

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ANA PAULA BORGES PADILHA

EFEITO DO REEMBASAMENTO NA DESADAPTAÇÃO DE BASES DE
PRÓTESE DE RESINA ACRÍLICA POLIMERIZADA POR ENERGIA DE MICRO-
ONDAS

Porto Alegre
2013

ANA PAULA BORGES PADILHA

EFEITO DO REEMBASAMENTO NA DESADAPTAÇÃO DE BASES DE
PRÓTESE DE RESINA ACRÍLICA POLIMERIZADA POR ENERGIA DE MICRO-
ONDAS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof. Dra. Daniela Maffei Botega

Porto Alegre
2013

CIP – Catalogação na Publicação

Padilha, Ana Paula Borges.

Efeito do reembasamento na desadaptação de bases de prótese de resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas / Ana Paula Borges Padilha. – 2013.

41f. : il.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia, Curso de Graduação em Odontologia, Porto Alegre, BR-RS, 2013.

Orientador: Daniela Maffei Botega

1. Resina Acrílica. 2. Energia de micro-ondas. 3. Reembasamento.
4. Temperatura de transição vítrea. 5. Prótese Total.
I. Botega, Daniela Maffei. II. Título.

Aos meus pais Ana Flora Borges e Antônio Paulo Padilha que sempre se esforçaram para que eu conquistasse todos os meus sonhos, muitas vezes abdicando dos seus. Pais que, além de uma boa educação, sempre me proporcionaram muito amor e carinho.

Ao meu irmão Rodrigo Borges Padilha pela amizade e companheirismo, e que por muitas vezes me ajudou na realização deste trabalho.

Ao meu padrasto Paulo Roberto Reis, que esteve presente durante todos os anos da minha faculdade sempre muito carinhoso e prestativo.

E agradeço a todos os amigos que contribuíram e torceram pela minha vitória me dando apoio e força.

Ana Paula Borges Padilha

AGRADECIMENTOS

A Faculdade de Odontologia da UFRGS por ter me proporcionado educação de qualidade e uma profissão para a vida toda.

A Professora Daniela Maffei Botega pela oportunidade de crescer ao teu lado e pela compreensão, conhecimento transmitido, carinho e principalmente pela confiança.

A Professora Carmem Beatriz Borges Fortes pelos ensinamentos, paciência e pela importante contribuição ao trabalho.

A Professora Cristiane Machado Mengatto pela contribuição muito importante ao trabalho através da mensuração da desadaptação.

A Professora Juliana Balbinot Hilgert pela fundamental contribuição ao trabalho através da análise dos dados.

A todos que contribuíram de alguma forma para que esse trabalho fosse concluído com êxito.

Ana Paula Borges Padilha

RESUMO

PADILHA, Ana Paula Borges. **Efeito do reembasamento na desadaptação de bases de prótese de resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas.** 2013, 41 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013.

A proposta deste estudo foi avaliar a adaptação de bases de próteses totais maxilares confeccionadas com resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas (Onda-Cryl - Artigos Clássico Odontológico) submetidas ou não ao procedimento de reembasamento, além de determinar a temperatura de transição vítrea (Tg). Foram confeccionados 20 modelos de gesso pedra (Dam Proben- Cachoeirinha - RS - Brasil) a partir de um modelo metálico que representa uma maxila edêntula, originados de uma impressão com silicona de adição pesada (Hydroxtreme – Vigodent – Rio de Janeiro – RJ - Brasil) e silicona de adição leve (Adsil Light Body – Vigodent – Rio de Janeiro – RJ - Brasil). A partir desses modelos de gesso foram confeccionadas 20 bases de resina acrílica polimerizadas por energia de micro-ondas, que foram divididas aleatoriamente em grupo controle e grupo teste (n=10). No grupo teste as bases foram desgastadas internamente e reembasadas utilizando a mesma resina acrílica e a polimerização por energia de micro-ondas. A adaptação das bases foi mensurada por meio do corte do conjunto modelo de gesso/base de prótese, em três pontos pré-determinados, em ambos os grupos (controle e teste). Cada área seccionada foi mensurada em cinco pontos, utilizando o programa Image Tool (Dept. Science / Dental Diagnosis, University of Texas-Health Science Center - San Antonio - EUA). Posteriormente, parte das bases foi utilizada para a determinação da temperatura de transição vítrea (Tg) (norma ISO 6872). Os dados foram submetidos à análise de variância, com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que na comparação entre grupos no bloco de canino a maior desadaptação ocorreu em 3 pontos do grupo controle. No bloco de molares não houve diferença estatística entre os grupos. Já na comparação dos blocos de tuber, a maior desadaptação ocorreu no ponto 3 do grupo teste. Na comparação intra grupo controle a diferença encontrada foi no ponto mais mediano. Para a comparação intra grupo teste houve diferenças estatísticas em 3 pontos, todos igualmente nos pontos de variação topográfica. Apesar dos valores de desadaptação encontrados, nenhum foi igual ou superior ao valor máximo aceito clinicamente (0,9 mm), comprovando a confiabilidade do procedimento de reembasamento utilizando a técnica de aquecimento por energia de micro-ondas. Por fim, a Tg da resina acrílica do grupo teste não foi estatisticamente diferente à do grupo controle, o que comprova que não acarretou alterações na estrutura molecular da resina acrílica

Palavras chave: Resina acrílica. Energia de micro-ondas Reembasamento.
Temperatura de transição vítrea. Prótese Total.

ABSTRACT

PADILHA, Ana Paula Borges. **Effect of reline procedure in the adaptation of acrylic resin prosthesis bases processed by microwave energy**. 2013, 41 f. Final Paper (Graduation in Dentistry) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013.

The purpose of this study was to evaluate adaptation of the maxillary prosthesis' bases made with acrylic resin polymerized by microwave energy (Onda-CryI - Articles Dental Classic) submitted or not to reline procedure, beyond to determine the glass transition temperature (Tg). It was prepared 20 stone casts (Dam-Proben - Cachoeirinha - RS - Brazil) from a metal master die that represents an edentulous maxilla, originated from an impression with heavy poly(vinyl siloxane) (Hydroxtreme - Vigodent - Rio de Janeiro - RJ - Brazil) and light poly(vinyl siloxane) (Adsil Light Body - Vigodent - Rio de Janeiro - RJ - Brazil). Based on these casts were confectioned 20 bases of acrylic resin polymerized by microwave energy, which were randomly divided into control group and test group (n = 10). In the test group, the bases were worn out internally and relined by using the same acrylic resin and polymerization with microwave energy. The adaptation of the bases was measured by cutting the set stone cast / prosthesis' base in three predetermined points in both groups (control and test). Each sectional area was measured in five points using the program Image Tool (Dept. Science / Dental Diagnosis, University of Texas-Health Science Center - San Antonio - EUA). Afterwards, a piece of the bases was used for determination of glass transition temperature (Tg) (ISO 6872). The results were submitted to analysis of variance, with a significance of 5%. When comparing canine blocks, the major gap distances were found in control group, in the 3 central points; in the molar blocks, no statistical difference between the groups. In the tuber blocks the major gap distance occurred in point of the test group. When comparing blocks inside control group, the major gap distance was found in point 3, while blocks of test group showed significantly difference in points 2, 3 and 4. Although these gap distances, none of them were similar or superior to the maximum clinically acceptable value (0,9 mm), proving the reliability of microwave energy process for reline procedures. Tg of the acrylic resin in the test group was not statistically different from the control group, this confirms that does not cause changes in the molecular structure of the acrylic resin.

