

JOÃO EDUARDO MATOS LOPES

**Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas utilizadas para
confeção de placas oclusais: influência da desinfecção em diferentes
soluções**

ARAÇATUBA – SP

2012

JOÃO EDUARDO MATOS LOPES

**Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas utilizadas para
confeção de placas oclusais: influência da desinfecção em diferentes
soluções**

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: Prof^a. Adj. Maria Cristina Rosifini Alves Rezende

ARAÇATUBA – SP

2012

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos três espelhos da minha vida. Papai Renato, mamãe Edna e irmão Paulo, exemplos de amor, dedicação e companheirismo.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, a Deus, por mais essa vitória e pela benção de mais um passo dado em minha vida;

À Prof. Dra. Maria Cristina Rosifini Alves-Rezende, pela oportunidade de orientação, sempre atenciosa, conselheira e carinhosa, que me engrandeceu demais;

À Prof. Sandra Maria e ao Prof. Gilberto peça disponibilidade em compor a banca;

À minha república, sempre um ambiente alegre e acolhedor e a todos que passaram por ela, várias amizades, bagunças, companheirismo e churrascos. Ao Alan que me acolheu e ao amigo Billy juntos até o final;

À IX turma e os agregados, uma turma composta por várias figuras, cada um com seu jeito espontâneo e alegre, amizades que levarei comigo juntos com as provas, as clínicas, as festas e os “churrálcool”;

Às minhas duplas de clínicas: Vanessa, Larissa, Moitinha, Barão e Psico pela mizade, companheirismo e sabedoria;

À panelinha do Alemão: Psico, Japa, Barão, Alemão e Moitão, com quem mais me diverti durante seis anos, amizades verdadeiras e bebedeiras juntos;

À Vanessa (loira), irmã que ganhei, esteve sempre ao meu lado e demonstrou como respeito e o carinho podem construir uma amizade verdadeira. À Erika, sempre companheira, com suas piadas e alegria contagiante que me fez muita falta no final da graduação;

Aos amigos da Rep Hour (Magda e Jamil) e moradia (Aninha, Viviane, Thamires, Rascunho, Nathália, Simone e Michele) sempre de portas abertas esperando para “armar” alguma;

Aos meninos do fut (Afonso, Wendrew e Centrinho), companheiros de futebol e pós futebol;

À Dona Vanda, a Jô, a Jeane e a Cris pela paciência, carinho, dedicação e aos serviços prestados na república;

À todos os professores e funcionários da faculdade pela atenção, ajuda e companheirismo;

À todos os meus familiares que de alguma forma sempre me querem bem, pessoas em quem eu sempre posso confiar: meus padrinhos, tios, tias, primos e primas;

Às minhas avós (*in memorian*) e meus avôs (*in memorian*) que sempre orando e torcendo pelo meu sucesso, me iluminam lá de cima;

À minha namorada Gabriela, pela paciência, dedicação, companhia e por todo seu amor.

Meu sogro, sogra, cunhado, cunhada e sobrinha pelo carinho mútuo;

À Marcela, pelo carinho mútuo e enorme consideração comigo;

À toda galera de Bonifácio (Biga, Diogo, André, T, Carol, Isis, Pedrão, Mirela, Burd, Cleiton, Luana, Fer, Poly, Nati, Raisia, Régis, Aline, Leo) que me acompanha há muito tempo desde a casa da fazenda até o quiosque. A turma da festa junina, das concentrações e agora das formaturas;

À todas as caronas de Boni-Ata e casa-facul;

Enfim, agradeço a todos que torceram e participaram dessa conquista seja direta ou indiretamente, pelos quais tenho enorme gratidão, respeito e carinho, por estarem ao meu lado todo esse tempo. Espero que muitos de nós possamos continuar essa caminhada lado a lado. Um grande abraço.

“Tudo o que um sonho precisa para ser realizado é alguém que acredite que ele possa ser realizado.” Roberto Shinyashiki.

LOPES, J. E. M.; ALVES, M. C. R. **Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas utilizadas para confecção de placas oclusais: influencia da desinfecção em diferentes soluções.** 2012. 66f. (Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação). Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2012.

Resumo

A desordem temporomandibular (DTM) é uma doença complexa e sua natureza não está completamente esclarecida. O uso de placa oclusal é considerado uma forma efetiva no tratamento de disfunções temporomandibulares, uma vez que constitui terapia conservadora, não invasiva e reversível para muitos pacientes que possuem hábitos parafuncionais. Estes dispositivos intraorais estão indicados para os mais variados tratamentos de diversas desordens, tais como: desordens do sono, migrânea do tipo tensional, Parkinson e apneia. O propósito deste estudo foi verificar a resistência flexural das resinas acrílicas Vipi Cril Plus® e Vipi Wave®, utilizadas para confecção de placas oclusais, sob influência da desinfecção em diferentes soluções. Foram confeccionados 40 corpos de prova padronizados para cada resina acrílica estudada 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 seqüência: 200, 500, 600, 800 e 1200. Os corpos de prova foram divididos em 8 grupos (n=10) distintos: Grupo I – Vipi Cril Plus (Controle Negativo); Grupo II – Vipi Cril Plus + água destilada (Controle Positivo); Grupo III – Vipi Cril Plus + hipoclorito de sódio 1%; Grupo IV – Vipi Cril Plus + Corega®Tabs; Grupo V – Vipi Wave - (Controle Negativo); Grupo VI – Vipi Wave + água destilada (Controle Positivo); Grupo VII – Vipi Wave + hipoclorito de sódio 1%; Grupo VIII – Vipi Wave + Corega®Tabs. Os corpos de prova foram submetidos ao teste de ensaio de flexão de três pontos. Os corpos de prova foram tencionados continuamente até ocorrer a fratura. Os ensaios de tensão foram realizados em uma máquina universal de ensaio (EMIC DL 3000). 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 as diferentes soluções desinfetantes utilizadas. Os maiores valores de resistência flexural foram obtidos nos grupos submetidos à desinfecção com Corega®Tabs. Não houve diferença estatisticamente significativa quando comparados os materiais.

Unitermos: Desordem temporomandibular; polimetil metacrilato; desinfecção.

LOPES, J. E. M.; ALVES, M. C. R. **Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas utilizadas para confecção de placas oclusais: influencia da desinfecção em diferentes soluções.** 2012. 66f. (Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação). Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2012.

