa e o efeito de uma restrição na contração inicial. Segundo os autores, a expansão normal de presa dos produtos à base de gesso é sempre precedida de contração inicial. Esta, por sua vez, parece depender da composição e manipulação do gesso, podendo ser modificada pela temperatura e umidade. Dois métodos para determinar a alteração dimensional linear foram usados: uma modificação do método horizontal e o banho de mercúrio. Os autores concluíram que, as diferentes restrições alteram linearmente a magnitude da contração inicial, mas não alteram o tempo em que a contração alcança seu pico, ou seja, tempo em que a expansão de presa começa. Também observaram que a perda do brilho, presa inicial de Vicat e a contração inicial ocorrem ao mesmo tempo. Segundo os autores, o tempo em que a contração inicial alcança seu pico pode ser usado como ponto de referência para medir a expansão normal de presa do gesso.

Nishii em 1968 relatou pela primeira vez o método de polimerização por microondas, chamado método de aquecimento dielétrico, onde o calor era imediata e uniformemente transferido tanto para a superfície como para as partes internas da resina acrílica. O forno de microondas gerava ondas eletromagnéticas, que eram transferidas para a câmara de polimerização em ondulações e então irradiada. O autor utilizou amostras de resina acrílica convencional, medindo 65,0 X 13,0 X 9,0 mm, polimerizadas com tempos de irradiação de 9, 10, 11 e 12 minutos, e verificou as seguintes propriedades físicas: 1) Sorção de água; 2) Dureza Brinell; 3) Resistência à tração; 4) Resistência transversa e Deflexão transversa; 5) Repetição da deflexão transversa com o método de Kato - 1968; 7) Resistência à retenção de dentes artificiais, com a aplicação de carga com velocidade de 13 Kg por minuto até a fratura; 8) Adaptação das bases das próteses com a interposição de material elástico entre a base e o

modelo. A adaptação foi verificada com microscópio comparador em nove pontos diferentes localizados na borda posterior da região palatina. Os resultados mostraram que a adaptação da base polimerizada por processamento de microondas (11 minutos) foi igual às processadas por técnicas comuns. As amostras úmidas, irradiadas por 10 minutos, mostraram melhor adaptação. Uma polimerização livre de porosidade pode ser obtida com muflas perfuradas, diminuindo a energia de alta frequência. De acordo com os resultados, a porção central do palato mostrou a maior desadaptação.

Lautenschlager e Corbin em 1969 investigaram a expansão do gesso pedra variando a proporção água/pó em 0,25, 0,30, 0,40, 0,50 e 0,60. Utilizaram os métodos de difração do RX e medida da densidade aparente para avaliar como a porosidade, o excesso de água e a deformação dos cristais podem influenciar no processo de presa do gesso. Segundo os autores, após a mistura do sulfato de cálcio hemiídrido e água, cristais de diídrido começam se formar. Em virtude do crescimento em tamanho e número dos cristais, há colisão entre eles. Eles não deformam um ao outro, mas desviam criando um grande espaço em volume, causando expansão. Como a espessura da mistura está aumentada, há mais cristais de diídrido se formando, portanto causando mais colisão e mais expansão. Em virtude do “movimento” dos cristais é criado um grande número de poros. Como a expansão aumenta, o número de poros também aumenta. Por isso, no início do processo de presa do gesso, enquanto o excesso de água ainda está presente, misturas espessas são mais porosas que misturas finas. Entretanto, mais tarde no processo de presa, após a expansão estar completa, o excesso de água evapora da estrutura criando porosidade adicional, o que explica o fato de misturas mais finas apresentarem mais porosidade que misturas espessas.

Em 1970 Pickett e Appleby compararam a adaptação de próteses totais processadas por seis temperaturas diferentes, sobre modelos de gesso com demarcações na crista do rebordo. Metade das bases foram construídas pela técnica convencional e o restante pela técnica utilizando placas de copolímero de estireno. A inclusão na mufla e a prensagem da resina foram iguais para ambos os grupos e a polimerização foi efetuada à temperatura ambiente por quarenta

e cinco minutos, seguida por banho de água a 60°C por uma hora. Após processamento, as muflas foram esfriadas à temperatura ambiente, a porção posterior foi desgastada até expor a base e o relacionamento entre base e modelo na linha mediana foi medido e fotografado. Os autores concluíram que as áreas de contato da base com o modelo variaram com o nível de adaptação, sendo a pior na região posterior. Aquelas que apresentavam espaço mínimo entre base e modelo exibiam maiores áreas de contacto. Todas as bases se adaptaram nas áreas das bordas, em vários pontos da periferia e na área do palato anterior.

Abreu e cols. em 1971 se propuseram a estudar algumas propriedades do gesso pedra, em função da experiência do operador e da relação pó/líquido utilizando duas técnicas na obtenção da proporção pó/líquido (denominada pelos autores de correta e incorreta), e dois grupos de operadores (qualificados em experimentados e não experimentados), os autores observaram a influência dessas variáveis nas propriedades de consistência, resistência à compressão e à tração de dois gessos pedra nacionais do tipo III. A mistura de água e gesso, foi aglutinada durante 30 segundos, manipulada manualmente por 60 segundos e vazada, sob vibração, nos moldes. Segundo os autores, teoricamente, a quantidade mínima de água necessária para converter o hemidrato de sulfato de cálcio em diidrato é de 18,62% em peso. Todavia na prática, uma mistura com 20% de água resulta em um produto com características que impossibilitam o seu uso, principalmente aquelas relacionadas com sua consistência e fluidez. Água em excesso é sempre adicionada para possibilitar uma mistura suficientemente fluida, e a quantidade necessária varia de acordo com o tipo de gesso empregado. Por outro lado, a quantidade de água utilizada na mistura dos gessos constitui-se no mais importante fator na determinação da resistência final do produto. Portanto, é de importância fundamental a necessidade de conciliar duas propriedades importantes do gesso sob certo ponto antagônicas em sua maneira de serem conseguidas: resistência mecânica elevada e fluidez suficiente para que a mistura gesso/água possa reproduzir os detalhes de uma superfície sobre a qual é vertida. Assim, o operador deve estar ciente que ao ganhar em resistência perderá em fluidez da mistura e vice-versa.

De acordo com Carvalho (1972) outros fatores influenciam na eficiência mastigatória, mas a adaptação da base joga papel fundamental. Carvalho (1972) estudou as principais alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais, entre elas: contração de polimerização, porosidade, absorção e perda de água e distorção. Concluiu que a maneira mais correta de se proceder no sentido de minimizar estas alterações era colocar a resina na mufla na fase plástica, o mais homogênea possível para evitar a presença de poros por contração localizada. Depois de condensada, colocar em prensa com molas porque a resina ao ser polimerizada sofre uma expansão inicial, antes de contrair, que, se não for aliviada, poderia deformar a matriz de gesso ou, então, abrigar tensões que levariam a distorções após a sua remoção da mufla e separação do modelo de gesso; era preferível um pequeno aumento da dimensão vertical do que distorções grandes e incorrigíveis; antes da polimerização, esperar por 2 a 3 horas para que houvesse melhor difusão do monômero no polímero; a polimerização devia ser feita em dois estágios: 9 horas, a 65oC ou 70oC no mínimo por 2 horas, e, 100oC durante 30 min, para evitar porosidade; o esfriamento do conjunto mufla e prensa devia ser lento a partir da ebulição até a temperatura ambiente. Após a remoção do modelo, a prótese total deveria permanecer em água para evitar contração.

Jorgensen em 1973 observou a influência da adição de aceleradores e retardadores, proporção água/pó, tempo de mistura, temperatura e introdução de pós quimicamente inativos na expansão de presa dos gessos e, se há relação entre expansão de presa e forma dos cristais de gesso formados e crescidos dentro dessas condições. Os resultados deste estudo mostraram que a adição de modificadores tem efeito sobre a formação de núcleos de cristalização afetando desta forma a expansão de presa. O tempo de mistura não tem influência na quantidade de expansão de presa quando o gesso é espatulado por até 90 segundos. Além deste período, a expansão é proporcional ao tempo de mistura. A proporção água/pó revelou considerável influência sobre a expansão de presa do gesso, reforçando a necessidade de seu correto proporcionamento, pois, quanto mais pó para uma determinada quantidade de água, maior a expansão. A influência da temperatura sobre a expansão de presa do gesso não foi marcante.

Segundo os autores, a análise estatística demonstrou que não há relação entre expansão de presa e forma dos cristais de gesso. A expansão foi correlacionada com o número de cristais por unidade de volume do gesso. A alteração dimensional das bases de prótese total resultante dos processamentos foi verificada por Becker e colabs.(1977). Nove modelos foram usados para cada processamento estudado (inclusão silicone-gesso; sistema resina fluida; e inclusão em gesso), com sete orifícios confeccionados nas regiões correspondentes à papila anterior; crista do rebordo alveolar posterior; região da borda lateral posterior; e linha mediana do palato. As medidas dessas dimensões foram efetuadas: 1) antes do processamento; 2) após demuflagem; e 3) após acabamento e polimento. Os resultados indicaram que nenhuma das técnicas de processamento utilizadas mostrou superioridade sobre a outra, todas produzindo próteses totais clinicamente satisfatórias.

Gay e King em 1979 conduziram um experimento com o objetivo de determinar a possibilidade de processamento da resina acrílica através de calor seco. Amostras retangulares de resina com diferentes espessuras foram processadas à temperatura de 100oC por 10 minutos, 75oC por 15 minutos, 70oC por 20 minutos e 60oC por 30 minutos através de calor desenvolvido por duas placas aquecidas sob pressão e foram comparadas com amostras processadas pelo ciclo rápido (30, 45 e 60 minutos a 100oC) e longo de polimerização (9 horas a 75oC). Segundo os autores, bases de resina com espessura entre 0,5 e 3 mm podem ser polimerizadas através de placas aquecidas sob pressão nas temperaturas entre 60 W por 30 minutos a 100 W por 10 minutos. Espessura de resina acrílica superior a 3 mm não pode ser processada em ciclos curtos e/ou alta temperatura. Desta maneira, os autores concluíram que um ciclo de polimerização de 9 horas a 75 W evitaria possíveis porosidades internas em bases de resina espessas.

Barco e colabs. em 1979 estudaram o efeito do reembasamento na adaptação e estabilidade das próteses totais superiores com e sem dentes, confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável convencional. Após polimerização, as bases foram removidas dos modelos e armazenadas em água por 28 dias. A adaptação das bases foi verificada por meio do peso do

material de impressão interposto entre a base da prótese e o modelo, sob carga de 10 kg. Em seguida, as bases foram reembasadas com resina ativada quimicamente, sob compressão de 100 kg durante vinte minutos. A adaptação da prótese reembasada foi verificada pela mesma técnica empregada nas bases antes do reembasamento.

