ANA PAULA BARBOSA DE LIMA

**AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DA BASE DE PROVA
PERMANENTE DA PRÓTESE TOTAL DE RESINA ACRÍLICA
ATIVADA TERMICAMENTE, PROCESSADA EM FORNO
MICROONDAS, POR MEIO DA IMAGEM DIGITAL**

São Paulo

2006

Ana Paula Barbosa de Lima

**Avaliação da alteração dimensional da base de prova permanente
da prótese total de resina acrílica ativada termicamente,
processada em forno microondas, por meio da imagem digital**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São Paulo,
para obter o título de Mestre, pelo Programa de
Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Roberto Nobuaki Yamada

São Paulo

2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Lima APB. Avaliação da alteração dimensional da base de prova permanente da prótese total de resina acrílica ativada termicamente, processada em forno microondas, por meio da imagem digital [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo, ____/____/____

Banca Examinadora

1) Prof.(a). Dr.(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Primeiramente agradeço a **Deus**, nosso Pai, por estar sempre presente conduzindo os meus caminhos.

Aos meus pais

Miguel Ferreira de Lima e Francinete Barbosa de Lima, meus incentivadores em todos os meus caminhos, nunca medindo esforços para que as minhas metas fossem realizadas. Não tenho como agradecer todo o carinho e apoio que me ofereceram.

Aos meus irmãos

Adriana e Miguel Ângelo, sempre me dando força para a conclusão deste trabalho.

Ao meu noivo

Wlademir que ao longo de todos estes anos nunca me deixou fraquejar na conquista dos meus objetivos, sendo meu braço forte em todos os momentos em que a saudade apertava.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A **Roberto Nobuaki Yamada**, Professor Doutor do departamento de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da USP, meu orientador, que me aceitou sem restrições na elaboração deste trabalho, sempre me transmitindo tranquilidade.

À **Profª. Drª. Maria Cecília Miluzzi Yamada**, do departamento de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da USP, sempre com seus conselhos e me incentivou para a conquista deste sonho.

Ao meu amigo **Profº Dr. José Rogério Vieira de Almeida**, da Faculdade de Odontologia da UFS, meu mestre, fonte de toda a minha inspiração, que com seus ensinamentos e disciplina me fizeram seguir essa área. Não tenho palavras para agradecer e demonstrar tudo que você representa para mim.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela atuante administração.

Aos membros da comissão de Pós-Graduação da FOUSP, presidida pelo Prof. Dr. Reinaldo Brito Edias, pela importância e qualidade do curso oferecido.

Ao Prof. Dr. Carlos Gil, chefe do Departamento de Prótese Dentária, que muito tem engrandecido o departamento.

Ao Prof. Dr. Gerson de Arruda Corrêa, que muito me incentivou e ajudou na minha caminhada no departamento, sempre pronto para me orientar em cada etapa.

Às Professoras Maria Luíza Moreira A. Frigério, Regina Tamaki, Zlata Victorovna Hvanov e aos Professores Atlas Edson Moleros Nakamae, Vyto Kiausinis, da disciplina de prótese total, mestres e colaboradores nessa carreira.

Aos professores da Prótese Fixa e Prótese Parcial Removível, agradeço por todos os ensinamentos.

Aos professores da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Sergipe pelos conhecimentos científicos durante a minha graduação, pelo apoio e incentivo durante esse período.

Aos colegas de Pós-Graduação, Daniel de Paula Eduardo, José Eduardo Chorres, Márcio Mukai, Murilo Souza Oliveira, Viviane Costa e Silva pela amizade e ajuda dispensada nesta etapa.

À Vânia, Gláucia e demais funcionários da biblioteca da FOU SP que muito me auxiliaram na busca de referências.

À Ana Paula, Luiz, Regina, Nenzinha, Valdinéia e Zeza funcionários do Departamento de Prótese Dentária da FOU SP, pela atenção prestada, principalmente a Coraci e Sandra, que sempre me ajudaram e auxiliaram em todas as questões burocráticas.

A Cátia, Emília e Nair, funcionárias do Serviço de Pós-Graduação da FOU SP, por sua dedicação no atendimento à pesquisa.

A Francisco Mota e Admilsson, técnicos de laboratório, que muito me ajudaram nas partes laboratoriais deste trabalho, dispensando finais de semanas e algumas noites para a execução das próteses.

A Lourdes Leal, estatística da Empresa Brasileira de Pesquisa Agropecuária (EMBRAPA), e Prof. Samuel, do departamento de Estatística da Universidade Federal de Sergipe (UFS), que me auxiliaram nos resultados estatísticos da pesquisa.

À Andréa, Cláudia, Juliana, Karen e Karyni amigas e companheiras nos longos anos de São Paulo, sempre presentes no apoio para superar as ausências do cotidiano, nos tornando uma família.

Lima APB. Avaliação da alteração dimensional da base de prova permanente da prótese total de resina acrílica ativada termicamente, processada em forno microondas, por meio da imagem digital [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

Foram confeccionados 50 corpos de prova, divididos em 30 próteses totais superiores e 20 bases de provas permanentes, padronizados, para se avaliar a alteração dimensional da base de prova permanente, com dupla polimerização, processada em forno de microondas convencional; base de prova permanente com dupla polimerização, processada no método convencional; e a prótese total em uma única polimerização. Para essa análise, essas próteses foram divididas em 5 grupos: grupo I – prótese total convencional – banho de água (controle); grupo II – base de prova permanente processada convencionalmente; grupo III – base de prova permanente processada em forno de microondas convencional; grupo IV – prótese total superior padronizada com base de prova permanente processada convencionalmente, com as bases do grupo II; grupo V – prótese total superior com base de prova permanente, processada no forno de microondas convencional, com as bases de prova do grupo III. Para avaliar essa alteração foi usado o recurso do scanejamento da região posterior das próteses, “Post-dam”, desses corpos de prova. Após esse processo, a imagem capturada foi levada para o programa Photoshop 8.0 determinando a região de avaliação. Após essa seleção, a imagem é acessada no CorelTrace 11 para ser transformada em preto e branco e vetorizada, sendo, então, levada para o CorelDraw 11 para ser feita a medição do espaço da região posterior,

entre o modelo e a base de prova/prótese total, para permitir a análise dos valores da alteração dimensional dos corpos de prova em questão, após o processamento. Os resultados mostram que: 1) a diferença da variação média para os lados esquerdo, centro e direito, respectivamente, na ordem de décimos ou centésimos de milímetros, para o grupo IV e I (0,07; 0,08 e 0,09); para o grupo V e I (0,10; 0,32 e 0,25) e para o grupo V e IV (0,17; 0,24 e 0,16) não pode ser considerada relevante clinicamente para afetar o ajuste da prótese na boca e promover a ocorrência de maiores transtornos clínicos; 2) A alteração média das áreas do lado esquerdo e direito para o grupo I, II e IV obtiveram uma homogeneidade na alteração, diferindo os Grupos III e V em relação aos outros, não existindo porém, diferença significativa a nível de 5% entre as áreas desses segmentos; 3) A análise da variância do índice da área dos cinco (5) grupos não apresentou resultado significativo que desabonasse a utilização de qualquer um dos métodos para a confecção da prótese total. No entanto, mais estudos devem ser realizados com o intuito de se aprimorar o uso do forno de microondas para o processamentos da prótese.

Palavras-Chaves: prótese total superior, base de prova permanente, resina acrílica, forno de microondas, alteração dimensional, imagem digital odontológica

Lima APB. Evaluation of the dimensional alteration according to the permanent proof base for complete denture made of thermally activated acrylic resin, in microwave process, using digital image [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

The 50 samples of pattern maxillary complete denture were processed, divided in 30 maxillary complete denture and 20 permanent proof base, to evaluated of dimensional changes in the permanent proof base with twice polymerization, process in microwave oven, to compare with the others two groups, the complete denture with conventional process and the complete denture with permanent proof base with twice polymerization in a conventional process. To evaluated this complete dentures they were divided in 5 groups: group I – conventional complete denture; group II – proof base conventional process; group III – proof base in microwave process; group IV – complete denture using the proof base of the group, with the conventional process and the group; group V – complete denture using the proof base of the group III, microwave process. To evaluated this alteration used the scanner in the “Post-dam”, in this samples. After this proceeding the image was putting in the Adobe Photoshop 8.0 program to determinate what region was evaluated. After this selection, the image access in the CorelTrace 11 program and transformed in black and white, and after to access in the CorelDraw 11 that was measured the region between the cast and the complete/permanent proof base, to allow the analysis of the values the dimensional alteration of the proof body, after the process. The results show: 1) The linear dimensional alteration the difference mean variation for the left,

center and right sides, respectively, it was in decimal order or centesimal of millimeters, for the group IV and I (0,07; 0,08 and 0,09); and for the group V and I were (0,10; 0,32 and 0,25) and for the group V and IV (0,17; 0,24 and 0,16) and it cannot be considered clinically relevant to affect the prosthesis adjustment in the mouth, and promote the occurrence of more clinical disruptions; 2) The dimensional alterations in the areas (left and right side) of the proof bodies of the three groups I, II and IV were uniform, and the groups III and V weren't homogeneous, but there is not a statically significant difference, about 5%, between the segment left and right areas; 3) The variation of the area index about five groups there is not a statically significant that couldn't use of the both method to build the complete denture. Although, more studies are important to realize with the objective to improve the use the microwave over to process the denture.

Keywords: maxillary complete denture, permanent proof base, acrylic resin, microwave oven, dimensional alteration, digital image, dental digital image

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 –	Modelo para reprodução	95
Figura 4.2 –	Reprodução do modelo superior edentado padronizado. A – Molde de silicona. B – Modelo superior edentado padronizado reproduzido em gesso pedra Densite	96
Figura 4.3 –	Modelo de gesso edentado padronizado com base de prova em cera	97
Figura 4.4 –	Reprodução da base de prova em cera padronizada. A – Cera liquefeita no palato e contra-muflo; B – Muflo na prensa hidráulica de bancada; C – Excesso da cera liquefeita; D – Modelo e base de prova encerado.....	99
Figura 4.5 –	Base de prova em cera.....	99
Figura 4.6 –	Obtenção da prótese total superior em cera. A – Modelo superior edentado padronizado Com a base de prova em cera; B – Cera rosa nº 7; C – Dentes de estoque A23/30M Vip Dent; D – Montagem dos dentes com o auxílio da placa de Spee; E –Prótese total em cera superior concluída (vista frontal) e placa de Spee.....	101
Figura 4.7 –	Confecção do molde em silicona da prótese total Superior em cera. A – Prótese total em cera Incluída na silicona; B – Molde do modelo na base do muflo; C – Molde dentado em silicona da prótese total em cera	103
Figura 4.8 –	A – Dente para montagem; B – Dentes em seus nichos no muflo	104
Figura 4.9 –	A – Cera liquefeita no palato e contra-muflo; B – Prensagem no muflo.....	104
Figura 4.10 –	Prótese em cera. A – Prótese convencional (Grupo I); B – Prótese com base de prova permanente (Grupo IV e V).....	105

Figura 4.11 –	Inclusão no muflo. A – Prótese total em cera/modelo na base do muflo; B – Muralha de gesso pedra, vista superior; C – Muralha de gesso pedra, vista posterior; D – Base de prova em cera/modelo na base do muflo.....	106
Figura 4.12 –	Eliminação da cera. A – Após a lavagem com água limpa e quente (Grupo I); B – Após a lavagem com água limpa e quente (Grupo II).....	107
Figura 4.13 –	Sulcos retentivos nos dentes	108
Figura 4.14 –	Condensação da resina acrílica. A – Material necessário; B – Condensação da resina acrílica na fase plástica; C – Mufla nº 6 com resina no muflo.....	110
Figura 4.15 –	Polimerizadora com controle automático de tempo e temperatura	111
Figura 4.16 –	Acabamento	113
Figura 4.17 –	Término do acabamento. A – Prótese total (Grupo I); B – Base de prova permanente (Grupo II).....	113
Figura 4.18 –	Partes do muflo do microondas.....	114
Figura 4.19 –	Inclusão da base de prova em cera no muflo. A – Base de prova em cera; B – Colocação da cobertura em gesso para inclusão; C – Fechamento do muflo; D – Colocação do gesso até o limite superior do muflo; E – Prensagem com o muflo de microondas	115
Figura 4.20 –	Mufla no pirex com água, dentro do forno de microondas	116
Figura 4.21 –	Eliminação da cera	117
Figura 4.22 –	Prensagem da resina no muflo de microondas. A – Muflo de microondas com excesso de resina; B – Muflo de microondas com parafuso	119
Figura 4.23 –	Acabamento das bases de prova (Grupo III).....	121
Figura 4.24 –	Bases de prova após acabamento (Grupo III)	122
Figura 4.25 –	Preparação para o scanear. A – Dilatador; B – Conjunto modelo/base de prova no isopor.....	124
Figura 4.26 –	Corpos de prova prontos para scanear. A – Prótese total (Grupo I); B – Base de prova permanente (Grupo II); C – Base de prova permanente (Grupo III).....	125

Figura 4.27 –	Caixa para evitar distorção.....	126
Figura 4.28 –	Imagem scaneada.....	127
Figura 4.29 –	Gabarito	128
Figura 4.30 –	Gabarito sobre o modelo, para a coincidência dos prolongamentos	128
Figura 4.31 –	Gabarito sobre o modelo, próximo da coincidência do prolongamento da lâmina de bisturi	129
Figura 4.32 –	Coincidência do gabarito, tendo a lâmina de bisturi como referência	129
Figura 4.33 –	Aproximação para mostrar a coincidência do prolongamento	129
Figura 4.34 –	Imagem digital para transformar para o modo preto e branco, no programa CorelTrace 11.....	130
Figura 4.35 –	Imagem em formato vetorial para ser feita a medição.....	130
Figura 4.36 –	Intersecção entre a guia do gabarito e a região a ser mensurada.....	131
Figura 4.37 –	Confecção da prótese total superior padronizada com base de prova permanente para o processamento convencional – banho de água.....	132
Figura 4.38 –	Prótese total acabada (Grupo IV)	133
Figura 4.39 –	Confecção da prótese total superior padronizada com a base de prova permanente (grupo III) para o processamento em microondas.....	135
Figura 4.40 –	Inclusão no muflo. A – Muralha em gesso; B – Muralha em gesso (vista frontal); C- Muralha em gesso (vista lateral)	136
Figura 4.41 –	Inclusão no muflo de microondas. A – Preenchimento do contra-muflo; B – Prensagem.....	137
Figura 4.42 –	Eliminação da cera	138
Figura 4.43 –	Condensação da resina	139
Figura 4.44 –	Prensagem. A – Extravasamento da resina; B – Muflo com parafuso	139

Figura 4.45 –	Prótese total acabada (Grupo V)	140
Figura 4.46 –	Base de prova permanente/ prótese total pronta para a leitura.....	141

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo I, da variável lado esquerdo.....	147
Gráfico 5.2 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo I, da variável centro	148
Gráfico 5.3 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo I, da variável lado direito	148
Gráfico 5.4 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo II, da variável lado esquerdo	149
Gráfico 5.5 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo II, da variável centro	150
Gráfico 5.6 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo II, da variável lado direito	150
Gráfico 5.7 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo III, da variável lado esquerdo	151
Gráfico 5.8 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo III, da variável centro	152
Gráfico 5.9 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo III, da variável lado direito	152
Gráfico 5.10 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo IV, da variável lado esquerdo.....	153
Gráfico 5.11 –	Gráfico da estatística descritiva para o grupo IV, da variável centro	154

Gráfico 5.12 – Gráfico da estatística descritiva para o grupo IV, da variável lado direito	154
Gráfico 5.13 – Gráfico da estatística descritiva para o grupo V, da variável lado esquerdo	155
Gráfico 5.14 – Gráfico da estatística descritiva para o grupo V, da variável centro	156
Gráfico 5.15 – Gráfico da estatística descritiva para o grupo V, da variável lado direito	156

LISTA DE QUADROS

Quadro 5.1 –	Quadro demonstrativo das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo I	143
Quadro 5.2 –	Quadro demonstrativo das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo II	143
Quadro 5.3 –	Quadro demonstrativo das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo III.....	144
Quadro 5.4 –	Quadro demonstrativo das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo IV.....	144
Quadro 5.5 –	Quadro demonstrativo das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo V	145

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	22
2 REVISÃO DE LITERATURA	24
3 PROPOSIÇÃO	89
4 MATERIAL E MÉTODO	90
4.1 Material, instrumental e aparelhos	91
4.2 Métodos	94
4.2.1 Obtenção do modelo superior edentado padronizado	94
4.2.2 Duplicação do modelo superior edentado padronizado	95
4.2.3 Confecção da base de prova em cera padronizada	96
4.2.4 Duplicação da base de prova em cera padronizada	97
4.2.5 Obtenção da prótese total superior em cera	100
4.2.6 Reprodução da prótese superior em cera	102
4.2.7 Inclusão no muflo dos modelos edentados padronizados com a prótese total em cera (Grupo I) e dos modelos edentados padronizados com a base de prova em cera (Grupo II) – mufla nº 6	105
4.2.8 Eliminação da cera	107
4.2.9 Retenção nos dentes (grupo I)	108
4.2.10 Prensagem e polimerização da resina acrílica ativada termicamente, Grupo I e II – método convencional (banho de água)	108
4.2.11 Abertura do muflo e desinclusão (Grupo I e II)	111
4.2.12 Acabamento (Grupo I e II)	112
4.2.13 Inclusão da base de prova em cera no muflo de microondas (Grupo III)	113
4.2.14 Eliminação da cera e abertura do muflo do microondas (Grupo III)	116

4.2.15 Prensagem da resina acrílica ativada termicamente para a confecção da base de prova permanente no forno de microondas (Grupo III)	118
4.2.16 Método de polimerização	120
4.2.17 Abertura do muflo e desinclusão das bases de prova permanente (Grupo III)	120
4.2.18 Acabamento das bases de prova permanente (Grupo III)	121
4.2.19 Obtenção da imagem digitalizada das próteses totais do grupo I, e das bases de prova permanente do grupo II e III	122
4.2.19.1 obtenção da imagem digitalizada.....	123
4.2.20 Leitura da distância entre os modelos de gesso e as próteses totais do grupo I e entre os modelos de gesso e as bases de prova permanente do grupo II e III	127
4.2.21 Obtenção das próteses totais em cera com base de prova permanente padronizada – Processamento convencional com banho de água (Grupo IV)	131
4.2.22 Inclusão, eliminação da cera, retenção dos dentes, prensagem e polimerização da prótese total superior padronizada seguindo o processo convencional (Grupo IV) – banho de água	133
4.2.23 Abertura, desinclusão e acabamento (Grupo IV) – banho de água	133
4.2.24 Obtenção das próteses totais em cera com base de prova permanente	134
4.2.25 Inclusão no muflo da prótese total em cera com base de prova permanente (Grupo V)	135
4.2.26 Eliminação da cera (Grupo V)	137
4.2.27 Prensagem e polimerização da resina acrílica ativada termicamente no microondas	138
4.2.28 Abertura do muflo e desinclusão; Acabamento (Grupo V)	140

4.2.29 Obtenção da imagem digitalizada e leitura da distância entre as próteses totais com base de prova permanente e os modelos do grupo IV e V, após a segunda polimerização	140
5 RESULTADOS	142
6 DISCUSSÃO	163
7 CONCLUSÕES	182
REFERÊNCIAS	183

1 INTRODUÇÃO

A resina acrílica tem sido usada pelos dentistas há muitos anos, tendo nestas resinas e copolímeros alguns de seus melhores materiais protéticos.

O seu aparecimento, para a confecção das próteses totais, veio substituir o uso de um material à base de borracha, que era processado por vulcanização, que apesar de boas propriedades físicas, apresentava uma cor vermelho escura, que prejudicava a estética.

Como todo material, levou-se algum tempo para se dominar a resina, e desta forma fatores importantes como porosidade, excesso de monômero residual, oclusão incorreta, advinda das alterações dimensionais, são fatos importantes, mas que não impediu o seu uso.

Uma prótese total é constituída de dentes artificiais, que são montados em uma base, onde além de suporte, é responsável, também, pela retenção e distribuição das forças mastigatórias ao rebordo alveolar, tendo a adaptação como um importante requisito de conforto, estética e função.

A instabilidade, desconforto, alterações fonéticas, oclusais ou problemas traumáticos, ocorrem devido à alteração da estabilidade dimensional, ocasionado pela falha no processo de polimerização, trazendo assim essas conseqüências indesejáveis.

Devido a isso, muitos estudos a respeito das alterações dimensionais já foram executados com o objetivo de minimizá-las. Sendo o processamento em forno de microondas caseiro, a mais nova técnica para a polimerização das Próteses Totais nos laboratórios dentais.

Ao longo dos anos, com a necessidade de se confeccionar próteses num curto período de tempo, Nishii (1968), desenvolveu e patenteou uma técnica usando o forno de microondas caseiro para a polimerização do polimetilmetacrilato na base de resina da prótese total.

Para esta técnica, foi necessário o desenvolvimento de uma mufla especial para o processamento da resina no forno de microondas, pois o mufla convencional, sendo metálico, se comporta como uma barreira, não permitindo que as microondas penetre no conjunto gesso/resina para que ocorra a cura do material.

O tempo de polimerização em microondas é uma vantagem em relação à polimerização convencional com banho de água, levando 20min, um tempo bem inferior a do outro processo, que dura 12h.

Com isso, a proposta deste trabalho foi avaliar as alterações dimensionais nas bases de prova permanente das próteses totais superiores padronizadas com dupla polimerização, processadas em forno de microondas comum, comparando-as com as próteses totais processadas convencionalmente em banho de água, única polimerização, e com próteses totais com base de prova permanente, com dupla polimerização, também processadas convencionalmente.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Sweeney (1939) realizou uma das primeiras pesquisas a respeito das propriedades físicas dos materiais usados para bases de próteses totais, comparando algumas das propriedades do metacrilato de metila com outras substâncias usadas na época para confecção da prótese. Observou que de acordo com o período de tempo de estocagem, a técnica de polimerização utilizada e a temperatura, havia alteração na cor, na estabilidade dimensional e nas propriedades mecânicas do metacrilato de metila. A expansão linear da prótese durante sua imersão em água foi de +0,90%. A secagem acusou uma contração variando de -0,10% a -0,25% em relação aos modelos originais. A peça imersa em água, depois de seca, ganhou em peso 0,20g; depois de seca novamente, voltou aproximadamente ao peso original. Para verificar estas condições, o autor fez moldagens em gesso da superfície externa da prótese. Após vários dias imersos em água, a peça foi retirada e colocada sobre o modelo para que fossem verificadas as alterações.

As alterações dimensionais nas bases de próteses totais obtidas a partir de seis materiais diferentes foram observadas por Kern (1941). Os corpos de prova representavam a secção posterior de uma maxila na região compreendida de molar a molar. As medidas foram feitas nesta região, de vestíbulo a vestíbulo e do rebordo alveolar à abóbada palatina. Concluiu-se, então, que ocorreram alterações lineares após a polimerização em todos os casos e que essas alterações dimensionais não são uniformes e pode ser explicado pelo fato de as deformações não atuarem

necessariamente na mesma direção.