Abstract

Temporomandibular disorder (TMD) is a complex disease and its nature is not fully understood. The use of occlusal splint is considered an effective way to treat temporomandibular disorders, since it is conservative therapy, noninvasive and reversible for many patients who have parafunctional habits. These intraoral devices are suitable for the most varied treatment of various disorders, such as sleep disorders, tension-type migraine, Parkinson and apnea .. The purpose of this study was to evaluate the flexural strength of acrylic resins Vipi Cril and Vipi Plus ® Wave ®, used for fabrication of occlusal splints, under the influence of disinfection in different solutions. 40 bodies were made-of-proof standard for each acrylic resin studied as Specification No. 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: 240, 380, 480 and 600. The body-of-evidence were divided into 8 groups (n = 10) distinguished: Group I - Vipi Cril Plus (negative control), Group II - Vipi Cril Plus + distilled water (positive control), Group III - Vipi Cril Plus + sodium hypochlorite 1%, Group IV - Vipi Cril Corega Plus + ® Tabs, Group V - Vipi Wave - (negative control) and Group VI - Vipi Wave + distilled water (positive control), Group VII - Vipi Wave + sodium hypochlorite 1%; Group VIII - + Corega Vipi Wave ® Tabs. 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 (EMIC DL 3000). Data were statistically analyzed by ANOVA (p <0.05) and Tukey (5%). The results showed statistically significant differences between the different disinfectant solutions used. The highest values of flexural strength were obtained in groups disinfected using Corega Tabs ®. There was no statistically significant difference when comparing the materials.

Uniterms: Temporomandibular disorder; polymethyl methacrylate; disinfection.

Lista de Tabelas

| | |
|---|----|
| Tabela 1 – Média dos valores de resistência flexural e desvio padrão em função do material..... | 52 |
| Tabela 2 – Média dos valores de resistência flexural e desvio padrão em função da solução desinfetante..... | 52 |

Lista de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Esquema do corpo de prova em resina acrílica com as dimensões em milímetros..... | 47 |
| Figura 2 – Esquema do ensaio de resistência flexural por três pontos | 49 |
| Figura 3 – Molde obtido para prensagem da resina acrílica; prensagem do material e espécime após desinclusão. | 49 |
| Figura 4 – Mufla metálica para prensagem de resina acrílica polimerizada por banho de água quente. | 49 |
| Figura 5 – Mufla para prensagem de resina acrílica polimerizada por micro-ondas. | 50 |
| Figura 6 – Peça reta e ponta de acabamento (<i>Maxicut</i>) para acabamento de corpos de prova..... | 50 |
| Figura 7 – Corpos de prova antes e após o acabamento com <i>Maxicut</i> | 50 |
| Figura 8 – Polimento dos corpos de prova em politriz..... | 51 |
| Figura 9 – Ensaio de resistência flexural..... | 51 |

Sumário

| | |
|-----------------------------|----|
| Introdução..... | 13 |
| Revisão da Literatura..... | 15 |
| Proposição | 46 |
| Material e Método | 47 |
| Resultados e Discussão..... | 52 |
| Conclusão | 54 |
| Referências | 55 |

Introdução

A desordem temporomandibular (DTM) é uma doença complexa e sua natureza não está completamente esclarecida (Visser et al., 1995; Landulpho et al., 2004). O uso de placa oclusal é considerado uma forma efetiva no tratamento de disfunções temporomandibulares, uma vez que constitui terapia conservadora, não invasiva e reversível (Dao e Lavigne, 1998) para muitos pacientes que possuem hábitos parafuncionais (Amorin et al., 2008). Estes dispositivos intraorais estão indicadas para os mais variados tratamentos de diversas desordens, tais como: desordens do sono, migrânea do tipo tensional, Parkinson e apneia (Dao, Lavigne, 1998). No entanto são os cirurgiões dentistas que predominantemente utilizam as placas oclusais para proteger os dentes de danos resultantes das forças de contração dos músculos mandibulares, para reduzir a dor orofacial pelo relaxamento dos músculos mastigatórios, como prevenção de desgaste dental em pacientes com bruxismo e em atletas (Dao, Lavigne, 1998), no entanto tais dispositivos devem possuir adequada resistência, resiliência e dureza (Anusavice, 2003) e ser capaz de resistir às forças mastigatórias, força de impacto, e desgaste excessivo que podem ocorrer na cavidade oral, principalmente em pacientes que apresentam um quadro típico de hiperfunção. O material mais comumente utilizado desde 1940 para a fabricação de próteses, confecção de dentes artificiais, base de dentaduras, selas de próteses parciais removíveis (O'Brien, 1997; Anusavice, 2003) e placas oclusais (Paiva e Mazzetto, 2008) é o polimetilmetacrilato (PMMA), uma resina acrílica. São materiais com excelentes propriedades estéticas, de fácil processamento e reparação. Existem vários tipos de resinas acrílicas, como as termopolimerizáveis por banho de água e por calor de micro-ondas, as fotopolimerizáveis e as autopolimerizáveis (também denominadas quimicamente ativadas). (O'Brien, 1997; Anusavice, 2003; Paiva, Mazzetto, 2008).

Atribui-se o sucesso da resina acrílica na confecção de base de próteses removíveis a três fatores: sua excelente aparência, o processamento simples e a reparação fácil (Schreiber, 1971). Como desvantagem, aparelhos confeccionados com resina acrílica podem se fraturar em durante a mastigação ou mesmo durante os procedimentos de higienização (estes mais frequentes), como resultado de fadiga ou baixa resistência do material (Stafford e Smith, 1970; Anderson, 1972; Phillips, 1986; Craig e Peyton, 1975),

altamente influenciada por fatores pré e pós-polimerização: tempo de prensagem, controle de temperatura, ciclo de polimerização e armazenagem.