Keywords: Acrylic resin. Microwave power. Reline. Glass transition temperature. Denture.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração da movimentação das moléculas de polímeros em relação à variação de entalpia.....	13
Figura 2 – Modelo de gesso pedra.....	16
Figura 3 – Modelo metálico de uma maxila edêntula.....	16
Figura 4 – Modelo de gesso com a base de prova	17
Figura 5 – Mufla aberta e limpa	18
Figura 6 – Resina na fase plástica inserida na mufla.....	18
Figura 7 – Mufla na prensa de bancada.....	19
Figura 8 – Base desgastada utilizando fresa de tungstênio.....	20
Figura 9 – Base desgastada, do grupo teste, utilizada como moldeira para a nova impressão do modelo metálico sob carga de 2kg.....	20
Figura 10 – Conjunto base de prótese/silicona de adição leve/gesso pedra.....	21
Figura 11 – Conjunto modelo de gesso pedra/base de prótese/silicona de adição leve incluído em mufla.....	21
Figura 12 – Dispositivo de corte com conjunto já adaptado.....	22
Figura 13 – Pontos de corte do conjunto modelo de gesso/ base de prótese.....	22
Figura 14 – Pontos de mensuração em cada bloco.....	23
Figura 15 – Ilustração de como funciona o equipamento DSC.....	24

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Análise da desadaptação entre os grupos (controle e teste) do bloco 1 dos caninos.....	26
Tabela 2 - Análise da desadaptação entre os grupos (controle e teste) do bloco 2 dos molares.....	26
Tabela 3 - Análise da desadaptação entre os grupos (controle e teste) do bloco 3 da tuberosidade.....	27
Tabela 4 - Análise da desadaptação intra grupo controle.....	27
Tabela 5 - Análise da desadaptação intra grupo teste.....	28
Tabela 6 – Análise da Tg.....	28

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	9
2. OBJETIVOS.....	15
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	16
3.1 CONFEÇÃO DAS AMOSTRAS.....	17
3.2 PROCESSO DE REEMBASAMENTO.....	19
3.3 MENSURAÇÃO DA DESADAPTAÇÃO DAS AMOSTRAS.....	22
3.4 ANÁLISE DA TEMPERATURA DE TRANSIÇÃO VÍTREA.....	24
3.5 CEGAMENTO.....	25
4 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	26
4.1 DESADAPTAÇÃO.....	26
4.2 TEMPERATURA DE TRANSIÇÃO VÍTREA.....	28
5 DISCUSSÃO.....	29
6 CONCLUSÃO.....	34
REFERÊNCIAS.....	35
APÊNDICE A – ILUSTRAÇÕES DOS BLOCOS DO CANINO, MOLAR E TUBER, RESPECTIVAMENTE.....	39
APÊNDICE B - GRÁFICO DO TESTE DSC DO GRUPO CONTROLE..	40
APÊNDICE C - GRÁFICO DO TESTE DSC DO GRUPO TESTE.....	41

1 INTRODUÇÃO

O Brasil bem como a maior parte dos países do mundo esta envelhecendo. E a população idosa é a que mais cresce, em termos proporcionais. Entretanto, uma parcela significativa de idosos é desdentado total (LIMA COSTA; VERAS, 2003).

Os indivíduos desdentados totais e alguns casos de desdentados parciais podem ser reabilitados por meio de próteses totais ou parciais removíveis mucossuportadas, adaptadas sobre o rebordo residual remanescente. Para que tal tratamento seja bem sucedido, isto é, garanta conforto, restabeleça função mastigatória, fonética e promova a inserção social do indivíduo, é necessário que exista íntimo contato da base destas próteses ao rebordo residual (SMITH; LORD; BOLENDER, 1967; BOWMAN; JAVID, 1977; SAMADORI, et al., 1995; KIM; MICHALAKIS; HIRAYAMA, 2008).

O material empregado na confecção destas bases é a resina acrílica, que vem sendo utilizada desde o final da década de 1930, quando foi introduzida na Odontologia (BAEMERT et al., 1990). Este material apresenta desempenho satisfatório, sendo amplamente utilizado nas reabilitações protéticas devido as suas características físicas, mecânicas e econômicas favoráveis (WONG et al., 1999; SARTORI et al., 2007). A resina acrílica se apresenta na forma de pó e líquido. O pó é composto de micro-esferas pré-polimerizadas, cujos componentes são o poli(metacrilato de metila) (PMMA) e o peróxido de benzoíla, que é o iniciador da reação de polimerização. O líquido é composto pelo metacrilato de metila (MMA). A reação de polimerização, portanto, nada mais é do que a união das moléculas de monômero através de ligações covalentes que resultam em macromoléculas de polímeros, que se inicia através de um agente ativador (FORTES, 2007).

A perfeita adaptação da base ao rebordo pode ser conseguida por meio de técnicas clínicas e laboratoriais, nas quais a resina acrílica é polimerizada sobre modelos de gesso obtidos a partir de impressões utilizando materiais de impressão com alta capacidade de reprodução de detalhes e elevada estabilidade dimensional. Desta forma, a base da prótese deverá reproduzir a anatomia do modelo de gesso, que por sua vez, é a cópia fiel do rebordo residual do indivíduo (COSTA; REBOLLAL; BRAZ, 2012). A proporção correta de pó e líquido da resina é uma etapa importante para a obtenção das

propriedades ideais na estrutura final a ser confeccionada e deve ser respeitada. A relação pó/líquido indicada é de 3:1 em volume ou de 2:1 em peso (FORTES, 2007).

Entretanto, pode-se observar desadaptação de bases de prótese originadas de duas situações distintas: falha técnica durante a confecção da prótese ou devido ao processo natural de reabsorção óssea. No primeiro caso, a combinação da contração de polimerização da resina acrílica, contração térmica e tensão que acompanha o estresse liberado durante a demuflagem, podem resultar em desadaptação da base da prótese aos tecidos (SYKORA; SUTOW, 1993; LAUGHLIN et al., 2001; CONSANI; DOMITTI; CONSANI, 2002; VENUS; BOENING; PEROZ, 2011). No segundo caso, tem-se o processo de reabsorção alveolar, que se caracteriza por ser contínuo e progressivo, resultando na mudança topográfica e estrutural do osso de suporte. O resultado geralmente é a perda da adaptação das bases de prótese, ocasionando desconforto físico e perda de função (BOWMAN; JAVID, 1977; SAMADORI et al., 1995; POW; CHOW; CLARK, 1998; HAYAKAWA et al., 2000; REIS et al., 2006).

Quando este tipo de desadaptação é verificada, e todos os outros requisitos de uma prótese adequada estão presentes, como estética, dimensão vertical, ausência de desgaste dos dentes artificiais e oclusão estável, pode-se lançar mão do procedimento de reembasamento (LEVIN, 1976). Por meio desta técnica, pode-se recriar a base da prótese total reestabelecendo a adaptação desejada (POW; CHOW; CLARK, 1998).

Evidências clínicas atestam que quando as bases das próteses são readaptadas aos rebordos residuais, a taxa de reabsorção óssea pode ser desacelerada (BOWMAN; JAVID, 1977). Estudos como de Barco et al. (1979) confirmaram que a adaptação das próteses melhorou após o procedimento de reembasamento. Além disso, Tallgren et al. (1992) encontraram aumento significativo na força de mastigação dos músculos temporais e melhora no padrão de mastigação após o mesmo procedimento de reembasamento.

Vários métodos de reembasamento têm sido utilizados, sendo eles: método termopolimerizável de laboratório, método autopolimerizável de laboratório, método autopolimerizável de consultório e, por fim, método de consultório utilizando resina fotopolimerizável (KIM; MICHALAKIS; HIRAYAMA, 2008). O método laboratorial utilizando resina acrílica termopolimerizável é o mais empregado, uma vez que resulta

em melhores características físicas e mecânicas na base da prótese (BREEDING; DIXON; LUND, 1991). Dependendo da extensão do reembasamento, pode ser classificado como total ou parcial. Reembasamento total consiste naquela manobra protética em que se substitui toda a base da prótese por um novo material. Por outro lado, o reembasamento parcial é aquele em que se adiciona pequena quantidade de novo material sobre a parte interna da base da prótese pré-existente (MONTENEGRO; MARCHINI; BRUNETTI, 2007).

Tradicionalmente, o método de polimerização das resinas acrílicas tem sido o banho de água aquecida, no qual a resina acrílica é adaptada e prensada sobre o modelo de gesso, e este conjunto é incluído em muflas metálicas. A utilização de energia de micro-ondas para polimerização de resinas acrílicas iniciou-se em 1968 com Nishii. Este autor avaliou a adaptação de bases de resinas acrílicas e algumas propriedades físicas, comparando dois tipos de polimerização: o método convencional de banho de água aquecida e o método utilizando energia de micro-ondas (NISHII, 1968).

O método de polimerização utilizando energia de micro-ondas é baseado no princípio de que as ondas eletromagnéticas, produzidas por um gerador denominado magnetron, formam um campo eletromagnético não ionizante dentro do forno de micro-ondas convencional (NISHII, 1968). O aquecimento por micro-ondas também é chamado de aquecimento dielétrico, e existem dois mecanismos principais para a transformação de energia eletromagnética em calor: rotação de dipolo e condução iônica. O primeiro relaciona-se ao alinhamento das moléculas com o campo elétrico aplicado. Quando o campo é removido as moléculas retornam à posição desorganizada e essa modificação de posicionamento é dissipada em calor. Já no segundo mecanismo o calor é gerado pela fricção das moléculas (CANEVAROLO JUNIOR, 2004). Assim, moléculas polares, de qualquer substância, que estiverem sob a ação deste campo, irão vibrar em uma frequência de 2.450 MHz, resultando em aquecimento do material, devido às cinco bilhões de colisões intermoleculares por segundo (DE CLERCK, 1987).