Taylor (1941) chamou a atenção para a necessidade de se utilizar algumas regras para minimizar a contração de polimerização das resinas acrílicas, que pode ser de até 7%: a prensagem da resina acrílica deve ser realizada sob pressão substancial, de forma gradual, uniforme e em todos os sentidos; quantidade suficiente de material deve ser comprimida dentro do molde; utilizar muflos parafusados; e usar gesso pedra para suportar a compressão, impedindo a dilatação do material e movimentação dos dentes.

A contração de polimerização e a expansão por absorção de água, pesquisando cinco marcas comerciais de resinas acrílicas, foram experimentadas por Skinner e Cooper (1943). A investigação foi realizada nas bases de resinas acrílicas em modelos metálicos, representando esquematicamente a porção posterior da maxila desdentada em função dos métodos de moldagem por compressão e por injeção. Observaram que a contração linear, durante a polimerização, é resultado da diferença entre a contração térmica da resina e do modelo e que é acentuada a diferença entre a contração linear nas resinas esfriadas rápida ou lentamente, uma vez que o modelo metálico é melhor condutor de calor que o gesso. Os corpos de prova foram mantidos em água durante três semanas, pois sua imersão por um tempo superior seria desnecessária, já que as alterações posteriores não apresentaram interesse prático. Os autores concluíram que a expansão em água compensou a contração durante a polimerização.

Na tentativa de fazer uma prótese total de metacrilato de metila com o mínimo de alteração e para compensar a contração de polimerização (cerca de 0,37%), Steck (1948) confeccionou modelos de prótese que apresentavam uma expansão de 0,40%. Através de uma película de alginato, o autor observou que após a desinclusão do mufla a prótese tinha sofrido uma alteração dimensional de 0,02% e após a imersão em água a 37°C, por 30 dias, a alteração linear era também de 0,02%.

Caul e Schoonover (1949) determinaram um método da proporção da polimerização das resinas acrílicas e suas aplicações nas próteses totais, apesar delas serem excelentes apresentam algumas características indesejáveis como: a quantidade de absorção de água, instabilidade dimensional, fraturas, descoloração, dificuldade de reparos e formação de bolhas. Estas dificuldades na maioria não são inerentes a propriedades das resinas acrílicas, mas são problemas induzidos pelo impróprio processo de polimerização e que as variações nas propriedades físicas como tempo, temperatura, pressão e impurezas, podem afetar o processo de polimerização.

Foi publicado um artigo por Steck (1950) no qual após testes com o metacrilato de metila para base de prótese total polimerizado a 70°C durante 9h, chegou-se, entre outras, às seguintes conclusões:

- 1) a forma dos dentes influirá nas variações da dimensão vertical de oclusão;
- 2) a contração linear horizontal somada a forma da prótese total tende a afastar a prótese do modelo na região palatina;

- 3) o controle da dimensão vertical foi igualmente bom para as técnicas de compressão e de injeção;
- 4) a alteração da dimensão vertical pode variar de acordo com o tipo de gesso usado.

As alterações dimensionais sofridas pelas resinas acrílicas, após o processo de polimerização, também foi pesquisado por Aldrovandi (1950) que resolveu investigar a influência dos métodos de condensação, do tempo e da temperatura de polimerização das resinas acrílicas no afastamento do arco palatino nas próteses totais superiores, chegando as seguintes conclusões:

- 1) a instabilidade dimensional das resinas acrílicas utilizadas como base de prótese total anulam muitos dos esforços que são despendidos na obtenção de uma boa moldagem;
- 2) apesar de todas as tentativas feitas até agora para eliminá-las, as alterações dimensionais desses termoplásticos – dentre as quais sobressai o afastamento do arco palatino nas próteses totais – ainda persistem, constituindo um sério obstáculo para a estabilidade dessas próteses;
- 3) a condensação da resina acrílica pelo chamado método de compressão satisfaz razoavelmente, parecendo oferecer vantagem sobre o processo injetor porque diminui a ocorrência de deformações internas induzidas nas resinas durante a sua polimerização;
- 4) parece que as alterações dimensionais apresentadas pelas resinas acrílicas constituem manifestações de condições intrínsecas do próprio material e não foi possível eliminá-las por meio dos tempos e

temperaturas até agora experimentados;

- 5) a pesquisa deve ser encorajada e estimulada no sentido de melhorar as propriedades físicas das resinas acrílicas que, além de representarem elementos indispensáveis na prótese moderna, satisfazem plenamente os requisitos estéticos, de resistência e facilidade de manipulação, que são desejáveis em materiais indicados para base de próteses totais.

A evolução das resinas em seu uso odontológico foi avaliado por Skinner (1951), afirmando que se o fechamento final é feito com o molde em excesso de material, este irá se prender nas laterais do muflo, durante a polimerização, produzindo um excesso em forma de lâmina e alterando a dimensão vertical.

Avaliando os efeitos de algumas técnicas de condensação da resina acrílica, Grunewald, Paffenbarger e Dickson (1952), relataram que qualquer técnica usada para confeccionar prótese total em resina deveria satisfazer três exigências:

- 1) a técnica deve produzir próteses que fiquem bem adaptadas aos tecidos orais;
- 2) estabilidade dimensional;
- 3) obter as melhores propriedades, física e química, da resina empregada.

Relataram ainda, que as possíveis causas do aumento da dimensão vertical após a polimerização são:

- 1) tensões induzidas na prótese durante a polimerização e mais tarde liberadas com o uso;
- 2) resultado de ganho e perda de água;
- 3) polimerização incorreta.

Uma avaliação do comportamento do metacrilato de metila usado como material para base de prótese total foi feita por McCracken (1952). Para tanto, o autor comparou as propriedades físicas e práticas do uso das resinas quimicamente ativadas com as resinas convencionais (polimerizadas pelo calor). O autor dividiu o estudo em duas partes: a 1ª consistiu na comparação da dureza e resistência transversa das amostras de resinas ativadas quimicamente e resinas polimerizadas pelo calor; e a 2ª parte consistiu em observar a temperatura de polimerização e as alterações dimensionais ocorridas durante a ativação do acrílico. Para o estudo, foram testadas quatro marcas de resina acrílica (Coldpac, NuSet, Acrilat 88 e Duz-All). Analisando os resultados, o autor chegou as seguintes conclusões:

- 1) as amostras submetidas aos testes indicaram que as resinas ativadas quimicamente são menos polimerizadas que as resinas ativadas pelo calor;
- 2) quando a resina ativada quimicamente é imersa em água fervente por 15min acontece uma melhora em suas propriedades físicas, indicando uma polimerização mais completa;
- 3) as alterações dimensionais da porção posterior da prótese total superior indicam menor contração de polimerização das resinas ativadas quimicamente em relação às resinas ativadas termicamente;
- 4) baseado nos princípios da polimerização do metacrilato de metila à baixa temperatura a base da prótese total estará livre de tensões internas e conseqüentemente será mais precisa como material de uso.

Estudando as alterações dimensionais de uma resina de lenta polimerização para base de prótese, Smith e Schoonover (1953), observaram a

contração de polimerização e a expansão que ocorre resultante da absorção de água, comparando com vários materiais restauradores, chegando as seguintes conclusões:

- 1) as resinas encolhem seis a oito por cento durante a polimerização e esse encolhimento não acontece uniformemente em todas as direções;
- 2) essa contração é aproximadamente quatro vezes maior que a do cimento de silicato;
- 3) se nenhuma tensão está presente a resina se expande igualmente em todas as direções como resultado da absorção de água, compensando parte da contração de polimerização.

Um trabalho foi desenvolvido por Mowery et al. (1958) utilizando 91 próteses totais processadas com resina autopolimerizável e 28 próteses com resina termopolimerizável para observar as alterações dimensionais das resinas durante o seu processamento por um período de dois anos em uso. Concluíram que as magnitudes das mudanças dimensionais nos dois tipos de resinas usualmente não excedem a 0,2mm e os pacientes não relataram qualquer alteração nas próteses. De acordo com os autores, a reação dos pacientes indica que essas alterações não afetam significativamente o ajuste das próteses. As mensurações foram realizadas em pontos localizados nas fossas dos últimos molares e na borda disto bucal da prótese superior.

Modificação nas posições relativas dos dentes durante o processo de construção da base da prótese e a influência que alguns fatores têm na magnitude dessas alterações, foi comprovada por Vieira (1958), como:

- 1) distorção das chapas de ideal base e de cera para montagem dos dentes, pela ação do tempo e temperatura;
- 2) expansão de presa do gesso utilizado no preenchimento dos muflos;
- 3) tipo de material usado para base da prótese total;
- 4) acabamento e polimento da base da prótese.

Utilizando um microscópio comparador e pontos de referência nos dentes artificiais para realizar a mensuração, o autor chegou as seguintes conclusões:

- 1) as chapas de prova, após a relação de oclusão satisfatória, não devem ser armazenadas para evitar alterações na posição relativa dos dentes;
- 2) as técnicas de moldagem da resina acrílica por compressão e por injeção apresentam resultados semelhantes, não havendo diferença significativa entre uma e outra;
- 3) o grau de expansibilidade (maior ou menor) do gesso utilizado para preencher a mufla não tem influência significativa sobre as alterações que ocorrem na posição relativa dos dentes;
- 4) as redes de Perlon, introduzidas nas bases das próteses de resina acrílica, não exercem influência significativa como agente capaz de impedir a modificação na posição relativa dos dentes;
- 5) a alteração na posição relativa dos dentes, encontrada para a superpoliamida, é consideravelmente superior as verificadas para a resina acrílica, com ou sem rede de Perlon;
- 6) durante o acabamento e o polimento das próteses há alteração significativa na posição dos dentes;

Analisando as alterações dimensionais que ocorrem em próteses de resina

acrílica Woefel; Paffenbarger e Sweeney (1959) observaram que estas alterações estavam relacionadas às propriedades físicas básicas do material e à técnica de processamento, concluíram, então, que:

- 1) as maiores alterações ocorrem durante o processamento da prótese (cerca de 0,3mm);
- 2) a expansão pela absorção de água é menor que 0,2mm, compensando em parte a contração de polimerização;
- 3) as resinas processadas corretamente não sofrem alterações significantes após os três primeiros meses;
- 4) as alterações apresentadas pelas próteses de resina acrílica são clinicamente insignificantes e as reclamações e descontentamento dos pacientes em relação às suas próteses é por outras causas e não pelas distorções apresentadas pela resina acrílica.

Estudando a precisão de ajuste de 12 materiais Woefel, Paffenbarger e Sweeney (1960), confeccionando 186 próteses totais (73 clínicas e 113 laboratoriais) e utilizando diferentes recomendações para o processamento. As mensurações eram determinadas comparando a posição do pino incisal do articulador Hanau, antes e depois da polimerização das próteses das seguintes formas:

- 1) medindo a distância entre os molares das próteses em cera e após o polimento;
- 2) examinando a adaptação da prótese no modelo de gesso após a polimerização;
- 3) através da distância entre o molar e a borda bucal da prótese. As mudanças na dimensão vertical observadas pelo aumento do pino

incisal ficaram entre 0,0mm e 1,49mm.

Muitas variáveis influenciam nas alterações dimensionais das próteses de resina acrílica em uso na boca, segundo as observações de Mirza (1961). Devido a isso o autor resolveu estudar o grau das alterações dimensionais e o significado dessas mudanças no ajuste clínico, preocupado com seis questões:

- 1) qual o grau de alteração necessário para afetar o ajuste da prótese na boca?;
- 2) quanto de alteração dimensional é tolerada pelos tecidos?;
- 3) o ajuste da prótese é o fator principal na avaliação das resinas acrílicas?;
- 4) os tecidos se alteram diante das alterações dimensionais das resinas acrílicas?;
- 5) diante das mudanças, as pressões poderiam causar reabsorção do tecido e trauma para o osso adjacente?
- 6) qual a importância do processamento da resina no sucesso das próteses totais?

Neste estudo foram confeccionadas 33 próteses em resina acrílica ativada termicamente e 31 em resina acrílica autopolimerizável, chegando-se as seguintes conclusões:

- 1) o ajuste clínico das resinas autopolimerizáveis era semelhante ao das termopolimerizáveis, apesar das alterações lineares das próteses autopolimerizáveis serem maiores após 3 meses de uso;
- 2) a contração de polimerização das próteses autopolimerizáveis após ½ hora era menor que a contração das termopolimerizáveis, mas a diferença é estatisticamente insignificante;

- 3) as próteses de resina acrílica termopolimerizável alcançaram uma alteração máxima em 1 semana, depois, gradualmente, aproximou-se do valor inicial da contração de polimerização, enquanto as próteses de resina acrílica autopolimerizável continuaram sofrendo alterações no período de três meses.

Após o processamento da prótese, segundo pesquisas de Shippee (1961), ocorre um aumento na dimensão vertical de oclusão, havendo necessidade de realizar ajuste oclusal nos dentes artificiais e que a oclusão cêntrica fica ligeiramente anterior àquela registrada no articulador. Para comprovar sua pesquisa, foi usada uma técnica onde se fazia um escape para o excesso de resina após o fechamento do muflo para avaliar o controle do aumento da dimensão vertical de oclusão, desta forma concluindo-se que quando se utilizava essa técnica o aumento da dimensão vertical de oclusão era reduzido em cerca de 50% e que as alterações dimensionais na distância entre os molares, após a polimerização, eram reduzidas.

Avaliando o assentamento e a precisão das bordas das próteses utilizando diversos tipos de materiais processados por diferentes técnicas (plásticos ativados quimicamente, porcelanas, plásticos epóxicos, liga de cromo-cobalto, vulcanite, plásticos ativados termicamente e plásticos para injeção), Anthony e Peyton (1962), verificaram que após um período de oito meses armazenados em água, as próteses que apresentaram maior precisão de ajuste foram as confeccionadas com resinas autopolimerizáveis. As termopolimerizáveis mudaram suavemente e dois materiais plásticos especiais foram essencialmente estáveis. O significado clínico das discrepâncias de ajuste das próteses avaliadas não foi determinado, porém como um

dos pré-requisitos para a retenção da prótese é que exista um espaço mínimo entre a base e os tecidos orais e através desse estudo não foi possível avaliar outros fatores envolvidos com as alterações dimensionais das resinas.

As mudanças dimensionais em próteses totais tomando como referência as distâncias molar a molar e borda a borda, foram observadas por Woefel, Paffenbarger e Sweeney (1962), em 24 próteses totais superiores e inferiores (12 mais espessas e 12 mais finas), utilizando oito tipos de resinas acrílicas, um poliestireno, um copolímero de vinil-acrílico, uma resina epóxi e uma borracha dura. O experimento foi realizado armazenando as próteses em água a 23°C e 37°C, secadas em um dissecador e aquecidas em água por trinta 30min com intervalos de 10°C de 50°C a 100°C. Observaram que a secagem e reumidificação não causam distorções permanentes significativas nas resinas e que as maiores distorções ocorreram nas próteses mais finas.

Foram confeccionadas 134 próteses totais (67 superiores e 67 inferiores) em modelos de acrílico montados em articuladores anatômicos por Rothman e Saizar (1963), para avaliar as alterações dimensionais durante o processamento das próteses, excluindo os fatores biológicos. As medidas, com um comparador centesimal, foram realizadas nos seguintes momentos: nas próteses enceradas em oclusão central; na distância de cada dente a base do modelo antes e após a polimerização; na altura do articulador com os modelos depois de sair do muflo e antes do ajuste oclusal. Os autores chegaram, entre outras, as seguintes conclusões:

- 1) ocorreu um aumento da dimensão vertical de oclusão, após a remontagem dos modelos em 95,3% dos casos;

- 2) a altura oclusal dos dentes após a polimerização estava aumentada em 58,6% dos casos;
- 3) a adaptação geral das bases nos modelos originais foi defeituosa, independentemente da habilidade do técnico em prótese;
- 4) apesar de se utilizar a mesma técnica, existe a possibilidade de aparecer defeitos em relação ao aumento ou diminuição da altura dos dentes, explicando assim o aparecimento de articulações com muitas ou poucas alterações após a polimerização.

Procurando diminuir o tempo de polimerização, prevenir porosidade interna e aumentar o grau de polimerização das resinas usadas para base de prótese total, Nishii (1968), estudou a cura da resina com irradiação de forno de microondas, chamando esta técnica de método de aquecimento dielétrico. Amostras de resinas termopolimerizáveis foram submetidas à irradiação durante 9, 10, 11 e 12min para avaliar a absorção de água, a dureza, a resistência à tração, a resistência da curva transversa, a deflexão transversal, a retenção dos dentes artificiais e a adaptabilidade da base, chegando as seguintes conclusões:

- 1) a polimerização livre de porosidade foi conseguida utilizando-se uma mufla perfurada e diminuindo a energia de alta frequência;
- 2) as propriedades físicas das resinas submetidas a 11min de irradiação foram semelhantes ao banho de água convencional, indicando que as microondas, quando utilizada com menor tempo de irradiação, apresentam resultados semelhantes ao método convencional.

Tamaki ST et al. (1968) estudaram a influência de dois métodos de prensagem usados em prótese total (com e sem eliminação da sobra de resina no ato do fechamento do muflo) no aumento da espessura do excesso de resina na borda da base da prótese. Aproveitaram neste trabalho 40 próteses totais duplas, dividindo-as em dois grupos: 20 próteses totais duplas do primeiro grupo foram prensadas, aplicando-se o método de prensagem única 20, e no segundo (2º) grupo, com o de eliminação do excesso das bordas. Através dos resultados obtidos, os autores notaram que a prensagem com eliminação do excesso ocasiona, tanto na prótese superior como na inferior, maior espessura do excesso do que a técnica de prensagem única. Tanto nas próteses superiores como nas inferiores aparece um ligeiro aumento da espessura da porção posterior e não existe diferença de espessura entre os lados direito e esquerdo das próteses experimentadas.

Tamaki T et al. (1968) desenvolveram um trabalho de investigação do aumento da dimensão vertical de oclusão em próteses totais duplas na região dos incisivos, comparando a dimensão vertical de oclusão do plano de orientação e a dimensão vertical de oclusão da prótese terminada. A pesquisa baseou-se em 23 casos de próteses totais confeccionadas para pacientes e os autores encontraram um aumento da dimensão vertical em torno de 1,57mm.

Foram confeccionadas 50 próteses totais bimaxilares, por Tucker e Freeman (1971), para investigar as mudanças na dimensão vertical de oclusão que ocorrem durante o ciclo de polimerização da resina acrílica quando se utiliza a silicona ou o gesso durante a inclusão da prótese total. Verificaram que a dimensão vertical de oclusão não era modificada significativamente com o uso do gesso em

relação a silicona, encontrando um aumento médio de 1,2mm para o gesso e de 1,7mm para a silicona. Os autores salientaram que esses resultados mostram a necessidade da remontagem das próteses no articulador, independentemente da técnica usada, para realização do ajuste oclusal.

Para Carvalho (1972) os fatores que provocam as alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica são: contração térmica de polimerização; porosidade; absorção e perda de água e distorção. Essas alterações comprometem a adaptação da prótese à área basal da boca e diminui a eficiência mastigatória.

Alguns cuidados para reduzir as alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica:

- 1) a resina deve ser colocada na mufla na fase plástica e o mais homogênea possível;
- 2) deve ser condensada em mufla sem parafuso e mantida sobre pressão numa prensa dotada de molas;
- 3) é preferível um pequeno aumento da dimensão vertical do que distorções grandes e incorrigíveis;
- 4) antes de se levar o conjunto a polimerização devemos esperar de 2 a 3h, ou se possível, durante toda uma noite, para que haja melhor difusão do monômero no polímero;
- 5) deve ser polimerizada em dois estágios. Primeiramente, durante cerca de 9h a 65°C ou 70°C e, no segundo estágio, a 100°C durante 30min;
- 6) o esfriamento do conjunto mufla e prensa deve ser lento a partir da água em ebulição;

- 7) após a remoção do muflo, a prótese deve permanecer constantemente em um recipiente com água.

Quando o profissional instala as próteses no paciente, segundo Wesley et al. (1973), observa que a relação de contato planejada para os dentes posteriores das próteses totais, após a polimerização, não é a mesma relação apresentada antes do processamento e que as discrepâncias oclusais ocorrem devido às mudanças na posição dos dentes durante o processamento da prótese. Baseados nessas observações, os autores confeccionaram 50 próteses totais bimaxilares para avaliar as alterações que ocorrem nos contatos dos dentes posteriores após o processamento da prótese. Para analisar as alterações, os contatos em relação cêntrica foram marcados e fotografados antes e depois da polimerização, concluindo-se que:

- 1) são produzidas discrepâncias oclusais durante o processamento e estas devem ser corrigidas antes da instalação da prótese no paciente;
- 2) procedimentos cuidadosos durante o processamento podem reduzir as alterações dos contatos inicialmente planejados;
- 3) que as alterações são mais evidentes nos dentes mais posteriores.

As alterações dimensionais em próteses totais foram investigadas por Muench e Ueti (1974) fazendo-se um estudo comparativo entre as técnicas de inclusão convencional com a muralha de gesso e com a cobertura de silicone. Os corpos de prova foram 12 próteses construídas sobre modelos esquemáticos de um desdentado total (seis eram representativos da arcada inferior e seis da superior). Tendo em vista os resultados obtidos e analisados, concluindo-se que:

- 1) existe algum fator, além da contração de polimerização, que influi nas modificações das posições dos dentes em uma prótese total;
- 2) as duas técnicas de inclusão conduziram à contrações semelhantes, principalmente após a separação da prótese total do modelo e imersão em solução de cloreto de sódio a 0,9%;
- 3) o aumento da dimensão vertical não foi significativamente diferente para as duas técnicas de inclusão, embora tenha havido uma tendência de menor aumento com o uso de silicone.

Preocupados com as alterações sofridas pela resina acrílica na região posterior da prótese total superior, Moghadam e Scandrett (1974), propuseram uma técnica clínico-laboratorial para acrescentar resina acrílica nesta região, promovendo assim um vedamento periférico posterior. As vantagens da técnica encontradas são:

- 1) a simplicidade e rapidez;
- 2) a superfície palatal polida da prótese permanece intacta;
- 3) nenhuma linha de demarcação ou alteração de cor é observada após o acabamento;
- 4) exige o mínimo de polimento;
- 5) o grau de porosidade é diminuído.

Quatro diferentes técnicas de revestimento e quatro grupos de 20 próteses totais foram utilizados, por Zakhari (1976), para analisar as alterações oclusais nos dentes artificiais e mudanças na dimensão vertical. As alterações oclusais foram analisadas através de uma matriz de gesso pedra. A dimensão vertical foi medida através do pino incisal antes e após o processamento e remontagem das próteses no

articulador. A diferença entre as duas leituras indicou mudanças verticais durante o processamento, chegando-se às seguintes conclusões:

- 1) a abertura vertical e os movimentos dentários podem ser minimizados pelo uso da combinação de gesso paris com cobertura oclusal de gesso pedra;
- 2) procedimentos inadequados quanto ao revestimento contribuem para as discrepâncias oclusais;
- 3) a alteração da dimensão vertical pela técnica de molde compressão pode ter outras causas.