Para que uma resina sintética, seja utilizada na Odontologia, ela deve exibir qualidade excepcionais no que diz respeito a sua estabilidade química e dimensional. Além disso, ainda deve possuir propriedades que tornem o seu processamento relativamente fácil. A resina deve ser resistente, dura, mas não friável (Anusavice, 2003). Muitos fatores afetam as propriedades das resinas acrílicas, incluindo a composição química da cadeia, o grau de polimerização e o número de ramificações e ligações cruzadas entre a cadeia polimérica. Os polímeros também se expandem devido à pequena absorção de água que normalmente ocorre (O'Brien, 1996). No geral, longas cadeias e alto peso molecular resultam no aumento da força, dureza, rigidez e resistência à fratura (Uzun; Hersek; Tinçer, 1999) com um aumento na fragilidade das resinas acrílicas, o que pode limitar a sua utilização em situações de sobrecarga (Vojdani, Rezaei, Zareeian, 2008).

A resistência flexural ou módulo de ruptura ou resistência transversa representa a resistência máxima ao dobramento de um material antes que ocorra fratura (Dogan et al., 2008), é feito por meio de um teste de três pontos, que mede a tensão de tração/compressão e de cisalhamento de espécimes em forma de barras quando submetidos a uma carga (Garoushi, Vallittu e Lassila, 2008). Na região superior há a tensão de compressão e na região inferior há a tensão de tração, ou também comumente denominada de alongamento (Anusavice, 2003). Falha flexural dos materiais é considerada a principal falha clínica e tem sido explicada pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em regiões de concentração de tensões (Kanie et al., 2000; Dogan et al., 2008). A resistência depende da composição da resina, da técnica de processamento e do meio em que a resina ficará exposta (Anusavice, 2003). Clinicamente, a fratura de próteses e/ou placas oclusais está relacionada com esforços mastigatórios excessivos, principalmente em pacientes que apresentem um hábito parafuncional como o bruxismo e/ou apertamento dental.

Com base nessas considerações, o propósito deste estudo foi avaliar a resistência flexural de resinas acrílicas utilizadas para confecção de placas oclusais: influência da desinfecção em diferentes soluções.

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 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 sorção 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 é 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 71°C a 75°C, sendo a ideal 74°C.

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 et al, 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 feno: 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 à 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.

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 palate na região do segundo molar era relativamente constante, entre 0,22 a 0,27mm. 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 Paffenbarger, em 1959, 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 et al., 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 et al. analisaram as alterações dimensionais de próteses espessas e finas, superiores e inferiores, feitas com oito tipos de resinas acrílicas, um poliestireno, um copolímero de vinil acrílico, uma resina epóxi e uma borracha dura, que foram: a) armazenadas em água a 23°C 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 100°C 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 et al., 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 subsequentes 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; polimetilmetacrilato 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 termopolimerizada 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 et al., em 1965, 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 micro-ondas, chamado método de aquecimento dielétrico, onde o calor era imediata e uniformemente transferido tanto para a superfície como para as parte internas da resina acrílica. O forno de micro-ondas 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 micro-ondas (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. Lautenschiager 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 hemiidrato e água, cristais de diidrato 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 diidrato 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 contacto 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 et al., 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 desempenha 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 65°C ou 70°C no mínimo por 2 horas, e, 100°C 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 et al.(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 100°C por 10 minutos, 75°C por 15 minutos, 70°C por 20 minutos e 60°C 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 100°C) e longo de polimerização (9 horas a 75°C). 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 et al. 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 et al. 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 et al., em 1986, analisaram a influência de vários fatores nas mudanças dimensionais da resina acrílica de polimetilmetacrilato. 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 micro-ondas 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 (72°C por nove horas) e curto (72°C por uma hora e trinta minutos); micro-ondas: 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 42°C por 72 horas. Os resultados mostraram uma diferença significativa entre as amostras curadas em banho de água curto e por micro-ondas. Houve também uma diferença estatística entre a resina Lucitone e Lux-it. Segundo o autor a menor resistência das amostras curadas em micro-ondas 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 micro-ondas foi o objetivo de um trabalho realizado por Kimura et al., (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 micro-ondas. 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 micro-ondas 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 micro-ondas, 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 et al., 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 á convencional. Embora as alterações lineares tenham sido insignificantes entre as amostras, os estudos tendem para uma correlação de estabilidade dimensional.

Chen et al., 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 Hircoe 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 á 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 e Setcos em revisão de literatura sobre a precisão dimensional das resinas acrílicas polimerizadas pelos métodos convencional, químico, energia de micro-ondas 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 a durante o processamento das resinas termopolimerizáveis pode levar a uma distorção das bases. A ativação química, por luz visível e energia de micro-ondas têm sido apresentadas como métodos alternativos para minimizar as alterações dimensionais das bases de prótese total, assim como simplificar o trabalho laboratorial.

Jackson et al., 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 et al. investigaram 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 70°C por 30 minutos e 100°C 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 micro-ondas 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 micro-ondas.

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 (1989) 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 et al., 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 constatam 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 transversamente 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.

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 micro-ondas e pela técnica convencional de banho de água aquecida foi comparada por Al-Hanbali et al. (1991). Bases de prótese foram confeccionadas utilizando resina convencional polimerizada pelos seguintes métodos: 1) banho de água durante 7 horas a 70°C, seguido de 3 horas a 100°C; 2) banho de água fervendo durante 10 minutos; 3) irradiação com micro-ondas em forno durante 25 minutos a 65 W. Após a polimerização, as amostras foram esfriadas à 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 65°C, 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 micro-ondas apresentou maior distorção do que a curada em banho de água pelo ciclo curto, especialmente na região central do palato. Sanders e et al. (1991) avaliaram a adaptação de resinas acrílicas polimerizadas por energia de micro-ondas 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 micro-ondas. Os métodos de polimerização foram: a) banho de água convencional a 74°C por 09 horas; b) irradiação por micro-ondas 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 micro-ondas 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 micro-ondas. 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.

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 se 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 micro-ondas, sendo este último, um método mais limpo e rápido que a polimerização em água quente. Bases de prótese total processadas por micro-ondas 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. 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 fovéolas palatinas, a partir de bases confeccionadas com uma ou duas lâminas de cera rosa nº7. 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 et al. (1995). As bases da prótese total foram confeccionadas com PVC macio, com espessura ajustada para 2,5 mm. Pares termoelétricos 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 a 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 et al. (1995) avaliaram a influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de micro-ondas na adaptação de próteses totais. Este experimento envolveu o uso de duas resinas: uma convencional de ligação cruzada (Lucitone 550) e outra desenvolvida para micro-ondas (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 micro-ondas 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 micro-ondas 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 micro-ondas 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.