A diferença entre a técnica de polimerização por energia de micro-ondas e a técnica de banho de água aquecida (convencional) se dá na forma de aquecimento da resina acrílica. Na primeira, o aquecimento das superfícies interna e externa do material acontece de maneira uniforme, alcançando a temperatura necessária para o processo de

polimerização em um tempo menor (SANTOS et al., 2007). Considera-se, portanto, que devido a esta uniformidade de aquecimento, a adaptação da base da prótese ao rebordo residual será superior àquela encontrada na outra técnica (ALMEIDA et al., 1999). Além disso, a polimerização das resinas acrílicas por energia de micro-ondas é mais rápida, limpa e fácil, se comparada às técnicas convencionais (GOMES et al., 2004). Outra vantagem da polimerização por energia de micro-ondas é o controle do tempo de polimerização e da redução de monômero residual (LEON; CURY; GARCIA, 2008).

Além das vantagens da polimerização de resinas acrílicas por energia de micro-ondas, há necessidade de estudos que avaliem se a técnica de reembasamento parcial, utilizando energia de micro-ondas poderia afetar negativamente a adaptação das bases de prótese ao rebordo residual, uma vez que uma nova quantidade de resina acrílica será polimerizada sobre uma resina pré-existente.

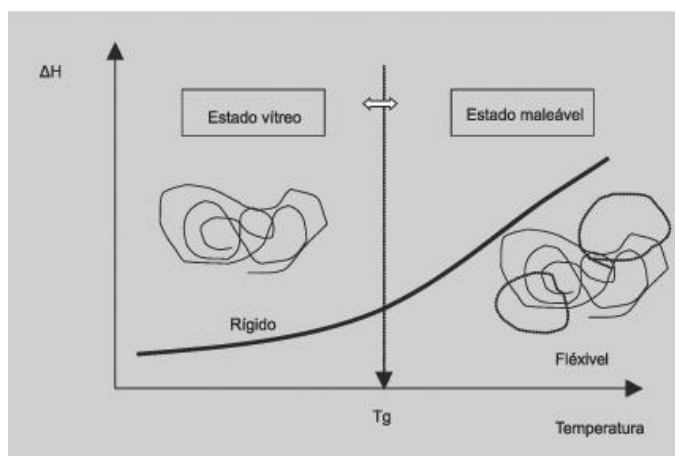
Vários pesquisadores se preocuparam em avaliar as propriedades das resinas acrílicas, como dureza, resistência à tração, sorção, solubilidade, mostrando resultados favoráveis à técnica de polimerização por energia de micro-ondas (NISHII, 1968; WONG et al., 1999; CONSANI et al., 2006; REIS et al., 2006; SILVA et al., 2011). A Temperatura de Transição Vítrea (T_g) é uma das propriedades de fundamental importância quando se deseja avaliar o efeito de uma determinada técnica sobre a resina acrílica, uma vez que quando se promove a ativação da reação de polimerização, que neste caso se dá através da energia de micro-ondas, se promove a conversão do monômero (metacrilato de metila - MMA) em polímero (polimetacrilato de metila – PMMA). Tal conversão nunca se dá por completo, resultando em uma quantidade de monômero residual que pode afetar as propriedades das resinas (SILVA et al., 2011).

Há poucas referências na literatura sobre a influência da T_g , que caracteriza-se por ser a temperatura de transição entre dois estados do material, o vítreo (mais ordenado) e o viscoso (mais flexível e menos ordenado), com propriedades diferentes em cada estado. Assim, a T_g permite, por exemplo, a identificação de amostras desconhecidas. Igualmente, a presença de plastificantes na amostra pode ser avaliada na redução da T_g do polímero. A T_g possibilita, também, estimar a interação polímero-polímero em certas misturas (CANEVAROLO JUNIOR, 2004).

A determinação da T_g pode se dar por meio de calorimetria exploratória diferencial (DSC) ou análise dinâmico-mecânica (DMA), que são as técnicas normalmente utilizadas para esta finalidade (LIMA et al., 2006). A DSC pode ser dividida em duas configurações: DSC de fluxo de calor e DSC de compensação de potência (CANEVAROLO JUNIOR, 2004).

No momento da finalização da polimerização, antes de iniciar o resfriamento da resina acrílica, a T_g atinge o pico máximo e pouco estresse é armazenado no material, visto que neste momento ele é relativamente flexível. Entretanto, abaixo da temperatura de transição vítrea, o material torna-se rígido e, quando resfria até atingir a temperatura ambiente são induzidos estresses por diferentes percentuais de contração dentro da resina e do modelo de gesso (POW; CHOW; CLARK, 1998). Essa interação de moléculas é ilustrada na figura 1.

Figura 1 – Ilustração da movimentação das moléculas de polímeros em relação à variação de entalpia



Fonte: LOPES, 2006

Há referências na literatura de vários estudos de avaliação da desadaptação das bases de prótese de resina acrílica. Consani et al. (2006) avaliaram a estabilidade dimensional de bases de próteses totais utilizando resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas e polimerizada por banho de água aquecida (convencional). Estes autores não observaram diferenças estatísticas quanto à alteração dimensional linear.

Apesar da inexistência de um padrão ouro, a desadaptação de bases de próteses usualmente tem sido mensurada por dois métodos: mensuração da desadaptação da margem palatina e a determinação da massa do material de impressão (um elastômero) que fica sob a base da prótese. A magnitude da desadaptação da margem palatina expressa a capacidade de selamento marginal, fator primordial para que se consiga obter a retenção das próteses totais junto ao rebordo (LEE et al., 2010).

Mesmo com todos os dados disponíveis na literatura, estudos que avaliem a desadaptação de bases de próteses totais confeccionadas com resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas com e sem reembasamento parcial realizado em laboratório são escassos. Pelo fato de que grande parte da população brasileira é usuária de prótese total e muitas vezes não têm condições financeiras de realizar uma nova prótese total, o procedimento reembasador, quando indicado, pode ser a melhor alternativa para esses indivíduos (MONTENEGRO; MARCHINI; BRUNETTI, 2007). Desta forma, os objetivos deste estudo foram avaliar a desadaptação de bases de próteses totais maxilares antes e após procedimento reembasador parcial, utilizando resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas, bem como determinar a temperatura de transição vítrea desta resina.

2 OBJETIVOS

Este estudo teve como objetivos:

- Avaliar a desadaptação de bases de próteses totais maxilares antes e após procedimento reembasador parcial, utilizando resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas.

- Determinar a temperatura de transição vítrea da resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas antes e após procedimento reembasador parcial.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram confeccionados 20 modelos de gesso pedra - gesso tipo III (Dam Proben–Cachoeirinha - RS -Brasil) com 100 g de pó para 40 ml de água (figura 2), a partir de um modelo metálico que representa uma maxila edêntula (figura 3). A impressão foi realizada em duas etapas: primeiramente, com silicona de adição pesada (Hydroxtreme – Vigodent – Rio de Janeiro – RJ - Brasil) utilizando 3 colheres/medida de cada e na sequência com silicona de adição leve (Adsil Light Body – Vigodent – Rio de Janeiro – RJ - Brasil) utilizando 15 cm cada. Os 20 modelos foram divididos para formar os grupos teste (n=10) e controle (n=10) de acordo com Breeding (1991), Sykora (1993), Almeida (1999), Kim (2008) e Venus (2011).

Figura 2- Modelo de gesso pedra



Fonte: autora

Figura 3 - Modelo metálico de uma maxila edêntula



Fonte: autora

3.1 CONFECÇÃO DAS AMOSTRAS

Sobre os modelos de gesso pedra foram confeccionadas bases de prova utilizando-se lâminas de cera número 7 (NewWax – TechNew - Rio de Janeiro – RJ - Brasil), com espessura de aproximadamente 4 mm, aferida com espécimetro para cera (Surmedix Ltd – Croydon – Reino Unido). As lâminas de cera foram plastificadas em água morna (45° C), totalizando as 20 bases de prova (figura 4).

Figura 4 - Modelo de gesso com a base de prova



Fonte: autora

Inicialmente, os modelos de gesso pedra com as bases em cera foram incluídos em mufla de fibracerâmica (Artigos Odontológicos Clássico Ltda - São Paulo - SP - Brasil), utilizando 100 g de gesso comum na proporção água/pó de 100g/50 mL (Dam Proben– Cachoeirinha - RS - Brasil). Após a cristalização do gesso, foi aplicada vaselina sólida (Rioquímica – São José do Rio Preto – SP – Brasil), adaptada e parafusada a contra-mufla, e vertido gesso comum (Dam Proben– Cachoeirinha - RS - Brasil) na proporção de 220g pó/110 mL água, sob vibração, até seu preenchimento completo.