Ao examinarem várias condições de cura em que se diminuía o tempo de processamento e aumentasse as propriedades físicas de quatro polímeros termopolimerizáveis (PMMA base), Gettleman, Nathanson e Myerson (1977), encontraram que a cura de polímeros em pressão oferece poucas vantagens devido à duração do tempo para produzir uma melhor resistência para os materiais porosos. O método também possui perigos inerentes ao uso de uma solução salina superaquecida, ou glicerina aquecida. A autoclave é extensamente usada nos consultórios dentais para a esterilização e as resinas são polimerizadas totalmente em trinta minutos, sendo as melhores propriedades achadas com este método.

O microondas oferece 90% de economia no tempo, sendo benéfico para a implantodontia ou o laboratório em geral. Porém, a exata condição para a polimerização dos polímeros deve ser cuidadosamente determinada para ajustar o tempo de irradiação com a sobrecura ou subcura do mesmo. O volume e o diâmetro dos poros em grandes quantidades de resina são determinados predominantemente pelas condições de inclusão, mas não nas condições de polimerização.

Um estudo abrangente foi realizado por Becker, Smith e Nicholls (1977) sobre as resinas acrílicas empregadas na confecção de prótese total. Na 1ª etapa do estudo, analisaram algumas propriedades físicas dos materiais tais como: estabilidade de cor, trocas na espessura e detalhes superficiais. Na 2ª parte, foram comparadas as alterações dimensionais da prótese na região do palato e dos flancos, assim como a direção e quantidade de deslocamento dos dentes. Vinte e sete modelos de maxilares foram feitos e processados, nove para cada método, utilizando as seguintes técnicas:

- 1) resina fluida polimerizada em revestimento rígido;
- 2) resina ativada termicamente, polimerizada em um molde revestido totalmente em gesso;
- 3) resina ativada termicamente, polimerizada em um molde revestido de silicona e gesso.

Após a pesquisa concluíram que todos os processos apresentam mudanças tridimensionais na posição dos dentes e na superfície interna da prótese, mas nenhuma se mostrou superior sobre as demais com relação à estabilidade dimensional. Os critérios de escolha de uma técnica podem ser baseados na manipulação, quantidade e custo de equipamentos especializados necessários, o tempo requerido e a familiaridade com uma ou mais técnicas.

As lesões na mucosa oral, oclusão defeituosa e quebra das próteses totais, segundo Woefel (1977), estão diretamente relacionadas ao inadequado preparo da boca, impressões pobres, relações maxilomandibulares incorretas e falta de remontagem da prótese antes da inserção na boca. O autor chegou a estas conclusões após avaliar as variáveis apresentadas pela resina acrílica, observando

que existe uma contração em torno de 0,2% a 0,5% e que uma pequena expansão ocorre na saliva, compensando a contração. Para o autor, mesmo que surgisse um material perfeito para base de prótese total, não resolveria nem 2% das dificuldades experimentadas por pacientes frustrados com suas próteses totais.

Um procedimento para medir as dimensões e alterações tridimensionais em prótese total superior foi estabelecida por Gee, Harkel e Davidson (1979), em que foram confeccionados modelos e nestes marcados quatro pontos de referência assim localizados: tuberosidade esquerda, tuberosidade direita, papila incisiva e a linha média do palato. Os quatro pontos eram perfurados no modelo com uma broca cônica a um ângulo de 180° e estes orifícios eram então reproduzidos pela resina. Foram utilizadas cinco resinas diferentes e processadas duas próteses para cada tipo de resina. As medidas foram feitas utilizando um microscópio com 0,0025mm de precisão (Olympus STM, Japan), logo após a polimerização e durante dois meses com as próteses armazenadas em diferentes condições, os autores observaram que este método é satisfatório para medir as alterações em próteses totais superiores.

Ristau (1981) lembrou os problemas apresentados pelos materiais usados para base de prótese total (vulcanite, celulose e resinas fenólicas) antes da chegada da resina acrílica em 1937. Observou que quando utilizava o metacrilato de metila ocorriam maiores alterações dimensionais na região posterior da prótese total superior e sugeriu a confecção de orifícios com brocas metálicas na região posterior do modelo de gesso, com o objetivo de diminuir o empenamento da borda posterior da prótese total superior durante o processamento da resina.

A massa plástica de resina durante a polimerização deve estar sob compressão para que possa reduzir a influência da expansão térmica, compensar a contração de polimerização, reduzir a evaporação do monômero e, conseqüentemente, reduzir a porosidade, segundo as orientações de O'Brien e Ryge (1981). Os autores ainda lembram que um bom ciclo de polimerização pelo calor proporciona um polímero com peso molecular elevado e sem porosidade pelas seguintes razões:

- 1) o colapso do peróxido de benzoíla (iniciador) é rápido acima de 60°C. Aquecendo lentamente a 60°C pode-se produzir menos radicais livres, o que proporciona um polímero de peso molecular maior;
- 2) a reação de polimerização é extremamente exotérmica. O metacrilato de metila sofre ebulição a 103°C. A massa plástica deve ser mantida abaixo dessa temperatura para evitar porosidade;
- 3) o aquecimento a 100°C, posteriormente à polimerização, diminui a quantidade de monômero residual.

Kimura et al. (1983) propuseram um estudo que objetivava a aplicação do microondas na técnica dental. Neste estudo, as microondas foram empregadas para fazer o aquecimento da base da prótese de resina acrílica na fase de massa e polimerização. O uso do forno de microondas encurtou o tempo da fase de massa deixando-a mais homogênea, usando-se as mesmas resinas para o banho de água. Além disso, as trocas de cores dos dentes artificiais e resinas foram escassamente observadas. A técnica de cura pelo microondas é superior aos métodos convencionais, as técnicas que usam o microondas serão aplicáveis largamente na técnica dental.

Com isso conclui-se que:

- 1) Apesar da mistura do monômero-polímero chegar à fase de massa após 15-20min em temperatura ambiente, o tempo desta fase foi encurtado e a massa foi homogênea pelo uso do microondas;
- 2) Um grampo de fio de aço de 0,9mm não influenciou a cura da resina pela irradiação, e a porosidade ao redor do fio não foi observada na cura;
- 3) A resina curada pelo calor mostrou ser polimerizada em três minutos com o uso do microondas, e além disso, as trocas de cor ou fraturas dos dentes artificiais e base da resina foram raramente observadas para as próteses feitas no microondas;
- 4) A adaptabilidade da base de resina curada por microondas é qualitativamente superior àquelas curadas em banho de água. Desde que o microondas aqueça o molde de gesso ou homogeneíze a fase de massa da resina, a base curada por microondas pode ser superior em adaptabilidade.

Kimura et al. (1984) verificaram a adaptabilidade das resinas curadas pelo aquecimento em microondas em comparação ao banho de água. O processamento em banho de água foi realizado durante 40min a 65°C e em água fervente por 30min, enquanto em forno de microondas as resinas foram aquecidas por dois minutos e meio de cada lado para o aquecimento ficar homogêneo utilizando-se muflos fabricadas de plástico com fibra de vidro e um par termoelétrico colocado na base da resina e incluída no gesso, as mudanças de temperatura foram registradas. O espaço entre as resinas polimerizadas pelo microondas e o modelo de gesso, teve uma

discrepância menor do que as resinas curadas com banho de água. A adaptabilidade da região da crista foi superior ao da região do palato. Na totalidade, as resinas curadas pelo forno de microondas mostraram melhor adaptabilidade do que as processadas com banho de água.

A temperatura no centro do gesso no muflo aumenta rapidamente acima da temperatura da margem, pela radiação das microondas. A temperatura da resina começa a aumentar rapidamente após 1min30s de irradiação e a polimerização é iniciada com o aquecimento. Por outro lado, em banho de água a temperatura do centro do gesso aumenta por volta por volta dos 65°C em 20min, a temperatura da resina começa a aumentar rapidamente após o muflo ser colocado na água à temperatura de 65°C por 30min. Embora a grande diferença na temperatura do centro e da margem do gesso ocorra quando aquecida em banho de água, não há diferença de temperatura quando aquecida pela irradiação das microondas.

Após pesquisa concluíram que:

- 1) a adaptabilidade das resinas de microondas foi superior às resinas curadas por banho de água. As bases curadas das resinas mostraram melhor adaptabilidade na crista que no palato;
- 2) embora a temperatura dos corpos de prova da resina aumente a cerca de 65°C em banho de água por 30min, pelo microondas o tempo necessário para alcançar esta temperatura foi 20s;
- 3) embora a temperatura suba naturalmente mais rapidamente as margens do gesso que no centro no banho de água, a temperatura no centro do gesso sobe rapidamente mais que a margem pela radiação das microondas.

Além disso, embora uma grande diferença na temperatura entre o centro e a margem foi notada quando aquecida em banho de água, mas sem diferença na temperatura quando aquecida pela irradiação das microondas.

Segundo Dukes et al. (1985) avaliaram as alterações na dimensão vertical em próteses totais processadas pelo método da compressão e pela técnica da resina fluida confeccionando 30 próteses bimaxilares para cada método. A mudança da dimensão vertical foi medida com um relógio micrométrico acoplado ao pino incisal de um articulador Hanau, capaz de registrar desvios de até 0,001 polegadas. O pino incisal era calibrado em zero após o enceramento das próteses. Todos os procedimentos foram realizados pelo mesmo técnico em prótese utilizando para um grupo a resina Dentsply Maxum (resina de técnica fluida) e para o outro grupo a resina Lucitone processada por 9h a 72,7°C (163°F). Após a polimerização, as próteses foram remontadas no articulador e registradas as alterações. O maior aumento da dimensão vertical pelo método de compressão foi de 0,005 polegadas e na técnica da resina fluida o maior aumento foi de 0,033 polegadas. Portanto, após a polimerização, a técnica de compressão do molde necessitou de menos ajuste do que a técnica de resina fluida.

As propriedades físicas das resinas acrílicas polimerizadas por microondas foram avaliadas por Reitz, Sanders e Levin (1985). As vantagens deste método de processamento haviam sido descritas como grande redução do tempo de polimerização de 3min, uma massa mais homogênea e a base da prótese com melhor adaptação. Este estudo comparou algumas propriedades físicas em idênticas tiras de resina, as quais foram polimerizadas por microondas e algumas por banho de

água convencional. Foram feitos corpos de prova com 25 x 12 x 2,5 mm. Dez corpos de prova foram curados em água por oito horas a 165°F e dez amostras idênticas foram curadas em microondas a 400W por 2min30s de cada lado. Os testes foram feitos para: porosidade, dureza e resistência transversal. Para a verificação da porosidade as amostras foram polidas imersas em tinta e novamente polidas para a remoção corante. Os corpos de prova foram observados em aumento de 20 vezes e fotografados. A área incluída na fotografia foi aproximadamente de 2,4 x 1,9mm. O número de porosidade foi contado em cada amostra e agrupado em três formas: menos de 10; menos de 20 e com 20 ou mais.

Os resultados obtidos demonstram que não houve diferença significativa na porosidade em corpos de prova polimerizados por microondas ou método convencional de banho de água, igualmente para a dureza e resistência transversal.

Segundo relatos de Thomas-Weintraub e Weintraub (1985), os registros maxilomandibulares mais precisos são conseguidos sobre bases estáveis, retentivas e rígidas. Estes fatores ajudam a minimizar o movimento das bases sobre os tecidos moles da fibromucosa, e assim, acentuam a precisão da transferência com o arco facial, o registro da relação cêntrica, as relações intermaxilares excêntricas e o estabelecimento da dimensão vertical de oclusão. Uma base bem adaptada e rígida, onde os contornos da futura prótese já estão adequados, lisos e polidos, também contribui para o conforto e ajudará o paciente a se adaptar com a nova prótese. Os autores ainda afirmam que quando o paciente sente-se confortável com os registros feitos na base de prova permanente, antes da conclusão do trabalho, a prótese final requer menos refinamentos estéticos e mínimos ajustes posteriores.

Uma técnica para confecção de prótese total inferior com encaixe sobre implante foi descrita por Goll e Smith (1985) usando base de prova permanente de resina acrílica termopolimerizável. Segundo afirmação dos autores, quando utilizaram base de prova permanente, observaram as seguintes vantagens:

- 1) o attachments é unido à base com precisão;
- 2) existe acesso direto da união da base com o attachments;
- 3) a extensão, retenção e estabilidade podem ser avaliadas antes da conclusão da prótese total e os registros maxilomandibulares são mais precisos devido a melhor adaptação da base.

As alterações dimensionais ocorridas na prótese total de resina acrílica termopolimerizável têm uma relação significativa estatisticamente com as variáveis de processamento, segundo relatos de Wolfaardt, Cleaton-Jones e Fatti (1986). As variáveis estudadas foram: a proporção polímero/monômero; o material de revestimento; isolante; ciclo de polimerização; estocagem do molde; e pressão. Concluíram que as alterações dimensionais ocorridas no muflo durante a polimerização não são uniformes e variaram de acordo com a espessura da resina e a localização dentro do muflo.

Foi realizada uma investigação laboratorial por Polyzois et al. (1987), para examinar e comparar as alterações dimensionais lineares de três resinas polimerizadas em tempo curto (cerca de 20 a 25min a uma temperatura de 100°C), com resina convencional e resina de alto-impacto. As medidas foram realizadas após a polimerização (antes da desinclusão), depois da desinclusão e após uma semana imersa em água. Os autores encontraram alterações menores que 1% em todos os

corpos de prova. Observou-se, também, que a contração inicial não era recuperada totalmente. O menor desajuste na região médio palatina foi observado nas próteses confeccionadas com tempo de polimerização menor e temperatura de 100°C. Os autores concluíram que as diferenças não são passíveis de serem consideradas clinicamente significantes.

Continuando estudos anteriores Kimura et al. (1987), propuseram desenvolver modelos de materiais para polimerização em microondas e avaliar a relação entre os novos modelos de materiais desenvolvidos e a adaptação da base das resinas para as próteses. A adição de pó de alumínio a uma concentração maior que 10% no gesso dental afetou o aquecimento pela irradiação das microondas. Quando o pó de alumínio foi adicionado ao gesso e na metade inferior da inclusão no muflo FRP (fibra de vidro reforçado), a diferença de temperatura entre o modelo e o gesso de revestimento na metade superior do muflo foi aumentada pelo aquecimento das microondas e tornou possível o aquecimento pelo lado tecidual da base da prótese. Pelo uso dos materiais desenvolvidos e gesso de inclusão, contendo 20 e 30% de pó de alumínio, respectivamente, a adaptação da base da prótese polimerizada por aquecimento de microondas por 150s, foi de 20 a 50% maior que as próteses feitas por modelos convencionais e incluídas em gesso.

De Clerck (1987) relatou que a polimerização do polimetilmetacrilato é uma reação aditiva que requer a ativação de um iniciador (peróxido de benzoíla), criando primeiro um radical livre que começa a polimerização da reação.

Este autor propôs uma hipótese que se o calor requer a quebra da molécula do peróxido de benzoíla em radicais livres dentro da própria resina, a

temperatura fora do mufla poderia se manter fria. O calor da polimerização seria dispensado mais eficientemente e a polimerização seria rápida com menos risco de porosidade. Esta técnica eliminaria o tempo necessário para transferir o calor das microondas ou da água quente, através de várias estruturas, como o mufla, revestimento e gesso pedra, para a própria resina.

Com este propósito, as microondas podem ser utilizadas para criar calor dentro da resina, através de ondas eletromagnéticas produzidas por um gerador chamado magnetron. Os fornos de microondas domésticos usam uma frequência de 2450 MHz, possuindo um comprimento de onda de 12cm. As moléculas de polimetilmetacrilato são capazes de se orientarem dentro desse campo e sua direção muda quase cinco bilhões de vezes por segundo. Conseqüentemente, numerosas colisões intermoleculares ocorrem e causam rápido aquecimento. Como as microondas não passam através do metal, os muflos convencionais não podem ser utilizados, necessitando de muflos especialmente fabricados.

Sendo assim, De Clerck (1987) concluiu que o processamento em microondas tem um potencial para economizar grande quantidade de tempo e dinheiro no processamento das próteses.

A geração de porosidade no polimetilmetacrilato, segundo pesquisa de Sanders; Levin e Reitz (1987) é um fenômeno complexo de origem multifatorial, que as vantagens do uso do forno de microondas incluem diminuição do tempo de polimerização, menos equipamentos e um método mais limpo de processamento. Num trabalho anterior, em 1985, os autores estudaram as propriedades físicas de tiras de resinas polimerizadas por energia de microondas em comparação com banho de água. Não encontraram nenhuma diferença significativa em termos de resistência

transversa, dureza e porosidade. Entretanto, quando os corpos de prova mais espessos eram examinados, 30% das amostras processadas por microondas apresentavam significativa quantidade de porosidade.

Este estudo propôs determinar se há alguma diferença em cinco amostras de resinas usadas para próteses totais, processadas e avaliadas por dois diferentes métodos de polimerização: a energia de microondas, comparando com as resinas processadas pelo método convencional de banho de água quente. Para isso foram confeccionados 300 corpos de prova em cera com dimensões de 4.3 x 1.0 x 1.0 cm, divididos e incluídos em 60 muflos, 20 em muflos metálicas e 40 em muflos Miracle (próprias para microondas), com cinco corpos de prova cada.

Vinte muflos metálicos foram divididas em grupos de quatro, com uma resina diferente em cada grupo. Os muflos foram mantidos em compressão e processados em um tanque com água a 76°C (170°F), por 9h, e resfriados em água corrente por 20min. Os muflos foram abertos e os corpos de prova removidos e identificados com o tipo de resina utilizada, número e método de processamento.

Vinte muflos Miracle foram incluídos com cada uma das cinco resinas e polimerizadas em forno microondas a 90W no prato giratório por seis minutos e meio ($6\frac{1}{2}$) cada lado, perfazendo um total de 13min. Quinze minutos após o ciclo de polimerização, os muflos foram resfriados em água corrente por 45min. Foram então abertos e identificados com o tipo de resina utilizada, número e método de processamento.

As vinte muflos Miracle remanescente com cinco corpos de prova cada foram polimerizados da mesmo forma dos anteriores, mas após o ciclo de processamento foram removidos e resfriados em temperatura ambiente por duas

horas e meia ($2\frac{1}{2}$). Após a polimerização os corpos de prova foram recortados, polidos e recobertos com tinta nanquim para verificar a porosidade.

As peças foram examinadas por três examinadores que utilizaram fotos como referência. Houve porosidade em todas as resinas usadas em todos os métodos de processamento. Em todos os corpos de prova a resina própria para microondas apresentou menos porosidade, mostrando que é necessária para minimizar a porosidade a seleção de uma resina própria de acordo com o método utilizado. O método de microondas com rápido resfriamento é um efetivo caminho de processamento das resinas acrílicas. Os resultados mostram menos porosidade do que a polimerização convencional com dois dos cinco materiais.

As propriedades físicas das resinas acrílicas curadas por dois métodos: convencional de banho de água e por microondas, foi investigado por Truong e Thomasz (1988). As propriedades selecionadas foram: força transversal, dureza, absorção de água e perda de massa por lixiviação de acordo com os métodos recomendados pela *Australian Standards 1073-71: Acrylic Denture Resin* e *Australian Standards 1626-1974: Acrylic teeth*.

Foram usadas quatro bases de resinas acrílicas diferentes: Trevalon, Qc 20, Vertex RS e Ivocril. Todas as resinas foram usadas no teste de porosidade, enquanto somente a Trevalon foi usada para determinar a força transversal, dureza, absorção de água, perda de massa por lixiviação e perda de solvente. Os corpos de prova foram confeccionados através do banho convencional de polimerização ou o forno de microondas doméstico.

As resinas foram misturadas de acordo com as orientações do fabricante, os muflos foram colocados em água fervente e a fonte de calor desligada. Após 20min os frascos foram reaquecidos e mantidos em água fervente por 10min.

No microondas foram usados os muflos de FRP e os moldes de gesso. As resinas foram manipuladas e o tempo de massa foi encurtado pela pré-cura da mistura em 90W e por 1min. Seguindo-se o acondicionamento dos corpos de prova para serem avaliadas a porosidade pela polimerização de um dos quatro programas (A, B, C e D)

- a) polimerizada por 13min a 90W;
- b) polimerizada por 24min a 90W;
- c) polimerizada por 30min a 90W;
- d) polimerizada por 6min a 60W e 6min a 90W.

Após essas polimerizações, todas as resinas tiveram uma pós-cura de mais 2min a 500W. Após ambos os métodos de polimerização os muflos foram resfriados em água corrente por 20min antes da abertura.

Após análise dos resultados, concluiu-se que não houve diferença significativa entre a força transversal e valores de dureza entre os dois processos. A absorção de água não foi resultado do processo por microondas, mas antes da rugosidade da superfície dos discos polimerizados com molde de gesso. A extração pela acetona mostrou uma alta suave na concentração de monômero residual nas resinas polimerizadas por água quente que por microondas.

Chen, Lacefield e Castleberry (1988) analisaram o efeito da espessura da prótese na estabilidade dimensional da resina acrílica durante o ciclo de polimerização. Quarenta e oito próteses totais superiores foram confeccionadas em

três diferentes espessuras (1,5mm; 3mm e 5mm) e processadas em quatro ciclos de polimerização diferentes. Constataram que as próteses de maior espessura apresentavam maiores desadaptações posteriores e menores distâncias molar-molar e o espaço surgido entre a prótese e o modelo na área posterior estava em torno de 0,23mm e 0,58mm, o que dificilmente poderia ser corrigido clinicamente. Concluíram, então, que as próteses deviam apresentar espessuras menores e mais uniformes, principalmente na região posterior do palato e que o ciclo de polimerização deveria ser curto com resfriamento natural.

Cinco tipos de resinas diferentes para microondas foram testados por Levin, Sanders e Reitz (1989), usando o forno de microondas e o banho de água convencional. Foi testada a amostra, em forma de tiras, em relação à dureza, porosidade e resistência transversa. Os resultados não mostraram diferenças significantes nos corpos de prova polimerizados por qualquer dos métodos. Posteriormente, em outro estudo próteses maxilares foram esculpidos em um modelo de gesso obtido de um modelo padrão de alumínio, com dentes de acrílico e porcelana. As próteses foram processadas com as mesmas cinco resinas, metade por microondas a 90W por 6min30s, virados e irradiados por mais 6min30s, a wattagem foi aumentada para 500W por 1min de cada lado, sendo os muflos resfriadas durante 15min na bancada e colocadas em água corrente por 45min e metade por banho de água convencional a 9h a 73,8°C (165°F) e resfriamento em água fria por 30min. A adaptação das próteses foi medida no modelo padrão, mostrando que não houve diferença estatística significativa entre as próteses processadas por qualquer um dos métodos. Nenhuma diferença foi encontrada entre as próteses com dentes de porcelana ou acrílico. Este estudo mostra que as

propriedades físicas características das resinas de microondas são as mesmas das resinas curadas pelo método convencional, com a vantagem de redução do tempo de polimerização, facilidade e limpeza.

Takamata (1989) verificou a fidelidade dimensional das resinas para base de próteses entre vários tipos de polimerização. Para isso foram avaliadas as polimerizações convencionais de uma resina termopolimerizável, uma resina fluida, uma resina para microondas e uma ativada por luz visível. Dois métodos foram usados para medir a fidelidade dimensional: peso do material de impressão entre a base da prótese e o modelo padrão, e medida do espaço do bordo posterior em cinco locais, e o volume estimado do espaço entre a base da prótese e o modelo padrão.