Sadamori et al. (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 micro-ondas 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 micro-ondas 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 et al. (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 60°C por três horas, seguido de mais nove horas a 70°C. 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 et al. (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 70°C, aumentando para 100°C em 60 minutos e mantendo esta temperatura por mais 30 minutos) e longo à baixa temperatura (70°C 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 37°C 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. Corpos 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 termoelétrico de cobre-constantan e resistências elétricas. Após o processamento, as muflas foram esfriadas em temperatura ambiente. Os corpos de prova foram removidos da mufla nos períodos imediato; quatro horas; um dia; três, cinco e dez dias do início 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 corpos de prova foram removidos da mufla após quatro horas de esfriamento, a contração foi pequena. Imediatamente após a imersão em água a 37°C 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 74°C sem ebulição ou então um ciclo de 2 horas a 74°C e mais 1 hora a 100°C 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 toma-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.

Wong et al., em 1999, observaram 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 100°C 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 72°C e 1,5 horas a 100°C 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 remeidas. Finalmente as próteses foram levadas a um dissecador à $37 + 1$ W, onde foram pesadas novamente. Assim que as próteses alcançaram a temperatura ambiente, as distâncias AB e BC foram então remeidas. Os resultados foram submetidos à análise estatística. A alteração dimensional linear entre a 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 et al., 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 micro-ondas. 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 et al., 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 micro-ondas a 500 W durante 3 minutos. 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 micro-ondas. A maior média de desadaptação ocorreu na linha média da região posterior, quando a base foi plimerizada pelo ciclo de micro-ondas.

Arioli-Filho et al., 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 modela 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 micro-ondas, 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 et al., 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 74°C 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 74°C por nove horas; 2) prensagem da resina e polimerização após seis horas, em banho de água aquecida a 74°C por nove horas; 3) prensagem da resina acrílica, utilização do dispositivo RS de contenção e polimerização imediata em banho de água aquecida a 74°C 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 74°C 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 micro-ondas. 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 (imediate, 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 micro-ondas. 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 base-modelo 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 micro-ondas 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 et al., em 2002, 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 et al. (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 et al. (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 QC-20.

Lai et al. (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 et al. (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 et al. (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 significativa 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 et al. (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 et al. (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 et al. (2009) avaliaram a resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas pelo método convencional e micro-ondas (Clássico, Onda Ceryl, Vipi e Vipi Wave) e observaram que a resina Clássico apresentou os valores mais altos de resistência à flexão.

Almeida et al. (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 et al. (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

O propósito deste trabalho é avaliar a influência da desinfecção em diferentes soluções sobre a resistência flexural de resinas acrílicas, Vipi Cril Plus® e Vipi Wave®, utilizadas para confecção de placas oclusais.

Material e Método

A especificação nº12 da American Dental Association (A.D.A) 20 determina que para a realização de testes de resistência a flexão por três pontos em resinas acrílicas os corpos-de-prova devem ter as seguintes dimensões: 65mm de comprimento, 10 mm de largura e 2,5mm de espessura (Figura 1).

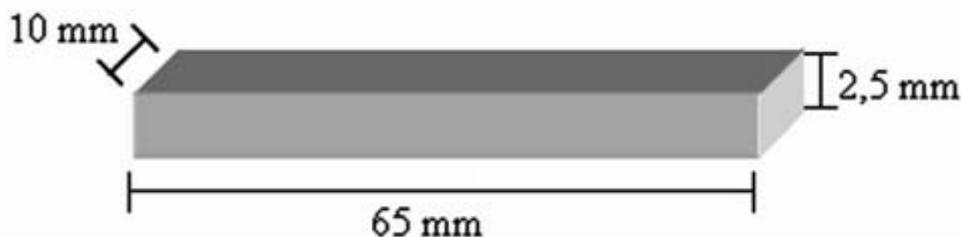


Figura 1 - Esquema do corpo de prova em resina acrílica com as dimensões em milímetros

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 Cril Plus® (Vipi, Pirassununga, SP, Brasil) e Clássico (Clássico, Brasil) assim agrupadas (n=10):

Grupo I – Vipi Cril Plus - Prensagem convencional (Controle Negativo)

Grupo II – Vipi Cril Plus - Prensagem convencional + água destilada (Controle Positivo)

Grupo III – Vipi Cril Plus - Prensagem convencional + hipoclorito de sódio 1%

Grupo IV – Vipi Cril Plus - Prensagem convencional + Corega®Tabs

Grupo V – Vipi Wave - Prensagem convencional (Controle Negativo)

Grupo VI – Vipi Wave - Prensagem convencional + água destilada (Controle Positivo)

Grupo VII – Vipi Wave - Prensagem convencional + hipoclorito de sódio 1%

Grupo VIII – Vipi Wave - Prensagem convencional + Corega®Tabs

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 seqüência, 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, procedeu-se à transferência da mufla para a prensa de rosca e posterior polimerização em banho de água quente ou energia de micro-ondas seguindo o ciclo recomendado pelo fabricante de cada produto. Os corpos-de-prova (80 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 seqüência foram submetidos ou não à desinfecção com diferentes soluções.

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 200N. 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 (2,5mm).

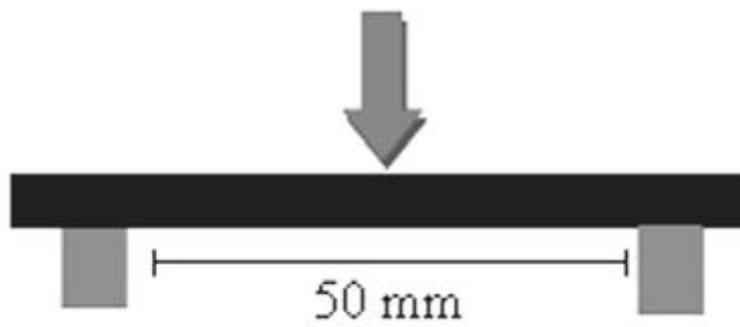


Figura 2 – Esquema do ensaio de resistência flexural por três pontos mostrando o corpo de prova centralizado (em preto), em contato com as hastes paralelas entre si de um suporte metálico e aplicação da força por meio de uma célula de carga 200 N (seta)



Figura 3 – Molde obtido para prensagem da resina acrílica; prensagem do material e espécime após desinclusão.