Após o período de 60 minutos, a mufla foi aberta e a cera removida utilizando água aquecida. A superfície do gesso foi limpa com detergente (Bonbril – São Paulo – SP – Brasil) e escova dental (OralB - P&G – São Paulo – SP – Brasil), para remover resíduos de cera (figura 5). A seguir, a superfície de gesso foi isolada com isolante para resina acrílica (Cel-Lac – SSWhite - Rio de Janeiro – RJ - Brasil)

Figura 5 - Mufla aberta e limpa



Fonte: da autora

Para a confecção da base da prótese foi utilizada a resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas Onda-Cryl (Artigos Odontológicos Clássico Ltda – São Paulo- SP – Brasil). A resina foi manipulada conforme instruções do fabricante, sendo a relação polímero/monômero determinada em massa (20g/10mL) na balança de precisão (SHIMADZU do Brasil - São Paulo – SP - Brasil – modelo AUW 220 D) com resolução de 0,0001g. Na fase plástica, a resina foi inserida manualmente na mufla (figura 6) e esta foi levada para a prensa de bancada (Protecni – Araraquara – São Paulo – Brasil) sob carga de 1000 kg (figura 7). A mufla foi mantida na prensa por 30 minutos, conforme recomendação do fabricante, para que ocorra a distribuição uniforme da carga.

Figura 6 – Resina na fase plástica inserida na mufla.



Fonte: autora

Figura 7 – Mufla na prensa de bancada



Fonte: autora

Para o procedimento de polimerização da resina acrílica, a mufla foi inserida no forno de micro-ondas com potência de 1000 Watts e tensão nominal de 120V/60Hz (LG Eletronics da Amazônia Ltda, modelo MB-315ML *intelloWAVE*, AM – Brasil), utilizando o ciclo de 20 minutos na potência 10% seguido de 5 minutos na potência 40% (FORTES, 2007). Ao término do ciclo, a mufla permaneceu fechada por 4 horas, para resfriamento gradual antes do processo de demuflagem. O acabamento das amostras foi realizado utilizando fresa de tungstênio (Dhpro – Paranaguá – PR – Brasil), consistindo na remoção do excesso de resina acrílica ao redor da base da prótese.

As amostras foram divididas aleatoriamente da seguinte forma: das 20 bases de prótese, 10 formaram o grupo teste e 10 o grupo controle. As bases do grupo controle, após o acabamento, foram submetidas à mensuração da desadaptação. Já as bases do grupo teste foram submetidas ao procedimento de reembasamento, para posteriormente serem avaliadas quanto à desadaptação.

3.2 PROCEDIMENTO DE REEMBASAMENTO

Este procedimento consistiu no desgaste padronizado da superfície interna da base da prótese, em aproximadamente 10% da massa inicial. Para tanto, as bases foram pesadas em balança de precisão (SHIMADZU do Brasil - São Paulo – SP - Brasil – modelo AUW 220 D) com resolução de 0,0001g e submetidas a um desgaste de sua face interna, utilizando fresa de tungstênio (Dhpro – Paranaguá – PR – Brasil) conforme

ilustra a figura 8. Desta forma, o desgaste se completou quando o peso da base apresentou-se no mínimo 10% inferior ao aferido inicialmente. As bases já desgastadas, do grupo teste, foram utilizadas como moldeiras individuais para a nova impressão do modelo metálico, realizada com silicona de adição leve (Adsil Light Body – Vigodent – Rio de Janeiro – RJ - Brasil) e adaptadas no modelo metálico sob carga de 2kg, até que o material atingisse a presa, em aproximadamente 5 minutos (figura 9).

Figura 8 – Base desgastada utilizando fresa de tungstênio



Fonte: da autora

Figura 9 - Base desgastada, do grupo teste, utilizada como moldeira para a nova impressão do modelo metálico sob carga de 2kg



Fonte: autora

Após este período, o conjunto base de prótese/silicona de adição leve foi removido do modelo metálico e sobre a superfície da silicona foi vazado 100 g de gesso pedra – tipo III (Dam Proben– Cachoeirinha - RS -Brasil) na proporção indicada pelo fabricante (100g de gesso/30 mL de água), de acordo com a figura 10. Posteriormente à cristalização do gesso (60 minutos), o conjunto modelo de gesso pedra/base de prótese/silicona de adição leve foi incluído em mufla de fibracerâmica (Artigos Odontológicos Clássico Ltda - São Paulo - SP - Brasil), seguindo os mesmos procedimentos de inclusão já descritos anteriormente (figura 11).

Figura 10 - Conjunto base de prótese/silicona de adição leve/gesso pedra



Fonte: autora

Figura 11 - Conjunto modelo de gesso pedra/base de prótese/silicona de adição leve incluído em mufla.



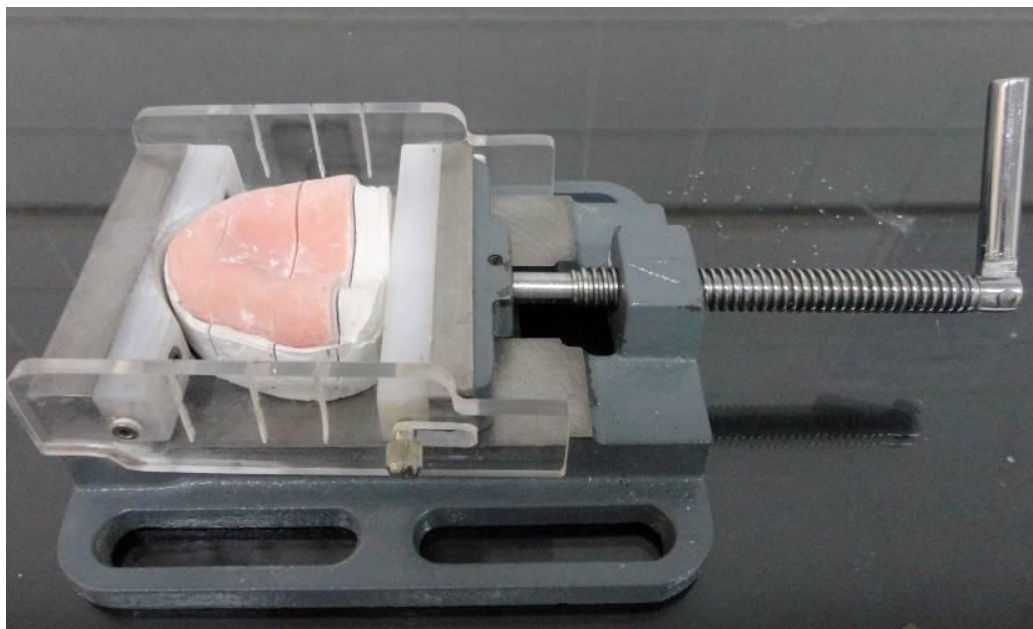
Fonte: autora

Após a cristalização do gesso comum, utilizado para o preenchimento da contra-mufla, fez-se a abertura da mufla e remoção de resíduos da vaselina e da película de silicona de adição, mantendo a base da prótese em posição. A seguir foram realizados os mesmos procedimentos de preparo, proporção e inclusão da resina acrílica na mufla, com a diferença que neste caso a resina foi aplicada sobre a base da prótese pré-existente.

3.3 MENSURAÇÃO DA DESADAPTAÇÃO DAS AMOSTRAS

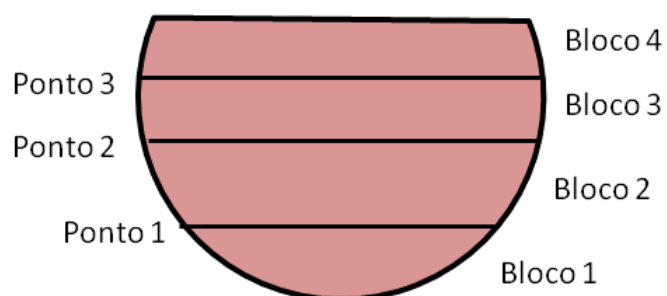
Nesta etapa, o conjunto modelo de gesso/base de resina acrílica foi removido da mufla, adaptado em um dispositivo de corte (figura 12) e seccionado transversalmente em três pontos: ponto I- região anterior de palato, ponto II- região de primeiros molares e ponto III – região posterior de palato. As secções geraram 4 blocos, sendo de interesse do presente estudo os três primeiros: bloco 1 dos caninos, bloco 2 dos molares e bloco 3 da tuberosidade (figura 13), no apêndice A se encontram fotografias exemplificando os blocos.