Os resultados mostraram diferença significativa na quantidade de material retido, indicando variação na adaptação entre as bases com e sem dentes. Aproximadamente 45% a menos de material de impressão foram retidos pelas bases sem dentes quando comparados com as bases com dentes. Os autores concluíram que era possível reduzir o tamanho do selamento palatal posterior no reembasamento sem prejudicar a estabilidade da prótese. Em 1984 Lechner e Lautenschlager estudaram as alterações de processamento ocorridas nas bases de próteses totais superiores com 2 mm de espessura. Nos modelos foram incorporadas retenções simétricas nas regiões das tuberosidades. Radiografias foram feitas para observar o contorno da prótese total e a localização dos parafusos de precisão. As próteses foram processadas em água à temperatura de 74°C por dezesseis horas. Outras próteses foram fabricadas em dois estágios: a base foi processada e depois os dentes foram colocados por meio de ciclo de polimerização adicional. Os resultados indicaram que a contração não foi afetada pela espessura da base, presença ou ausência de retenções e dos ciclos de polimerização. Na região palatina, as alterações de contorno não correspondiam ao promovido por afastamento por tração da base, e observações desse efeito pareciam indicar empenamento da prótese total na região lateral da tuberosidade, que a impedia de se adaptar perfeitamente ao modelo na região posterior.

Garber e colabs. em 1985 analisaram a consistência, viscosidade, tempo de presa, expansão de presa, reprodução de detalhes, resistência à compressão e abrasão de cinco marcas comerciais de gessos de alta resistência quando manipulados a mão ou a vácuo. Segundo os autores, a seleção de um gesso deve ser baseada em suas propriedades físicas e mecânicas listadas pelo fabricante, sendo que as condições de manipulação podem afetar essas propriedades.

Aumentando a espatulação há um aumento da expansão como resultado do entrelaçamento dos cristais de gesso durante seu crescimento, tornando a solução supersaturada. Embora espatulação a vácuo seja mais efetiva, os resultados deste estudo mostraram que espatulação a vácuo diminuiu a expansão de presa para todos os gessos testados. A contração volumétrica foi maior para gessos espatulados a vácuo que manualmente. Consistência e resistência à abrasão foram aumentadas e, viscosidade, tempo de presa e expansão de presa foram diminuídas pela espatulação a vácuo. Todos os gessos testados foram capazes de reproduzir detalhes em ambas as técnicas de espatulação. A técnica de espatulação teve pouco efeito sobre a resistência à compressão.

Wolfaardt e colabs. em 1986, analisaram a influência de vários fatores nas mudanças dimensionais da resina acrílica de polimetil metacrilato. Concluíram que as mudanças dimensionais variam de acordo com a localização, espessura da base e ciclo de polimerização. Secções espessas que foram expostas a um ciclo longo de polimerização mostraram contração com tendência a diminuir completamente na periferia. É possível que a expansão térmica inicial da resina acrílica seja inadequada para compensar a subsequente contração térmica e de polimerização, resultando em contração geral. Quando expostas a um ciclo rápido de polimerização mostraram expansão na periferia e subsequente contração com tendência a aumentar na zona central. Este comportamento pode ser resultado da rápida transferência de calor para a periferia, produzindo excessiva expansão térmica da resina acrílica. Secções finas processadas pelo ciclo longo mostraram contração central com tendência a reduzir na periferia, onde ocorreu expansão.

Quando expostas a um ciclo curto as bases apresentaram expansão com tendência a aumentar na periferia. Segundo os autores, as mudanças dimensionais são muito complexas e requerem maiores investigações. Hayden em 1986 comparou o método de microondas para a cura de resinas com os métodos convencionais de banho de água, em bases submetidas a esforços até a fratura. As resinas usadas foram Lucitone Caracterizada (com copolímeros de metil-metacrilato); Lucitone e Lux-it (com fibras curtas para estética). As bases de prova com 2

mm de espessura sem dentes foram processadas da seguinte maneira: banho de água longo (72oC por nove horas) e curto (72oC por uma hora e trinta minutos); microondas: a 700 W por quatro minutos (dois minutos de cada lado) e 90 W por 13 minutos (seis minutos e meio de cada lado). As amostras foram polidas levemente, numeradas e imersas em água a 42oC por 72 horas. Os resultados mostraram uma diferença significativa entre as amostras curadas em banho de água curto e por microondas. Houve também uma diferença estatística entre a resina Lucitone e Lux-it. Segundo o autor a menor resistência das amostras curadas em microondas ocorreu devido a polimerização rápida e conseqüentemente formação de cadeias curtas de polímeros de baixo peso molecular.

O desenvolvimento de um tipo de gesso específico para polimerização em microondas foi o objetivo de um trabalho realizado por Kimura e cols. (1987). Nesta pesquisa, os autores também avaliaram a relação entre o novo material desenvolvido e a adaptação de bases de resina polimerizadas por meio de energia de microondas. Para este trabalho, foi utilizado gesso pedra reforçado com alumínio (200-600 mesh), ferro (250 mesh), carvão vegetal, e fibra de carbono (1-5 mm), a uma proporção de água de 0,24 por peso. A temperatura do gesso e do revestimento, foi verificada por pares termelétricos, em intervalos de 30 segundos.

A resina utilizada foi da marca Acron GC, e a proporção polímero/monômero foi de 2,6/0,1 em peso. A polimerização foi realizada em forno de microondas por 3 minutos a 500 W. As medidas das bases sobre o modelo mestre foi realizada em 05 regiões distintas. Como resultado, os autores verificaram que o pó de alumínio de 300 mesh foi o material de reforço mais eficiente para o gesso utilizado em polimerização por energia de microondas, mas se a quantidade deste pó superasse 10% em peso, ocorreria interferência no aquecimento. Quanto à adaptação, as bases polimerizadas durante 150 segundos e revestidas com o gesso adicionado de 20 e 30% em peso de pó de alumínio, foi respectivamente 20 e 50% melhor quando comparado aos materiais convencionais.

Polyzois e cols. em 1987 investigaram as mudanças de estabilidade dimensional de resinas termopolimerizáveis para fervura rápida, com resina convencional e de alto-impacto,

reforçada com borracha acrílica. Os materiais foram processados conforme as instruções dos fabricantes e os resultados indicaram que todas resinas mostraram contração linear das bases de próteses, e as alterações das distâncias entre os dentes mostraram ser menor do que 1%. De flanco a flanco e de molar a molar, as alterações foram menores que 0,5 mm e 0,2 mm respectivamente. Próteses superiores completas processadas em água quente apresentaram menor distorção na área média do palato em relação à convencional. Embora as alterações lineares tenham sido insignificantes entre as amostras, os estudos tendem para uma correlação de estabilidade dimensional.

Chen e colabs. em 1988 avaliaram o efeito da espessura e do ciclo de polimerização na estabilidade dimensional de bases de próteses totais superiores confeccionadas em resina acrílica. Utilizaram as resinas Lucitone e Hirco e nas espessuras 1, 5, 3 e 5 mm adotando dois ciclos de polimerização (9 horas a 74°C e 1 hora a 74°C mais 30 minutos a 100°C). Após o processamento, as bases de prótese total foram colocadas nos respectivos modelos onde então se avaliou a contração molar a molar e a alteração dimensional na região palatina posterior, com um microscópio comparador, com precisão de 0,001 mm. Os autores concluíram que não houve diferença significativa na quantidade de contração que se manifestava na prótese processada pelos ciclos estudados. Na região posterior foi observada uma discrepância entre a base e o modelo na escala de 0,23 mm a 0,50 mm, com as bases mais espessas exibindo fendas mais largas. Nas próteses mais finas, a contração foi maior na dimensão molar a molar. Mudanças lineares de molar a molar podiam ser corrigidas clinicamente por meio de ajustes oclusais; entretanto, a região palatina posterior era uma área crítica em relação a retenção e uma grande discrepância nessa área dificilmente podia ser corrigida após o processamento.

Em 1989, Takamata em revisão de literatura sobre a precisão dimensional das resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos convencional, químico, energia de microondas e luz visível verificaram que os diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravavam os problemas de contração ocorridos no processo de polimerização. Os autores concluíram que a tensão introduzida durante o processamento das resinas termopolimerizáveis

pode levar a uma distorção das bases. A ativação química, por luz visível e energia de microondas têm sido apresentadas como métodos alternativos para minimizar as alterações dimensionais das bases de prótese total, assim como simplificar o trabalho laboratorial.

Jackson e colabs. em 1989 verificaram a alteração dimensional de bases de prótese total polimerizadas pela técnica de injeção do molde e pelo banho de água aquecida, antes e após o polimento. Um comparador dental foi utilizado para realizar a mensuração de seis pontos referenciais localizados na região central do palato, nove na região próxima à tuberosidade e nove na região “pos-dam”, simultaneamente, na base e no modelo mestre. Baseados nas mensurações do comparador, os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa na alteração dimensional das bases de resina acrílica processadas pelos dois métodos e houve alguma alteração como resultado do polimento, porém a direção das mudanças foi imprevisível.

Também em 1989 Takamata investigou se a adaptação de próteses totais superiores poderia ser influenciada pelo modo de ativação do processo de polimerização. Compararam as resinas pelo método de polimerização: 1) ativação química sob pressão de 5,5 unidades atmosféricas; 2) método convencional de banho de água aquecido a 70oC por 30 minutos e 100oC por mais trinta minutos, ou ainda por imersão das amostras em água fervente por 30 minutos; 3) por luz visível aplicada no lado externo durante 02 minutos e no lado interno por 6 minutos e 4) por energia de microondas por 3 minutos a 500 W. Investigaram esta adaptação de 3 formas: através de pesos do material de moldagem colocado entre a base da prótese e o modelo padrão; através de mensurações com microscópio de lâminas do espaço entre as bases polimerizadas e o modelo mestre, no bordo posterior; e 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. Verificou-se que todos os grupos mostraram alteração dimensional, porém as resinas acrílicas que apresentaram melhor adaptação foram as resinas ativadas quimicamente pela técnica de resina fluida e aquelas polimerizadas com energia de microondas.

De acordo com os autores, diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravavam a contração da resina por causa de tensões internas acumuladas na prótese total. A combinação de contração de polimerização, contração térmica, liberação de tensões após separação prótese-modelo diminuía a adaptação da prótese aos tecidos de suporte.

Tecendo comentários sobre a relação água/pó dos gessos utilizados em odontologia, Craig (1975) afirmou que a principal diferença entre o gesso comum, o gesso pedra e o gesso especial era a superfície e a forma dos cristais de sulfato de cálcio hemiidratado. A diferença na superfície física e natureza dos cristais entre os três tipos de gesso tornavam possível obter a mesma consistência com menos excesso de água. Em comparação, o gesso pedra requeria aproximadamente 30 mL de água e o gesso especial 19 a 24 mL. Essa diferença na quantidade água/pó produzia efeitos na dureza e na resistência à abrasão. O autor afirmou que os três tipos de gesso possuem a mesma fórmula química e quando misturados à água apresentavam a mesma reação química. As diferenças estavam primariamente nas propriedades físicas.

Latta e colabs., em 1990 testaram a estabilidade dimensional de quatro resinas para base de prótese total, entre elas: Hy-Pro Lucitone, PERform, SR Ivocap e Acellar 20. Utilizaram um sistema tridimensional de mensuração baseado em radiografias. Um pedaço de chumbo foi incorporado no modelo de gesso e na base da prótese, em locais pré-estabelecidos. Radiografias oclusal, frontal e lateral, com a mesma angulação, foram realizadas em quatro intervalos de tempo: antes do processamento, após o processamento, imediatamente após remoção do modelo e trinta dias depois. Estudos prévios constatarem que a contração linear de processamento da resina pode variar de 0,2 a 0,5%. Quando analisadas tridimensionalmente, as alterações ficaram em torno de 0,2 a 8,1% na dimensão frontal, 0,2 a 9% na lateral e 1% na oclusal. Também se constatou diferença significativa nas mudanças posicionais do metal entre as resinas estudadas.