Figura 4 – Mufla metálica para prensagem de resina acrílica polimerizada por banho de água quente.

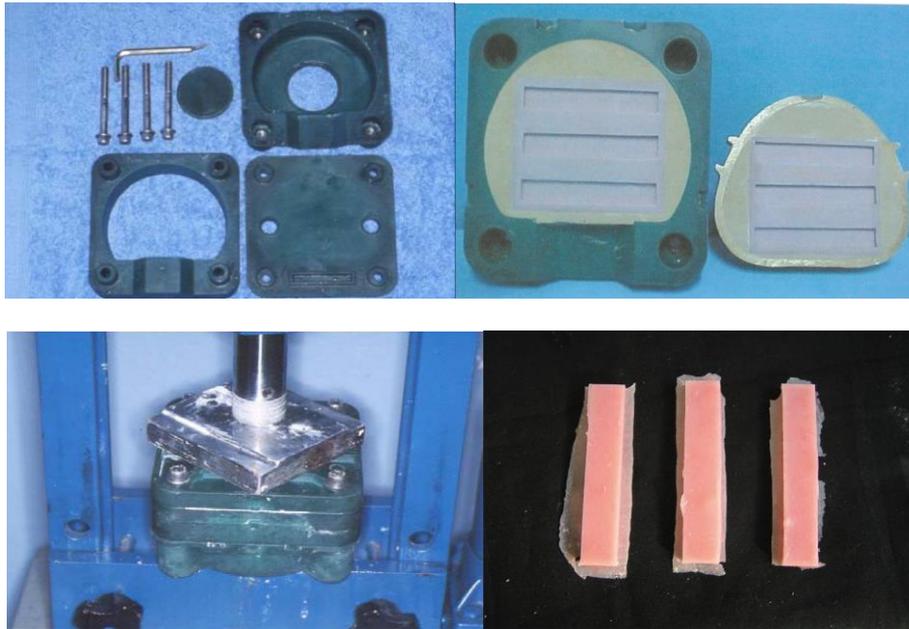


Figura 5 – Mufla para prensagem de resina acrílica polimerizada por micro-ondas.



Figura 6 – Peça reta e ponta de acabamento (*Maxicut*) para acabamento de corpos de prova

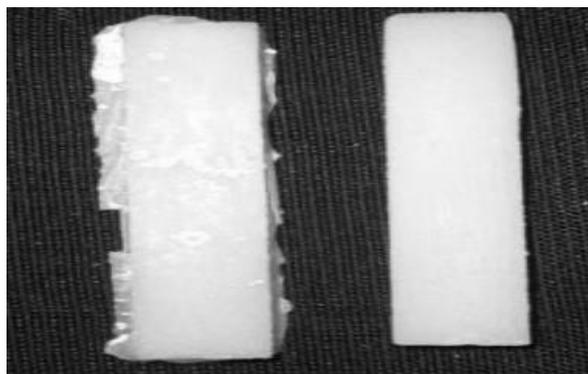


Figura 7 – Corpos de prova antes e após o acabamento com *Maxicut*

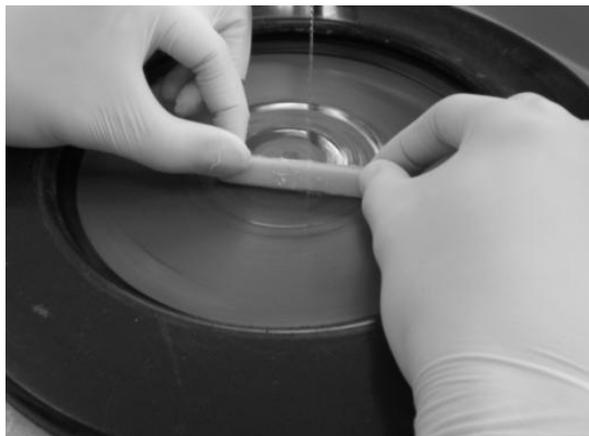


Figura 8 – Polimento dos corpos de prova em politriz

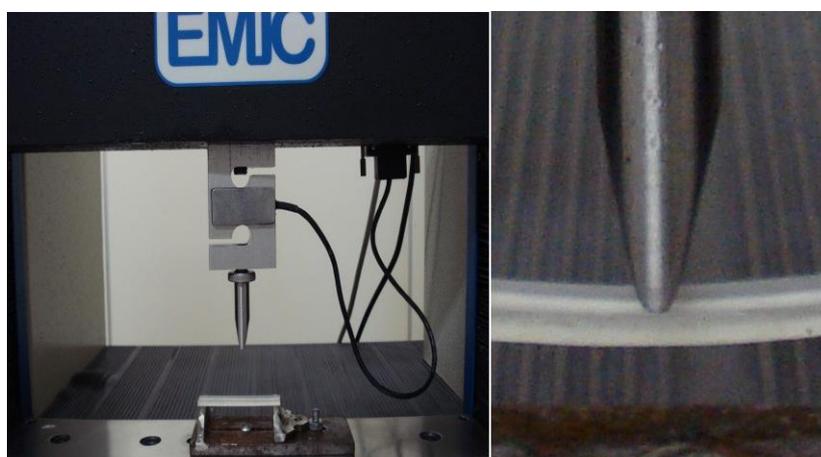


Figura 9 – Ensaio de resistência flexural

Resultados e Discussão

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

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

| Resina Acrílica | Média de Resistência | | |
|-----------------|----------------------|---------------|----|
| | Flexural (MPa) | Desvio Padrão | 5% |
| Vipi Cril Plus | 12.01 | 1.05 | A |
| Vipi Wave | 13.74 | 1.01 | A |

*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 da solução desinfetante

| Solução Desinfetante | Média de Resistência | | |
|----------------------|----------------------|---------------|----|
| | Flexural (MPa) | Desvio Padrão | 5% |
| Negativo | 13.06 | 1.12 | A |
| Água | 15.88 | 1.04 | B |
| Hipoclorito de Sódio | 18.62 | 0.92 | Ab |
| Corega®Tabs | 22.03 | 1.01 | Bc |

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

Resinas acrílicas são utilizadas até os dias atuais na Odontologia por apresentarem muitas vantagens como excelente aparência, facilidade de manipulação, gasto mínimo, precisão e facilidade de ajuste no reparo (LEE, LAI, HSU, 2002). Porém este material ainda apresenta certas limitações, como as encontradas nas resinas autopolimerizáveis que possuem uma incompleta polimerização deixando restos de monômeros não reagidos, que atuam como plastificante, alterando desta forma as propriedades deste material.