Figura 12 - Dispositivo de corte com conjunto já adaptado



Fonte: autora

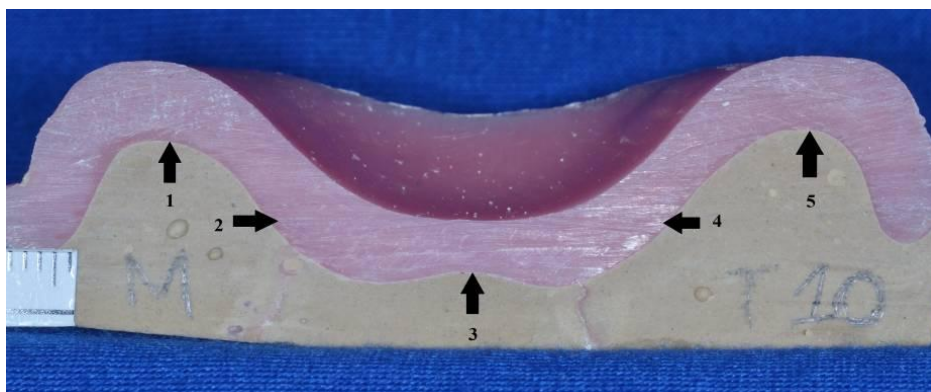
Figura 13 - Pontos de corte do conjunto modelo de gesso/ base de prótese



Fonte: autora

A desadaptação entre a base de resina acrílica e o modelo de gesso foi mensurada em 5 pontos de cada bloco. O ponto 1 na crista do rebordo alveolar direito; ponto 2 na média entre o ponto 1 e 3; ponto 3 na linha média; ponto 4 na média entre o ponto 3 e 5 e ponto 5 na crista do rebordo alveolar esquerdo (Figura 14).

Figura 14 - Pontos de mensuração em cada bloco



Fonte: autora

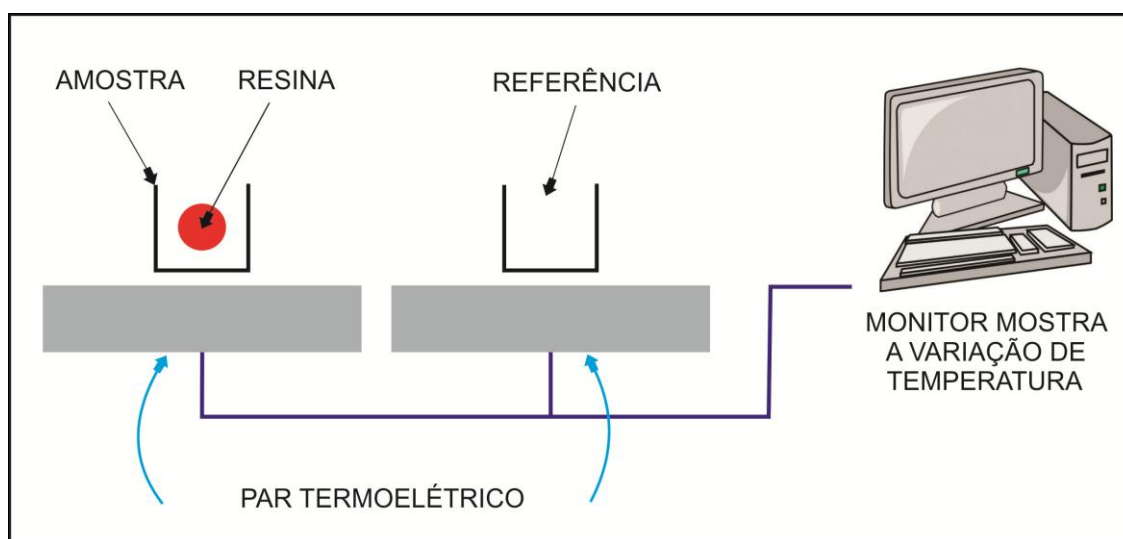
Cada secção do modelo de gesso foi fotografada (Nikon – Wuki – Jiangsu – China) e as medições foram realizadas nas imagens utilizando o programa Imagetool (desenvolvido no Departamento de Ciência de Diagnóstico Odontológico da Universidade do Texas Health Science Center - San Antônio – Texas - EUA).

3.4 ANÁLISE DA TEMPERATURA DE TRANSIÇÃO VÍTREA

A determinação da temperatura de transição vítrea em °C foi realizada pelo método termoanalítico denominado Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC). O DSC é uma técnica que avalia a diferença de fluxo de calor entre a amostra e uma referência em função da temperatura do sistema, à medida que a amostra é aquecida ou resfriada, a uma taxa constante. A Tg pode prever o comportamento de um material em uma determinada temperatura, visto que nesta temperatura existe uma mobilidade dos segmentos da cadeia polimérica e o material passa do estado vítreo para o estado elástico, sem ocorrência de uma mudança estrutural. Abaixo desta temperatura (Tg), o material não tem energia suficiente para o deslocamento de segmentos da cadeia e apresenta-se duro, rígido e quebradiço (CANEVAROLO JUNIOR, 2004).

Para esta análise, as amostras com aproximadamente 10 mg, que foram obtidas a partir das bases de prótese após a mensuração da desadaptação, foram inseridas em cápsulas de alumínio e submetidas a uma variação de temperatura de 50°C até 190°C, numa taxa de aquecimento de 10°C por minuto, no calorímetro DSC-4 (Perkin Elmer - Beaconsfield - England), como ilustra a figura 15. A Tg foi determinada no segundo ciclo de aquecimento.

Figura 15 - Ilustração de como funciona o equipamento DSC



Fonte: autora

3.5 CEGAMENTO

O estudo contou com o procedimento de cegamento, pois os grupos a serem avaliados e as amostras dentro de cada grupo foram identificadas, pelo professor orientador, por meio de números que não permitiram ao examinador a identificação durante a obtenção dos resultados.

4 ANÁLISE DOS RESULTADOS

4.1 DESADAPTAÇÃO

O teste *t* para amostras independentes foi utilizado para comparação das médias de desadaptação entre grupos controle e teste. Cada tabela mostrada a seguir apresenta a comparação entre cada bloco (canino, molar e tuber) dos grupos estudados.

Na tabela 1, pode-se observar que houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo controle e grupo teste nos pontos de medição 2, 3 e 4, sendo que a maior desadaptação ocorreu no grupo controle.

Tabela 1 - Análise da desadaptação (mm) entre os grupos (controle e teste) do bloco 1 dos caninos:

GRUPO	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4	Ponto 5
AMOSTRA					
Controle	0,099a	0,177a	0,280a	0,094a	0,057a
Teste	0,058a	0,026b	0,032b	0,007b	0,117a

Médias representadas com a mesma letra na coluna não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Na tabela 2 pode-se visualizar que não houve diferença estatisticamente significativa na comparação entre os grupos controle e teste.

Tabela 2 - Análise da desadaptação (mm) entre os grupos (controle e teste) do bloco 2 dos molares:

GRUPO	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4	Ponto 5
AMOSTRA					
Controle	0,083a	0,209a	0,183a	0,141a	0,039a
Teste	0,042a	0,111a	0,219a	0,133a	0,093a

Médias representadas com a mesma letra por coluna não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Na tabela 3 pode-se observar que houve diferença estatisticamente significativa somente no ponto 3, onde a maior desadaptação encontrada foi no grupo teste.

Tabela 3 - Análise da desadaptação (mm) entre os grupos (controle e teste) do bloco 3 da tuberosidade:

GRUPO	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4	Ponto 5
AMOSTRA					
Controle	0,037a	0,150a	0,246b	0,137a	0,048a
Teste	0,060a	0,167a	0,352a	0,198a	0,052a

Médias representadas com a mesma letra por coluna não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Já na comparação dentro do mesmo grupo utilizando o *teste anova medidas repetidas*, houve diferença estatisticamente significativa entre os blocos somente na posição central do palato (ponto 3), de acordo com a tabela 4.

Tabela 4 - Análise da desadaptação (mm) intra grupo controle:

Bloco	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4	Ponto 5
Posições					
Bloco I (canino)	0,099a	0,177a	0,281a	0,095a	0,057a
Bloco II (molar)	0,083a	0,210a	0,183b	0,141a	0,040a
Bloco III (tuber)	0,038a	0,151a	0,246ab	0,138a	0,048a

Médias representadas com a mesma letra por coluna não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Na comparação entre os blocos do grupo teste, observa-se que houve diferença estatisticamente significativa entre os blocos nas posições 2, 3 e 4, posições de maior curvatura do palato (tabela 5).

Tabela 5 - Análise da desadaptação (mm) intra grupo teste:

Bloco	Ponto1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4	Ponto 5
Posições					
Bloco I (canino)	0,059a	0,026b	0,033c	0,007b	0,118a
Bloco II (molar)	0,043a	0,111a	0,220b	0,133a	0,094a
Bloco III (tuber)	0,061a	0,167a	0,352a	0,198a	0,052a

Médias representadas com a mesma letra por coluna não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

4.2 TEMPERATURA DE TRANSIÇÃO VÍTREA:

Na tabela 6 os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa na comparação realizada com *teste t para amostras independentes*, sendo $p = 0,41$.