Polyzois em 1990 estudou adaptação das bases de prótese total ancoradas sobre o modelo de gesso. As ancoragens foram realizadas por meio de uma franja colocada na extremidade palatina posterior ou através de orifícios confeccionados no modelo de gesso, próximos ao local correspondente à linha mediana na região palatina posterior. As próteses

totais foram confeccionadas pela técnica de rotina, usando resina acrílica polimerizada pelo ciclo em banho de água a 74°C por oito horas. O conjunto modelo de gesso-base de resina acrílica foi seccionado transversalmente na região dos segundos molares e sagitalmente através da linha mediana. As distâncias entre base e modelo foram medidas com microscópio com ocular micrométrica, em sete posições na secção transversal e quatro posições na secção mediana. Os valores médios foram considerados como a quantidade de discrepância em cada posição de medida. O autor concluiu que ambas bases ancoradas mostraram resultados superiores em adaptação quando comparados com o método convencional. O maior desajuste foi observado nas secções transversa e mediana da região posterior da base.

A energia de microondas foi utilizada por Alkhatib et al. (1990), para polimerização de dois tipos de resina acrílica específicos para esse método de polimerização e uma resina termopolimerizável convencional. Esses autores variaram os ciclos de polimerização em forno de microondas e avaliaram a resistência à flexão, a dureza e a porosidade e não observaram diferenças estatísticas, quanto à resistência à flexão das resinas acrílicas polimerizadas pela energia de microondas, pelo método convencional, em banho de água quente.

O relaxamento da tensão residual resultante da polimerização da resina acrílica foi estudado por Straten (1991). As bases foram construídas sobre modelos representando uma maxila desdentada, e processadas em banho de água à temperatura de 70°C por nove horas. Após processamento, as muflas foram esfriadas à temperatura ambiente por trinta minutos e submersas em água à temperatura de 20°C por quinze minutos. As alterações dimensionais foram avaliadas num sistema de imagem holográfica onde as franjas de interferência na imagem foram relacionadas ao tipo e magnitude da deformação, aos ângulos de incidência e observação, e ao comprimento de onda da luz laser. O padrão da franja da base da prótese parecia estar simetricamente relacionada com a forma do objeto. O autor concluiu que a alteração dimensional global dependia da forma e da espessura do objeto e não resultava do processo de endurecimento, onde a deformação dependia parcialmente da espessura e não da

homogeneidade do material. Quantidades excessivas de franjas ao longo da borda da base mostraram que maiores alterações dimensionais ocorreram nessa área.

A adaptação das bases de resina acrílica submetidas aos processos de polimerização por energia de microondas e pela técnica convencional de banho de água aquecida foi comparada por Al-Hanbali e colabs.(1991). Bases de prótese foram confeccionadas utilizando resina convencional polimerizada pelos seguintes métodos: 1) banho de água durante 7 horas a 70oC, seguido de 3 horas a 100oC; 2) banho de água fervendo durante 10 minutos; 3) irradiação com microondas em forno durante 25 minutos a 65 W. Após a polimerização, as amostras foram esfriadas á temperatura ambiente e mantidas em meio úmido por 24 horas. A seguir as bases foram reposicionadas sobre o modelo metálico com a interposição de uma camada de silicone de adição. Após a separação, foi vazado gesso na base com silicone, e a espessura do material de impressão foi medida em 7 pontos diferentes na porção posterior do palato, através de um microscópio comparador.

Para o segundo ciclo de polimerização, uma camada de cera modeladora foi aplicada nos bordos das bases, e estas foram incluídas e processadas de acordo com os mesmos métodos já descritos, exceto para o ciclo longo de banho de água que amostras permaneceram 12 horas a 65oC, para garantir que a temperatura da água fosse mantida abaixo da temperatura de transição vítrea da resina. Novamente a adaptação foi medida pela espessura da camada de silicone. Os resultados indicaram que todas as bases de resina distorceram após o 1o e 2o ciclos de cura, sendo que a polimerização por microondas apresentou maior distorção do que a curada em banho de água pelo ciclo curto, especialmente na região central do palato. Sanders e colabs. (1991) avaliaram a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de microondas e pelo método tradicional do banho de água. Através de um modelo maxilar desdentado padrão feito em alumínio foram obtidas 60 réplicas, sobre as quais foram confeccionadas bases de prótese de espessura idêntica. Estas foram polimerizadas com 3 resinas, sendo 2 convencionais e uma própria para microondas. Os métodos de polimerização foram: a) banho de água convencional a 74oC por 09 horas; b) irradiação por microondas a 90 W por 6 e ½ minutos de

cada lado. As porções posteriores das bases foram recortadas até a região de primeiros molares e depois armazenadas em água durante 24 horas. A seguir as bases foram posicionadas sobre o modelo metálico e o conjunto colocado sob carga de 9,0 kg em direção vertical. O espaço existente entre a base e o mestre foi verificado em cinco regiões diferentes. Os resultados mostraram que as regiões correspondentes à crista do rebordo e a palatina sofreram menor e maior desadaptação, respectivamente. No entanto não houve diferença significativa entre os métodos de processamento quanto ao teste de adaptação a que foram submetidas a bases de próteses. Os autores concluíram que as bases de resina processadas em forno de microondas foram tão bem adaptadas quanto àquelas polimerizadas pelo método convencional.

Smith e Powers (1992) compararam a adaptação relativa de resinas para próteses totais polimerizadas pelo calor, luz, e energia de microondas. Os modelos de gesso de um arco desdentado superior foram modificados para não apresentar nenhuma retenção. As bases de cera foram confeccionadas com espessura de 2 a 2,5 mm. A adaptação na região de molar/molar foi avaliada em 3 tempos: após processamento, após polimento e após armazenagem em água destilada a 37°C por 42 dias. O desajuste foi avaliado por cinco operadores por meio de escala que considerava a melhor e a pior adaptação relativa, na região molar/molar. Os autores concluíram que a adaptação relativa da base foi resultante da interação dos fatores contração de polimerização, liberação da tensão residual após remoção da base do modelo, e sorção da água. O efeito da contração de polimerização sobre a adaptação da base no modelo de gesso não foi evidente imediatamente após o processamento, mas antes da remoção da base do modelo. Quando a base processada pela técnica de compressão foi removida do modelo, a tensão residual foi liberada e a distorção manifestada resultou na pior adaptação. Após armazenagem em água, a base aumentou em dimensão pela sorção de água, compensando parcialmente contração de polimerização e resultando na melhor adaptação da base.

Smith, Powers e Ladd (1992) realizaram um estudo comparando as propriedades físico-mecânicas de resinas acrílicas, polimerizadas em banho de água, energia de microondas e luz visível. As novas resinas resultaram mais duras e menos flexíveis, mas tiveram menor

resistência ao impacto do que as resinas modificadas com borracha (Lucitone 199). As resinas polimerizadas por luz (Triad) apresentaram menor flexibilidade.

Phillips (1993) considerou que, além de outros fatores, a adaptação da prótese total aos tecidos de suporte era muito importante, visto que a força máxima de mordida exercida pelo paciente desdentado era de apenas 1/6 da exercida por pessoa com dentição natural. Ele relatou que nenhuma resina disponível à época no mercado preenchia todos os requisitos, pois as condições bucais eram muito rigorosas. Assim, somente os materiais quimicamente estáveis e inertes podiam suportar tais condições sem apresentar deteriorização. O monômero era geralmente o metacrilato de metila puro, com pequena quantidade de hidroquinona (0,006%), a qual agia como um inibidor de polimerização durante a armazenagem. O polímero consistia de pó em forma de pequenas partículas esféricas. Um iniciador (peróxido de benzoíla) era sempre adicionado ao polímero. Quando a temperatura da massa aumentava acima de 60°C, as moléculas de peróxido de benzoíla se decompunham, formando radicais livres, que reagiam com a molécula do monômero, formando um novo radical livre e se unindo a outra molécula do monômero. Esta reação em cadeia propagava até a ocorrência do término, sendo a temperatura o fator determinante da velocidade de polimerização. Um ciclo de polimerização geralmente aceito era aquele no qual a base era processada por 9 horas a 74°C sem ebulição final. Segundo o autor existem métodos alternativos para a ativação da reação de polimerização, como o método de ativação por luz visível, quimicamente ativadas e energia de microondas, sendo este último, um método mais limpo e rápido que a polimerização em água quente. Bases de prótese total processadas por microondas apresentam propriedades físicas comparáveis e adaptação semelhante ou superior às processadas pelos métodos convencionais.

Sykora e Sutow (1993) verificaram a influência da técnica de polimerização, forma do platô e sorção de água na adaptação da região posterior palatina de próteses totais. Utilizaram neste estudo a resina acrílica termopolimerizável Lucitone 199 e o Sistema SR-Ivocap. A distância entre a superfície interna da prótese e o modelo foi avaliada em microscópio em treze pontos referenciais ao longo da borda posterior palatina após a polimerização, após acabamento

e polimento e após imersão em água. Os resultados foram submetidos à análise estatística, demonstrando que o sistema SR Ivocap, quando comparado à prensagem convencional, mostrou menores alterações dimensionais, e estas foram influenciadas pela forma do palato e imersão em água. Aparentemente a sorção de água e a liberação de stress residual produzidos durante a polimerização da resina acrílica são fatores determinantes nas alterações dimensionais entre as duas técnicas. Segundo os autores, a adaptação da base de prótese total é crítica para sua adequada retenção. As alterações dimensionais que ocorrem no processamento da resina acrílica termopolimerizável são devidas à polimerização e contração térmica. Minimizar estas alterações é particularmente importante para manter o selamento e adaptação da região posterior palatina, favorecendo a retenção da prótese total.

Ilbay et al. (1994) polimerizaram resinas acrílicas termopolimerizáveis convencionais, em diferentes ciclos, pela energia de microondas, e avaliaram dureza, resistência à flexão, sorção de água e solubilidade. Utilizaram vários ciclos de polimerização, combinando tempos e potências diferentes. Segundo os autores, a resina termopolimerizável convencional pode também ser utilizada para polimerização em microondas, sem prejuízo das suas propriedades.

A alteração dimensional ocorrida na região posterior da prótese total superior foi verificada por Corrêa (1994) (Parte I). As próteses foram construídas em modelos de gesso com orifícios ao lado da região correspondente às foveolas palatinas, a partir de bases confeccionadas com uma ou duas lâminas de cera rosa no 7. As próteses foram polimerizadas após espera de quarenta horas na prensa em três ciclos de banho d'água diferentes. Após a demuflagem, a adaptação da prótese total superior foi avaliada visualmente. Os resultados mostraram que as bases de dupla espessura apresentaram menor alteração dimensional do que a de menor espessura, em relação à região do palato. O autor concluiu que a melhor adaptação foi obtida com as próteses confeccionadas com base de duas lâminas de cera.