Para solucionar tais inconvenientes alguns tipos de polimerização foram desenvolvidos dentre eles a polimerização por energia de micro-ondas. Uma das vantagens deste método de polimerização é o menor tempo de processamento quando comparados com os métodos convencionais tais como os termoativados por banho de água (Souza Junior et al., 2006). Porém as resinas acrílicas utilizadas para a confecção de placas oclusais ainda podem se desgastar ou fraturar no caso de pacientes com algum hábito parafuncional, como o bruxismo.

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.

No presente trabalho, observando-se a tabela 1, verifica-se que as médias de resistência flexural não tiveram diferença significativa ao nível de 5%, em função do material estudado. A solução desinfetante, porém, apresentou resultados estatisticamente diferentes, sendo que Corega®Tabs exibiu as melhores médias de resistência flexural.

Ogliari et al. (2004) estudaram alterações nos ciclos de polimerização da resina Onda Ceryl e concluíram que a adoção de ciclos reduzidos não interferiu nos valores de resistência flexural, permitindo a obtenção de médias que atendem a especificação 1567 da ISO.

Ferreira et al. estudaram o efeito dos enxagatórios Listerine, Plax, Periogard, Oral B e Cepacol sobre a resistência flexural de duas resinas acrílicas termopolimerizáveis, convencional (Lucitone 550) e de micro-ondas (Onda Ceryl) e observaram valores semelhantes ao grupo controle (grupo sem desinfecção) quando utilizados Cepacol e Listerine.

Oliveira Jr. et al. (2011) estudaram o efeito da incorporação de um polímero antimicrobiano na resistência à flexão da resina acrílica ativada por banho de água quente Lucitone 550 e observaram que a resistência à flexão foi adversamente afetada pela incorporação do componente.

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 as soluções desinfetantes utilizadas;
- ✓ Corega®Tabs apresentou valores maiores de resistência flexural quando comparado ao hipoclorito de sódio 1%.

Referências

AL-HANBALI, E.; KELLEWAY, J. P.; HOWLETT, J. A. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat.

Journal Dental Guildford, v.19, n.3, p.176-80, jun. 1991.

ALMEIDA, J. R. V. **Influência da termociclagem na alteração dimensional em prótese total de resina acrílica ativada termicamente**. 2001. 140 f. Tese (Dissertação de Mestrado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

ALMEIDA, M. H. W. et al. Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. **Revista de Odontologia Passo Fundo**, v.4, n.1, p.49-56, ja./jun. 1999.

ANDERSON, J. M. **Applied dental materials**. 4 ed. Oxford: Ed. Blackwell, 1972, p.199-229.

ANTHONY, D. H.; PEYTON, F. A. Dimensional accuracy of various denture base materials. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.12, n.1, p.67-81, jan./feb.1962.

ANTHONY, D.H.; PEYTON, F.A. Evaluating dimensional accuracy of denture bases with a modified comparator. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.9, n.4, p.683-92, jul./aug. 1959.

ANUSAVICE, K. J. Informatics Systems to Assess and Apply Clinical Research on Dental Restorative Materials. **Advances in Dental Research**, Washington, v.17, n.12, p.43-48, dec. 2003.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips materiais dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1998, 412p.

ARAUJO, P. A.; ABREU, D. Estudo da consistência, das resistências à compressão e à tração de gesso pedra, em função da experiência do operador e da relação pó/líquido. **Revista Estomatologia e Cultura**, v. 5, p. 51-67, 1971.

ARIOLI FILHO, J. N. et al. Influência das resinas acrílicas, técnicas de polimerização e tempo de armazenamento na movimentação dental em prótese total superior. **Revista Brasileira de Prótese Clínica**, v.1, n.4, p.303-8, 1999.

BARCO, M. T.; BOONE, M. E.; PHILLIPS, R. W. The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures: an in vitro and in vivo study. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.1, n.4, p.17-22, jul. 1979.

BORGES, L. H. et al. Efeito do tempo pós-prensagem sobre a rugosidade, dureza e porosidade superficial da resina acrílica QC-20, em diferentes, ciclos de polimerização. **Revista Brasileira de Prótese Clínica**, v.3, n.16, p.493-503, dez. 2001 – jan. 2002.

BRADEN, M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.14, n.2, p.307-16, mar./apr. 1964.

CAMPBELL, R. L. Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases. **Journal American Dental Association**, v.52, n.4, p.448-54, apr. 1956.

CARVALHO, J. C. M. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**, v.10, n.1, p.127-32, jan./jun. 1972.

CHEN, J. C.; LACEFIELD, W. R.; CASTLEBERRY, D. J. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional stability of acrylic resin denture bases. **Dental Material**, v.1, n.4, p.20-24, apr. 1988.

COMBE, E. C.; SMITH, D. C. Some properties of gypsum plasters. **British Dental Journal**, v.117, p.237-45, 1964.

CONSANI, R. L. X. et al. Cooling methods on tooth movement in maxillary dentures. **Journal Prosthodont**, v.15, n.4, p.229-34, jul./aug. 2006.

CONSANI, R. L. X. et al. Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base. **Brazilian Dental Journal**, v.13, n.1, p.57-60, 2002.

CONSANI, R. L. X. et al. Influência de operadores na adaptação das bases de prótese total. **Revista da Pós-Graduação**, v.3, n.1, p.74-80, jan./jun. 2000.

CORRÊA, G. A. Alterações dimensionais da prótese total superior na região posterior (post- dan) contribuição para seu estudo. Parte I - Alteração quanto à espessura. **Revista ABO Nacional**, Rio de Janeiro, v., n.2, p.110-11, abr./maio .

CRAIG, R.; PEYTON, F. A. **Restorative dental materials**. 5 ed. Saint Louis: Ed. Mosby, 1975, p.382-399.