Tabela 6 – Análise da Tg:

	Grupo Controle	Grupo Teste
Tg	103,45 a	103,83 a

As temperaturas de transição vítrea representadas com a mesma letra entre as colunas não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Exemplos dos gráficos gerados durante os testes de DSC encontram-se nos apêndices B (grupo controle) e C (grupo teste).

5 DISCUSSÃO

O Polimetilmetacrilato (PMMA) é o material mais usado para confeccionar bases de próteses totais, devido suas ótimas propriedades físicas, excelente estética e baixa toxicidade quando comparado a outros materiais plásticos de bases de próteses (LEE et al., 2010). Entretanto, a contração de polimerização e a distorção da base da prótese devido ao estresse térmico são inevitáveis. Estes fatores combinados com a reabsorção alveolar, que é um processo contínuo e progressivo, resultam em desadaptação de locais da base da prótese em relação à mucosa de suporte (REIS et al., 2006). Sabe-se que se próteses mal adaptadas forem utilizadas por um longo período de tempo, um processo de reabsorção severa do rebordo residual pode ser desencadeado, dificultando ainda mais a utilização de tais aparelhos protéticos (HAYAKAWA et al., 2000). Quando, não raramente, próteses desadaptadas são abandonadas pelos usuários (MONTENEGRO; MARCHINI; BRUNETTI, 2007).

O procedimento de reembasamento é o método utilizado para readaptar as bases de prótese à mucosa de suporte (LEVIN, 1976; POW; CHOW; CLARK, 1998). Barco et al., (1979) comprovaram que a adaptação de próteses totais melhorou após o processo de reembasamento. Tallgren et al., (1992) concluíram que a força de mastigação dos músculos temporais apresenta aumento significativo após o procedimento reembasador (POW; CHOW; CLARK, 1998).

No presente estudo, foi realizada a comparação entre a desadaptação de bases de próteses totais submetidas ao processo de reembasamento e bases não reembasadas (grupo controle), ambas polimerizadas por energia de micro-ondas. Os resultados mostraram diferentes padrões de desadaptação quando comparados os blocos de caninos, molares e tuberosidade.

Na comparação entre os blocos de caninos observou-se diferença estatística nos pontos 2, 3 e 4, ou seja, nos pontos de curvatura do palato, locais de distorção da resina acrílica, que tende a retornar de uma posição curva para uma posição plana. Visto que, as diferenças no processo de contração entre próteses do mesmo material são consequência da variação de sua forma e tamanho, aumentando o grau de contração da prótese. (SAMADORI et al., 1995; ALMEIDA et al., 1999). Os maiores valores de desadaptação foram encontrados no grupo controle. Tal fato pode ser explicado pelo

procedimento de reembasamento, que, pelo fato de se adicionar resina acrílica a uma base pré-existente, poderia forçar a adaptação nestes pontos críticos.

Já na comparação entre os blocos de molares, não foi constatada diferença estatística em nenhum dos pontos mensurados. Fato que afirma a eficiência da técnica de reembasamento através da polimerização da resina acrílica por energia de micro-ondas.

Nos blocos de tuberosidade, pôde-se verificar a presença de diferença estatística somente no ponto 3, que é o ponto mais mediano, sendo o maior valor de desadaptação encontrado no grupo teste. Neste caso, a desadaptação se deve provavelmente pela espessura, que acabou sendo um pouco mais espessa que no resto da base.

Na comparação entre os pontos dos três blocos intra-grupo controle, observou-se que houve diferença estatística somente no ponto 3, que é o ponto mais central dos blocos. Tal fato permite a conclusão de que as variações anatômicas afetam na adaptação.

Já na comparação intra-grupo teste, se verificou que houve diferença estatística nos pontos 2, 3 e 4. Que novamente são os pontos de maior variação topográfica, que como já citado, a resina em áreas de curvatura acentuada tende a retomar a uma posição planificada.

Segundo Almeida et al., (1999), uma base de prótese não se adapta adequadamente aos tecidos de suporte quando existe uma distância igual ou superior a 0,9 mm entre a resina e a mucosa. No presente estudo, o maior valor de desadaptação encontrado foi de 0,3 mm, não sendo encontrado um valor de desadaptação semelhante, demonstrando que, clinicamente, ambos os grupos apresentariam adaptação satisfatória à mucosa.

Inicialmente, tanto a polimerização das próteses como o reembasamento eram somente realizados por meio da técnica do banho de água aquecida (ALMEIDA et al., 1999). Nos últimos anos, entretanto, tais procedimento laboratoriais também podem ser realizados utilizando-se a energia de micro-ondas para a polimerização de resinas acrílicas (GOMES et al. 2004; LEON; CURY; GARCIA, 2008). Nishii (1968), pioneiro em pesquisas a respeito da utilização de energia de micro-ondas na polimerização de

resinas acrílicas, avaliou algumas propriedades físicas e a adaptação de bases de resinas acrílicas polimerizadas pelo método convencional e pelo de micro-ondas. Os resultados mostraram não haver diferença entre as técnicas (SANTOS et al., 2007). Diferentemente, Takamata et al., (1989) verificaram menor desadaptação da polimerização em micro-ondas em comparação com a polimerização em banho de água em temperatura elevada.

Sabe-se que a correta utilização da energia de micro-ondas na polimerização das resinas acrílicas é dependente do tempo e da potência do aparelho (SANTOS, et al., 2007). Alguns autores utilizam a polimerização por 3 minutos à potencia de 500 Watts (TAKAMATA et al., 1989; SAMADORI et al., 1995). Almeida et al. (1999) realizaram a polimerização pelo mesmo tempo à potência de 900 Watts, enquanto que Leon et al. (2008) utilizaram potência de 600 Watts por 4 minutos. Genericamente, quanto menor a potência do aparelho, maior deveria ser o tempo de ativação (SANTOS et al., 2007). Para o procedimento de polimerização da resina acrílica, neste estudo, utilizou-se forno de potência de 1000 Watts, realizando o ciclo de 20 minutos na potência 10%, seguido de 5 minutos na potência 40% (FORTES, 2007). Tal ciclo foi selecionado uma vez que o estudo de Fortes (2007) comprovou a superioridade na conversão de monômero em polímero, pois ocorre em maior grau e de forma mais homogênea.

A utilização de energia de micro-ondas para reparo e reembasamento de próteses totais ou parciais removíveis foi descrita por Turck e Richards em 1992. Segundo os autores, tais procedimentos poderiam ser perfeitamente realizados em micro-ondas, com maior facilidade e economia de tempo, originando próteses mais resistentes e com tempo de vida útil mais longo (SANTOS et al., 2007). Em estudos anteriores, de uma forma geral, a estabilidade dimensional e a adaptação das próteses polimerizadas em forno de micro-ondas foram semelhantes à polimerização convencional em banho de água aquecida (SAMADORI et al., 1995; ALMEIDA et al., 1999; SANTOS et al., 2007).

A espessura da base da prótese é um fator significativo na magnitude da contração resultante do processo de polimerização, sendo que quanto maior a espessura, maior a contração e, portanto, maior pode ser a distorção e, conseqüentemente, a desadaptação. No presente estudo, foi utilizada a espessura de aproximadamente 4 mm

para confecção das bases de prótese, que, mesmo sabidamente mais espessas que o recomendável, foram utilizadas pela necessidade de se desgastar a superfície interna para o procedimento de reembasamento. Este fato pode ser o responsável pela desadaptação encontrada entre os grupos. Por outro lado, existe a possibilidade de se compensar em parte a contração de polimerização por meio da expansão da resina acrílica quando imersa em água ou saliva (SKINNER; COOPER, 1943; ALMEIDA et al., 1999). Ainda assim, Skinner e Cooper (1943) sugeriram que uma certa falta de estabilidade dimensional deve ser aceita como uma das desvantagens das próteses confeccionadas com resinas acrílicas (WONG, 1999).

Sendo assim, pode-se observar que a utilização da energia de micro-ondas constitui uma alternativa viável para procedimentos de polimerização, de reparo e reembasamento, sem causar alterações dimensionais significativas. Vários pesquisadores se preocuparam em avaliar as propriedades das resinas acrílicas, como dureza, resistência à tração, sorção, solubilidade, mostrando resultados favoráveis à técnica de polimerização por energia de micro-ondas (NISHII, 1968; WONG et al., 1999; CONSANI et al., 2006; REIS et al., 2006; SILVA et al., 2011). Entretanto, poucos estudos avaliam a temperatura de transição vítrea (T_g).