A alteração de temperatura em diferentes posições da base foi determinada em várias condições de processamento por Yeung e cols. (1995). As bases da prótese total foram confeccionadas com PVC macio, com espessura ajustada para 2,5 mm. Pares termoeletrônicos

foram colocados na papila incisiva, tuberosidades e na borda palatina posterior mediana. Pontos referenciais no plano de cera foram colocados na região correspondente à papila incisal e tuberosidades. Após inclusão em muflas metálicas, a resina foi polimerizada e as muflas deixadas por 36 horas em banho de água para permitir esfriamento até atingir à temperatura ambiente. As distâncias entre os pontos referenciais foram medidas com microscópio comparador e a alteração dimensional linear calculada. Os resultados não mostraram diferença de temperatura entre regiões da prótese total. A alteração dimensional linear foi de contração quando esfriada rapidamente. A variação promovida pela diferença de temperatura foi mínima e não mostrou diferença em nenhuma parte da base ou do plano de cera. Os autores concluíram que a contração da base da prótese ocorrida durante o processamento foi menor que 1%.

Rizzatti-Barbosa e colabs. (1995) avaliaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptação de próteses totais. Este experimento envolveu o uso de duas resinas: uma convencional de ligação cruzada (Lucitone 550) e outra desenvolvida para microondas (Acron-MC). A partir de um modelo fundido de liga de cobre e alumínio simulando uma maxila edentada foram confeccionados 12 próteses totais para cada grupo experimental, num total de 60 amostras. Os resultados obtidos mostraram que: 1) as próteses confeccionadas com Lucitone 550 processadas em microondas a 500 W por 3 minutos foram as que apresentaram melhor adaptação; 2) as amostras confeccionadas com Lucitone 550 polimerizadas em banho de água foram as que apresentam pior adaptação; 3) todas as próteses apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem em água; 4) as amostras que apresentaram melhor adaptação após o período de armazenagem foram as de Lucitone 550 polimerizadas por energia de microondas 500 W por 3 minutos; e 5) as amostras que apresentaram pior adaptação após o período de sorção de água foram as resinas Acron-MC polimerizadas por energia de microondas a 500 W por 3 minutos. Os autores consideraram que mais experimentos deveriam ser realizados nesta linha, no sentido de elucidar algumas variáveis pertinentes ao processamento de próteses totais.

Em 1996, a influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de próteses totais de resina acrílica foi estudada por Kimpara e Muench. As próteses totais foram confeccionadas em modelos simulando maxila desdentada, sobre os quais foram construídas bases de cera de 2 mm de espessura. Nos dentes foram colocados pinos de fio ortodôntico, como pontos referenciais para as medidas, feitas com perfilômetro. O ciclo de polimerização empregado foi elevação da temperatura em 30 minutos até 65°C, mantidas por sessenta minutos, seguida de ebulição em trinta minutos, com permanência por sessenta minutos. Os autores concluíram que a contração de polimerização foi recuperada pela expansão que ocorria em decorrência da absorção de água. A polimerização feita imediatamente ou 24 horas após a prensagem da resina não influenciou na magnitude da contração. Proporcionalmente, a contração entre bordas opostas foi maior que ao longo delas.

Sykora e Sutow (1996) avaliaram a adaptação de próteses totais superiores polimerizadas sobre modelos de gesso de alta expansão, na tentativa de compensar as alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica decorrentes da polimerização e contração térmica. Para este estudo foram confeccionados quinze modelos em gesso pedra tipo III e quinze modelos em gesso de alta expansão. A resina acrílica utilizada foi a Lucitone 199, por um ciclo de 9 horas a 73°C. Após polimerização, acabamento e polimento, as próteses foram armazenadas em água a 23°C por um dia e uma semana e recolocadas em seus respectivos modelos. A adaptação entre a superfície interna da prótese e o modelo de gesso, na região posterior palatina, foi avaliada em microscópio na linha média e a 5 e 10 cm de cada lado da linha média. Os resultados foram submetidos à análise estatística e comparados, revelando que próteses totais processadas em modelos de gesso de alta expansão (0,59%) apresentaram menor desadaptação na região posterior, cerca de 50% a menos, quando comparadas com próteses polimerizadas sobre modelos de gesso pedra tipo III (0,12% de expansão). Segundo os autores, a expansão do gesso compensa a contração de polimerização que ocorre como resultado da contração térmica da resina acrílica.

Arima e colabs. (1996) acrescentaram agentes de ligação ao monômero de uma resina autopolimerizável para base de dentadura e investigaram os efeitos na sorção de água e solubilidade. Os agentes diminuíram a sorção de água e houve tendência a diminuir a solubilidade com o aumento da concentração.

Sadamori e colabs. (1997) avaliaram a influência da espessura na alteração dimensional linear, no empenamento e na absorção de água das resinas para base de prótese seguindo dois métodos de processamento. Foram confeccionados corpos de prova nas dimensões de 65x10 mm e espessuras variando em 1, 3 e 5 mm e polimerizados: a) resina termopolimerizável convencional (banho de água 90 minutos a 70o C mais 30 minutos a 100o C); b) resina para microondas Acron-MC (500 W por 3 minutos). A alteração dimensional, o empenamento e a sorção de água foram avaliadas nos períodos de 1, 7, 30 e 90 dias. Os autores constataram que: a) as alterações lineares, o empenamento e o ganho de água pela base de resina são influenciados pelo método de processamento e pela espessura da resina; b) a alteração linear dimensional em base fina após a demuflagem pode ser menor, mas a deformação pode ser maior em relação a uma base espessa, e que uma base mais espessa requer maior tempo para voltar a ter estabilidade dimensional em relação a uma base mais fina; c) o ganho de água pela base polimerizada através de energia de microondas foi maior em relação a polimerizada por banho de água convencional; e d) as bases mais espessas apresentavam maiores alterações dimensionais após removidas da mufla, e requeriam maior período de tempo para se tomarem estáveis dimensionalmente. As bases mais finas empenavam mais facilmente depois de removidas da mufla, mas requeriam menor tempo para voltar à estabilidade.

Gomes e colabs.(1998) verificaram as alterações dimensionais em prótese total sob influência de nova técnica de processamento. As próteses foram construídas colocando no plano de cera quatro peças piramidais de base triangular com encaixe tipo macho, paralelas entre si. Nessas peças foram encaixadas os componentes tipo fêmea. Após prensagem da resina, as muflas foram colocadas entre as placas Getom e polimerizadas após quinze horas de espera, no ciclo de 60oC por três horas, seguido de mais nove horas a 70oC. A alteração dimensional da

base de resina foi verificada através das distâncias entre as peças piramidais nos sentidos lateral e antero-posterior. Os autores supondo que o controle das alterações dimensionais da resina acrílica foi devido à placa Getom de polimerização, ao tempo de espera de quinze horas e ao ciclo de polimerização em baixa temperatura, concluíram que não houve alteração dimensional na base de resina acrílica.

Kawara e colabs. (1998) investigaram o comportamento da contração das resinas acrílicas termopolimerizáveis para base de próteses totais. As amostras foram confeccionadas com a resina Urban (Shofu) e polimerizadas por um dos ciclos investigados: convencional (90 minutos a 70oC, aumentando para 100oC em 60 minutos e mantendo esta temperatura por mais 30 minutos) e longo à baixa temperatura (70oC por 24 horas). O esfriamento das muflas foi em bancada, por 4 horas, até chegarem à temperatura ambiente. Após polimerização as amostras foram armazenadas em água a 37oC por 7 dias. Os resultados deste estudo demonstram que a contração da resina termopolimerizável foi principalmente contração térmica pós-polimerização e, segundo os autores, o ciclo longo à baixa temperatura é vantajoso por reduzir a contração térmica.

Também Komiyama e Kawara (1998) estudaram o relaxamento da tensão residual em resina acrílica para base de prótese total. Copos-de-prova em forma de halteres foram confeccionados com resina acrílica termo-polimerizada. Durante a prensagem da resina foram colocados no interior da massa par termoeletrico de cobre-constantan e resistências elétricas. Após o processamento, as muflas foram esfriadas em temperatura ambiente. Os copos-de-prova foram removidos da mufla nos períodos imediato; quatro horas; um dia; três, cinco e dez dias do inicio do esfriamento em temperatura ambiente. Os resultados mostraram que quando a mufla foi retirada da polimerizadora e resfriada à temperatura ambiente, a tensão de contração aumentou em cada direção concomitante com o declínio da temperatura. Quando os copos-de-prova foram removidos da mufla após quatro horas de esfriamento, a contração foi pequena. Imediatamente após a imersão em água a 37oC a temperatura aumentou rapidamente e o corpo-de-prova expandiu em cada direção como resultado da elevação da temperatura. O

comportamento da contração no lado esquerdo e no centro na direção do comprimento diferiu durante o período de esfriamento do início até a temperatura ambiente. A alteração dimensional na demuflagem foi à recuperação elástica da tensão residual durante o esfriamento, confirmando o fato que reduzindo a tensão residual, a base da prótese podia ser confeccionada com menor deformação. Assim, a tensão causada pela contração térmica foi relaxada pela reorientação molecular das cadeias do polímero, mesmo que a temperatura fosse menor que aquela necessária para a transição vítrea. A reorientação molecular das cadeias do polímero ocorria mais facilmente após o esfriamento da mufla. Entretanto, se ocorria alguma condição adicional facilitando o relaxamento, isto poderia possibilitar a redução da deformação da base durante a demuflagem. Os autores concluíram que a tensão residual interna foi relaxada no molde de gesso após esfriamento e a alteração dimensional na demuflagem foi reduzida. Portanto, a remoção da base de prótese, após mantê-la no molde por um dia ou mais, seria efetivo na diminuição da deformação ocorrida na prótese.

Descrevendo sobre as propriedades da resina acrílica, Anusavice em 1998 relatou que a contração linear exercia efeito significativo na adaptação da base da prótese total. Quanto maior for a contração linear, maior será a discrepância observada na adaptação. Baseada na contração volumétrica projetada em 7%, a resina pode exibir contração linear de 2% ou até menos que 1%. Um ciclo de polimerização de 8 horas ou mais a 74oC sem ebulição ou então um ciclo de 2 horas a 74oC e mais 1 hora a 100oC tem mostrado resultado satisfatório. Durante os estágios iniciais do esfriamento da mufla, a resina permanece amolecida e a pressão mantida pela mufla causa contração em velocidade similar ao do gesso circundante. A medida que o esfriamento prossegue, a resina amolecida atinge a temperatura de transição vítrea, passando do estado amolecido para o de rigidez vítrea, contraindo-se numa velocidade diferente do gesso; portanto, contração de natureza térmica. A fricção entre a parede do gesso e a resina amolecida pode inibir a contração de polimerização, estabelecendo tensão tracional por contração térmica quando a resina torna-se rígida. A liberação dessas tensões internas promove alterações dimensionais. A ativação química também podia ser usada para induzir a polimerização da

resina. Geralmente, o grau de polimerização alcançado pelas quimicamente ativadas não se completava como as termoativadas, indicando que havia uma grande quantidade de monômero não reagido na resina de ativação química.

Monteiro Neto e colabs. (1999) realizaram trabalho sobre a influência do método de polimerização na resistência transversal de resinas acrílicas. Foram empregados três tipos de resinas, conduzidas a seis tipos de polimerização. Os corpos-de-prova formados eram armazenados em água destilada, a 37°C, por cinquenta horas. Os testes foram realizados em máquina de ensaios, com velocidade de avanço de 5mm/min., até a ruptura do espécime. Os autores concluíram que as medidas de resistência transversal da resina acrílica ativada termicamente foram semelhantes, quer a ativação fosse térmica, quer fosse por microondas ou por luz, e foram semelhantes às da resina acrílica ativada quimicamente.