Desta forma, concluíram que todos os grupos estudados mostraram mais visíveis no lado vestibular, a pior adaptação foi encontrada no processo de banho de água de 70°C por 30min e 100°C por 30min, usando uma resina termopolimerizável (Acrom MC). A resina polimerizável por luz visível apresentou fidelidade intermediária (Triad), seguida pela Acupac 20 termopolimerizável por calor (100°C por 20min) ou microondas (90W por 13min e 500W por 1min 30s). A resina fluida ativada quimicamente (PERform) e as resinas ativadas por microondas (Acrom MC) apresentaram melhor adaptação.

Segundo Takamata e Setcos (1989) a moldagem tradicional de compressão e o método de polimerização de banho de água para base de resina das próteses têm sido largamente usados. Estudos têm mostrado que o stress introduzido durante o processo pode provocar distorção na base da prótese. A polimerização química, por microondas, ativação da luz e suas várias combinações

(incluindo a polimerização sob pressão) tem sido usadas como formas alternativas para a confecção da prótese.

Devido a isso fizeram uma revisão da fidelidade dimensional das bases das próteses de acordo com o método de polimerização. Concluíram então, que o stress provocado durante o processo de polimerização pode levar as distorções das bases das próteses. Foram revisadas na literatura as estabilidades dimensionais das resinas termopolimerizáveis, auto ou quimicamente polimerizáveis, ativadas por microondas e ativadas por luz visível.

Foi feita uma comparação, segundo Shlosberg et al. (1989), do uso da energia do microondas para polimerização com banho de água quente, baseando-se na:

- 1) estabilidade dimensional e porosidade das bases das próteses totais;
- 2) várias propriedades físicas na resina, em amostras de 6,5 x 1,0 x 0,3 cm, polimerizadas e armazenadas em água destilada;
- 3) resistência ao reparo das resinas, em que as amostras foram quebradas e reparadas usando energia de microondas para acrílico termopolimerizável e ativação química de resinas autopolimerizáveis imersas em água a 43°C sob pressão por 10min;
- 4) qualidade da resina em próteses removíveis, confeccionadas e polimerizadas por microondas e por banho de água convencional e avaliadas com aumento de 10 vezes.

Para os testes de estabilidade dimensional e porosidade das próteses totais, utilizaram uma resina convencional, os muflos metálicas foram aquecidos com banho convencional a uma temperatura de 74°C por 8h, seguindo por 1h de

aquecimento a 100°C. No método de microondas, utilizaram muflos plásticos em um forno com prato giratório irradiado por 13min numa posição vertical a 90W e posteriormente por 90 s a 500W na posição horizontal como recomendado pelo fabricante. Os muflos foram resfriados durante 20min e em seguida colocados em água corrente. As próteses foram acabadas e armazenadas em água destilada por 21 dias a 37°C. Uma silicona de baixa viscosidade foi interposta entre a prótese e o modelo mestre de metal, para verificar a adaptação, sob uma carga de 3,36Kg e posteriormente pesada. A porosidade foi verificada numa secção na área do primeiro molar e após polida e avaliada com aumento de dez vezes.

Como resultado, os dois métodos de polimerização produziram fidelidade dimensional similares nas próteses totais. Nenhuma diferença foi encontrada em relação à resistência transversal, dureza Knoop, densidade, monômeros residuais contidos nos blocos de resina. Comparável resistência foi encontrada entre a polimerização por microondas e reparos autopolimerizáveis. Nenhuma porosidade foi observada em próteses totais ou PRP polimerizadas por quaisquer técnicas. A dureza Knoop das bases de PRP polimerizadas por microondas foi pouco menor próxima à estrutura metálica.

A resistência transversa, dureza e porosidade de duas resinas especialmente formuladas para microondas com uma resina convencional foram comparadas por Alkhatib et al. (1990). A wattagem, a duração dos ciclos de polimerização e a espessura das resinas foram variadas para determinar sua relação com a porosidade das resinas. A energia variou de alta-wattagem (513W) com baixo ciclo de polimerização (4min52s), baixa wattagem (75,9W) com longo ciclo de polimerização (15min26s). A espessura variou de 3, 6, 11,6 e 17,7mm. Os resultados

mostraram que para as quatro espessuras as amostras da polimerização por banho de água e uma das resinas do método de microondas (Acrom-MC) foram livres de porosidade, independentes da espessura. Quando a resina convencional foi polimerizada por microondas, porosidades foram encontradas em amostras com espessura maiores de 3mm. O mesmo foi encontrado quando a resina foi polimerizada com líquido próprio para microondas usando alta wattagem em curto ciclo de tempo. Porosidades não ocorreram até 9mm de espessura quando se utilizou baixa wattagem e ciclo longo de tempo. Não encontraram nenhuma diferença significativa em relação à dureza ou resistência transversa entre os materiais analisados.

Burns et al. (1990) investigaram o potencial de influência da esterilização em microondas na estabilidade dimensional da resina acrílica. Dez amostras de resinas, em forma cilíndrica com trinta e seis milímetros (36mm) de comprimento e seis milímetros (6mm) de diâmetro, foram obtidas a partir de banho de água convencional, autopolimerizadas e polimerizadas com luz visível. Essas amostras foram medidas e pesadas antes e após a exposição as microondas. A resina autopolimerizável foi obtida sob pressão em água por 30min, a termopolimerizável a 73.8°C (165°F) por 8h e as polimerizadas por luz foram colocadas em vidro e levadas a unidade polimerizadora por 5min. A esterilização foi feita em forno com prato giratório sobre uma cuba com água e irradiada por 15min a 650W. Os materiais mantiveram excelente estabilidade. Portanto, a esterilização não teve influência significativa na estabilidade dimensional das resinas testadas, pois mostraram valores de contração na faixa de 0,02% a 0,03%, o que é clinicamente insignificante se comparado com a contração de polimerização de cerca de 0,2%.

Uma técnica para confecção de prótese total foi descrita por Wagner e Sanders (1990), onde primeiro realizou-se a polimerização das bases das próteses em resina acrílica termopolimerizável sobre o modelo funcional (base de prova permanente) e posteriormente fez-se à montagem dos dentes, enceramento e novo processamento para unir os dentes à base permanente já processada. Como conclusão, os autores citam como vantagens da técnica:

- 1) a melhor retenção das bases permanentes dá mais confiança aos pacientes, não precisando de pós-adesivos na tomada das relações intermaxilares;
- 2) os registros são mais precisos;
- 3) facilidade na remontagem das próteses;
- 4) redução dos ajustes subseqüentes.

Com a limitação que as bases permanentes não devam ser indicadas quando o espaço intermaxilar, para montagem dos dentes, for pequeno.

A adaptação das bases de resinas acrílicas foi avaliada seguindo o processamento duplo com forno de microondas doméstico ou calor, segundo estudos de Al-Hanbali, Kelleway e Howlett (1991). Foi utilizado um modelo mestre de cromo cobalto para duplicar os modelos de gesso pedra no quais as bases de resinas foram processadas. Dez bases de metacrilato de metila convencional foram polimerizadas num banho de água por 7h a 70°C e 3h a 100°C, e as outras dez foram colocadas em forno de microondas com 65W de potência por 25min; um terceiro grupo composto por dez bases de resina de metacrilato de metila, modificado por um ativador químico, foi polimerizado a 100°C num banho de água por 20min. As bases dos três grupos foram então submetidas a um segundo ciclo de polimerização seguido de

uma nova adição de resina nas áreas do arco alveolar. A adaptação do bordo posterior de cada base foi avaliada através de um material a base de silicone, colocado entre as bases e o modelo mestre. Através da análise de variância e teste de Student, observaram-se diferenças significantes em distorções dos três grupos, porém o forno de microondas causou menor distorção na base da prótese quando comparado com o banho de água, especialmente no centro do palato.

Sete grupos de dez amostras foram testados e comparados à porosidade das resinas de próteses totais polimerizadas pela energia de microondas e pelo método convencional termopolimerizável, por Bafile et al. (1991). As amostras controle de monômero de metilmetacrilato foram polimerizadas em recipientes a 73°C (165°F) por 9h. Quatro dos seis grupos experimentais consistiam de amostras com monômero *Micro Liquid* (H.D. Justi Co., Oxnard Calif.), e foram polimerizadas por energia de microondas variando a wattagem e o tempo. Todas as amostras consistiam da resina Lucitone, que foi misturada na proporção de 30cc de pó para 10ml de líquido. Os outros dois grupos experimentais continham amostras de monômero de metilmetacrilato processados por energia de microondas. Nenhuma diferença estatística foi encontrada na média de porosidade entre o grupo controle e os quatro grupos de amostras polimerizadas com o uso do monômero *Micro Liquid*. Os dois grupos polimerizados com monômero de metilmetacrilato mostraram um aumento significativo na porosidade.

Foi avaliado, por Nelson, Kotwal e Sevedge (1991), o aumento da dimensão vertical durante o processo de polimerização pelo método de microondas e com o banho de água convencional. Para isso foram montados 15 pares de próteses

totais com resinas Lucitone, caracterizada e polimerizada convencionalmente por 9 h a 73°C (165°F), e a resina acrílica caracterizada Justi, para a polimerização em microondas. Após a pesquisa foi concluído que a menor alteração da dimensão vertical de oclusão ocorreu com a polimerização convencional, em banho de água, o que diminui o tempo clínico de ajuste oclusal.

Existem poucos conhecimentos sobre a adaptação, no modelo e na boca, das bases de próteses totais processadas por microondas, segundo Wallace et al. (1991). Baseados nessa premissa, os autores resolveram pesquisar a precisão dimensional de uma resina acrílica processada pela energia de microondas. Uma maxila edêntula de resina, com sete pontos de referência serviu como modelo mestre para o experimento. Os autores concluíram que o processamento de resinas com o uso de microondas tem a vantagem do ganho de tempo sobre o processamento convencional e que as bases processadas no microondas tiveram igual ou melhor acuidade dimensional que as polimerizadas pelo método convencional.

Três marcas comerciais, que foram processadas por banho de água e por microondas, foram comparadas para avaliar a adaptação das bases dessas resinas acrílicas. Essa adaptação das bases de um modelo padrão, avaliadas por Sanders, Levin e Reitz (1991), foi medido para determinar se havia qualquer diferença estatística que podia ser atribuída às diferenças nos métodos de polimerização e as marcas de resinas. Os resultados indicaram uma pequena diferença estatística significativa em favor do banho de água, mas clinicamente nenhuma diferença apreciável houve na adaptação das bases com qualquer método ou resina utilizados. A adaptação de próteses totais feitas de resina acrílica é clinicamente aceitável com

qualquer um dos métodos: microondas ou banho de água. Desta forma se conclui que as próteses artificiais processadas por energia de microondas são tão aceitas quanto as próteses processadas pelo método convencional de banho de água.

A polimerização de uma prótese usando uma resina resiliente, para a confecção de uma base de prova permanente, através da energia das microondas, reduz a distorção da base da prótese que pode ocorrer durante o processo convencional de banho de água por 2h. McKinstry (1991) relata que a irradiação das microondas reduz o tempo de processamento para menos de 1h, permitindo ao dentista reembasar a prótese do paciente em uma única visita, sendo uma técnica simples e produz resultado clínico satisfatório.

Segundo afirmação de Schwarz (1991) a película de saliva entre a base da prótese total e a mucosa ajuda na retenção da prótese total e para que esta ação seja mais eficiente, é necessário que a prótese total esteja bem adaptada. Após estudar exaustivamente a região do “post-dam” sob o aspecto clínico, o autor alerta para a necessidade de uma correta adaptação da prótese total nessa área.

De acordo com Polukoshko et al. (1992) o correto registro das relações maxilomandibulares está diretamente relacionado à precisão das bases onde esses registros são realizados. Os autores resolveram analisar as alterações dimensionais quando se agrega uma nova porção de material (dentes artificiais) a uma porção já polimerizada de resina acrílica. Para tal, utilizaram dois tipos de resinas processadas em 60 modelos superiores idênticos e as alterações medidas através do microscópio. Concluíram que o aumento do volume e o aumento da temperatura durante a

segunda polimerização não atingem valores de alterações significativas estatisticamente. Na segunda polimerização, sob uma temperatura de 60°C, a presença do monômero livre foi mais marcante do que quando se realizou a primeira polimerização.

Um estudo comparando as propriedades mecânicas de sete novas resinas polimerizadas usando banho de água, energia de microondas (*Acrom MC*) e luz visível, foi realizado por Smith; Powers e Ladd (1992). Geralmente, as novas resinas são duras e menos flexíveis, mas tiveram menor resistência ao impacto do que as resinas modificadas com borracha (*Lucitone 199*). As resinas polimerizadas por luz (*Triad*) possuíam menor flexibilidade. As resinas foram polimerizadas de acordo com as instruções do fabricante. Um segundo grupo (*Acelar 20*, *Compak 20*, *Perma-cryl 20*) de amostras foi polimerizada com energia de microondas com ciclo de 13min30s 90W, seguida por 1min30s a 500W (*MW1*), uma outra resina (*Lucitone 199*) foi processada por 20min a 90W, seguida de 8min a 500W (*MW2*). Após os testes, concluíram que as resinas polimerizadas por microondas aumentaram o módulo e elasticidade de duas resinas, diminuíram a resistência ao impacto de uma e tiveram um pequeno efeito em outras duas. As implicações clínicas desses achados, entretanto, não foram estabelecidas.

A fidelidade dimensional dos corpos de provas retangulares de resina foi comparada por três métodos de polimerização por Salim; Sadamori e Hamada (1992):

- 1) método convencional (Bio Resin) polimerização por 90min a 70°C (158°F), seguido de 30min a 100°C (212°F);

- 2) técnica de injeção de resina com pressão de 6 atms. por 10min e resfriamento por mais 10min sem pressão;
- 3) polimerização por microondas por 3min a 500W (ciclo rápido).

Todos os métodos foram de acordo com as instruções dos fabricantes. Após a análise dos dados os resultados mostram que o método SR-Ivocap exibiu menor mudança dimensional que os outros métodos. Não houve diferença significativa entre os métodos convencional e por microondas.

Três diferentes técnicas de processamento de resinas foram investigadas para avaliar as alterações dimensionais em prótese total: resina convencional aquecida em banho de água sob pressão, resina própria para microondas e resina ativada por luz visível, segundo pesquisas de Turck et al. (1992). Próteses totais padronizadas foram confeccionadas e medidas com base em 22 pontos através de um sistema de computação gráfica de mensuração coordenada de Michigan (MCGCMS). Com base nos resultados, os autores chegaram as seguintes conclusões:

- 1) os resultados não mostraram diferenças significantes na precisão dimensional entre as próteses em qualquer dos métodos;
- 2) os métodos convencionais e microondas apresentaram o mesmo grau e localização das alterações dimensionais;
- 3) em relação à medida a pontos em área específica, as próteses ativadas pela luz visível mostraram distorções significantes na área da borda;
- 4) MCGCMS é um sistema preciso para mensurar alterações dimensionais.

A técnica de processamento por microondas de resina resilientes, reparos e reembasamentos para próteses totais e próteses removíveis, foi descrita por Turck e Richards (1993), onde foi destacado como vantagens deste método:

- 1) os procedimentos de muflagem são quase os mesmos que os convencionais de compressão;
- 2) o tempo para o processamento é reduzido e semelhante ao das resinas autopolimerizáveis;
- 3) o encurtamento do tempo minimiza os riscos de distorção das resinas originais observadas no processo convencional de polimerização;
- 4) a resina é incluída sob pressão e o aquecimento produz uma resina mais resistente. Além disso as resinas processadas por microondas possuem cor estável ao contrário das autopolimerizáveis;
- 5) possibilidade do uso de silicona para facilitar a demuflagem e acabamento da peça;
- 6) as resinas para microondas têm mostrado superior estabilidade dimensional e menos porosidade do que as convencionais usadas neste propósito;
- 7) os muflos são duráveis e a demuflagem é simples;
- 8) pouco equipamento de laboratório é usado;
- 9) a montagem para esse processo não é cara.

Como desvantagens:

- 1) os muflos plásticos especiais devem ser manuseadas com cuidado para não quebrar;
- 2) fornos com wattagem variadas são requeridos;

- 3) apenas o monômero próprio para resinas de microondas deve ser usado;
- 4) pouco tempo a mais é necessário para a inclusão dos modelos.

Para Corrêa (1993) um dos pontos críticos, em termos de deformações, é a região posterior da prótese superior. Através de um modelo padrão metálico de Níquel-Cromo, verificou se as alterações de adaptação da prótese total superior na região posterior (Post-dam), após a demuflagem, estavam na dependência do tipo de resina acrílica empregada, do ciclo de polimerização, da espessura do palato na região posterior, da abertura de dois orifícios na região posterior do modelo de trabalho e de condições atípicas (1 semana em soro fisiológico a 37°C e uma semana em ciclagem térmica para alterar as bases morfologicamente). A avaliação foi realizada em três fases:

- 1) avaliação imediata: protótipo e modelo analisados após a demuflagem;
- 2) avaliação visual após uma semana em soro fisiológico a 37°C;
- 3) avaliação visual após a ciclagem térmica (700 ciclos).

Após essas análises o autor concluiu que:

- 1) as resinas acrílicas utilizadas não apresentaram diferenças significantes nos resultados finais.
- 2) não houve, também, nos resultados finais, diferenças entre os três ciclos de polimerização.
- 3) a utilização da dupla espessura no palato diminuiu a alteração dimensional em relação à menor espessura.
- 3.1) na espessura simples de resina, os dois orifícios no modelo diminuíram a alteração, enquanto que na dupla espessura não houve diferenças

significantes.

3.2) Em condições atípicas (soro fisiológico a 37°C e técnica de ciclagem térmica: 700 ciclos) não ocorreram diferenças.

Foi feita a comparação da resistência de união entre resinas polimerizadas por microondas e pelo método convencional de banho de água na união do dente de resina. Para isso, Geerts e Jooste (1993), dividiu quatro grupos que foram preparados com 15 corpos de prova para avaliar a resistência através de métodos padrões de laboratório. Os corpos de prova foram incluídos com resina termopolimerizável (G.C.Acrom) de acordo com as instruções do fabricante e submetidas a banho de água controlado por um termostato, e deixado para resfriar durante a noite toda. O segundo grupo consistia de resina para microondas (Acrom MC). No terceiro grupo, foi usado no dente monômero próprio para microondas e o quarto grupo, foi composto com dentes jateados com óxido de alumínio (50 μ). Todas as amostras dos grupos 2, 3, e 4 foram polimerizadas em microondas a 700W por 3min e deixados resfriar por toda a noite. Todos os corpos de prova, após polimerizados foram colocados em solução salina a 37°C por 7 dias. Após a avaliação dos exames concluíram que a resistência de união para as resinas processadas por microondas foi superior àquelas do método convencional. A superfície tratada por rugosidades não alterou a resistência, enquanto que as amostras afetadas pelo monômero aumentaram significativamente a resistência das resinas para microondas.

Em relação ao monômero residual Yunus, Harrison e Hugget (1994) avaliaram o grau de polimerização de resinas acrílicas para reparo comparando três técnicas de polimerização diferentes: cura na bancada a temperatura ambiente

(20°C), polimerização em água (35°C sob pressão por microondas) e por irradiação por microondas (50W por 5min). A resistência do reparo de uma resina termopolimerizada convencional foi avaliada seguindo-se reparos usados para cada método. O menor nível de monômero residual foi encontrado com o método da polimerização em microondas. Isto também demonstra que dos três métodos, a polimerização usando microondas resultou em um reparo mais resistente.

Uma resina comercial própria para polimerização em microondas e uma resina convencional de cura rápida foram usadas, por Dyer e Howlett (1994), para examinar a distorção de ambas em reparos com resina de microondas. Um modelo de metal, simulando a maxila edêntula, foi duplicado com silicone e obtidos 40 modelos em gesso tipo II, que foram divididos em dois grupos de 20 modelos. No primeiro grupo, as 20 bases de resina foram polimerizadas usando resina acrílica modificada de polimerização rápida em banho de água a 100°C por 22min e, no segundo grupo, as bases foram polimerizadas com resina de microondas, em forno convencional de microondas a 500W por 3min. Dez bases de cada grupo foram seccionadas e reparadas com resina de microondas. A diferença de ajuste de cada base foi avaliada no modelo mestre, através de uma camada de silicone para impressão. A análise mostrou que todas as bases de resina acrílica apresentam distorções após a polimerização inicial e após o conserto usando resina para forno de microondas. Nenhuma diferença estatística foi encontrada na distorção das bases de resina acrílica produzida por termopolimerização ou por microondas. Concluíram que as resinas para microondas podem ser usadas para conserto em prótese total, num tempo relativamente pequeno e sem distorções clinicamente significantes.

Cury, Rodrigues-Júnior e Panzery (1994) relataram sua pesquisa que propuseram verificar e comparar as propriedades físicas de sorção e solubilidade em água, resistência transversal, flexão máxima e também a resistência ao impacto de quatro resinas acrílicas dentais, sendo duas termopolimerizáveis, uma quimicamente ativada e uma curada através de energia de microondas.

Acrom MC (microondas), Lucitone 550 e Phothoplast Termic (termopolimerizáveis) e Ortho-Class (quimicamente ativada) foram as resinas utilizadas na pesquisa, sendo todas preparadas e polimerizadas de acordo com o fabricante. As resinas termopolimerizáveis foram incluídas, prensadas e levadas a polimerizadora automática por 12h a 73°C. A resina autopolimerizável, após sua inclusão permaneceu prensada sobre a bancada por 30min. E a resina Acrom MC após incluída em mufla especial foi processada em forno de microondas por 3min30s a 500 W. Os muflos permaneceram sobre a bancada após a polimerização até o total resfriamento para serem abertas.

Desta forma todas as resinas sofreram absorção de água e foram solúveis, a resistência transversal da resina Acrom MC foi menor que dos outros materiais, sendo devido à presença de porosidade que pode ser explicada pelo aumento excessivo da temperatura exotérmica durante a cura a qual deve ser controlada precisamente, pois alguns Watts de potência a mais podem levar a um resultado insatisfatório. Concluindo-se que as resinas diferiram entre si em relação às propriedades testadas e que as diferenças observadas estão relacionadas ao método de polimerização e a composição das mesmas.

Um estudo para investigar o efeito da adição de fibras de polietileno na força transversa, deflexão e módulo de elasticidade da base de resina acrílica da

prótese total polimerizada pela irradiação das microondas, foi proposto por Williamson et al. (1994). Quarenta corpos de prova foram confeccionados com cada resina Lucitone 199 e Acrom MC com 0.0%, 0.5%, 15% e 3.0% de fibra. Foram testados com três pontos flexurais depois de imersos em água por dez dias a 37°C. Concluíram que as fibras de polietileno diminuíram significativamente a força transversa da resina Acrom MC e aumentaram significativamente a força transversa da resina Lucitone 199 numa carga de 0.5% de peso.