A T_g é uma das características mais importantes quando se analisa materiais poliméricos, como a resina acrílica, pois influencia diretamente as propriedades destes materiais (FORTES, 2007). Existem dois modos de se analisar a T_g pela Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC): DSC de fluxo de Calor e o DSC de compensação de potência. No primeiro tipo, amostra e referência são colocadas em cápsulas idênticas, posicionadas sobre um disco termoelétrico e aquecidas por uma única fonte de calor. Já no segundo tipo, a amostra e a referência são aquecidas ou resfriadas em fornos separados idênticos (CANEVAROLO JUNIOR, 2004). O presente estudo teve também por objetivo, analisar a T_g da resina acrílica, sendo utilizada a DSC de fluxo de calor por serem aquecidas pela mesma fonte de calor.

A confiabilidade e reprodutibilidade dos resultados originados por DSC dependem da eliminação de variáveis, como as variáveis instrumentais, que não podem ser alteradas pelo operador: o material que compõe o disco, geometria do forno e a junção dos termopares com o suporte das cápsulas (CANEVAROLO JUNIOR, 2004).

Neste estudo todos os equipamentos foram utilizados sem nenhuma alteração como forma de não haver variáveis a considerar. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos valores de Tg quando comparados os grupos controle e teste, pois, a média da Tg do grupo controle foi de 103,45°C e do grupo teste de 103,83°C. Sendo, portanto, um indicativo de que o procedimento de reembasamento não acarretou alterações na estrutura molecular da resina acrílica. O que é um indício que provavelmente não foram alteradas as propriedades deste material.

Além disso, uma resina acrílica com este valor de Tg é clinicamente favorável, visto que, dificilmente o paciente iria ingerir um alimento em tal temperatura, o que representa que a prótese permaneceria no estado vítreo desejado.

Portanto, a resina acrílica polimerizada antes e após o procedimento reembasador com energia de micro-ondas, não apresentou desadaptação clinicamente considerável e não acarretou em modificação da Tg.

6 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, foi possível concluir que:

- Na comparação entre grupos no bloco de canino houve diferença estatisticamente significativa nos pontos de medição 2, 3 e 4, sendo que a maior desadaptação ocorreu no grupo controle. Que são pontos de maior variação anatômica.

- Na comparação entre grupos no bloco de molar, não foi constatada diferença estatística em nenhum dos pontos mensurados. Fato que afirma a eficiência da técnica de reembasamento através da polimerização da resina acrílica por energia de micro-ondas.

- No bloco de tuber houve diferença estatística significativa entre grupos no ponto 3, onde a maior desadaptação encontrada foi no grupo teste, que é o ponto mais mediano e posterior.

- Na comparação dentro do mesmo grupo controle, houve diferença estatisticamente significativa entre os blocos somente na posição central do palato (ponto 3).

- Na comparação entre os blocos do grupo teste, observa-se que houve diferença estatisticamente significativa entre os blocos nas posições 2, 3 e 4, posições de maior curvatura do palato.

- Não foi constatada diferença estatisticamente significativa entre os grupos controle e teste com relação à Tg, comprovando que não houve alteração na estrutura molecular da resina acrílica por micro-ondas antes e após o procedimento reembasador;

- A desadaptação, em todas as comparações, foi menor que o valor máximo, de 0,9 mm, comprovando a confiabilidade do procedimento de reembasamento utilizando a técnica de aquecimento por energia de micro-ondas.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, M. H. W. et al. Influence of polymerization techniques on denture bases accuracy. **Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo**, Passo Fundo, v. 4, n. 1, p. 49-56, jan/jun. 1999.
- BAEMMERT, R. J. et al. The effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 3, no. 6, p. 528-537, Nov. – Dec.1990.
- BARCO, M. T. et al. The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures--an in vitro and in vivo study. **J. Prosthet. Dent.**, Indianapolis, v. 42, no. 1, p. 17-22, July. 1979
- BOWMAN, J. F.; JAVID, N. S. Relining and rebasing techniques. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 21, no. 2, p. 369-378, Apr. 1977.
- BRAUER, G. M. et. al. Denture reliners: direct, hard, self-curing resin. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 59, Aug. 1959.
- BREEDING, L. C., DIXON, D. L., LUND, P. S. Dimensional changes of processed denture bases after relining with three resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, no. 5, p. 650-656, Nov. 1991.
- CANEVAROLO JR., S. V. **Técnicas de Caracterização de Polímeros**. Artliber: São Paulo, 2004.
- CONSANI, R. L. X., DOMITTI, S. S., CONSANI, S. Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, no. 3, p. 285-289, Sept. 2002.
- CONSANI, R. L. X., et al. Dimensional stability of distances between posterior teeth in maxillary complete dentures. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 20, no. 3, p. 241-246, July-Sept. 2006.
- COSTA, S. C.; REBOLLAL, J.; BRAZ, D. B.U. **Descomplicando a prótese total: perguntas e respostas**. São Paulo: Napoleão, 2012. 354 p.
- DE CLERCK, J. P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 57, n. 5, p. 650-658, May 1987.
- FORTES, C. B. B. **Caracterização e propriedades das resinas acrílicas de uso odontológico: um enfoque voltado para a biossegurança**. Programa de pós-graduação em ciência dos materiais. 2007, 121 f. Tese (Doutorado) – Instituto de Química, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre. 2007.

- GOMES, M. et al. Adaptation of complete denture bases submitted to chemical polishing. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 12, no. 4, p. 322-325, 2004.
- HAYAKAWA, I. et al. Changes in the masticatory function of complete denture wearers after relining the mandibular denture with a soft denture liner. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 13, no. 3, p. 227-231, May/June 2000.
- INTERNATIONAL STANDARTIZATION FOR ORGANIZATION. **ISO 1567:** Dentistry – Denture base polymers. 3rd ed. Switzerland, 1999.
- KIM, Y. ., MICHALAKIS. K. X. ., HIRAYAMA, H. Effect of relining method on dimensional accuracy of posterior palatal seal. An in vitro study. **J. Prosthodont.**, Hoboken, v. 17, no. 3, p. 211-218, Apr. 2008.
- LAUGHLIN, G. A. et al. A comparison of palatal adaptation in acrylic resin denture bases using conventional and anchored polymerization techniques. **J. Prosthodont.**, Hoboken, v. 10, no. 4, p. 204-211, Dec. 2001.
- LEE, C. J. et al. Comparative adaptation accuracy of acrylic denture bases evaluated by two different methods. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 29, no. 4, p. 411-417, Aug. 2010.
- LEON, B. L. T. ., CURY, A. A. D. B. ., GARCIA, R. C. M. R. Loss of residual monomer from resilient lining materials processed by different methods. **Rev. Odonto Ciênc.**, Porto Alegre, v. 23, n. 3, p. 215-219, 2008.
- LEVIN, B. A reliable reline-rebase technique. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 36, no. 2, p. 219-225, Aug. 1976.
- LIMA COSTA, MA.; VERAS, R. Saúde pública e envelhecimento. **Cad. Saúde Pública**. Rio de Janeiro, v. 19, n. 3, p. 700, maio 2003.
- LIMA, L. F. C. P. et. al. Determinação da temperatura de transição vítrea (T_g) de três tipos de polietileno por análise dinâmico-mecânica (DMA). In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, CBECIMat., 17., 2006, Foz do Iguaçu, PR. **Anais...** São Paulo: IPEN, 2006. p. 8156 – 67.
- LOPES, C. M., LOBO, J. M. S., COSTA, P. Formas farmacêuticas de liberação modificada: polímeros hidrofílicos. **R. B. C. F.**, São Paulo, v. 41, n.2, p. 143-154, abr./jun. 2005.
- MONTENEGRO, F. L. B., MARCHINI, L., BRUNETTI, R. F. Aspectos importantes na prótese para a 3^a idade. In: CUNHA, V. P. P., MARCHINI, L. **Prótese total contemporânea em reabilitação oral**. São Paulo: Liv. Santos, 2007. Cap. 18, p. 177-194.
- NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. **J. Osaka Dent. Univ.**, Osaka, v. 2, p. 23-40, 1968.

PADILHA, D. M. P.; SOUZA, M. A. L. Estado dentário e edentulismo observados em dois grupos de idosos no Brasil e na Inglaterra. **Rev. Odonto Ciênc.**, Porto Alegre, v. 12, n. 24, p. 67-85, dez. 1997.

POW, E. H., CHOW, T. W., CLARK, R. K. F. Linear dimensional change of heat-cured acrylic resin complete dentures after relining and rebase. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, no. 2, p. 238-245, Aug. 1998.

REIS, J. M. et al. Effect of relining, water storage and cyclic loading on the flexural strength of a denture base acrylic resin. **J. Dent.**, Kidlington, v. 34, no. 7, p. 420-426, Aug. 2006.

SAMADORI, S., et al. Dimensional changes of relined denture bases with heat-cured, microwave-activated, autopolymerizing, and visible light-cured resins. A laboratory study. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v. 40, no. 5, p. 322-326, Oct. 1995.