Wong em 1999 observou as alterações dimensionais e a sorção de água de próteses totais polimerizadas por calor seco e úmido em diferentes tempos de resfriamento. Para este trabalho utilizaram uma matriz de silicone representando uma arcada superior desdentada normal para reproduzir vinte e quatro modelos em gesso pedra. Sobre cada modelo foi confeccionada a base em cera com espessura de 2,5 mm e, sobre esta, colocou-se os dentes artificiais de resina. Foram feitas três marcas de referência no modelo: uma na região de papila incisiva e duas na região de tuberosidade direita e esquerda, sendo designados A, B e C, respectivamente. Antes do processamento mediu-se as distâncias AB (papila/tuberosidade) e BC (intertuberosidades) em um microscópio. Oito amostras foram polimerizadas pelo calor seco em um forno por 6,5 horas a 72o C e 2,5 horas a 100oC e ali permaneceram por 12 horas até o resfriamento à temperatura ambiente. Oito amostras foram polimerizadas pelo calor úmido em termopolimerizadora por 6,5 horas a 72oC e 1,5 horas a 100oC e resfriamento lento dentro do banho de água por 36 horas. Oito amostras foram polimerizadas pelo calor úmido em termopolimerizadora por 6,5 horas a 72 W e 1,5 horas a 100 W e resfriamento rápido em bancada por 12 horas. As marcas de referência foram incorporadas na resina acrílica (Trevalon) durante a polimerização. Após cuidadosa demuflagem, as distâncias AB e BC foram novamente

medidas. As próteses foram então limpas e acabadas e pesadas em uma balança eletrônica. A seguir as próteses foram embebidas em solução de água destilada a 37 ± 1 W. Foram removidas da solução e repesadas, o que indicou o grau de saturação de água. Após as próteses chegarem à temperatura ambiente, as distâncias AB e BC foram remedidas. Finalmente as próteses foram levadas a um dessecador a 37 ± 1 W, onde foram pesadas novamente. Assim que as próteses alcançaram a temperatura ambiente, as distâncias AB e BC foram então remedidas. Os resultados foram submetidos à análise estatística. A alteração dimensional linear entre as distâncias AB e BC após polimerização e saturação em água demonstrou que todas as amostras sofreram contração, indicando que as próteses estavam menores que os modelos nas dimensões avaliadas. Segundo os autores, embora tenha havido pequena diferença na contração das próteses polimerizadas pelo calor seco e úmido com diferentes velocidades de resfriamento, a dimensão final não revelou diferença significativa na saturação em água. Isto significa que, em relação à alteração dimensional, não há um método superior de processamento de próteses pelo calor, e a escolha deve ser baseada na preferência do profissional e no custo.

Almeida e colabs. em 1999 verificaram as alterações de adaptação das bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica termopolimerizável (Clássico), em 3 ciclos de polimerização: convencional, por calor seco e por energia de microondas. A alteração dimensional das bases foi avaliada através de cortes das amostras e avaliado o espaço formado entre a base e o modelo de gesso em microscópio métrico linear. O autor concluiu que, embora todas as técnicas avaliadas tenham produzido distorções, não foram observadas diferenças significativas entre os grupos estudados.

Padovan e colabs, em 1999 avaliaram a influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação de bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica de rápida polimerização (QC-20). As bases foram construídas a partir de um modelo mestre metálico simulando uma maxila edêntula com espessura de 1,5 mm. Foram divididas em 3 grupos, que receberam os seguintes tratamentos: grupo 1, polimerizadas em banho de água aquecida a 74 W por 9 horas; grupo 2, polimerizadas em água a 100 W durante 20 minutos; e grupo 3, polimerizadas por

energia de microondas a 500 W durante 3. Os conjuntos modelo-base, após terem sido polimerizados, foram removidos das muflas e seccionados transversalmente nas posições anterior, média e posterior, onde em cada secção foram marcados 7 pontos referenciais para a leitura da desadaptação em microscópio comparador linear. A resina acrílica QC-20 quando polimerizada pelos ciclos de 9 horas e de 20 minutos apresentou estatisticamente melhor adaptação quando comparadas ao ciclo por microondas. A maior média de desadaptação ocorreu na linha média da região posterior, quando a base foi polimerizada pelo ciclo de microondas.

Arioli-Filho e colabs. em 1999 verificaram o grau de adaptação ocorrido na base de resina acrílica polimerizada termicamente, sob a influência da forma do palato (triangular, oval e plano). As bases de acetato com espessura de 1,5 mm foram construídas sobre os modelos de gesso representando arcadas desdentadas do maxilar, de acordo com a forma anatômica. Sobre as bases de acetato foram montados os dentes artificiais de acordo com a técnica de rotina e o conjunto incluído em mufla metálica. Após prensagem e polimerização da resina acrílica, as próteses totais foram removidas e acabadas. O conjunto modelo-prótese total foi seccionado nas regiões correspondentes a distal do canino, fossa central do primeiro molar e região palatina posterior. Os desajustes entre modelo de gesso e base da prótese total foram determinados com microscópio comparador com precisão de 0,001 mm. Os autores concluíram que a forma do palato interferiu no ajuste da base da prótese total. A maior média de desajuste foi apresentada pelo palato triangular e a menor pelo plano. O maior desajuste para todas as formas geométricas foi observado na região palatina posterior.

Rizzatti-Barbosa em 1999 investigou o grau de alterações na adaptação ao modelo, do bordo posterior de bases de prótese totais superiores polimerizadas por energia de microondas, em 7 posições pré-estabelecidas, em função de três tratamentos: método de processamento; polimento; e sorção de água. O grau de adaptação da região posterior da base foi avaliado em microscópio comparador em sete posições ao longo da borda posterior. A autora concluiu que

todas as bases apresentaram desadaptação em todos os pontos, estando as maiores na linha palatina mediana e na crista dos rebordos alveolares.

Consani e colabs. em 2000 verificaram a influência de operadores na adaptação das bases de prótese total superior. As bases com 2,0 mm de espessura foram construídas com resina acrílica termopolimerizável Clássico, no ciclo de água aquecida a 74oC por 9 horas, por 3 diferentes operadores. As bases das próteses foram fixadas ao modelo de gesso com adesivo instantâneo e o conjunto seccionado transversalmente nas regiões de distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e região posterior. As alterações dimensionais foram avaliadas em 5 pontos referenciais, com microscópio comparador. Os autores concluíram que houve influência dos operadores nas leituras de adaptação das bases de prótese total e o padrão de distorção verificado na região palatina posterior da base foi confirmada pelos 3 operadores.

Consani em 2000 verificou a adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas com resina acrílica termicamente ativada Clássico, sob a influência das variáveis pós-prensagem e polimerização. Foram confeccionados 40 modelos em gesso pedra, divididos aleatoriamente para receber os seguintes processamentos: 1) prensagem da resina e polimerização imediata em banho de água aquecida a 74oC por nove horas; 2) prensagem da resina e polimerização após seis horas, em banho de água aquecida a 74oC por nove horas; 3) prensagem da resina acrílica, utilização do dispositivo RS de contenção e polimerização imediata em banho de água aquecida a 74oC por nove horas; 4) prensagem da resina acrílica, utilização do dispositivo RS de contenção e polimerização após seis horas, em banho de água aquecida a 74oC por nove horas. As bases de resina foram fixadas nos modelos com adesivo instantâneo. Foram efetuados três cortes transversais, correspondentes à distal dos caninos, mesial dos primeiros molares e região palatina posterior. O desajuste foi verificado com microscópio comparador em cinco pontos referenciais para cada corte. O autor concluiu que o nível de desadaptação foi significativamente menor quando se utilizava o dispositivo RS. Os melhores níveis de adaptação foram verificados no corte anterior, seguido pelos cortes médio e posterior.

Em 2001 Almeida pesquisou os efeitos da combinação de gessos de inclusão na adaptação das bases de prótese total superior, confeccionadas de acordo com os seguintes ciclos: convencional, calor seco e energia de microondas. Foram utilizados modelos em gesso pedra confeccionados a partir de um molde de borracha e sobre eles foram confeccionadas bases em cera. A discrepância de adaptação entre base e modelo de foi analisada com microscópio comparador. Os resultados mostraram que as combinações tipo II x IV e tipo III x IV não apresentaram valores com diferença estatística significativa e que a combinação tipo II x III apresentou o maior desajuste.

Padovan, em 2001, estudou a influência do tempo pós-prensagem (imediato, 12 horas e 24 horas) na adaptação de bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica de rápida polimerização QC-20 em banho de água e energia de microondas. Foram confeccionadas bases em cera com 1,5 mm de espessura sobre os modelos de gesso feitos a partir de um modelo mestre metálico. Após o processamento das bases de resina acrílica, o conjunto basemodelo foi seccionado em três regiões látero-laterais. A leitura da desadaptação foi realizada com auxílio do microscópio comparador em 7 regiões estabelecidas para cada corte transversal. Os autores concluíram não houve interferência dos tempos pós-prensagem nos níveis de desajuste das bases de prótese total. O maior desajuste foi obtido no corte C (posterior) independente dos fatores tempo de espera e ciclos de polimerização.

No mesmo ano, Hayacibara comparou a precisão de dois métodos utilizados na determinação do desajuste das bases de prótese total, confeccionadas com resina acrílica. Os métodos estudados foram: 1) interposição de silicone por condensação entre a base e o modelo e a aferição com paquímetro digital modificado e 2) após a fixação do modelo com adesivo, três cortes transversais efetuados e mensurações realizadas em microscópio comparador linear. Foram confeccionadas bases em cera sobre os modelos, incluídas e a resina polimerizada em banho de água a 74°C por 9 horas. Em cada conjunto modelo-base foram demarcadas 3 linhas transversais e em cada linha foram determinados 5 pontos para serem mensurados. Os

resultados mostraram que o método da medição linear foi mais preciso que o método da interposição de silicone.

Ainda em 2001, Borges avaliou o efeito do tempo pós-prensagem (30 minutos, 12 e 24 horas) sobre a rugosidade, dureza superficial e porosidade da resina acrílica QC-20 polimerizada em banho de água a 74°C por 9 horas, água fervente por 20 minutos e por energia de microondas a 500 W por 3 minutos. Os corpos de prova foram confeccionados a partir de matrizes circulares com 30 mm diâmetro por 5 mm de altura e submetidos aos testes de rugosidade, microdureza e imersão em tinta nanquim por 8 horas. Os resultados mostraram que não houve diferença para as variáveis rugosidade e porosidade. Para a dureza superficial houve diferença significativa entre o método convencional e os outros dois métodos, mostrando que o método convencional apresentou menor dureza em relação aos demais.

Consani e cols. em 2002 (parte 1), verificaram a alteração dimensional da base de prótese total em função dos tipos comerciais da resina acrílica (Vipcril, Clássico e Meliodent Multicryl). Quinze bases foram incluídos em muflas metálicas pela técnica de rotina. As bases foram polimerizadas em água aquecida de acordo com as recomendações dos fabricantes. A discrepância de adaptação entre base de resina e modelo de gesso foi analisada com microscópio comparador. Os resultados mostraram diferença estatística significativa entre os produtos comerciais, sendo a melhor adaptação encontrada nas bases confeccionadas com a resina acrílica Clássico.