O método de polimerização por microondas, em relação à dureza e propriedades físicas e mecânicas de uma resina convencional (Meliodent) foi avaliado por Ilbay, Güvener e Alkumru (1994). Para o teste de dureza, 21 modos de polimerização foram usados variando a força e tempo de cura em discos de 20mm de diâmetro por 1mm de espessura. A média dos valores encontrados em relação a dureza foi quase a mesma do método convencional. O método recomendado para a polimerização é de 550 W por 3min. As propriedades físicas e mecânicas foram avaliadas em amostras feitas pela forma recomendada. Os achados mostram que os acrílicos feitos com microondas possuem mais resistência à falhas mecânicas do que pelo convencional e essa técnica pode ser aplicada seguramente para a produção de próteses.

Sadamori et al. (1994) compararam a influência da espessura e localização de monômero residual contido em amostras de resina acrílica (50 x 50 mm com espessura variando de 0,5; 1,5; 4,5mm) processadas por três métodos: convencional (Bio Resin), técnica da resina fluida (Pour Resin) e polimerização por microondas (Acrom MC). Os ciclos utilizados foram de 90min a 70°C e 30min a 100°C para a

convencional, 15min a 50°C sob pressão para a fluida e 3min a 500W para a de microondas. O monômero residual contido foi medido pelo gás líquido de cromatografia. Os níveis de monômero foram influenciados pelo processo usado e espessura dos corpos de prova. Esses resultados sugerem que a estabilidade dimensional e estabilidade das próteses de resina acrílica podem ser influenciadas pelo processo, espessura das bases, e forma e tamanho das próteses. Para o método de microondas a quantidade de monômero residual foi similar às resinas convencionais. Entretanto, não houve diferença significativa no monômero em amostras de 0,5 e 1,5mm polimerizadas por esse método. Isto indica que a influência da espessura no monômero residual é menor que em resinas termopolimerizáveis quando a espessura for menor que 1,5mm. Este processo, pode possibilitar um aumento de fidelidade nas próteses totais.

Foi comparado, por Polyzois e Zissis (1995), a dureza das bases polimerizadas por dois ciclos de cura por microondas e por ciclo convencional de calor seco. Vinte e cinco bases, cinco de cada resina, foram feitas e polimerizadas pelo método convencional, usando um forno seco durante 12h a 70°C (Justi, Acrom MC, FuturAcryl 2000, Duraflow, Sr 3/60 Plus). Outras 50 bases foram feitos usando o método de microondas, incluída e processadas em forno doméstico de microondas com prato giratório com potência de 90 a 600 W. Vinte e cinco foram polimerizadas em posição horizontal usando ciclo curto de 3min a 500W. Após a demuflagem foram imersas em água destilada a 37°C durante 48h. As amostras foram testadas em um Tensiômetro Modelo T10. De acordo com os resultados as bases feitas pelo microondas absorvem a mesma quantidade de energia compressiva que as polimerizadas pelo método convencional a seco, sem considerar o tipo de resina. A

resina de alto impacto SR 3/60 Plus, teve melhor resultado. As resinas de microondas (Justi e Acrom MC) tiveram os mesmos índices que as convencionais dentro do que foi proposto. Os resultados sugerem que a polimerização por microondas é vantajosa quando o tempo é um fator desejado, concluindo que estas resinas são tão aceitáveis quanto às convencionais.

Uma das propriedades que se relaciona diretamente com a eficácia retentiva e funcional das próteses totais é seu grau de adaptabilidade sobre o rebordo desdentado. Rizzati-Barbosa; Cury e Panzeri (1995) pesquisaram dois fatores que exercem influência direta sobre esta retentividade com o tipo de resina utilizada associada ao seu processamento e a sorção de água que a resina pode apresentar após sua polimerização. Este experimento envolveu o uso de duas resinas: uma convencional com ligação cruzada (*Lucitone 550®*) e outra desenvolvida para microondas (*Acrom MC®*).

A primeira foi submetida à polimerização por banho de água quente de 73°C por 9h e à polimerização através do microondas nos ciclos de 500W por 3min e 90 W por 13min. A segunda foi submetida aos ciclos citados para o processamento por microondas. A partir de um modelo fundido em liga de cobre e alumínio simulando uma maxila, foram confeccionadas 12 próteses totais para cada grupo experimental, num total de 60 amostras. O seu grau de adaptabilidade foi avaliado logo após o acabamento das próteses e após terem ficado armazenadas por 30 dias em água destilada a $37 \pm 2^\circ\text{C}$. De acordo com os resultados obtidos, concluíram que:

- 1) as próteses feitas com *Lucitone 550®*, processadas no microondas a 550W/3minutos, foram as que apresentaram melhor adaptação;

- 2) as amostras feita com *Lucitone 550®*, processadas em banho de água, e as feitas com *Acrom MC®*, processadas a 500W/3min, foram as que apresentaram pior adaptação;
- 3) todas as próteses apresentaram maior adaptação após o período de armazenamento em água;
- 4) as amostras que apresentaram maior diferença entre o grau de adaptabilidade nos períodos pré e pós-armazenamento na água foram as feitas com *Lucitone 550®* em banho de água e a *Acrom MC®* polimerizada a 90W/13min.

Foi verificada por Sadamori (1995) a mudança dimensional de 30 bases de próteses totais reembasadas divididas em cinco grupos de seis corpos de provas, avaliados em estudo de laboratório. Foram usadas neste estudo resinas termopolimerizável em água a 70°C por 90min e 100°C por 30min; duas autopolimerizáveis, ativada por microondas por 3min e por luz visível por 10min. Os espaços entre o modelo metálico e a base reembasada no primeiro dia, na primeira semana, quarta semana e oitava semana. As bases foram armazenadas em água destilada a 37°C entre as medições.

As mudanças dimensionais das bases foram influenciadas pelos materiais de reembasamento e procedimento. As resinas termopolimerizáveis, por banho de água, provaram ter uma pequena mudança dimensional bem como uma grande estabilidade dimensional em comparação com os outros, mostrando serem mais favoráveis para executar nos reembasamentos.

A instabilidade da polimerização em microondas durante as oito semanas, deve ter sido causada pelos diferentes ciclos de polimerização (500W por 3min). As

propriedades de redução do tempo e facilidade em comparação com os procedimentos convencionais mostram ser favorável na clínica, embora futuros estudos devam ser feitos com esse material e seu ciclo de cura.

Observando as vantagens da técnica de confecção da prótese total com base de prova permanente de resina acrílica termicamente ativada confeccionada antes da montagem dos dentes e registro das relações maxilomandibulares, Yeung, Chow e Clark (1995), resolveram estudar as alterações de temperatura e dimensionais das resinas acrílicas nas duas fases de processamento das próteses. Utilizando sensores térmicos de 0,25mm de diâmetro, incorporados na resina acrílica para medir as variações da temperatura, e um microscópio digital de alta resolução, para medir as alterações dimensionais, observaram que nenhum aumento de temperatura associado com a natureza exotérmica da reação de polimerização foi registrado. A contração total linear da base após os dois ciclos de polimerização foi menor que 1%, resultado semelhante ao obtido pelo processo que utiliza técnica com estágio único.

A adaptação e porosidade da base das próteses submetidas a duplo ciclo de polimerização foram avaliadas por Rodrigues-Garcia e Del-Bel Cury (1996). Para isso foram confeccionados 36 modelos em gesso pedra a partir de moldagem de um modelo mestre padrão. Os modelos foram divididos em três grupos de 12 elementos cada. Sobre os modelos do grupo 1 e 2 foram confeccionados bases de resina acrílica convencional e polimerizadas em banho de água durante 9h a 73°C, e bases de resina específica para microondas foram construídas sobre os modelos do grupo 3 e polimerizadas em forno de microondas a 500W durante 3min. A adaptação foi

verificada através do peso de um material de impressão interposto entre a base da resina e o modelo mestre, sob carga de 2 Kg. A seguir, todas as bases foram reembasadas pelo método de adição, sendo que aquela dos grupos 1 e 3 foram reembasadas com o mesmo material e com a mesma técnica de polimerização. As bases do grupo 2 foram preenchidas com a mesma resina, porém, polimerizadas em forno de microondas a 500W durante 3min, sendo reavaliada adaptação. A porosidade foi verificada através da imersão dos corpos de prova polidos em tinta preta e os poros, contados em lupa estereoscópica com aumento de 63X.

Após avaliação, concluíram que a resina convencional quando polimerizada no primeiro ciclo pelo método convencional e no segundo ciclo através de energia de microondas, apresentou adaptação semelhante ao método convencional de reembasamento. Em relação à porosidade, foi verificado que tanto no primeiro como no segundo ciclo de polimerização a resina convencional apresentou maior número de poros.

A influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de próteses totais de resina acrílica foi investigada por Kimpara e Muench (1996). Partindo-se de um modelo metálico simulando uma maxila desdentada para reproduzir modelos de gesso pedra. Sobre um desses modelos foi confeccionada uma base de prova de cera de espessura aproximada de 2 mm e os dentes eram montados sobre os roletes de cera. A base de cera foi selada junto ao modelo e no lado posterior colocaram-se dois roletes de cera com finalidade de formar canais de alimentação. As medidas foram feitas com um perfilômetro com aumento de 50 vezes. As variáveis estudadas foram:

- 1) polimerizar imediatamente após a prensagem e 24h após;

- 2) prensar a resina nas fases borrachóide, plástica e pegajosa;
- 3) determinar as alterações, em relação à fase encerada, a desinclusão e 2 e 8 semanas após imersão em água;
- 4) medidas feitas ao longo de vários locais entre os dentes.

Tendo em vista os resultados, os autores chegaram as seguintes conclusões:

- 1) a polimerização feita imediatamente ou 24h após a prensagem não influi na magnitude da contração.
- 2) a fase borrachóide, em relação à plástica, levou à contrações semelhantes;
- 3) a imersão após semanas recuperou parte da contração de polimerização.
- 4) a alteração dimensional, em porcentagem, variou conforme o local de mensuração.
- 5) proporcionalmente, a contração entre bordas opostas é maior do que ao longo delas.

Muitos sistemas para confecção da base da prótese de resina de polimerização rápida e o processamento da resina por microondas vem sendo introduzido para promover facilidade e rapidez no processamento, segundo estudos de May et al. (1996). O método de processamento pelo microondas tem a polimerização mais rápida que em outros métodos. O processamento da resina acrílica convencional no forno de microondas parece possuir propriedades físicas adequadas, e estudos indicaram que a resina acrílica para microondas teve uma estabilidade de cor razoável sob condições de polimerização rápida, embora os

fabricantes não recomendem o uso para o processo de microondas. Como proposta deste estudo, os autores avaliaram a estabilidade de cor de sete bases de resinas convencionais e uma de microondas procesadas no forno de microondas. A conclusão obtida revelou que a mudança de cor ocorreu na base da prótese após o processo de polimerização rápido e na resina acrílica para microondas Acrom GC procesada em microondas. Os materiais Hy-pro e TruTone exibiram uma menor mudança de cor; o material Hy-pro foi o que melhor apresentou estabilidade de cor.

Baroncini Neto (1997), após avaliar as alterações dimensionais de 30 amostras de três resinas acrílicas termopolimerizáveis quando processadas pelo método de polimerização por microondas, a partir de corpos de prova metálicos com 2cm de diâmetro, orifício interno de 10mm e espessura de 2mm. Foram usadas resina acrílica convencional (Palaton), resina acrílica de alto impacto (Lucitone 199) e uma resina própria para microondas (Acrom MC), todas processadas com muflo especial em forno de microondas caseiro em potência de 500W por 3min.

Após avaliação concluiu-se que o tipo de resina acrílica pode influenciar o resultado quando se avalia a alteração dimensional sofrida pelo material, todas as resinas sofreram contração imediata e expansão higroscópica após imersas em água destilada por sete dias em temperatura ambiente e que o método de microondas demonstra ser fácil e útil quando comparado pela polimerização no método convencional em relação ao tempo necessário.

Foi avaliado por Sadamori; Ishii e Hamada (1997) a influência da alteração na espessura (dimensão linear, distorção e absorção de água) da base de resina da prótese total processada por dois métodos (polimerização por banho de água e

ativação por microondas), e observaram que as mudanças foram influenciadas pelos dois métodos de processamentos e a espessura da prótese. Concluíram, então, que a alteração dimensional linear na área mais fina da base da prótese após a demuflagem é menor comparando com área mais espessa e a absorção de água após a imersão em água por 90 dias tende a ser maior na resina ativada pelas microondas, que pela resina polimerizada pelo banho de água, enquanto que a absorção de água da resina ativada pelas microondas durante o processamento tende a ser menor que a resina polimerizada por banho de água.

Gomez et al. (1998) propuseram alternativas técnicas para diminuição dos problemas provenientes das alterações dimensionais das resinas acrílicas utilizadas na confecção das próteses totais. Para observar as alterações dimensionais, foram fixadas 4 peças piramidais de base triangular com encaixe tipo macho, rigorosamente paralelo entre si, na superfície oclusal do plano de cera superior. Nessas peças piramidais foram encaixados aos componentes fêmeas do conjunto metálico e, posteriormente, com gesso pedra tipo III, na placa de fixação inferior, fixaram-se às fêmeas com o pino incisal em contato com a mesa incisal.

Foram submetidas ao experimento 30 corpos de prova e após a polimerização da resina o conjunto foi novamente posicionado na haste superior do articulador na mesma posição que ocupava antes do processamento. Observaram que o pino incisal tocava a mesa incisal e as pirâmides apresentavam a mesma posição de encaixe da fase anterior ao processamento.

De acordo com os autores, o controle das alterações dimensionais das resinas foram consequências dos seguintes fatores:

- 1) a utilização da placa de polimerização "Getom", que manteve a

estabilidade da resina;

- 2) espera de 15h do muflo na prensa hidráulica, que permitiu uma melhor reação polímero/monômero;
- 3) polimerização controlada a baixa temperatura (60°C por 3h e posteriormente elevou-se a temperatura para 70°C por 9h), pois quando se promoveu a ebulição da água observaram-se alterações dimensionais nítidas que provocaram desajustes entre as pirâmides e os encaixes metálicos (machos e fêmeas) e o afastamento entre o pino e a mesa incisal.

Foi observado por Monteiro Netto (1998), após consulta a literatura, que ainda restavam muitas dúvidas sobre a influência dos métodos de polimerização nas propriedades das resinas acrílicas para base de prótese total. Devido a isso, o autor resolveu, então, estudar a influência dos métodos de polimerização na resistência flexural e no conteúdo relativo do monômero residual em resinas acrílicas ativadas quimicamente (RAAQ) e ativadas termicamente (RAAT), envolvendo seis métodos de ativação:

- 1) RAAQ + 70°C/1,5 h + 100°C/1h;
- 2) RAAQ – ativada quimicamente apenas;
- 3) RAAT + 70°C/1,5h + 100°C/1,0h;
- 4) RAAT – microondas;
- 5) RAAT – luz halógena;
- 6) RAAT – polimerização rápida por 20min, decrescendo de 100°C + 20 min a 100°C.

Tendo em vista os resultados obtidos, o autor concluiu que:

- 1) a resistência flexural da resina apenas quimicamente ativada (RAAQ) foi semelhante àquela do método com polimerização de ativação térmica adicional (RAAQ + 1,5h/70°C + 1,0h/100°C);
- 2) as resistências flexurais, da resina acrílica ativada termicamente, foram semelhantes, quer a ativação fosse pelo método convencional, quer por microondas ou por luz halógena (RAAT – 1,5h/70°C + 1,0h/100°C; RAAT – microondas; RAAT– luz halógena);
- 3) o método de polimerização rápido (RAAT – 20 min, 100°C) conduziu a uma resistência flexural algumas vezes menor do que as dos demais métodos;
- 4) excluindo o método de polimerização rápido (RAAT – 20min, 100°C), que manteve um conteúdo de monômero residual relativamente alto, os demais apresentaram valores semelhantes entre si;
- 5) os métodos de polimerização por ativação com microondas ou luz halógena apresentaram conteúdo relativo de monômero residual semelhante ao apresentado por ativação térmica convencional (RAAT – 1,5h/70°C + 1,0h/100°C);
- 6) foi encontrada correlação significativa (5%) e inversa entre o conteúdo relativo de monômero residual e a resistência flexural.

A alteração dimensional vertical de oclusão em próteses totais foi avaliada por meio do processamento por microondas, por Auler e Sales (2000), a partir de 30 corpos de prova e três tipos diferentes de resinas acrílicas dentais termopolimerizáveis. Após este estudo concluiu-se que:

- 1) o tipo de resina acrílica, curada por forno de microondas, pode influenciar o resultado quando se avalia a alteração de dimensão vertical de oclusão em próteses totais;
- 2) a resina convencional (Clássico) saturada com o líquido da resina Onda-Cryl, portou-se semelhantemente à resina Onda-Cryl, apresentando ambas maior alteração dimensional (expansão). A resina Acrom MC sofreu menor alteração em todas as amostras;
- 3) todas as resinas sofreram alterações de dimensão vertical de oclusão;
- 4) o método de polimerização das resinas acrílicas pelo forno de microondas, demonstra ser uma técnica mais fácil, principalmente quanto ao fator tempo, necessário para a polimerização de uma resina acrílica, em comparação ao método convencional.

Considerando que o tempo decorrido entre o fim da fase de prensagem e o início da fase de polimerização das bases de aparelhos protéticos totais, segundo afirmações de Gonçalves (2000), pode atuar como um possível agente controlador de tensões internas, tidas como fator preponderante na alteração dimensional sofrida pelas bases acrílicas de prótese total, resolveu estudar a influência desse tempo através de uma análise comparativa de distâncias lineares, estabelecidas pela fixação de pinos de referência sobre um corpo de prova com o formato básico de uma prótese total superior. O tempo entre as fases de prensagem e polimerização variou entre zero (polimerização imediata), 1h, 6h e 12h. Observou que os grupos que tiveram sua polimerização iniciada com 6h e 12h após a prensagem apresentaram menor oscilação e menor amplitude de variação entre os valores das distâncias, diferentemente daqueles grupos que sofreram a polimerização imediata e 1h após a

prensagem. Porém, a diferença entre os valores foi da ordem de centésimos de milímetros e mostram-se sem significância estatística e clínica.

A verificação da alteração dimensional em prótese total de resina acrílica ativada termicamente após o acabamento e polimento e submetida ao processo de termociclagem, comparando com as alterações ocorridas através do armazenamento da resina em estufa a 37°C e exposta ao ar na temperatura ambiente foi o estudo de Almeida (2001). Utilizando-se 18 corpos de prova em forma de prótese total superior e pontos de referência nos dentes e na borda da prótese total, as medidas foram realizadas através do microscópio comparador digital Mitutoyo, com precisão de milésimo de milímetro. A leitura da distância entre os pontos de referência foi executada imediatamente após o polimento (leitura inicial) e posteriormente os corpos de prova foram distribuídos em três grupos: grupo I (exposto ao ar a temperatura ambiente: entre 17°C e 19°C); Grupo II (armazenado na estufa a 37°C) e Grupo III (submetido a termociclagem). A segunda leitura ocorreu após 24h, a terceira após 48h e a última após 1 semana, para os três grupos. Para o Grupo III, a segunda leitura ocorreu após 24h e 100 ciclos; a terceira leitura após 48h e 200 ciclos e a última leitura, 1 semana após a leitura inicial e 700 ciclos. As medidas encontradas e submetidas a análise estatística demonstraram que a alteração dimensional da resina acrílica ativada termicamente foi muito pequena e não houve diferença significativa nas alterações dimensionais entre os corpos de prova de um mesmo grupo. Porém, considera que mais estudos devam ser feitos para afirmar que as alterações sofridas pelas resinas in vitro sejam significantes para as avaliações na clínica, já que a resiliência da mucosa, a ação dos músculos e a força da mastigação podem também influenciar nas alterações dimensionais da resina acrílica ativada termicamente.

Foi descrita uma técnica para confecção da base definitiva, definindo-a, segundo Cunha e Marchini (2002), como a região da prótese total que se apoiará nos rebordos do paciente e sobre a qual serão confeccionados os planos de orientação, que servirão de parâmetro para a posterior colocação dos dentes artificiais. Os autores salientam que durante um longo período utilizaram a técnica da base de prova experimental. Porém, a base de prova definitiva apresenta algumas vantagens compensadoras: permite uma melhor adaptação, proporcionando um maior conforto ao paciente e permite uma maior retenção, propiciando maior facilidade no registro das relações maxilomandibulares. A única desvantagem observada é a técnica laboratorial, mais demorada. Entretanto, segundo os autores, a experiência clínica com bases definitivas tem recompensado largamente este inconveniente.

A magnitude das discrepâncias na dimensão vertical, Cabrera (2003), advindas de uma diminuição da mesma, variando-se a posição do eixo terminal de rotação. Para tal, utilizou um modelo de gesso digitalizado, vetorizado e modelado tridimensionalmente até conseguir dois modelos vetoriais com planos oclusais determinados pela Teoria Esférica de Monson. Os modelos vetoriais foram localizados dentro de um ambiente tridimensional construído a partir das dimensões obtidas de um articulador semi-ajustável Whip-Mix 2240.

Para construção da geometria vetorial, o autor colocou o modelo de gesso hidratado sobre o scanner e sua imagem foi digitalizada, com uma resolução de 600 dpi's, 24 bits de cor e 100% da escala original. O sistema foi acoplado a uma estação de trabalho, com processador Pentium 4 de 1,6 GHz, 1 Gb de memória RAM, 64 Mb de memória de vídeo com chipset Nvidia Gforce 2. Considerou-se a característica tridimensional do modelo de gesso e procurou-se diminuir, ao máximo, as distorções

produzidas por fontes externas de luz. O modelo foi coberto por uma caixa obscura de papelão, obtendo-se, assim, uma digitalização sem variações de brilho e luminosidade e uma imagem digitalizada sem distorções. Verificou-se a distorção produzida durante o processo de digitalização, comparando-se as medidas estabelecidas pelo paquímetro digital Mitutoyo com as medidas feitas no programa Adobe Photoshop ® v 7.0, nos mesmos pontos marcados no modelo de gesso. Não se encontrou variação entre as mesmas, donde concluiu que a utilização da imagem digitalizada do modelo fornecia uma escala real de 1:1.

Foi verificado por Tanji et al. (2004), o efeito da posição dos muflos no forno de microondas e do tempo reduzido de ativação sobre a resistência ao impacto da resina acrílica Onda-Cryl. Os corpos de prova foram confeccionados com a resina acrílica e utilizado três matrizes retangulares de alumínio medindo 65x10mm na superfície superior, 64x9mm na superfície inferior e 3mm de espessura, as quais foram moldadas com silicone por condensação foram incluídos em mufla de fibra de vidro. A proporção, manipulação e prensagem da resina foram realizadas de acordo com as instruções do fabricante. Os corpos de prova foram polimerizados por energia de microondas a 500W, de acordo com o grupo:

Grupo I – uma mufla colocada no centro do prato giratório (controle);

Grupo II – uma mufla em posição lateral do prato;

Grupo III – dois muflos, uma no centro e outra na lateral, considerando a mufla no centro;

Grupo IV - dois muflos, uma no centro e outra na lateral, considerando a mufla da lateral.

O tempo de processamento foi de 3min para cada grupo e após o esfriamento, em temperatura ambiente, os corpos de prova foram removidos dos muflos e submetidos aos processos de acabamento e polimento convencional. Em seguida foram analisados quanto à resistência ao impacto, e concluíram que não houve diferença estatística significativa na resistência ao impacto quando os muflos foram posicionadas individualmente no centro ou na lateral, quando as posições duplas foram comparadas com a posição unitária central e na posição central e lateral. A posição unitária lateral promoveu maior valor de resistência ao impacto com diferença estatística quando comparado com a posição lateral do muflo.