DAO, T. T.; LAVIGNE, G. J. Oral splints: the crutches for temporomandibular disorders and bruxism? **Critical Reviews in Oral Biology & Medicine**, v.9, n.3, p.345-61, jan. 1998.

DOGAN, O. M. et al. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. **Journal of Materials Science-Materials in Medicine**, v.19, n.6, p.2343-9, jun.2008.

DOGAN, O. M. et al. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. **Journal of Materials Science Medicine**, v.19, n.6, p.2343-49, jun. 2008.

GAROUSHI, S. K.; LASSILA, L. V. J.; VALLITTU, P. K. Depth of cure and surface microhardness of experimental short fiber-reinforced composite. **Acta Odontologica Scandinavica**, v.66, n.1, p.38-42, feb. 2008.

GAY, W. D.; KING, G. E. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.42, n.4, p.437-440, oct. 1979.

GOMES, T. et al. Prótese total caracterizada e polimerizada por energia de micro-ondas. **Revista Odonto POPE**, v.2, n.2, p.1359-370, abr./mai./jun. 1998.

GRUNEWALD, A. H.; PAFFEBARGER, G. C.; DICKSON, G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. **The Journal of the American Dental Association**, v.44, n.3, p.269-84, mar. 1952.

HAYACIBARA, R. M. et al. Influência dos métodos de medição na determinação do desajuste das bases em prótese total. **Revista Brasileira de Prótese Clínica**, v.4, n.22, p.470-5, nov./dez. 2002.

HAYDEN, W. J. Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. **General Dentistry**, v.34, n.5, p.367-71, sep. 1986.

HENRY, R. W.; PHILLIPS, R. W. Influence of particle size of stone on surface detail of casts. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.11, n.1, p.169-73, 1961.

JACKSON, A. D. et al. The dimensional accuracy os two denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.2, n.5, p.725-9, 1989.

KANIE, R. et al. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. **Dental Materials**, v.16, n.2, p.150-8, mar. 2000.

KAWARA, M. et al. Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods. **Journal of Dental Research**, v.77, n.6, p.1446-53, jun. 1998.

KERN, W. R. Possible dimensional changes in denture base materials. **The Journal of the American Dental Association**, v.28, n.12, p.1952-8, 1941.

KIMPARA, E. T.; MUENCH, A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. **Revista da Pós-Graduação**, v.3, n.2, p.110-4, abr./jun. 1996.

KIMURA, H. et al. Applications of microwave for dental technique. Adapability of cured acrylic resins. **The Journal Osaka University Dental School**, v.27, p.41-50, jul. 1987.

KOMIYAMA, O.; KAWARA, M. Stress relaxation of heat-activated acrylic base resin in the mold after processing. **Journal of Prosthetic Dentistry.**, v.79, n.2, p.175-81, feb. 1998.

LAI, C.P. et al. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy for processing acrylic resins. **Journal Prosthetic Dentistry**, v.61, n.3, p.381-3, 1989.

LANDULPHO, A. B. et al. The effect of the occlusal splints on the treatment of temporomandibular disorders- a computerized electromyographic study of masseter and anterior temporalis muscles. **Electromyogr Clinica Neurophysiol**, Beauvechain, v.42, n.3, p.187-91, apr./may 2002.

LECHNER, S. K.; LAUTENSCHLAGER, E. P. Processing changes in maxillary complete dentures. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.52, n.1, p.20-4, jul. 1984.

MAEKAWA, M. Y. et al. Estudo do efeito da saliva artificial na resistência flexural de resinas acrílicas para base de próteses. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**, v.18, n.2, p.161-66, mai./ago. 2006.

MAHLER, D. B. Inarticulation of complete dentures processed by the compression molding technique. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.1, n.5, p.551-9, sep. 1951.

MAHLER, D. B.; ADY, A. B. An explanation of the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.39, n.3, p.578-589, may 1960.

MAHLER, D. B.; ASGARZADEH, K. Volumetric contraction of dental gypsum materials on setting. **Journal of Dental Research**, v.32, n.3, p.354-361, jun. 1953.

MIRZA, F. D. Dimensional estabily of acrylic resin dentures. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.11, n.5, p.848-57, 1961.

NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. **Journal of Osaka Dental University**, v.2, n.1, p.23-40, feb. 1968.

O' BRIEN, W. J. **Dental materials and their selection**. 2. ed. Carol Stream: Quintessence Publishing, 1997, 421 p.

OGLIARI, F. M. et al. Resistência flexural de resina acrílica polimerizavel em microondas. **Revista da Faculdade de Odontologia de Porto Alegre**, v.45, n.2, p.54-6, 2004.

OLIVEIRA JUNIOR, N. M. et al. Flexural strength of an acrylic resin after incorporation of an antimicrobial polymer. **Revista de Odontologia da UNESP**, v.40, n.3, p.131-5, 2011.

OLIVEIRA JUNIOR, N. M. et al. Flexural strength of an acrylic resin after incorporation of an antimicrobial polymer. **Revista de Odontologia da UNESP**, v.40, n.3, p.131-5, 2011.

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. **Revista Salusvita**, v.18, n.2, p.73-88, mar. 1999.

PAES JUNIOR, T. J. A. **Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural e à quantidade de monômero residual**

superficial. 2005. 121p. Tese (Doutorado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São Paulo, São Paulo, 2005.

PAIVA, G.; MAZZETO, M. O. **Atlas de placas interoclusais**. 1. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2008, 153 p.

PAVARINA, A. C. et.al. The effect of disinfectant solutions on the hardness of acrylic resin denture teeth. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.30, n.7, p.749-52, jul. 2003.

PELLIZZER, A. J. et al. Alterações dimensionais e diferentes marcas de resinas acrílicas. **Revista da Faculdade de Odontologia de Araçatuba**, v.6, n.1, p.35-8, 1977.

PEYTON, F. A. Packing and pressing denture base resins. **The Journal of the American Dental Association**, v.40, n.5, p. 520-8, 1950.

PEYTON, F. A.; ANTHONY, D. H. Evaluation of dentures processed by different techniques. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.13, n.2, p.269-82, 1963.

PHILLIPPS, R. W. **Skinner materiais dentários**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993. 334 p.

PHILLIPS, R. W. **Materiais dentários de Skinner**. 8 ed. Rio de Janeiro: Ed. Interamericana, 1986, 467 p.