Ainda no mesmo ano Consani e cols. (parte 2) observaram a influência do tempo pós-prensagem (imediato, 12 horas e 24 horas) e o estágio da resina (fibrilar, plástico e borrachóide) na alteração dimensional de base de prótese total. A resina acrílica foi processada em mufla metálica e submetida ao ciclo de polimerização em água a 74°C por 9 horas. Os resultados mostraram que a fase plástica da resina apresentou os menores valores de alteração dimensional em todos os tempos pós-prensagem. O tempo de pós-prensagem de 12 horas apresentou a menor média de alteração seguido do tempo 24 horas e imediato, havendo diferença estatística significativa entre eles.

Pavarina e colabs.(2003) estudaram a influência da desinfecção por imersão nas resinas acrílicas Lucitone 550 e QC 20 (10 minutos /duas vezes ao dia) e encontraram os menores resultados nos espécimes de QC20.

Lai e colabs. (2004) observaram diferenças significativas na resistência flexural de resinas acrílicas quando comparados os diferentes métodos de polimerização: convencional e micro-ondas.

Paes-Júnior (2005) estudou as resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural e à quantidade de monômero residual superficial e concluiu relação direta entre a baixa resistência flexural e os altos índices de monômero residual.

Consani e colabs.(2006) estudaram a alteração dimensional de resinas acrílicas submetidas a diferentes métodos de resfriamento para demuflagem e observaram que o resfriamento na polimerizadora seguido pelo descanso em bancada apresentou os menores valores.

Maekawa e colabs. (2006) estudaram o efeito da saliva artificial na resistência flexural de uma marca comercial de resina (Clássico®) para bases de próteses após estocagem em saliva artificial. E observaram que não houve diferença estatística significante entre o grupo controle e o grupo imerso em saliva artificial, não havendo diferença também para o tempo de estocagem de um, sete, quinze e trinta dias.

Seo e colabs. (2007) avaliaram o efeito dos tratamento pós-polimerização (banho de água e irradiação por micro-ondas) na resistência flexural de resinas acrílicas e observaram maiores valores de resistência flexural nos espécimes submetidos à irradiação por micro-ondas.

Dogan e colabs. (2008) estudaram o efeito de fibras estéticas de reforço na resistência flexural das resinas para base de próteses e observaram maiores valores nos espécimes reforçados.

Yamamoto e colabs. (2009) avaliaram a resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas pelo método convencional e micro-ondas (Clássico, Onda Cryl, Vipi e Vipi

Wave) e observaram que a resina Clássico apresentou os valores mais altos de resistência à flexão.

Almeida e colabs. (2010) estudaram o efeito dos métodos de resfriamento na resistência à flexão de resina acrílica termicamente ativada (Lucitone 550®) e concluíram que este fator não produz diferenças estatisticamente significativas.

Oliveira-Júnior (2011) avaliaram a resistência à flexão de resina acrílica incorporada à polímero antimicrobiano e concluíram pelos fatores adversos sobre esta propriedade frente à agregação do componente.

Choi e colabs.(2012) avaliaram o efeito da espessura e da presença de dentes na resistência flexural das resinas para base de próteses e observaram os menores valores na presença de dentes e nos espécimes com menor espessura.

Proposição

Proposição

O propósito deste trabalho é avaliar a influência do tempo de prensagem e da armazenagem pós-polimerização sobre a resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por microondas Onda Ceryl® e Vipi Wave® .

Material e Método

Material e Método

A especificação nº 12 da American Dental Association (A.D.A)²⁰ determina que para a realização de testes de resistência à flexão por três pontos em resinas acrílicas os corpos-de-prova devem ter as seguintes dimensões: 65 mm de comprimento, 10mm de largura e 2,5 mm de espessura (Figura 1).

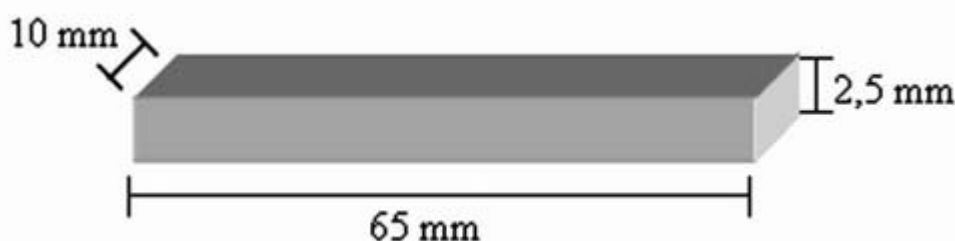


Figura 1 - Esquema do corpo-de-prova em resina acrílica com as dimensões em milímetros

Para a obtenção dos corpos-de-prova foram construídas matrizes em silicone por condensação (Zetalabor, Zhermack – Itália): 67 mm X 12,60 mm X 3,00 mm. Estas medidas foram propositalmente maiores que as exigidas pela A.D.A, a fim de permitir um adequado acabamento e polimento por meio de lixas, sem comprometer os valores finais de dimensionamento dos corpos-de-prova, os quais foram avaliados por meio de um paquímetro digital (Mitutoyo[®], Japão). As matrizes foram incluídas em gesso-pedra tipo III (Rio[®], Gesso Rio, Bussioli - ME) espatulado manualmente e vazado no interior de mufla. Na sequência aguardou-se 30 minutos para a presa do gesso, obtendo-se, dessa forma, o molde para a confecção dos corpos-de-prova de resina acrílica com as mesmas dimensões das matrizes. Após a presa do gesso do molde obtido foi aplicada fina camada de isolante para resina acrílica Cel-Lac[®] (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). As resinas acrílicas utilizadas foram: Vipi Wave[®] (Vipi, Pirassununga, SP, Brasil) e Onda Cryl (Clássico, Brasil) assim agrupadas (n=10):

Grupo I – Vipi Wave - Prensagem convencional

Grupo II – Vipi Wave - Prensagem convencional + armazenagem 24 horas água destilada

Grupo III – Vipi Wave - Prensagem convencional + armazenagem água destilada 30 dias

Grupo IV - Vipi Wave - Prensagem 24 horas

Grupo V - Vipi Wave - Prensagem 24 horas + armazenagem 24 horas água destilada

Grupo VI - Vipi Wave - Prensagem 24 horas + armazenagem 30 dias água destilada

Grupo VII – Onda Cryl - Prensagem convencional

Grupo VIII – Onda Cryl - Prensagem convencional + armazenagem 24 horas água destilada

Grupo IX – Onda Cryl - Prensagem convencional + armazenagem água destilada 30 dias

Grupo X – Onda Cryl - Prensagem 24 horas

Grupo XI – Onda Cryl - Prensagem 24 horas + armazenagem 24 horas água destilada

Grupo XII – Onda Cryl - Prensagem 24 horas + armazenagem água destilada 30 dias

A proporção pó/líquido de resina acrílica foi realizada de acordo com as recomendações dos respectivos fabricantes. Para o procedimento de prensagem estabeleceu-se o seguinte critério: a resina acrílica foi manipulada em pote de vidro com tampa e, após atingir a fase plástica foi acomodada na mufla nos espaços deixados pela matriz, com ligeiro excesso para escoamento uniforme durante o processo de prensagem. Na sequência, a mufla foi fechada e posicionada em prensa hidráulica para que a prensagem ocorresse de forma lenta e gradual, até se estabelecer pressão de 1000 KgF. Após a prensagem hidráulica, nos Grupos I, II e III procedeu-se à transferência da mufla para a prensa de rosca e posterior polimerização em micro-ondas seguindo o ciclo recomendado pelo fabricante de cada produto. Nos grupos IV, V e VI aguardou-se 24 horas para essa transferência. Os corpos-de-prova (60 para cada resina acrílica) estudada foram desincluídos após o resfriamento da mufla e submetidos ao acabamento com ponta especial (maxicut) polimento em lixadeira sob refrigeração com água (Struers DPU-10[®], Panambra, São Paulo, SP, Brasil) com lixas de carborundum (Norton[®], Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil) de diferentes granulações (200, 500, 600, 800 e 1200). Na sequência foram submetidos ao armazenamento ou não em água destilada de acordo com o grupo a que pertenciam.

➤ Ensaio de resistência flexural por três pontos

O ensaio de resistência flexural por três pontos foi realizado em máquina universal de ensaios (Emic DL 3000®, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com célula de carga de 200 N. Os corpos-de-prova foram dispostos horizontalmente em contato com as hastes paralelas entre si de um suporte metálico e, em seguida, a máquina foi acionada com velocidade de 0,5 mm/min (Figura 2). A porção móvel da máquina incidiu sua força perpendicularmente na região central dos corpos-de-prova até ocorrer a fratura. A resistência flexural (MPa) foi calculada pela fórmula $\sigma = 3 Fl/2bh^2$, sendo σ a resistência flexural (MPa), F a carga máxima exercida sobre o corpo-de-prova (N), l a distância em milímetros entre os suportes (50 mm) e h a espessura do corpo-de-prova (2,5 mm).

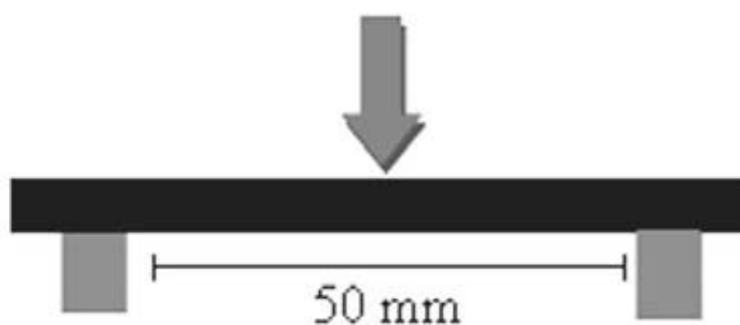


Figura 2 - Esquema do ensaio de resistência flexural por três pontos mostrando o corpo-de-prova centralizado (em preto), em contato com as hastes paralelas entre si de um suporte metálico e aplicação da força por meio de uma célula de carga de 200 N (seta)



Figura 3 – Resinas Acrílicas para polimerização por micro-ondas utilizadas no experimento

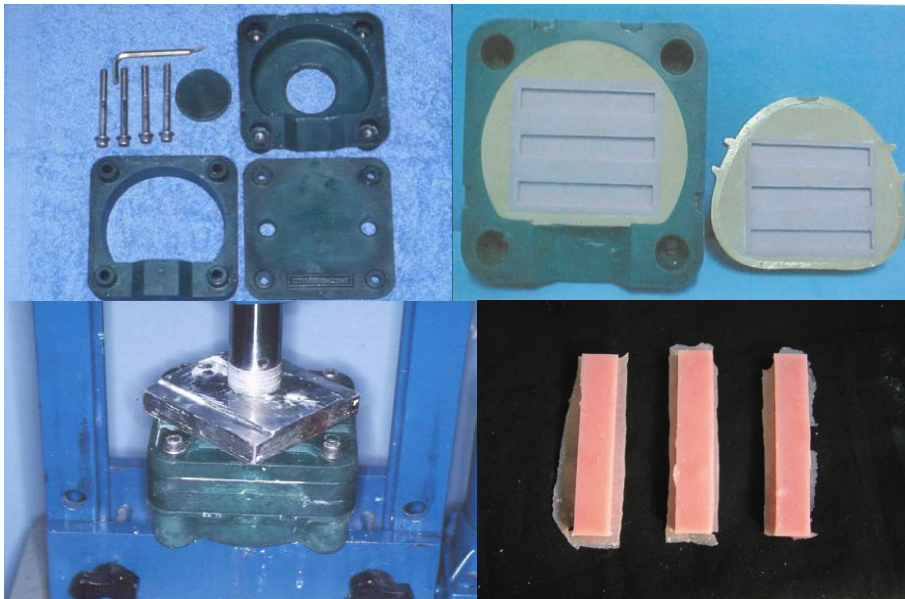


Figura 4 – Mufla para micro-ondas/Molde obtido para prensagem da resina acrílica/ prensagem do material espécime após desinclusão.