Almeida (2004), verificou a alteração dimensional da base de prova permanente para prótese total confeccionada em resina acrílica ativada termicamente, após uma segunda polimerização, através da imagem digitalizada, utilizando 30 corpos de prova, confeccionados a partir de um modelo apresentando a forma de desdentado total superior, que foram divididos em 3 grupos (10 corpos de prova para cada grupo): grupo I – Corpos de prova em forma de base de prova permanente; grupo II (grupo controle) – Corpos de prova em forma de prótese total superior e grupo III – Corpos de prova em forma de prótese totais superiores obtidos a partir da base de prova permanente do grupo I. Após a polimerização, obtiveram-se a imagem digitalizada dos corpos de prova utilizando-se um scanner de mesa com uma resolução de 1200 dpi's, 24 bits de cor e 100% da escala original. A imagem foi então enviada para o programa Photoshop 7.0. Para avaliar as alterações dimensionais através das imagens digitalizadas, mediu-se a distância entre a base de prova permanente/prótese total e o modelo de gesso, no programa CorelTRACE 10, correspondendo a adaptação da base de prova permanente/prótese total na região

do “Post-dam”. Esta medida possibilitou uma análise das alterações sofridas pela base de prova permanente/prótese total após a polimerização. Os resultados demonstraram que: 1) A alteração dimensional linear do grupo I (base de prova permanente), na região do “Post-dam”, após a segunda polimerização, quando comparada ao grupo controle (grupo II), foi da ordem de décimos ou centésimos de milímetros (0,066; 0,101 e 0,152; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente) e não pode ser considerada relevante clinicamente para afetar o ajuste da prótese na boca e promover a ocorrência de maiores transtornos clínicos; 2) A alteração dimensional das áreas (esquerda e direita) dos corpos de prova dos três grupos é uniforme e na avaliação do índice da área não existe diferença estatisticamente significativa, à nível de 5%, entre as áreas dos segmentos esquerdo e direito; 3) A metodologia empregada, utilizando os recursos da informática, para mensurar a alteração dimensional na região do “Post-dam”, demonstrou ser de fácil manuseio e um avanço para obtenção de resultados mais precisos.

A aplicação das microondas em prótese total, como relata Corrêa (2005), trouxe inúmeras vantagens, tais como: minimização do tempo gasto (menos tempo, mas qualidade), facilidade de manipulação, limpeza e equipamentos mais leves. O autor ainda acrescenta que para os iniciantes no uso da polimerização por energia de microondas, para facilitar a conduta laboratorial nunca se deve utilizar a somatória do tempo e a potência de 100%, pois haverá a possibilidade de superaquecimento e possível perda do trabalho. Concluindo que uma linha de trabalho em polimerização por energia de microondas deve ser seguido, e uma remontagem antes que a prótese seja removida dos modelos de trabalho para se avaliar as possíveis alterações dimensionais que possam ter ocorrido comparando com os métodos convencionais,

com o objetivo de se fazer “algo” pela nossa profissão, e desta forma, se necessário, fazer críticas, com embasamento, por não ser contra alguém e sim por “algo”.

A programação do forno de microondas deve ser baseada no número de Watts. Um forno com 500W de potência, recomenda-se 20min com 20 ou 30% de potência, ou média baixa ou descongelar, e mais 5 min com 80 ou 100% de potência ou média alta ou alta. Se o forno a ser utilizado seja de 800 a 1100W de potência, usa-se 20min com 10 ou 20% de potência baixa ou descongelar, mais 5min com 50 ou 60% de potência média. Um forno com 1200 a 1400W, utiliza-se 10% de potência baixa ou descongelar, mais 5min com 30 ou 40% de potência média baixa.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho é avaliar a alteração dimensional da prótese total superior padronizada com base de prova permanente processada em microondas com dupla polimerização, comparando-a com a prótese total superior padronizada com base de prova permanente com dupla polimerização, e a prótese total superior, também padronizada com um único processamento; tendo ambas o processamento convencional (banho de água).

4 MATERIAL E MÉTODOS

Objetivo deste trabalho é o de analisar as alterações dimensionais ocorridas na base de prova da resina acrílica ativada termicamente nas bases de prova permanente, usadas nas próteses totais, processadas em forno microondas convencional após uma segunda polimerização, comparando-as com próteses totais confeccionadas de forma convencional, única polimerização; e próteses totais com base de prova permanente, com dupla polimerização, processadas convencionalmente com banho de água, e suas alterações dimensionais.

Para se avaliar as alterações dimensionais foram confeccionados 50 corpos de prova, sendo, 20 na forma de bases de provas permanentes e 30 próteses totais superiores padronizadas; separadas em 5 grupos:

- grupo I: próteses totais superiores processadas convencionalmente, única polimerização (grupo controle);
- grupo II: base de prova permanente processada convencionalmente;
- grupo III: base de prova permanente processada em forno microondas;
- grupo IV: prótese total superior confeccionada com a base de prova do grupo II, com duplo processamento convencional;
- grupo V: prótese total superior padronizada confeccionada com a base de prova do grupo III, com duplo processamento em forno microondas comum.

4.1 Material, instrumental e aparelhos

- Cera rosa nº 7 Horus, fabricada por Herpo Produtos Dentários Ltda., Rua Guarani, nº 35 — Rio de Janeiro;
- Cera articulação Horus, fabricada por Herpo Produtos Dentários Ltda., Rua Guarani, nº 35 — Rio de Janeiro;
- Prensa hidráulica para muflas modelo — PM-2000, fabricada por Delta Máquinas Especiais. Rua Germano Dix, nº 4554, Pirassununga - São Paulo;
- Recipiente plástico de 500 ml da Sanremo;
- Dentes plásticos superiores, marca Vipi-Dent Plus, tamanho A23 (anteriores) e 30M (posteriores), fabricados por Dental Vipi Ltda., Pirassununga - São Paulo;
- Gesso comum tipo II Pason, fabricado por Pason, indústria e Comércio Ltda., São Paulo - SP;
- Gesso pedra tipo IV Densite, fabricado por Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis - Rio de Janeiro;
- Gesso pedra tipo III Pason, fabricado por Pason, Indústria e Comércio Ltda., São Paulo – SP;
- Polímero de resina acrílica ativado termicamente, marca “VIPI FLASH”, fabricado pela VIPI, Rua Carlos Tassoni, nº 4521, São Paulo-SP;
- Monômero de resina acrílica ativado termicamente, marca “VIPI FLASH”, fabricado pela VIPI, Rua Carlos Tassoni, nº 4521, São Paulo-SP;

- Lâmina de bisturi n.º 15;
- Isolante líquido para resina acrílica, marca “VIPI film” fabricado pela VIPI, São Paulo - SP;
- Vaselina pura, marca Granado, fabricada por Casa Granado - Laboratórios, Farmácias e Drogarias S.A., Rio de Janeiro - RJ;
- Material para acabamento: brocas para desgaste de resina;
- Silicona para duplicação — RTV, fabricada por Plastitécnica Ltda., Rua Augusta 215, Consolação, São Paulo - SP;
- Gral de borracha para manipulação de gesso;
- Espátula de aço inoxidável para manipular gesso;
- Espátulas de aço inoxidável, marca “Duflex”, n.º 36, n.º 7, n.º 31 e Le Cron;
- Pote de vidro para manipular resina acrílica;
- Lamparina a álcool manual, marca ‘Evang’, fabricada pela Indústria Odonto Evang Ltda., São Paulo – SP;
- Mufla para prótese total n.º 6, marca URABY;
- Mufla para prótese total para microondas, marca Vipi STG;
- Proveta graduada de 150 ml e precisão de 1 ml, marca “Laborglass”, indústria brasileira, São Paulo - SP;
- Disco de “carborundum”;
- Brocas esféricas “Messinger” n.º 06, para peça de mão;
- Concha de alumínio para liquefação da cera;
- Porta mufla;
- Faca de gesso;
- Tesoura;

- Pinça Tenaz;
- Pincel de pêlo natural;
- Vibrador Super, fabricado por Super Dentária Napoleão Ltda., Rio de Janeiro - RJ;
- Peça de mão tipo Doriot;
- Prensa com molas utilizada na polimerização de prótese total;
- Balança marca “Marte”, carga máxima 1610g, sensibilidade de 1g, fabricada por Marte Balanças e Aparelhos de Precisão Ltda., São Paulo - SP;
- Demuflador pneumático, modelo. ATD178, fabricado por Roen Sas Torino —italy;
- Máquina fotográfica digital marca NIKON modelo COOLPIX 4300;
- Régua milimetrada;
- Scanner Genius ColorPage Vivid 4XE USB, resolução 600 x 1200dpi, 48 bit, resolução interpolar 600 x 1200dpi;
- 2 Isopores 19 x 21,5 x 2cm e 17.5 x 13.5 x 2cm;
- Computador AMD Athlon XP-M, 2,6 GHz, 224MB de RAM, 20 Gb HD;
- Programas: Adobe Photoshop versão 7.0; CorelTRACE 10; CorelDRAW 10;
- Dilatador;
- Forno de microondas caseiro, marca Brastemp, modelo BMP 40 EGA, capacidade para 40 litros e carga máxima de 5 Kg;
- Pirex.

4.2 Métodos

4.2.1 Obtenção do modelo superior edentado padronizado

A partir de um modelo de gesso edentado maxilar superior, com topografia normal de um maxilar, fornecido pela disciplina de Prótese Total do Departamento de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP), foram feitos alívios nas zonas retentivas, com cera fundida nº 07, e duplicou-se o modelo obtendo-se assim um modelo com rebordo expulsivo. Desgastou-se, então, a região posterior do “Post-dam” até as tuberosidades; aumentou-se 1 cm de altura na base do modelo, usando cera rosa nº 07 acompanhando a base do modelo, de forma expulsiva, e usando-se uma espátula nº 31 aquecida na região de contato da cera e o modelo promovendo-se uma melhor união desse conjunto.

Estas modificações são para facilitar a duplicação e padronização do modelo para a inclusão na mufla nº 06 (processamento convencional dos grupos I, II e IV) e para a mufla específica para microondas, posicionadas sempre na mesma posição, e preservando o modelo após a polimerização da base de prova permanente/prótese total para obtenção da imagem digitalizada no scanner. Dessa maneira, foi produzido 01 modelo superior edentado padronizado (ALMEIDA, 2004).

Figura 4.1 – Modelo para a reprodução

4.2.2 Duplicação do modelo superior edentado padronizado

Para a reprodução do modelo superior edentado padronizado foi usado um molde à base de silicona, obtido em um recipiente plástico com dimensões adequadas, em tamanho e forma, no qual foi colocado a silicona para duplicação na proporção 1/0.1 base/catalisador. Foi manipulado manualmente o gesso pedra especial “Densite” e vertido sob vibração no interior do molde de silicona na proporção indicada pelo fabricante de 19 ml de água para 100 g de pó. Após 1h de presa removeu-se o modelo edentado e avaliou-se a duplicação. Desta forma obteve-se 30 modelos em gesso padronizados, sendo: 10 modelos para o grupo I (grupo controle), 10 modelos para o grupo II, 10 modelos para o grupo III.

Figura 4.2 – Reprodução do modelo superior edentado padronizado.

A – Molde de silicona;

B – Modelo superior edentado padronizado reproduzido em gesso pedra Densite

4.2.3 Confecção da base de prova em cera padronizada

Sobre a região do rebordo do modelo em gesso padronizado desdentado superior é adaptada uma lâmina de cera nº 7, dobrada ao meio e aquecida. Inicialmente adapta-se esta lâmina dupla sobre o modelo superior edentado padronizado com as mãos e depois utilizando um instrumento aquecido (espátula nº 31), para propiciar uma adaptação mais adequada e uma base de espessura uniforme. Para a montagem posterior dos dentes, a região do rebordo foi deixada mais fina, utilizando-se uma Le Cron aquecida para desprender uma das camadas da lâmina dupla de cera criando sulcos de referência na região do palato e a 2mm da borda da base de prova.

Figura 4.3 – Modelo de gesso edentado padronizado com base de prova em cera

4.2.4 Duplicação da base de prova em cera padronizada

Para a duplicação da base de prova em cera, usou-se uma mufla nº 6 como moldeira, e como material de moldagem a silicona, que foi manipulada e vertida na base do mufla; a base do conjunto modelo padronizado/base de prova em cera, foi então assentado. Após a presa total da silicona (24h), obteve-se o molde da base do modelo, a contra-mufla foi então adaptada e vazada nova porção de silicona. Tampou-se a contra-mufla e aguardou-se a presa deste material (24h) na prensa hidráulica de bancada. Desta forma, conseguiu-se o molde da base de prova em cera, chamado de “molde padrão da base de prova”.

Para a reprodução das 20 base de prova em cera (Grupo II e Grupo III), primeiro isolou-se os modelos com Cel-lac (com o objetivo de facilitar a remoção do

excesso de cera) e posicionou-o na base do muflo. Fundiu-se uma lâmina e meia da cera nº 7 e primeiro foi vertido na região central do palato do modelo (para evitar a formação de bolha) e aguardou-se 1 min para depois verter o restante da cera no contra-muflo. Adaptou-se então o contra-muflo na base do muflo e levou para a prensa hidráulica à uma pressão de 1250 kgf, para escoar o excesso de cera. Aguardou-se o resfriamento por 30 min para então abrir a mufla. Retirou-se o conjunto modelo/base de prova em cera, removeu-se o excesso de cera, repetiu-se este procedimento para se obter as 20 bases de prova em cera necessárias para os Grupos II e III (ALMEIDA, 2004).

4.4 – Reprodução da base de prova em cera padronizada
 A – Cera liquefeita no palato e contra-mufa;
 B – Mufa na prensa hidráulica de bancada;
 C – Excesso da cera liquefeita;
 D – Modelo e base de prova encerada.

Figura 4.5 – Base de prova em cera

4.2.5 Obtenção da prótese total superior em cera

Sobre o modelo superior edentado padronizado com a base de prova em cera, levantou-se na região do rebordo um rolete de cera, onde dentes de estoque foram montados com o auxílio da placa de Spee, imprimindo, assim, as curvas de compensação antero-posterior e vestibulolingual. Iniciou-se a montagem dos dentes superiores pelo incisivo central esquerdo indo até o segundo molar e depois a montagem do hemiarco oposto, começando, também, pelo incisivo central. O enceramento e a escultura obedeceram à técnica preconizada por Tamaki (1988).

Figura 4.6 – Obtenção da prótese total superior em cera.

- A – Modelo superior edentado padronizado com a base de prova em cera;
- B – Cera rosa nº 7;
- C – Dentes de estoque A23/30M Vip Dent;
- D – Montagem dos dentes com o auxílio da placa de Spee;
- E – Prótese total em cera superior concluída (vista frontal) e placa de Spee

4.2.6 Reprodução da prótese total superior em cera

Para a reprodução das próteses totais superiores padronizadas, primeiro faz-se um “molde padrão dentado”, para a possível duplicação dos corpos de prova, seguindo os seguintes passos:

- a) uma porção de silicona para duplicação foi preparada e vertida na base de um muflo nº 6;
- b) o modelo com a prótese total em cera foi posicionado na base do muflo;
- c) após a polimerização desta camada de silicona (24h), foi aplicada vaselina sólida sobre a sua superfície;
- d) o contra-muflo foi adaptado e uma nova porção de silicona foi preparada e vertida até preenchê-lo totalmente. Depois foi tampado e levado à prensa hidráulica de bancada para polimerização da silicona;
- e) após a polimerização da silicona (24h), separou-se o muflo do contra-muflo e removeu-se a prótese total em cera juntamente com o modelo.

4.7 – Confecção do molde em silicona da prótese total superior em cera.

- A – Prótese total em cera incluída na silicona;
- B – Molde do modelo na base do muflo;
- C – Molde dentado em silicona da prótese total em cera

Com um molde dentado de silicona, tendo o muflo nº 6 como moldeira, “molde padrão dentado”, fez-se o posicionamento dos dentes anteriores e posteriores da Vipi Dent A23/30M em seus nichos, no contra-muflo.

Estando os dentes corretamente posicionados, verteu-se cera fundida primeiro na região do palato, para evita a formação de bolhas, e após 1 min colocou-se a cera na contra-muflo. Em seguida adapta-se a base do muflo no contra-muflo e leva-se para a prensa hidráulica de bancada sob uma pressão de 1250 Kgf. Após 30 min, tirou-se o muflo da prensa, foi aberta e fez-se a remoção da prótese total em cera padronizada do interior do molde, retirando-se o excesso com LeCron. (ALMEIDA, 2004)

Este procedimento foi executado para a prótese total em cera convencional (grupo I), para a confecção da prótese usando-se a base de prova permanente, se procedeu adaptando-se no contra-muflo a base de prova já com a primeira polimerização feita (grupo III).

Figura 4.8 – A – Dentes para montagem;
B – Dentes em seus nichos na muflo

Figura 4.9 – A – Cera liquefeita no palato e contra-muflo;
B – Prensagem do muflo

Figura 4.10 – Prótese em cera.

- A – Prótese convencional (Grupo I);
B – Prótese com base de prova permanente (Grupo IV e V)

4.2.7 Inclusão no muflo dos modelos edentados padronizados com a prótese total em cera (Grupo I) e dos modelos edentados padronizados com a base de prova em cera (Grupo II) – mufla nº 6

Os modelos com a base de prova/prótese total em cera foram incluídos na base do muflo convencional Uraby nº 6, obedecendo ao seguinte critério:

- a) a parte interna da base do muflo não foi isolada com vaselina sólida (com o objetivo de reter melhor o modelo após a polímerização para obtenção da imagem digitalizada no scanner) e, utilizando-se uma proporção gesso/água de 100 g de gesso comum Tipo II “Pason” para 50 ml de água, o gesso era manipulado, depositado na base do muflo e o modelo, com a base de prova/prótese total em cera, centralizado sobre a massa de gesso;

- b) após a cristalização do gesso, observou-se a adaptação do contra-muflo na base do muflo e untou-se com vaselina toda superfície do gesso;
- c) confeccionou-se uma muralha de gesso pedra “Pason”, em torno do arco dental, com o objetivo de evitar que os dentes se deslocassem das suas posições nas fases subseqüentes (Grupo I);
- d) a seguir, procedeu-se ao preenchimento do contra-muflo, utilizando-se uma proporção de 200g de gesso comum tipo II “Pason” e 100 ml de água, manipulado e vazado sob vibração;
- e) uma vez preenchida o contra-muflo, a tampa foi ajustada e levada à prensa hidráulica de bancada, até a cristalização do gesso.

Figura 4.11 – Inclusão no muflo.

- A – Prótese total em cera/modelo na base do muflo;
- B – Muralha de gesso pedra, vista superior;
- C – Muralha de gesso pedra, vista posterior;
- D – Base de prova em cera/modelo na base do muflo

4.2.8 Eliminação da cera

O muflo foi mergulhado na água em ebulição por 5 min. Após esse tempo em água fervente, o muflo foi aberto e lavado com água limpa e quente por sucessivas vezes, a fim de eliminar qualquer resíduo de cera.

Figura 4.12 – Eliminação da cera.

A – Após a lavagem com água limpa e quente (Grupo I);
B – Após a lavagem com água limpa e quente (Grupo II)

4.2.9 Retenção dos dentes (grupo I)

Utilizando uma broca esférica “Messinger” nº06, para peça de mão, foram confeccionados pequenos sulcos retentivos na cervical de cada dente, para garantir uma melhor fixação dos mesmos.

Figura 4.13 – Sulcos retentivos nos dentes

4.2.10 Prensagem e polimerização da resina acrílica ativada termicamente, Grupo I e II – método convencional (banho de água)

Estando os muflos devidamente preparados e após o isolamento de toda parte do gesso com isolante líquido para resina acrílica “VIPI *film*”, realizou-se a condensação da resina acrílica obedecendo ao seguinte critério:

- a) utilizou-se somente uma marca de resina ativada termicamente (VIPI),

pertencente ao mesmo frasco, com quantidade suficiente para execução de todo o experimento, como forma de garantir a uniformidade do material;

- b) a proporção polímero/monômero utilizada foi de 3/1, seguindo as orientações do fabricante, o que resultou em 30 ml de polímero para 10 ml de monômero, correspondente a uma proporção de 20 g de polímero para 8,5 g de monômero. Para assegurar que a proporção polímero/monômero fosse a mesma em todos os corpos de prova do grupo, a quantidade correspondente a um corpo de prova foi multiplicada pelo número de corpos de prova do grupo e a mistura do material deu-se em um único momento (GONÇALVES, 2000);
- c) selecionou-se a fase de trabalho para prensagem da resina acrílica ativada termicamente como sendo a fase plástica, por proporcionar melhores características físicas à base de resina acrílica, tais como: escoamento que permite melhor acomodação em todo o molde sem gerar maior quantidade de tensão interna; evita a ocorrência de bolhas na superfície do corpo de prova; evita a ocorrência de bolhas internas; e diminui a alteração dimensional pela menor concentração de monômero livre (GOMEZ et al., 1998; PHILLIPS, 1993);
- d) para condensação da resina acrílica, a massa em forma de bastão foi comprimida com os dedos sobre o arco dental de um extremo a outro e outras porções foram adaptadas na vertente vestibular e na região do palato.

Figura 4.14 – Condensação da resina acrílica.

A – Material necessário;

B – Condensação da resina acrílica na fase plástica;

C – Muflo nº6 com resina no muflo

A prensagem foi feita de forma convencional (prensagem única). A pressão foi exercida lentamente para a acomodação do material e quando o excesso da resina surgiu nas margens do muflo a pressão foi sustada, aguardando o movimento da resina acrílica. Repetiu-se esta operação até atingir a pressão de 1250Kgf. A partir daí, o muflo permaneceu em repouso na prensa hidráulica durante 6h com o intuito

de reduzir as alterações dimensionais da resina acrílica (GONÇALVES, 2000).

Após o período de 6h, os muflos eram colocadas em prensas com molas utilizadas para polimerização de prótese total e levadas a polimerizadora com controle automático de tempo e temperatura. O ciclo de polimerização selecionado iniciou-se a temperatura ambiente até atingir 60° C, permanecendo aí por 3h. Posteriormente, foi elevada a temperatura até 70° C, permanecendo por 9h. Foi escolhido este ciclo de polimerização para evitar a formação de bolhas e indução de tensões internas pela influência do tempo e temperatura de polimerização (GOMEZ et al., 1998).

Figura 4.15 – Polimerizadora com controle automático de tempo e temperatura

4.2.11 Abertura do muflo e desinclusão (Grupo I e II)

Foi realizada a abertura do muflo, após o seu esfriamento natural por 12h, usando-se chave de fenda, martelo, espátula “Le Cron”, estilete e o demuflador

pneumático para fragmentar o gesso do contra-muflo com maior facilidade e preservar a inclusão na base do muflo dos modelos com as próteses totais (Grupo I - modelos de 1 a 10) e dos modelos com as bases de prova permanente (Grupo II – modelos de 11 a 20), com o objetivo de obter a imagem digitalizada para mensuração. Houve a eliminação de todo o gesso empregado no contra-muflo com cuidado, evitando distorções e/ou fraturas nas próteses totais/bases de prova permanente. O esfriamento lento e gradual conferiu melhor estabilidade dimensional à resina acrílica, minimizando as distorções devido à diferença de contração térmica entre a resina e o modelo de gesso que poderia ocorrer se houvesse um resfriamento rápido (PHILLIPS, 1993).