SANTOS, P. H., et al. Microwave energy: effect on dimensional stability of acrylic resin. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo.**, São Paulo, v. 19, n. 1, p. 84-89, jan./abr. 2007.

SARTORI, E. A., et al. Cumulative effect of disinfection procedures on microhardness and tridimensional stability of a poly(methyl methacrylate) denture base resin. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, Hoboken, NJ, n. 86, no. 2, p. 360-364, Aug. 2008.

SKINNER, E. W.; COOPER, E. N. Physical properties of denture resins: part I. Curing shrinkage and water sorption. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 30, n. 1, Dec. 1943

SILVA, L. H. et al. Flexural strength and microhardness of a chemically activated acrylic resin after microwave energy treatment. **Rev. Gaucha. Odontol**, Porto Alegre, v. 59, n. 2, p. 237-242, abr/jun. 2011.

SMITH, D. E., LORD, J. L., BOLENDER, C. L. Complete denture relines with autopolymerizing acrylic resin processed in water under air pressure. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 18, no. 2, p. 103-115, Aug. 1967.

SYKORA, O.; SUTOW, E. J. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 20, no. 1, p. 19-31, Jan. 1993.

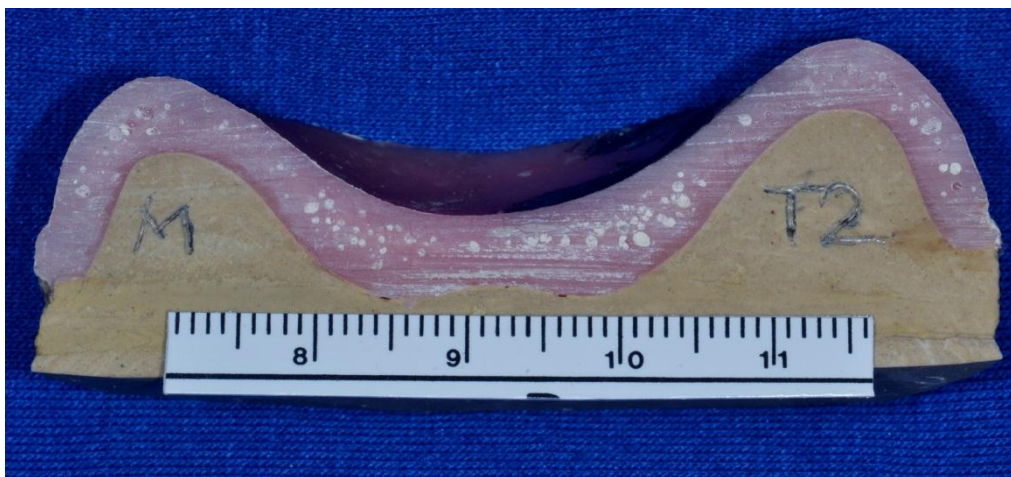
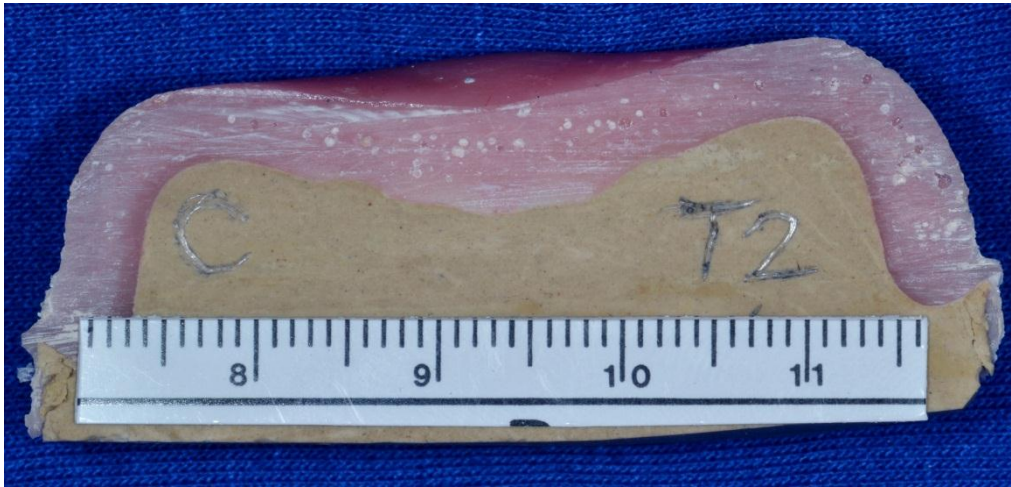
TAKAMATA, T. et al. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 119, no. 2, p. 271-276, Aug. 1989.

TALLGREN, A. et al. Longitudinal electromyographic study of chewing patterns in complete-denture wearers. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 5, no. 5, p. 415-423, Sept./Oct. 1992.

VENUS, H., BOENING, K., PEROZ, I. The effect of processing methods and acrylic resins on the accuracy of maxillary dentures and toothless denture bases: an in vitro study. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 42, no. 8, p. 669-677, Sep. 2011.

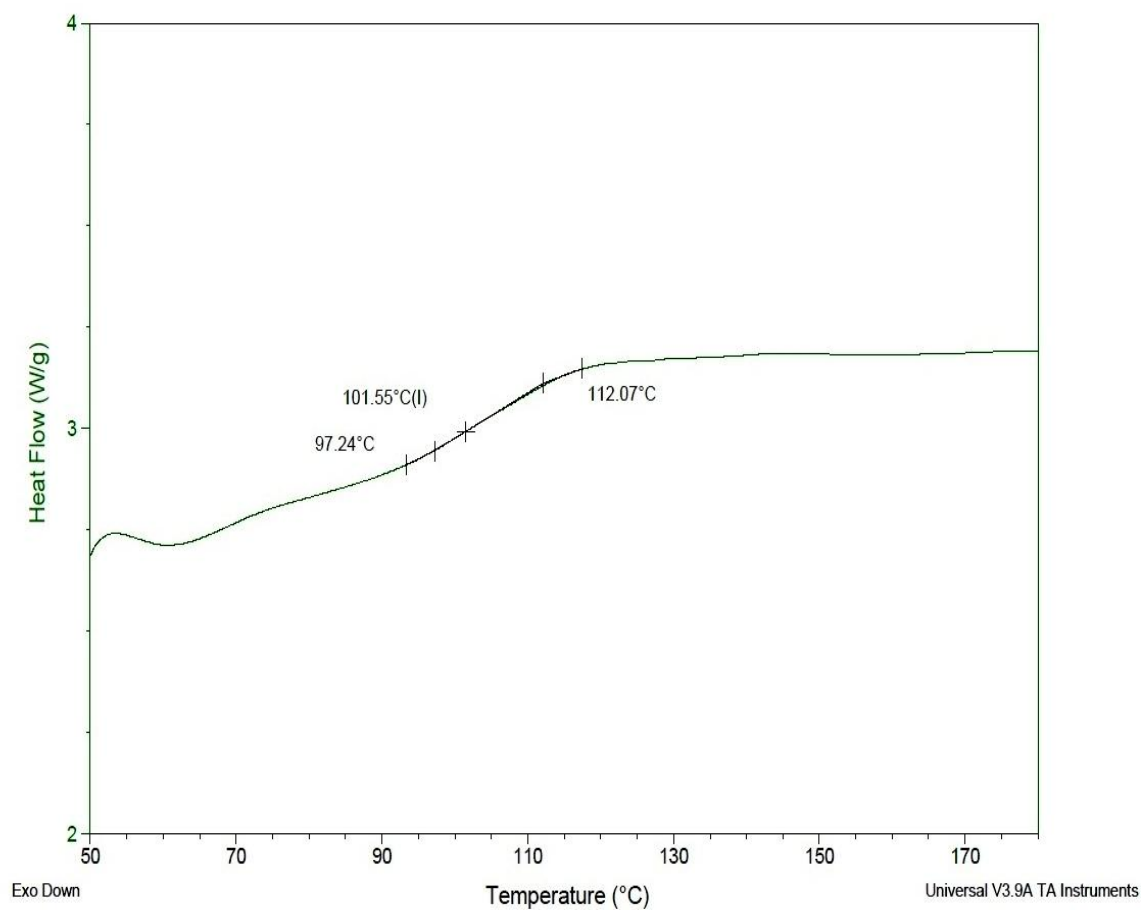
WONG, D. M. et al. Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, no. 3, p. 300-304, Mar. 1999.

APÊNDICE A – ILUSTRAÇÕES DOS BLOCOS DO CANINO, MOLAR E TUBER, RESPECTIVAMENTE



APÊNDICE B – GRÁFICO DO TESTE DSC DO GRUPO CONTROLE

DSC



APÊNDICE C - GRÁFICO DO TESTE DSC DO GRUPO TESTE

DSC