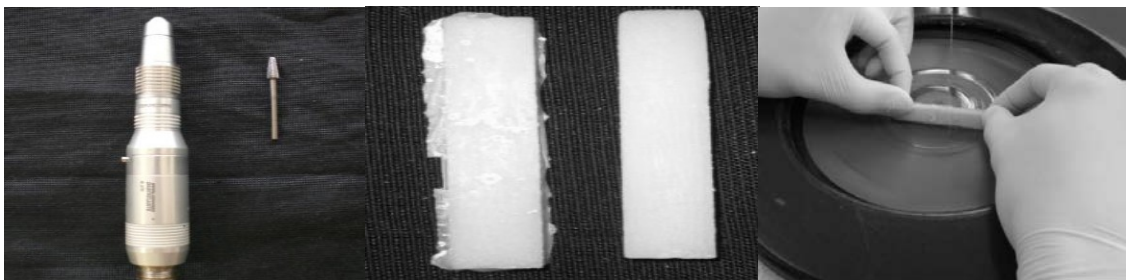


Figura 5 – Peça reta e ponta de acabamento (Maxicut) para acabamento dos corpos-de-prova/ Corpos-de-prova antes e após o acabamento com Maxicut/ Polimento dos corpos-de-prova em politriz

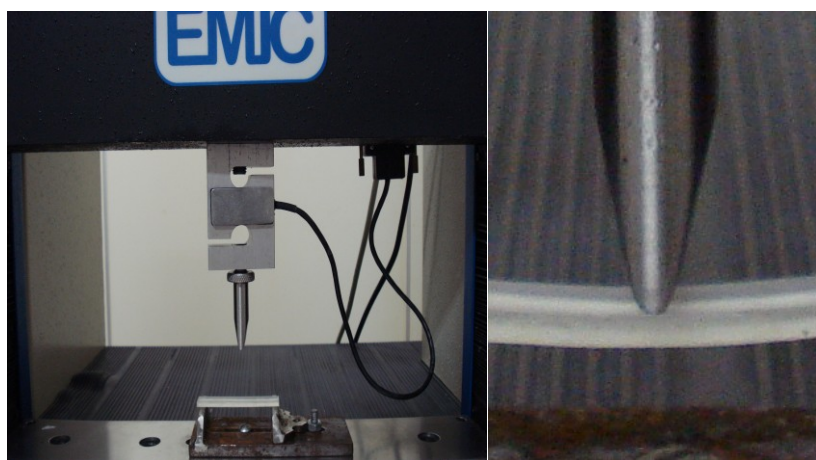


Figura 6 – Ensaio de resistência flexural

Resultados e Discussão

Resultados e Discussão

Os dados obtidos experimentalmente nos ensaios mecânicos, expressos em MPa foram submetidos a tratamento estatístico. As médias e desvios padrão obtidos para cada condição experimental podem ser vistos nas tabelas 1 e 2.

Tabela 1 – Média dos valores de resistência flexural e desvio padrão em função do tempo de prensagem

Resina Acrílica	Média de Resistência Flexural (MPa)	Desvio Padrão	5%
VipiWaveConvencional	18.02	1.76	A
VipiWave 24 horas	21.45	2.02	B
OndaCryl® Convencional	25.23	1.16	Ab
OndaCryl® 24 horas	25.54	1.93	Bc

*Médias seguidas de letras diferentes diferem entre si pelo Teste de Tukey 5%

Tabela 2 – Média dos valores de resistência flexural e desvio padrão em função do tempo de armazenagem

Resina Acrílica	Média de Resistência Flexural (MPa)	Desvio Padrão	5%
VipiWave 24 horas	23.06	1.35	A
VipiWave 30 dias	25.57	1.33	B
OndaCryl® 24 horas	27.34	1.18	Ab
OndaCryl® 30 dias	30.81	1.41	Bc

*Médias seguidas de letras diferentes diferem entre si pelo Teste de Tukey 5%

Muitos materiais foram usados para a fabricação de bases de próteses antes de 1936, sendo o maior sucesso atribuído à borracha vulcanite. O primeiro composto de resina acrílica, conhecido como veronite foi formalmente introduzido na Odontologia no encontro da A.D.A., em 1938. No entanto, a combinação entre contração de polimerização, contração térmica de esfriamento do gesso e da resina na mufla, presença de monômero livre e tensões liberadas pela demuflagem, resultou em mudanças dimensionais e distorção, que diminuíram a qualidade de adaptação da base (Takamata & Setcos, 1989), interferindo na retenção e estabilidade da prótese total (Carvalho, 1972).

O grande desafio de um protesista é a confecção de uma prótese que tenha resultados satisfatórios nos quesitos função, estética e retenção. Visando aprimorar cada vez mais o

desempenho das próteses, o estudo das alterações sofridas pelas resinas acrílicas em diversas situações, tornou-se essencial.

Uma vez que a sorção de água tem influência na alteração das resinas, uma tentativa de simular o comportamento da resina no interior da cavidade oral fez com que esse estudo fosse realizado utilizando-se água destilada.

Campbell e Rochester (1956), utilizando metodologia bastante simples, estudaram o efeito da sorção da água na retenção da base da prótese. Por meio de um aparato para a mensuração dos resultados, concluiu que existe diferença entre o tipo de resina, injetada ou prensada na sorção de água, mas que esta é significativa, influenciando na retenção através do aumento do seu peso.

Para melhorar a resistência, Fregonesi e Panzeri (1980) acrescentaram fibras de vidro, mas não conseguiram resultados satisfatórios uma vez que houve apenas formação de fendas na interface resina/fibra, as quais foram responsáveis pelos resultados negativos. Arima e colabs. (1996) então resolveram acrescentar agentes de ligação ao monômero de uma resina autopolimerizável para base de dentadura e investigou os efeitos na sorção de água e solubilidade. Os agentes diminuíram a sorção de água e houve tendência a diminuir a solubilidade com o aumento da concentração.

Os ciclos de polimerização foram intensamente estudados assim como a técnica de confecção. Kimpara e colabs.(2002) levaram em consideração as variáveis: técnica de confecção, forma de armazenagem e mediram diferentes locais da base. A técnica de confecção e a forma de se armazenar não tiveram influência no grau de desajuste das bases de prova. No entanto, o grau de desajuste se mostrou diferente em diversos locais da base e também houve diferença de acordo com o tempo de armazenagem.

Monteiro Netto e colabs.(1999) testaram diferenças nos ciclos de polimerização de uma resina de ativação térmica especial, com um ciclo rápido que conduziu a uma resistência muito baixa em relação aos demais tipos. Dogan e colabs. (1995) demonstraram que existe uma correlação entre diferentes tempos e temperaturas de polimerização com a quantidade de

monômero residual, assim como a absorção de água. Para os autores, o aumento do tempo de polimerização e da temperatura, aumentou a resistência à tensão e diminuiu o monômero residual, assim como diminuiu a absorção de água.

No presente trabalho, observando-se as tabelas 1 e 2, verifica-se que as médias de resistência flexural foram maiores nos grupos com prensagem de 24 horas quando comparados aos grupos com prensagem convencional. Também os valores de resistência flexural observados nos grupos com tempo de armazenagem de 30 dias foram estatisticamente superiores àqueles encontrados para os grupos com tempo de armazenagem de 24 horas. Estatisticamente estas médias tiveram diferença significativa ao nível de 5%. Braden (1964) cita que a resina polimerizada quando imersa, absorve água e esta quantidade de embebição, embora não muito grande, resulta em um entumescimento que ocorre, na sua maior parte, após duas semanas de imersão em água destilada à temperatura ambiente. Também Pellizzer e cols.(1977) verificaram que a resina polimerizada imersa em água destilada a 37° C por uma semana, é o suficiente para produzir um aumento das distorções das bases de dentaduras.

A melhoria das propriedades mecânicas das resinas acrílicas tem sido um fator em constante pesquisa nos últimos anos. Ocorrências como fraturas por fadiga do material estão diretamente relacionadas com a resistência desta à flexão e, conseqüentemente, são propostos reforços e/ou tratamentos da resina acrílica com intuito de melhorar essa propriedade.

Os ciclos de polimerização das resinas acrílicas que empregam a energia de micro-ondas na ativação do material tem aplicação consagrada pela literatura.

A resistência flexural é definida como a habilidade de um material em resistir às forças que provocam a sua curvatura sem se fraturar ou sofrer deformação excessiva. Diversos estudos vêm abrangendo todas as fases e aspectos que se referem à confecção da base das próteses. É interessante como a resina apesar de ser um material de fácil manuseio e reparo, é ao mesmo tempo extremamente vulnerável em todas as etapas de sua confecção. Acredita-se que mais estudos devam ser realizados para que se possa realizar próteses de qualidade e longevidade.

Conclusão

Conclusão

Com base nos resultados obtidos e na metodologia empregada foi possível concluir que:

- ✓ não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois materiais estudados;
- ✓ houve diferença estatisticamente significativa entre os dois tempos de armazenagem;
- ✓ o tempo de armazenagem de 30 dias permitiu maiores valores de resistência flexural;
- ✓ houve diferença estatisticamente significativa entre os dois tempos de prensagem;
- ✓ o tempo de prensagem de 24 horas permitiu valores maiores de resistência flexural.

Referências

Referências

1. Abreu D, Vieira DF, Araujo PA. Estudo de algumas propriedades de gesso pedra em função da experiência do operador e da relação pó-líquido. *Estomatologia e Cultura* 1971; 5: 51-67.
2. AL-Hanbali, E.; Kelleway, J.P.; Howlett, J.A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. *J Dent* 1991; 19: 176-180.
3. Almeida MHW. Efeitos da combinação de gessos de inclusão sobre a adaptação das bases de prótese total superior. Piracicaba, 2001. 144 p. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
4. Almeida MHW *et al.* Influência da técnica de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. *RFO UPE* 1999; 4: 49-56.
5. Anthony DH, Peyton FA. Evaluating dimensional accuracy of denture bases with a modified comparator. *J Prosthet Dent* 1959; 9: 683-92.
6. Anthony DH, Peyton FA. Dimensional accuracy of denture-base material. *J Prosthet Dent* 1962; 12: 67-81.
7. Arima T, Murata H, Hamada T The effects of crosslinking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. *J Oral Rehabil* 1996; 23(7):476-480.
8. Bafile M. et al. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosth Dent* 1991; 66: 269-74.
9. Arioli Filho JN *et al.* A importância da geometria do palato na adaptação de próteses totais superiores. *RFO UPE* 1999; 4:45-8.
10. Borges LH. Efeito do tempo pós-prensagem sobre a rugosidade, dureza e porosidade superficial da resina acrílica QC-20, em diferentes, ciclos de polimerização. *Rev Bras Prótese Clin Lab* 2001; 3:493-503.