4.2.12 Acabamento (Grupo I e II)

Foi realizado com brocas para desgaste de resina com o objetivo de remover o excesso de resina após a polimerização. Após o acabamento, as próteses totais/bases de prova permanente foram adaptadas aos respectivos modelos e levadas para a obtenção da imagem digitalizada através do scanner.

Figura 4.16 – Acabamento

Figura 4.17 – Término do acabamento.

A – Prótese Total (Grupo I);

B – Base de prova permanente (Grupo II)

4.2.13 Inclusão da base de prova em cera no muflo de microondas (Grupo III)

As 10 bases de prova em cera já foram previamente obtidas.

Na base do muflo é colocado gesso comum “Pason”, e no centro foi posicionado o modelo em gesso desdentado superior com a base de prova em cera, tomou-se o cuidado em deixar a região posterior do modelo sem gesso para facilita a

leitura do scanner posteriormente.

Esperou-se 45 min para a presa do gesso na base do muflo e posicionou-se a contra-muflo, apertando os parafusos; o gesso “Pason” é então vertido no contra-muflo, sob vibração, até o limite superior do muflo e levado à prensa hidráulica, permanecendo sob pressão de 1250 Kgf por 60 min, para que o gesso adquirisse maior resistência (GOMEZ, 1998).

Após essa prensagem, o muflo foi levado ao microondas para a eliminação da cera.

Figura 4.18 – Partes do muflo do microondas

Figura 4.19 – Inclusão da base de prova em cera no muflo.

- A – Base de prova em cera;
- B – Colocação da cobertura em gesso para a inclusão;
- C – Fechamento do muflo;
- D – Colocação do gesso até o limite superior do muflo;
- E – Prensagem com o muflo de microondas

4.2.14 Eliminação da cera e abertura do muflo do microondas (Grupo III)

O muflo é colocada em um pirex apropriado com um pouco de água (com a finalidade de evitar que resíduos de cera caiam diretamente no prato giratório do forno de microondas). Esse conjunto foi levado ao microondas e programou-se 3 min a uma potência alta, após esse tempo retirou-se o muflo e abriu-se para a retirada da cera, que estava na fase plástica, facilitando assim a sua remoção, e a cera fluida retirada com algodão (AULER E SALES, 2000). O excesso de calor derrete a cera impregnando o modelo de gesso dificultando a limpeza (GOMEZ et al., 1998).

Figura 4.20 – Muflo no pirex com água dentro do forno de microondas

A limpeza do modelo deve ser realizada com algodão embebido em um removedor alifático. A seguir, coloca-se uma quantidade de algodão seco recobrindo

os dentes e toda a área do modelo, fecha-se o muflo com os parafusos, com a finalidade de absorver os resíduos gordurosos. Programa o microondas com 100% de potência por 1 min. Abre-se o muflo, e se verifica se há necessidade de repetir esse procedimento. Se estiver tudo correto, espera que esfrie naturalmente, chegando a uma temperatura aproximada de $\pm 50^{\circ}\text{C}$, e aplica-se isolante em todas as áreas de gesso da base e do contra-muflo (CORRÊA, 2005).

Figura 4.21 – Eliminação da cera

4.2.15 Prensagem da resina acrílica ativada termicamente para a confecção da base de prova permanente no forno de microondas (Grupo III)

Estando os muflos devidamente preparados e após o isolamento de toda parte do gesso com isolante líquido para resina acrílica “VIPI *film*”, realizou-se a condensação da resina acrílica obedecendo ao seguinte critério:

- a) utilizou-se somente uma marca de resina ativada termicamente (VIPI), pertencente ao mesmo frasco, com quantidade suficiente para execução de todo o experimento, como forma de garantir a uniformidade do material;
- b) a proporção polímero/monômero utilizada foi de 3/1, seguindo as orientações do fabricante, o que resultou em 30 ml de polímero para 10 ml de monômero, correspondente a uma proporção de 20 g de polímero para 8,5 g de monômero (GONÇALVES, 2000; SKINNER, 1951);
- c) selecionou-se a fase de trabalho para prensagem da resina acrílica ativada termicamente como sendo a fase plástica, por proporcionar melhores características físicas à base de resina acrílica, tais como: escoamento que permite melhor acomodação em todo o molde sem gerar maior quantidade de tensão interna; evita a ocorrência de bolhas na superfície do corpo de prova; evita a ocorrência de bolhas internas; e diminui a alteração dimensional pela menor concentração de monômero livre (GOMEZ et al., 1998; PHILLIPS, 1993);
- d) para a condensação da resina acrílica, a massa em forma de bastão foi comprimida com os dedos sobre o arco dental de um extremo a outro e

outras porções foram adaptadas na vertente vestibular e na região do palato.

e) um plástico fino foi utilizado entre o muflo e o contra-muflo como separador e o conjunto fechado (AULER E SALLES, 2000);

A prensagem foi feita de forma convencional (prensagem única). A pressão foi exercida lentamente para a acomodação do material e quando o excesso da resina surgiu nas margens do muflo à pressão foi sustada, aguardando o movimento da resina acrílica. Repetiu-se esta operação até atingir a pressão de 1250Kgf (GONÇALVES, 2000).

O muflo foi então retirada da prensa e aberta novamente para a remoção do plástico e dos excessos da resina (AULER E SALLES, 2000), sendo novamente fechados e levado novamente à prensa de bancada à uma pressão de 1250Kgf para os apertos do parafusos de fixação.

Figura 4.22 – Prensagem da resina no muflo de microondas.
A – Muflo de microondas com excesso de resina;
B – Muflo de microondas com parafuso

4.2.16 Método de polimerização

Após esse período, o muflo é retirado da prensa e levado para o forno de microondas.

O muflo é colocado dentro de um pirex apropriado, com água, e o conjunto levado para o microondas, em cima do prato giratório. O ciclo de processamento foi o seguinte:

1. 3 min a uma potência máxima de 40% da capacidade máxima;
2. 4 min a uma potência de 0% da capacidade (pausa);
3. 3 min a uma potência de 90% da capacidade máxima. (AULER E SALES, 2000).

Concluído este ciclo de polimerização, o muflo é retirado do microondas e colocada na bancada para o seu completo resfriamento.

4.2.17 Abertura do muflo e desinclusão das bases de prova permanente (Grupo III)

Após a polimerização foi realizada a abertura dos muflos, após o esfriamento natural, usando-se chave de fenda, martelo, espátula Le Cron, estilete e o demuflador pneumático para fragmentar o gesso do contra-muflo com maior facilidade e preservar os modelos com a base de prova permanente (Grupo III) e os modelos para a inclusão na base do muflo com as próteses totais (Grupo V); com o objetivo de obter a imagem digitalizada para mensuração. Houve a eliminação de todo o gesso empregado no contra-muflo com cuidado, evitando distorções e/ou

fraturas nas próteses totais/bases de prova permanente. O esfriamento lento e gradual conferiu melhor estabilidade dimensional à resina acrílica, minimizando as distorções devido à diferença de contração térmica entre a resina e o modelo de gesso que poderia ocorrer se houvesse um resfriamento rápido (PHILLIPS, 1993).

4.2.18 Acabamento das bases de prova permanente (Grupo III)

Foi realizado com brocas para desgaste de resina com o objetivo de remover o excesso de resina após a polimerização. Após o acabamento, as bases de prova permanente foram adaptadas aos respectivos modelos para a obtenção da imagem digitalizada através do scanner.

Figura 4.23 – Acabamento das bases de prova (Grupo III)

Figura 4.24 – Base de prova após acabamento (Grupo III)

4.2.19 Obtenção da imagem digitalizada das próteses totais do grupo I, e das bases de prova permanente do grupo II e III

A obtenção da imagem digitalizada será executada usando-se a técnica preconizada por Almeida (2004), em que utilizou um scanner para a digitalização da imagem do corpo de prova.

Para obter a imagem digitalizada, utilizou-se um scanner de mesa Scanner Genius ColorPage Vivid 4XE USB, resolução 600 x 1200dpi, 48 bit, resolução interpolar 600 x 1200dpi. O sistema foi ligado a uma estação de trabalho, com computador AMD Athlon XP-M, 2,6 GHz, 224MB de RAM, 20 Gb HD, onde a imagem digitalizada foi enviada para o programa Adobe Photoshop versão 8.0.

4.2.19.1 *obtenção da imagem digitalizada*

Como suporte para que os muflos, tanto a n° 6 como o do microondas, ficassem sempre na posição vertical, foi elaborado um suporte em isopor de forma que esses muflos ficassem sempre nesta mesma posição. Como os tamanhos das bases dos muflos são diferentes, foi necessário ser confeccionado dois suportes. Para o muflo metálico n° 6 as dimensões do isopor é 19 x 21 x 2 cm e para o suporte da base do microondas é 17.5 x 13.5 x 2 cm. No centro desses isopores foi feito uma abertura de dimensão 6.5 x 3 cm, para que deixasse a região posterior da prótese total/base de prova permanente livre para o scaneamento. No centro dessa abertura foi colocado uma lâmina de bisturi n° 15 para servir de referência para o posicionamento do gabarito na hora da medida.

Para que o conjunto muflo/base de prova permanente, ou muflo/prótese total, ficassem firme, em posição, e não se deslocassem durante o processo de scaneamento, foi construído um dilatador, que é um instrumento para alargar uma abertura, formado por duas placas de Eucatex com 17.5 x 5 x 0.3 cm de dimensões, cada. Estas placas são afastadas por 3 molas em espirais, uma no centro e duas nas extremidades. A abertura máxima desse dilatador está limitado por filamentos metálicos, que ao mesmo tempo, servem de suporte para as citadas molas, sendo uma abertura de 3 cm.

Colocou-se a base do muflo/base de prova permanente ou prótese total em posição vertical encaixada no espaço apropriado do isopor, para que a imagem digitalizada fosse obtida sempre numa mesma posição, sobre a mesa de vidro do scanner.

Figura 4.25 – Preparação para o scaneamento.

A – Dilatador;

B – Conjunto modelo/base de prova no isopor

Figura 4.26 – Corpos de prova prontos para scanear.
A – Prótese Total (Grupo I);
B – Base de prova permanente (Grupo II);
C – Base de prova permanente (Grupo III)

Como o modelo de gesso e da base de prova permanente/prótese total têm características tridimensionais, procurou-se diminuir ao máximo as distorções produzidas pelas fontes de luz externas da lâmpada do scanner. Para isso a base do muflo foi posicionada sobre a mesa do scanner e coberta por uma caixa, obtendo assim, uma digitalização sem variações de brilho e luminosidade, dando uma imagem digitalizada sem distorção (CABRERA, 2003).

Figura 4.27 – Caixa para evitar distorções

Figura 4.28 – Imagem scaneada

4.2.20 Leitura da distância entre os modelos de gesso e as próteses totais do grupo I e entre os modelos de gesso e as bases de prova permanente do grupo II e III

Utilizou-se o programa Adobe Photoshop versão 8.0 para avaliar a alteração dimensional, com o objetivo de avaliar o acoplamento entre os elementos desenhados e as guias, fornecendo assim alta precisão para o desenho do gabarito (ALMEIDA, 2004)

Para a leitura da distância entre o modelo e a base de prova/prótese total, foi obtido um gabarito, com linhas de 1 pixel de largura, configurado no programa Adobe Photoshop versão 8.0 com uma área de imagem de 60 mm de altura, 120 mm de largura e uma resolução de 1200 dpi, alinhado à lâmina de bisturi localizada no centro da abertura do isopor, usado como suporte dos muflos no processo de escaneamento, como referência para determinar os pontos que serão selecionados para a leitura.

Figura 4.29 – Gabarito

Deslocou-se a imagem até fazer coincidir a marca física da lâmina de bisturi com a prolongação medial do gabarito. Desta maneira, realizou-se a superposição entre a marca física e a prolongação da linha mediana do gabarito.

Figura 4.30 – Gabarito sobre o modelo, para a coincidência dos prolongamentos

Figura 4.31 – Gabarito sobre o modelo, próximo da coincidência do prolongamento da lâmina de bisturi

Figura 4.32 – Coincidência do gabarito, tendo a lâmina de bisturi como referência

Figura 4.33 – Aproximação para mostrar a coincidência do prolongamento das referências

Realizou-se o acoplamento das camadas que formam a imagem e fez-se a seleção da interseção entre o gabarito e as regiões a serem medidas: lado esquerdo (AB), centro (CD) e lado direito (EF). Deste modo, a imagem em formato de mapa bits, está pronto para a vetorização.

A imagem em mapa bits é transferida para o programa CorelTRACE11 onde realizou-se uma transformação digital para o modo preto e branco, diminuindo, desta forma, as possíveis tonalidades de cor que poderiam tornar difícil a vetorização de pixels.

Figura 4.34 – Imagem digital para ser transformado no modo preto e branco, no programa CorelTRACE11

Figura 4.35 – Imagem em formato vetorial para ser feito a medição

A imagem, em formato vetorial, é exportada para o programa CorelDRAW 11 para o acoplamento entre elementos. Com a ferramenta para medir foi marcado os pontos inicial e final dos vetores oblíquos e verticais: 1 - lado esquerdo, 2 - centro e 3 - lado direito. Os valores obtidos durante a mensuração foram devidamente registrados nas tabelas para posterior análise.

Figura 4.36 – Intersecção entre a guia do gabarito e a região a ser mensurada

4.2.21 Obtenção das próteses totais em cera com base de prova permanente padronizada – Processamento convencional com banho de água (Grupo IV)

No interior do molde de silicone dentado, obtido a partir do modelo da prótese total superior em cera (item 4.2.6), dentes de estoque A23/30M Vip Dent foram posicionados nos locais apropriados no contra-muflo. O modelo superior edentado padronizado de gesso com a base de prova permanente foi adaptado na base do muflo.

Cera rosa n.º 7 foi aquecida dentro de um recipiente a uma temperatura aproximada de 58°C e, estando liquefeita, foi vertida no contra-muflo. Em seguida, adaptou-se a base do muflo, com a base de prova permanente (Grupo II), no contra-muflo e levou-o à prensa de bancada hidráulica sob uma pressão de 1250Kgf para escoar o excesso de cera rosa N° 7. Após 30 min, procedeu-se a remoção da prótese total em cera com base de prova permanente do interior do molde de silicone.

Utilizando-se deste molde de silicone, foram confeccionadas 10 próteses totais em cera com base de prova permanente (grupo IV), utilizando as bases de prova permanente após a polimerização e obtenção da imagem digitalizada do grupo II.

Figura 4.37 – Confeção da prótese total superior padronizada com a base de prova permanente para o processamento convencional – banho de água

4.2.22 Inclusão, eliminação da cera, retenção dos dentes, prensagem e polimerização da prótese total superior padronizada seguindo o processo convencional (Grupo IV) – banho de água

Semelhante aos procedimentos realizados para o grupo I, no processo convencional – banho de água, seguindo o item 4.2.7 para a inclusão no muflo; 4.2.8 eliminação da cera; 4.2.9 retenção dos dentes e 4.2.10 prensagem e polimerização.

4.2.23 Abertura, desinclusão e acabamento (Grupo IV) – banho de água

Semelhante aos procedimentos realizados para o grupo I, no processo convencional – banho de água, seguindo o item 4.2.11 para a abertura e desinclusão; 4.2.12 para o acabamento.

Figura 4.38 – Prótese total acabada (Grupo IV)

4.2.24 Obtenção das próteses totais em cera com base de prova permanente (Grupo V) – microondas

Utilizando-se o molde em silicona dentado tendo o muflo nº 6 como moldeira, foi confeccionado a prótese total em cera com base de prova permanente (grupo V), utilizando as bases de prova permanente após a polimerização e obtenção da imagem digitalizada do grupo III.

No interior do molde de silicona dentado, obtido a partir do modelo da prótese total superior em cera (item 4.2.6), dentes de estoque A23/30M Vip Dent foram posicionados nos locais apropriados no contra-muflo. O modelo superior edentado padronizado de gesso com a base de prova permanente (Grupo III), foi adaptado na base do muflo.

Cera rosa n.º7 foi aquecida dentro de um recipiente a uma temperatura aproximada de 58°C e, estando liquefeita, foi vertida no contra-muflo. Em seguida, adaptou-se a base do muflo com a base de prova permanente (Grupo III), no contra-muflo e levou-o à prensa de bancada hidráulica sob uma pressão de 1250Kgf para escoar o excesso de cera rosa N° 7. Após 30 minutos, procedeu-se a remoção da prótese total em cera com base de prova permanente do interior do molde de silicona.

Utilizando-se deste molde de silicona, foram confeccionadas 10 próteses totais em cera com base de prova permanente (grupo V), utilizando as bases de prova permanente após a polimerização e obtenção da imagem digitalizada do grupo III.

Figura 4.39 – Confeção da prótese total superior padronizada com a base de prova permanente (grupo III) para o processamento em microondas

4.2.25 Inclusão no muflo da prótese total em cera com base de prova permanente (Grupo V)

Como o modelo foi previamente incluído no muflo para a acrilização da base de prova, incluiremos o conjunto modelo/prótese total em cera na contra-muflo.

- a) observou-se a adaptação do contra-muflo na base do muflo e untou-se com vaselina toda superfície do gesso, para isolá-lo do gesso que será vertido no contra-muflo;
- b) confeccionou-se uma muralha de gesso pedra “Pason”, em torno do arco dental, com o objetivo de evitar que os dentes se deslocassem das suas posições nas fases subsequentes;
- c) a seguir, procedeu-se ao preenchimento do contra-muflo utilizando-se uma proporção de 200g de gesso comum tipo II “Pason” e 100ml de água, manipulado e vazado sob vibração;

- d) uma vez preenchida o contra-muflo, foi aparafusada e levada á prensa hidráulica de bancada, até a cristalização do gesso.

Figura 4.40 – Inclusão no muflo.
A – Muralha em gesso;
B – Muralha em gesso (vista frontal);
C – Muralha em gesso (vista lateral)

Figura 4.41 – Inclusão no muflo de microondas.
 A – Preenchimento do contra-muflo;
 B – Prensagem

4.2.26 Eliminação da cera (Grupo V)

Retira o muflo da prensa e leva-o para o forno de microondas, coloca-o dentro de um pirex com água. De acordo com o mesmo procedimento utilizado no item 4.2.14.

A limpeza dos modelos e dos dentes deve ser realizada com algodão embebido em um removedor alifático. A seguir, coloca-se uma quantidade de algodão seco recobrindo os dentes e toda a área do modelo, fecha-se o muflo com os parafusos, com a finalidade de absorver os resíduos gordurosos. Programa o microondas com 100% de potência por 1 minuto. Abre-se o muflo, e se verifica se há necessidade de repetir esse procedimento. Se estiver tudo correto, espera que esfrie naturalmente, chegando a uma temperatura aproximada de $\pm 50^{\circ}\text{C}$, e aplica-se

isolante em todas as áreas de gesso da base e da contra-mufla (CORRÊA, 2005).

Figura 4.42 – Eliminação da cera

4.2.27 Prensagem e polimerização da resina acrílica ativada termicamente no microondas (Grupo V)

A prensagem seguiu o mesmo processo executado para o item 4.2.15, com o método de polimerização obedecendo ao item 4.2.16.

Figura 4.43 – Condensação da resina

Figura 4.44 – Prensagem.
A – Estravazamento da resina;
B – Muflo com parafuso

4.2.28 Abertura do muflo e desinclusão; Acabamento (Grupo V)

A abertura e a desinclusão seguem o mesmo procedimento executado no item 4.2.17, e o acabamento o item 4.2.18.

Figura 4.45 – Prótese total acabada (Grupo V)

4.2.29 Obtenção da imagem digitalizada e leitura da distância entre as próteses totais com bases de prova permanente e os modelos do grupo IV e V, após a segunda polimerização.

Para avaliar a alteração dimensional ocorrida na base de prova permanente, após a segunda polimerização, obteve-se a imagem digitalizada e

mediu-se a distância entre as próteses totais com a base de prova permanente e os respectivos modelos usados para polimerização e mensuração das bases de prova permanente de forma semelhante as grupos I, II. III.

Figura 4.46 – Base de prova permanente/prótese total pronta para a leitura

As medidas obtidas foram analisadas comparativa entre os grupos, através de um teste estatístico, estabelecendo o grau de significância da influência da alteração dimensional da base de prova permanente usada para confecção de uma prótese total, após uma segunda polimerização para receber os dentes e a gengiva artificial.

5 RESULTADOS

Para verificar a alteração dimensional da base de prova permanente confeccionada em resina acrílica ativada termicamente, após uma segunda polimerização, foram utilizados 50 corpos de prova confeccionados a partir de um modelo na forma de desdentado total superior. Os corpos de prova foram divididos em 5 grupos (10 corpos de prova para cada grupo): grupo I – Corpos de prova em forma de prótese total superior (grupo controle); grupo II – Corpos de prova em forma de base de prova permanente processadas convencionalmente, em banho de água; grupo III - Corpos de prova em forma de base de prova permanente processadas em microondas, grupo IV - Corpos de prova em forma de prótese total superior obtidos a partir da base de prova permanente do grupo II, grupo V - Corpos de prova em forma de prótese total superior obtidos a partir da base de prova permanente do grupo III. Após a polimerização, obteve-se a imagem digitalizada dos corpos de prova dos grupos I, II e III através do scanner. Aos corpos de prova do grupo II e grupo III acrescentou-se os dentes e a região gengival em cera e, após a segunda polimerização, obteve-se as imagens digitalizadas (grupo IV e grupo V). A leitura da distância entre os pontos de referência nos lados esquerdo, centro e direito foi executada no programa CorelDRAW 11, com precisão de milésimo de milímetro, para que se pudesse observar a alteração dimensional da resina acrílica ativada termicamente.

5.1 Resultados das leituras

Os valores das leituras realizadas nos Grupos I, II, III, IV e V apresentados a seguir, em milímetros, são oriundos das mensurações das distâncias estabelecidas nos pontos de referência: AB (lado esquerdo); CD (centro) e EF (lado direito).