POLYZOIS, G. L. et al. Dimensional stability of dentures processed in a boilable acrylic resins: a comparative study. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.57, n.5, p.639-47, may 1987.

POLYZOIS, G. L. Improving the adaptation of denture bases by anchorage to the casts: a comparative study. **Quintessence International**, v.21, n.3, p.185-90, mar. 1990.

PRATTEN, D. H.; CRAIG, R. G. Wettability of ahydrophilic addition silicone impression material. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.61, n.2, p.197-202, feb. 1989.

RIZZATTI-BARBOSA, C. M. **Influência do processamento, polimento e sorção de água na desadaptação do bordo posterior de próteses totais superiores polimerizadas com energia de micro-ondas**. 1999. Tese (Livre-Docência em Odontologia) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1999.

RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; DEL BEL CURY, A. A.; PANZERI, H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de micro-ondas na adaptabilidade de próteses totais. **Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo**, v.9, n.3, p.197-206, jul./set. 1995.

SADAMORI, S.; ISHII, T.; HAMADA, T. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. **International Journal Prosthodontics**, v.10, n.1, p.35-43, jan./feb. 1997.

SANDERS, J. L.; LEVIN, B.; REITZ, P. V. Comparison of the adaptation of acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. **Quintessence International**, v.22, n.3, p.181-186, jul. 1991.

SCHREIBER, C. K. Polymethyl methacrylate reinforced with carbon fibres. **British Dental Journal**, v.130, n.1, p.29-30, 1971.

SEO, R. S. et al. Influence of microwave disinfection on the dimensional stability of intact and relined acrylic resin denture bases. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.98, n.3, p.216-23, sep. 2007.

SKINNER, E. W. Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. **The Journal of the American Dental Association**, v.39, n.3, p.261-268, dec. 1949.

SKINNER, E. W.; Phillips, R. W. Acrylic denture base materials: their physical properties and manipulation. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.1, n.3, p.161-7, 1951.

SMITH, L. T.; POWERS, J. M. Relative fit of new denture resins polymerized by heat, light and microwave energy. **American Journal of Dentistry**, v.5, n.3, p.140-2, jun. 1992.

SOUZA JUNIOR, J. A. et al. Influence of a cobalt-chromium metal framework on surface roughness and knoop hardness of visible light-polymerized acrylic resins. **Journal of Applied Oral Science**, v.14, n.3, p.208-12, jun. 2006.

SPENCER, H. R.; GARIAEFF, P. The present status of vulcanite *versus* plastics: a base plate material. **Contact Point**, v. 27, p. 263-267, jun. 1949.

STAFFORD, G. D.; SMITH, D. C. Flexural fatigue tests of some denture base polymers. **British Dental Journal**, v.128, n.9, p.442-5, 1970.

SWEENEY, W. T. & TAYLOR, D. F. - Dimensional changes in dental stone and plaster. **Journal of Dental Research**, v.29, n.6, p.749-55, dec. 1950.

SWEENEY, W.T. Denture base material: acrylic resins. **The Journal of the American Dental Association**, v.26, n.11, p.1863-73, 1939.

SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing, palate shape and immersion. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.20, n.1, p. 19-31, jan. 1993.

SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Posterior palatal seal adaptation: influence of a high expansion stone. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.23, n.5, p.342-345, may 1996.

TAKAMATA, T.; PHILIPS, J. C. Adaptation of acrylic resin dentures influenced by the activation mode of polymerization. **The Journal of the American Dental Association**, v.19, n.2, p.271-6, aug. 1989.

TAKAMATA, T.; SETCOS, J. C. Resin dentures bases: review of accuracy and methods of polymerization. **The International Journal Prosthodontics**, v.2, n.6, p.555-562, nov./dec. 1989.

TAYLOR, P.B. Acrylic resins: their manipulation. **The Journal of the American Dental Association**, v.28, n.3, p.373-87, 1941.

UZUN, G.; HERSEK, N.; TINÇER, T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.81, n.5, p.616-620, may 1999.

VAN STRATEN, R. J. et al. A study of acrylic resin denture base material distortion using computer-aided holographic interferometry. **The International Journal Prosthodontics**, v.4, n.6, p.577-85, nov./dec. 1991.

VISSER, A.; NAEIJE, M.; HANSSON, T. L. The temporal/masseter co-contraction: an electromyographic and clinical evaluation of short-term stabilization splint therapy in myogenous CMD patients. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.22, n.5, p.387-389, may 1995.

VOJDANI, M.; REZAEI, S.; ZAREEIAN, L. Effect of chemical surface treatments and repair material on transverse strength of repaired acrylic denture resin. **Indian Journal of Dental Research**, v.19, n.1, p.2-5, jan./mar. 2008.

WOELFEL, J. B., PAFFENBARGER, G. C.; SWEENEY, W. T. Dimensional accuracy of denture base resins. **Journal of Dental Research**, 3838:752.

WOELFEL, J. B.; HICKEY, J. C.; ALLISON, M. L. Effect of posterior tooth form on jaw and denture movement. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v.12, n.5, p.922-39, sep. 1962.

WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C.; SWEENEY, W. T. Clinical evaluation of complete dentures made of 11 different types of denture base materials. **The Journal of the American Dental Association**, v.70, n.5, p.1170-1188, may 1965.

WOELFEL, J. B.; PAFFENBARGER, G. C.; SWEENEY, W. T. Dimensional changes occurring in dentures during processing. **The Journal of the American Dental Association**, v.61, n.6, p.413-30, oct. 1960.

WOLFAARDT, J. F.; CLEATON-JONES, P.; FATTI, P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.55, n.3, p.393-400, mar. 1986.

WONG, D. M. S. et al. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.8, n.3, p.300-4, mar. 1999.

YAMAMOTO, T. et al. Calculation of contraction stresses in dental composites by analysis of crack propagation in the matrix surrounding a cavity. **Dent Mater**, v.25, n.4, p.543-50, apr.2009.

YEUNG, K. C.; CHOW, T. W.; CLARK, K. H. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing for complete dentures. **Journal of Dentistry**, v.23, n.4, p.245-253, aug. 1995.

Endereço para correspondência
Faculdade de Odontologia de Araçatuba/Unesp
Rua José Bonifácio 1193, Araçatuba - SP