11. Barco MT et al. The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures – An in vitro and in vivo study. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 17-22.
12. Becker CM, Smith DE, Nicholls JI. The comparison of denture-base processing technique. Part II. Dimensional changes due to processing. *J Prosthet Dent* 1977; 37:450-9.
13. Braden M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. *J Prost Dent* 1964; 14(2):307-16.
14. Campbell RL. Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases. *J Am Dent Assoc* 1956; 52(4):448-454.
15. Carvalho JCM. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. *Rev Fac Odont USP* 1972; 10: 127-32.
16. Chen JC, Lacefield WR, Castleberry DJ. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. *Dent Mater* 1988; 4: 20-4.
17. Choi M, Acharya V, Berg RW, Marotta J, Green CC, Barbizam JV, White SN. Resinous denture base fracture resistance: effects of thickness and teeth. *Int J Prosthodont* 2012; 25: 53-9.
18. Combe EC, Smith DC. Some properties of gypsum plasters. *Br Dent J* 1964 ; 6:, 237-45.
19. Consani, RLX. Efeito do dispositivo RS de contenção, sobre a alteração dimensional das bases de prótese total superior. Piracicaba, 2000. 119 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
20. Consani RLX Efeito do tempo pós-prensagem da resina acrílica na alteração dimensional da base de prótese total. *Pesquisa Odontol Bras* 2001; 15: 112-18.
21. Consani RLX, Silva FA, Silva WAB. Alteração dimensional da base de prótese total polimerizada no ciclo convencional em função do tempo pós-prensagem e estágio da resina. *PCL* 2002; 4: 144-50.

22. Consani RLX et al. Effect of Commercial Acrylic Resins on Dimensional Accuracy of the Maxillary Denture Base. *Braz Dent J* 2002; 13:57-60.
23. Consani, RLX *et al.* Influência de operadores na adaptação das bases de prótese total. *RPG-Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos* 2000; 3: 74-80
24. Consani RLX, Domitti SS, Mesquita MF, Consani S. Cooling methods on tooth movement in maxillary dentures. *J Prosthodont*; 2006;15:229-34.
25. Corrêa GA. Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post-dam): contribuição para seu estudo. Parte I- Alteração quanto à espessura. *Rev ABO* 1994; 2:110-13.
26. Craig R, Peyton FA *Restorative dental materials*. 5 ed. Saint Louis, Mosby, 1975, p.382-399.
27. Darbar UR, Hugelgett R, Harrison A, Williams K. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 591-4.
28. Davenport JC. The oral distribution of candida in denture stomatitis. *Br Dent J* 1970 ; 18: 151-6, 1970
29. Dogan A, Bek B, Cevik NN, Usanmaz A. The Effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *J Dent* 1995; 23(5):313-8.
30. Garber DK, Powers JM, Brandau HE. Effect of spatulation on the properties of high-strength dental stones. *J Mich Dent Assoc* 1985; 67: 133-6.
31. Gay WD, King GE. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 437-40.
32. Gomes T *et al.* Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em prótese total. *Rev Fac Odontol USP* 1998; 12: 181-7.
33. Grunewald, A.H., Paffengarger, G.C., Dickson, G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. *J Am Dent Assoc* 1952;44:269-84.

34. Hayacibara RM. Avaliação da precisão de métodos utilizados na determinação do desajuste das bases de prótese total. Piracicaba, 2001. 106 p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
35. Henry RW, Phillips RW. Influence of particle size of stone on surface detail of casts. J Prosthet Dent 1961; 11: 169-73.
36. Jackson, A.D. *et al.* The dimensional accuracy of two denture bases processing methods. Int J Prosthodont 1989; 2: 421-8.
37. Grunewald AH, Paffenbarger GC, Dickson G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. J Am Dent Ass 1952; 44: 269-83.
38. Hayden WJ. Flexural strength of microwave- cured denture baseplate. Gen Dent. 1986; 34: 367-71.
39. Ilbay SG, Guvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. Journal of Oral Rehabilitation 1994; 21:103-9.
40. Jorgensen, K.D. Study of the setting expansion of gypsum. Acta Odontol Scand 1973; 21: 227-54.
41. Kawara, M. *et al.* Distortion behavior of heat – activated acrylic denture-base resin in conventional a long, low-temperature processing methods. J Dent Res 1998; 77: 1446-53.
42. Kern, W.R. Possible dimensional changes in denture base material. J Am Dent Assoc 1941; 28: 1952-8.
43. Kimpara ET, Muench A. Porosidade em decorrência do processamento e volume de resina acrílica. Rev Odontol Univ São Paulo 1996; 10: 237- 39.
44. Kimura, H., Teraoka, F., Sugita, M. Application of microwave for dental technique (part 3) Development of model materials for microwave polymerization. J Osaka Univ Dent Sch 1987; 27: 41-50.

45. Komiyama O, Kawara M. Stress relaxation of heat-activated acrylic denture base resin in the mold after processing. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 175-81. Krusner W, Michman J. Setting expansion of plaster of paris: the initial contraction. *J Dent Res* 1967; 46: 661-65.
46. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HH, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater*. 2004;20(2):133-41.
47. Latta, GH, Bowles WF, Conkin JE. Three-dimensional stability of new denture base resin systems. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 654-61.
48. Lautenschlager EP, Corbin F. Investigation on the expansion of dental stone. *J Dent Res* 1969; 48: 206-10.
49. Lechner SK, Lautenschlager EP. Processing changes in maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent*, 1984; 52:20-24.
50. Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosth Dent* 1989; 61:381-3.
51. Maekawa MY, Uemura ES, Borges ALS, Otani ER, Maekawa LE, Marcacci S. Estudo do efeito da saliva artificial na resistência flexural de resinas acrílicas para base de próteses. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo* 2008; 2:161-66
52. Mahler DB. In articulation of complete denture processed by compression molding technique. *J Prosthet Dent* 1951; 1: 551-9.
53. Mahler DB, Ady AB. An explanation of the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products. *J Dent Res* 1960; 39: 3.
54. Mahler KB, Asgarzadeth K. The volumetric contraction of dental gypsum materials on setting. *J Dent Res* 1953;354-61.
55. Mirza FD. Dimensional stability of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent* 1961; 11: 848-57.

56. Monteiro Netto J, Muench A, Miranda Junior WG. Influência dos tipos de polimerização na resistência transversal da resina para base de prótese total. *RPG Rev Pos-Grad* 1999 jul/set; 6(3):245-8.
57. Nishii, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dental Univ* 1968; 2: 23-40.
58. Padovan, S. H. M. Efeito do tempo pós-prensagem na adaptação das bases de próteses totais confeccionadas com resina acrílica QC-20 em diferentes ciclos de polimerização. Piracicaba, 2001. 122 p. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
59. Oliveira-Júnior NM, Paleari AG, Rodriguez LS, Marin DOM, Pero AC, Compagnoni MA. Resistência à flexão de uma resina acrílica após a incorporação de um polímero antimicrobiano. *Rev Odontol UNESP* 2011; 40(3): 131-5.
60. Padovan, S.H.M.; Domitti, S.S.; Consani, S. Influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20. *Salusvita* 1999; 18: 73-88.
61. Paes-Junior TJA. Study of acrylic resin for complete denture considering flexural strength and quality of superficial residual monomer [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP;2005.
62. Paggenbarger, G.C., Woelfel, J.B., Sweeney, W.T. Dimensional changes in dentures. *Dent Pract* 1952; 13: 64-9.
63. Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE. Effects of chemical disinfectants on the transverse strength of denture base acrylic resins. *J Oral Rehabil* 2003;30:1085-89.
64. Pellizer AJ, Bombonatti PE, Arruda JLM, Sousa V. Alterações dimesionais em diferentes marcas de resinas acrílicas. *Rev Fac Odontol Araçatuba* 1977; 6(1):35-8.
65. Peyton FA. Packing and processing denture base resins. *J Am Dent Ass* 1950; 40: 520-8.

66. Peyton FA, Anthony DH. Evaluation of denture processed by different techniques. J Prosthet Dent 1963; 13:269-82.
67. Pickett HG, Appleby RC. A comparison of six acrylic resin processing techniques. J Am Dent Assoc 1970; 80:1309-14.
68. Phillips, R.W. Skinner materiais dentários. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. p. 110.
69. Polyzois GL *et al.* Dimensional stability of denture processed in boilable acrylic resins. A comparative study. J Prosthet Dent 1987; 57: 639-47.
70. Polyzois, G.L. *et al.* Improving the adaptation of denture bases by anchorage to the casts: a comparative study. Quintessence Int 1990; 21: 185-90.
71. Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. Quint Int. 1985; 16: 547-51.
72. Rizzatti-Barbosa CM. Influência do processamento, polimento e sorção de água na desadaptação da borda posterior de próteses totais superiores polimerizadas por energia de microondas. Piracicaba, 1999, 114 p. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
73. Rizzati-Barbosa CM, Del Bel Cury AA, Panzeri H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. Rev Odontol Univ São Paulo 1995; 9: 197-206.
74. Sadamori S, Nishii T, Hamada T. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. Int J Prosthodont 1997; 10: 35-43.
75. Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. Quintessence Int 1991; 22: 181-6.
76. Spencer HR, Gariaeff P. The present status of vulcanite versus plastics as a base plate material. Contact Pt. 1949; 27: 263-7.
77. Skinner, E.W. Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. J Am Dent

- Assoc 1949; 39: 261-8.
78. Smith LT, Powers JM. Relative fit of new denture resins polymerised by heat, light and microwave energy. *Am J Dent* 1992; 5: 140-2.
79. Straten RJ *et al.* A study of acrylic resin denture base material distortion using computer-aided holographic interferometry. *Int J Prosthodont* 1991; 4: 577-85.
80. Sweeney WT. Denture base material: acrylic resins. *J Am Dent Ass.* 1939;26: 1863-73.
81. Sweeney WT, Taylor DF. Dimensional changes in dental stone and plaster. *J Dent Res* 1950; 29: 749-55.
82. Sycora O, Sutow EJ. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 19-31.
83. Sycora O, Sutow EJ. Posterior palatal seal adaptation: influence of a high expansion stone. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 342-45.
84. Takamata T. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent.Ass* 1989; 119: 271-76.
85. Taylor, P.B., Acrylic resins: Their manipulation. *J Am Dent Assoc* 1941; 28:373-87.
86. Woelfel JB,Paffenbarger GC, Swenney WT. Changes in dentures during storage in water and in service. *J Am Dent Ass* 1961; 62: 643-57.
87. Woelfel JB,Paffenbarger GC, Swenney WT. Some physical properties of organic denture base materials. *J Am Dent Ass* 1963; 67: 489-504.
88. Wong DMS. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *J. Prost. Dent.* 1999; 81: 300-4.
89. Yeung KC, Chow TW, Clark RKF. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing technique for complete dentures. *J Dent* 1995; 23: 245-53.
90. Yamamoto ETC, Uemura ES, Maekawa MY, Bagni BA, Rosa RGS, Destro ASS. Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por dois métodosRSBO 2009; 6:147-154.