GRUPO I	AB (lado esquerdo)	CD (centro)	EF (lado direito)
F1	0.253	0,015	0.372
F2	0.420	0.302	0.253
F3	0.321	0.253	0.250
F4	0.304	0.132	0.201
F5	0.574	0.132	0.305
F6	0.387	0.017	0.149
F7	0.368	0.184	0.151
F8	0368	0.132	0.201
F9	0.335	0.184	0.168
F10	0.219	0.220	0.217

Quadro 5.1 – Quadro demonstrativo das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo I

GRUPO II	AB (lado esquerdo)	CD (centro)	EF (lado direito)
F1	0.371	0.135	0.286
F2	0.320	0.201	0.201
F3	0.337	0.064	0.084
F4	0.201	0.099	0.302
F5	0.269	0.165	0.219
F6	0.387	0.253	0.135
F7	0.220	0.219	0.269
F8	0.320	0.220	0.321
F9	0.303	0.201	0.253
F10	0.254	0.169	0.217

Quadro 5.2 – Quadro demonstrativo das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo II

GRUPO III	AB (lado esquerdo)	CD (centro)	EF (lado direito)
F1	0.416	0.066	0.132
F2	0.198	0.472	0.179
F3	0.557	0.168	0.118
F4	0.201	0.402	0.231
F5	0.553	0.231	0.435
F6	0.945	0.572	0.383
F7	0.406	0.302	0.439
F8	0.505	0.246	0.232
F9	0.232	0.416	0.286
F10	0.387	0.250	0.487

Quadro 5.3 – Quadro demonstrativo das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo III

GRUPO IV	AB (lado esquerdo)	CD (centro)	EF (lado direito)
F1	0.234	0.319	0.368
F2	0.387	0.168	0.657
F3	0.217	0.221	0.283
F4	0.184	0.184	0.269
F5	0.210	0.184	0.576
F6	0.420	0.317	0.116
F7	0.557	0.538	0.283
F8	0.201	0.093	0.165
F9	0.331	0.179	0.269
F10	0.118	0.168	0.170

Quadro 5.4 – Quadro demonstrativo das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo IV

GRUPO V	AB (lado esquerdo)	CD (centro)	EF (lado direito)
F1	0.250	0.383	0.298
F2	0.165	0.624	0.353
F3	0.217	0.401	0.354
F4	0.416	0.557	0.959
F5	0.251	0.523	0.526
F6	1.044	0.539	0.541
F7	0.538	0.402	0.619
F8	0.789	0.383	0.335
F9	0.283	0.454	0.375
F10	0.566	0.445	0.420

Quadro 5.5 – Quadro demonstrativo das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo V

5.2 Estatística descritiva

Nesta parte do estudo consideraremos os elementos que nos permitem identificar o comportamento dos dados.

Com a finalidade de identificar se os dados se ajustam à distribuição normal, requisito indispensável para utilização do Anova, utilizou-se o teste de Anderson-Darling, um teste não paramétrico que se caracteriza por avaliar a função de distribuição acumulativa empírica dos dados. A-Squared significa o valor do teste de Anderson-Darling e P-value significa a probabilidade obtida do valor do teste de Anderson-Darling, que deve ser comparado com 5% para observar a significação estatística.

Para observar se os dados se ajustam à distribuição normal consideramos a seguinte regra:

Se $p \geq 0,05$ aceitar H

Se $p < 0,05$ rejeitar H

Onde:

H corresponde aos dados que se ajustam à distribuição normal; e

P representa a probabilidade do teste estatístico considerado.

Alguns elementos avaliam a tendência central dos dados, como: a média (Mean), a mediana (Median), o primeiro quarto (Q1) e o terceiro quarto (Q3), tendo como principal objetivo observar a concentração dos dados no interior da amostra. A média avalia a concentração da magnitude dos dados; a mediana identifica o valor que divide a amostra em duas partes iguais; o primeiro quarto identifica o valor que divide a amostra numa fração 25% inferior e 75% superior a ela; e o terceiro quarto identifica o valor que divide a amostra numa fração 75% inferior e 25% superior a ela, com a finalidade de observar a concentração da amostra.

O desvio padrão (D.P. ou St Dev), a variância (Variance), o mínimo, o máximo, o coeficiente de Kurtosis e o coeficiente de assimetria (Skewness), avaliam a dispersão dos dados.

Outro elemento a se considerar é o intervalo confidencial que mede a localização dos parâmetros: média (Mean), mediana (Median) e desvio padrão (StDev), com um grau de 95% de Confiança (MONTGOMERY, 1984; DAVIDIAN, 1998).

Os testes estatísticos foram realizados nos seguintes programas: Minitab Statistical Software, Minitab Release 14 for Windows, Microsoft Excel XP e Microsoft Word XP.

5.2.1 Estatística descritiva para o grupo I: lado esquerdo, centro e lado direito

Variável	N	Média	Mediana	D.P.
Esquerdo	10	0,3549	0,3515	0,0981
Centro	10	0,1571	0,1580	0,0927
Direito	10	0,2267	0,2090	0,0708

Variável	Mínimo	Máximo	Q1	Q3
Esquerdo	0,219	0,574	0,2913	0,3952
Centro	0,015	0,302	0,1032	0,2282
Direito	0,149	0,372	0,1638	0,2660

Graficamente temos:

Gráfico 5.1 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo I, da variável lado esquerdo

Gráfico 5.2 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo I, da variável Centro

Gráfico 5.3 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo I, da variável Lado direito

5.2.2 Estatística descritiva para o grupo II: lado esquerdo, centro e lado direito

Variável	N	Média	Mediana	D.P.
Esquerdo	10	0,2982	0,3115	0,0615
Centro	10	0,1726	0,1850	0,0589
Direito	10	0,2287	0,2360	0,0746

Variável	Mínimo	Máximo	Q1	Q3
Esquerdo	0,201	0,387	0,2455	0,3455
Centro	0,064	0,253	0,1260	0,2193
Direito	0,084	0,321	0,1845	0,2900

Graficamente temos:

Gráfico 5.4 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo II, da variável Lado esquerdo

Gráfico 5.5 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo II, da variável Centro

Gráfico 5.6 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo II, da variável Lado direito

5.2.3 Estatística descritiva para o grupo III: lado esquerdo, centro e lado direito

Variável	N	Média	Mediana	D.P.
Esquerdo	10	0,4400	0,4110	0,2234
Centro	10	0,3125	0,2760	0,1521
Direito	10	0,2922	0,2590	0,1351

Variável	Mínimo	Máximo	Q1	Q3
Esquerdo	0,198	0,945	0,2243	0,5540
Centro	0,066	0,572	0,2153	0,4300
Direito	0,118	0,487	0,1673	0,4360

Graficamente temos:

Gráfico 5.7 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo III, da variável Lado esquerdo

Gráfico 5.8 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo III, da variável Centro

Gráfico 5.9 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo III, da variável Lado direito

5.2.4 Estatística descritiva para o grupo IV: lado esquerdo, centro e lado direito

Variável	N	Média	Mediana	D.P.
Esquerdo	10	0,2859	0,2255	0,1345
Centro	10	0,2371	0,1840	0,1261
Direito	10	0,3156	0,2760	0,1755

Variável	Mínimo	Máximo	Q1	Q3
Esquerdo	0,118	0,557	0,1968	0,3953
Centro	0,093	0,538	0,1680	0,3175
Direito	0,116	0,657	0,1688	0,4200

Graficamente temos:

Gráfico 5.10 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo IV, da variável Lado esquerdo

Gráfico 5.11 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo IV, da variável Centro

Gráfico 5.12 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo IV, da variável Lado direito

5.2.5 Estatística descritiva para o grupo V: lado esquerdo, centro e lado direito

Variável	N	Média	Mediana	D.P.
Esquerdo	10	0,4519	0,3495	0,2854
Centro	10	0,4711	0,4495	0,0845
Direito	10	0,4780	0,3975	0,1987

Variável	Mínimo	Máximo	Q1	Q3
Esquerdo	0,165	1,044	0,2418	0,6218
Centro	0,383	0,624	0,3965	0,5435
Direito	0,298	0,959	0,3485	0,5605

Graficamente temos:

Gráfico 5.13 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo V, da variável Lado esquerdo

Gráfico 5.14 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo V, da variável Centro

Gráfico 5.15 - Gráfico da estatística descritiva, para o grupo V, da variável Lado direito

5.3 Análise estatística

Nesta parte do estudo, consideraremos a análise fatorial com a finalidade de observar a relação entre os pontos de referência e o grupo em estudo e a avaliação da área correspondente ao espaço entre os corpos de prova e a base do modelo de gesso, dos lados direito e esquerdo, para observar se a deformação é homogênea ou um dos lados tem maior alteração que o outro.

5.3.1 Análise estatística linear da interação lado/grupo

Fator	Tipo	Níveis	Valores
Lado	fixos	3	C D E
Grupo	fixos	3	GI GII GIII GIV GV

Legenda:

Lado

- C: centro
- D: direito
- E: esquerdo

Grupo

- GI: grupo I
- GII: grupo II
- GIII: grupo III
- GIV: grupo IV
- GV: grupo V

Análise de variância para a variável resposta (lado esquerdo, centro e lado direito), usando a soma de quadrados para o teste estatístico F de Snedecor.

F.V.	G.L.	S.Q.	Q.M.A.	F	P>Significação
Lado	2	0,234	0,117	12,961	0,0000
Grupo	4	1,107	0,277	5,484	0,0051
Interação L/G	6	0,210	0,262	1,229	0,287
Error	137	2,882	0,021		
Total	149	4,433			
CV (%)=	46,41				
Média Geral:	0,3149		n° de observações:	150	

Grupo	N	Média	Resultado do teste	
GII	10	0,233	a1	
GI	10	0,246	a1	a2
GIV	10	0,280	a1	a2
GIII	10	0,348		a2
GV	10	0,467		a3

Lado	N	Média	Resultado do teste	
Centro	3	0,27	a1	
Direito	3	0,308	a1	a2
Esquerdo	3	0,366		a2

Legenda:

- F.V.: Fontes de variação
- G.L.: Graus de liberdade
- S.Q.: Soma de quadrados
- Q.M.A.: Quadrados médios ajustados
- CV: Coeficiente de variação
- F: Teste estatístico F de Snedecor
- P: Nível descritivo do teste estatístico F

5.3.2 Análise estatística das áreas esquerda e direita, correspondente ao espaço entre os corpos de prova e a base do modelo de gesso, nos segmentos direito e esquerdo

Para a obtenção da área consideramos a seguinte fórmula:

$$área \cong \frac{(Lado_{\text{esquerdo ou direito}} + \text{centro})}{2} \times (Ponto_{\text{esquerdo ou direito}} - Ponto \text{ Centro})$$

Onde:

- Lado (esquerdo, centro ou direito) é o valor em mm observado através

da mensuração nos pontos de referência, de acordo com os quadros 5.1; 5.2; 5.3; 5.4 e 5.5.

- Ponto (esquerdo ou direito) – ponto centro = 13 mm

Outra avaliação de importância é o índice da área, definido por:

$$\text{Índice área} = \frac{\text{Área esquerda}}{\text{Área direita}}$$

A idéia é identificar se existe proporcionalidade entre as áreas, isto é, se a deformação do molde é homogênea em quase todo o molde ou se um lado se deforma em maior proporção que o outro. Caso o índice da área seja aproximadamente 1, podemos dizer que a deformação é uniforme em todo o corpo de prova.

Para observar a variabilidade das fontes de variação existente no modelo (F.V.) e a significância estatística, no Anova, utilizamos o teste estatístico F de Snedecor considerando a seguinte regra:

Se $p \geq 0,05$ aceitar H

Se $p < 0,05$ rejeitar H

Onde P é o valor de P-value, isto é, é a probabilidade do valor F obtido no Anova e H será considerada a não significância estatística dos fatores considerados.

A) Área Esquerda: Anova de uma via para os grupos I, II, III, IV e V.

Análise de Variância

F.V.	GL	SQ	QM	F	P>Significância
Grupo	4	63.97	16	7.6	0,0001
Error	45	95.20	2.11		
Total	49	159.16			
CV (%)	35.17				
Média geral	4.14		n° de observações:	50	

Nível	N	Média	Resultado do teste	
Grupo II	10	3.06	a1	
Grupo I	10	3.33	a1	
Grupo IV	10	3.40	a1	
Grupo III	10	4.90	a1	a2
Grupo V	10	6		a2

B) Área Direita: Anova de uma via para os grupos I, II, III, IV e V.

Análise de Variância

F.V.	GL	SQ	QM	F	P>Significância
Grupo	4	87.9	22	14.9	0.0000
Error	45	66.54	1.5		
Total	49	154.42			
CV (%)	32.35				
Média geral	3.8		nº de observações:		50

Nível	N	Média	Resultado do teste	
Grupo I	10	2.5	a1	
Grupo II	10	2.6	a1	
Grupo IV	10	3.6	a1	
Grupo III	10	3.93	a1	
Grupo V	10	6.2		a2

C) Índice da Área: Anova de uma via para os grupos I, II, III, IV e V.

Análise de Variância

F.V.	GL	SQ	QM	F	P>Significância
Grupo	4	1.8	0.45	1.95	0,1180
Error	45	10.26	0.23		
Total	49	12.04			
CV (%)	39.24				
Média geral	1.22		nº de observações		50

Nível	N	Média	Resultado do teste
Grupo IV	10	0.98	a1
Grupo V	10	1	a1
Grupo II	10	1.3	a1
Grupo III	10	1.40	a1
Grupo I	10	1.41	a1

6 DISCUSSÃO

A resina acrílica termopolimerizável vem sendo utilizada pelos dentistas desde 1937 para base de prótese total. Ao longo desse tempo, vários estudos foram realizados com o objetivo de se dominar as técnicas de uso deste material e, desta maneira, diminuir as alterações dimensionais que ocorrem durante o processamento desse tipo de prótese. Contração térmica de polimerização, porosidade, distorção, absorção e perda de água, são as várias causas que provocam as alterações dimensionais (CARVALHO, 1972).

Como o intuito de se conseguir uma metodologia que diminua as aludidas alterações dimensionais, vários pesquisadores deram sua contribuição como: o método de compressão e injeção (SKINNER; COOPER, 1943); método da proporção da polimerização (CAUL; SCHOONOVER, 1949); utilização de resinas quimicamente ativadas e resinas termoativadas (McCRACKEN, 1952; MOWERY et al., 1958); técnicas de processamentos (WOEFEL; PAFFENBARGER, 1959; WOEFEL; PAFFENBARGER; SWEENEY, 1960); uso de diferentes resinas acrílicas (ALKHATIB et al., 1990; POLYZOIS et al., 1987; TAKAMATA et al., 1989; TURCK et al., 1992; WOEFEL; PAFFENBARGER; SWEENEY, 1960); forno de microondas, também chamado de método de aquecimento dielétrico (GETTLEMAN; NATHANSON; MYERSON, 1977; KIMURA et al., 1983; NISHII, 1968; REITZ; SANDERS; LEVIN, 1985; WALLACE et al., 1991;); uso de sílica ou gesso para a inclusão (TUCKER; FREEMAN, 1971); método de compressão e resina fluida (DUKES et al., 1985); comparando o método convencional (banho de água) e microondas (BAFILE et al.,

1991; KIMURA, 1984; KIMURA,1987; LEVIN; SANDERS; REITZ, 1984; NELSON; KATWAL; SEVEDGE, 1991; SADAMORI; ISHII; HAMADA, 1997; SHLOSBERG et al., 1989; TRUONG; TOMAS, 1988); uso da termociclagem (ALMEIDA, 2001).

A adaptação da prótese total feita de resina acrílica é clinicamente aceitável com qualquer um dos métodos: microondas ou banho de água. Desta forma as próteses artificiais processadas por energia de microondas são tão aceitas quanto as próteses processadas pelo método convencional de banho de água (SANDERS, LEVIN; REITZ, 1991; TURCK et al., 1992). A adaptabilidade da base de resina curada por microondas é qualitativamente superior àquelas curadas em banho de água, desde que as microondas aqueçam o molde de gesso ou homogeneíze a fase de massa da resina, fazendo com que a base curada por microondas possa ser superior em adaptabilidade (KIMURA et al., 1983).

O microondas oferece 90% de economia no tempo de processamento, porém, a exata condição para a polimerização dos polímeros deve ser cuidadosamente determinada para ajustar o tempo de irradiação com a sobrecura ou subcura do mesmo (GETTLEMAN; NATHANSON; MYERSON, 1997).

A película de saliva entre a base da prótese total e a mucosa ajuda na retenção desta peça, e para que esta ação seja mais eficiente, é necessário que a prótese total esteja bem adaptada, principalmente na região do “post-dam” com uma correta adaptação da prótese total nessa área (SCHWARZ, 1991). A confecção de uma base de prova permanente é uma das alternativas para se obter uma base de prova com mais estabilidade, retenção, extensão, melhor adaptação da base ao rebordo do paciente e mais precisos, de forma que a futura prótese fosse esperada com mais confiança; com registros mais precisos, facilitando a remontagem da

prótese, reduzindo os ajustes subseqüentes (GOLL; SMITH, 1985; WAGNER; SANDERS, 1990).

A polimerização de uma prótese usando uma resina resiliente, para a confecção de uma base de prova permanente, através da energia das microondas, reduz a distorção da base da prótese que pode ocorrer durante o processo convencional de banho de água por duas horas (2h). A irradiação das microondas reduz o tempo de processamento para menos de uma hora (1h), permitindo ao dentista reembasar a prótese do paciente em uma única visita, sendo uma técnica simples e produz resultado clínico satisfatório (MCKINSTY, 1991), o tempo para o processamento é reduzido e semelhante ao das resinas autopolimerizáveis, minimizando os riscos de distorção das resinas originais observadas no processo convencional de polimerização, o aquecimento produz uma resina mais resistente (DE CLERCK, 1987; KIMURA et al., 1983; TURCK; RICHARDS, 1993).

As microondas podem ser utilizadas para criar calor dentro da resina, através de ondas eletromagnéticas produzidas por um gerador chamado magnetron. Os fornos de microondas domésticos usam uma frequência de 2450 MHz, possuindo um comprimento de onda de 12 cm. As moléculas de polimetilmetacrilato são capazes de se orientarem dentro desse campo e sua direção muda quase cinco bilhões de vezes por segundo. Conseqüentemente, numerosas colisões intermoleculares ocorrem e causam rápido aquecimento. Como a microondas não passa através do metal, os muflos convencionais não podem ser utilizadas, necessitando de muflas especialmente fabricadas (DE CLERCK, 1987).

Os resultados obtidos demonstram que não houve diferença significativa na porosidade em corpos de prova polimerizados por microondas ou método convencional de banho de água, igualmente para a dureza Knoop, resistência

transversal, monômeros residuais (REITZ; SANDERS; LEVIN, 1985; SHLOSBERG et al., 1989). Outros autores observaram que há porosidade em todas as resinas usadas tanto no processamento em microondas como no banho de água, mostrando a necessidade de seleção de uma resina própria de acordo com o método a ser utilizado para minimizar a porosidade (SANDERS; LEVIN; REIZ, 1987).

Não há diferença significativa entre a força transversal e valores de dureza entre o método convencional e o de microondas usando-se a mesma resina acrílica para ambos os métodos, tendo o microondas a vantagem de redução do tempo de polimerização, facilidade e limpeza (TRUONG; THOMASZ, 1988; LEVIN; SANDERS, REITZ, 1989).

As alterações dimensionais ocorridas durante a polimerização não são uniformes e variam de acordo com a espessura da resina e a localização dentro do mufla (WOLFARDT; CLEATON-JONES, FATTI, 1986). As resinas de espessura 3; 6; 11,6; e 17,7mm foram as amostras polimerizadas em banho de água e por método de microondas e estavam livres de porosidade, independente da espessura; quando a resina convencional foi polimerizada por microondas, porosidades foram encontradas em amostras com espessura maiores de 3mm, mas amostras com espessuras maiores que 9mm porosidades não foram encontradas, utilizando-se baixa wattagem e ciclo longo de tempo (ALKHATIB et al., 1990).

Para a análise deste trabalho, que tem como objetivo avaliar o grau de influência da segunda polimerização na alteração dimensional ocorrida em uma resina acrílica ativada termicamente, usada como base de prova permanente de prótese total, na região do “Post-dam”, processada em microondas, comparando com a alteração dimensional ocorrida na resina polimerizada uma só vez, e uma segunda polimerização em uma resina acrílica ativada termicamente, usada como base de

prova permanente de prótese total processada de forma convencional (banho de água), os dados foram organizados para que a interpretação e discussão seja facilitada, sabendo-se que a resina acrílica ativada termicamente tem o uso mais comum para a confecção de prótese total. É interessante que se incentivem novas pesquisas para que sejam minimizada as alterações dimensionais desse material, como também proporcionar dados colaboradores para melhor escolha do método a ser utilizado no processamento da prótese total.

A pesquisa de Almeida (2004), que avaliou a alteração dimensional da base de prova permanente de resina acrílica ativada termicamente com dupla polimerização em processamento convencional, cujo método adotado para análise foi o do scaneamento dos corpos de prova, e a utilização do recurso do CorelTrace10 para a transformação em preto e branco, e a análise da mensuração da distância entre a prótese total e o modelo em gesso, utilizando o recurso do programa CorelDraw10, serviu de parâmetro para se realizar esta pesquisa, como continuidade, compreendendo desta vez duas fases: a primeira seguindo a mesma metodologia utilizada por Almeida, com possibilidade de análise de ambas, e a segunda, como extensão, utilizando-se uma outra metodologia: o microondas caseiro, visando verificar se os resultados daí advindos apresentariam alguma diferença em relação as pesquisas anteriores.

Analisando as informações contidas nas duas primeiras pesquisas foi possível verificar as seguintes análises:

Através do quadro 5.1 (página 143), que contem as distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo I e do gráfico 5.1 (página 147), que representa esquematicamente a alteração dimensional no lado esquerdo, observa-se que pelo teste de Anderson-Darling os dados se ajustam à

normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,28 mm e 0,42 mm e a mediana esta entre 0,28 mm e 0,40 mm. A variação dos dados está entre 0,06 mm e 0,18 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,35mm. Em termos gerais, 95% dos dados no lado esquerdo variam segundo a seguinte expressão: $0,35 \pm 0,19$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo I, lado esquerdo, no teste de Anderson-Darling, no intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,33 mm e 0,55 mm e a mediana esta entre 0,32 mm e 0,57 mm. A variação dos dados está entre 0,10 mm e 0,27 mm. A média que avalia a concentração da magnitude é de 0,44mm. Em termos gerais, 95% dos dados variam entre: $0,44 \pm 0,29$ (ALMEIDA, 2004).

A análise do quadro 5.1 (página 143), que demonstra as distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo I e do gráfico 5.2 (página 148), que representa esquematicamente a alteração dimensional no centro onde mostra, que o teste de Anderson-Darling, indica que os dados se ajustam próximo à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,09 mm e 0,22 mm e a mediana está entre 0,09 mm e 0,23 mm. A variação dos dados está entre 0,06 mm e 0,17 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados para o centro é de 0,15mm. Em termos gerais, 95% dos dados do centro variam segundo a seguinte expressão: $0,15 \pm 0,20$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo I, no centro, mostra que o teste de Anderson-Darling, se ajustam próximo à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,27 mm e 0,36 mm e a mediana está entre 0,25 mm e 0,35 mm. A variação dos dados está

entre 0,04 mm e 0,11 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados para o centro é de 0,32mm. Em termos gerais, 95% dos dados variam segundo a seguinte expressão: $0,32 \pm 0,11$ (ALMEIDA, 2004).

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo I, apresentadas no quadro 5.1 (página 143) e representadas esquematicamente para o lado direito no gráfico 5.3 (página 148), demonstram através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,17 mm e 0,27 mm e a mediana está entre 0,16 mm e 0,27 mm. A variação dos dados esta entre 0,05 mm e 0,13 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,22mm. Em termos gerais 95%, dos dados do lado direito variam segundo a seguinte expressão: $0,22 \pm 0,14$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo I, o lado direito, demonstram através do teste de Anderson-Darling, que no intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,37 mm e 0,58 mm e a mediana está entre 0,37 mm e 0,57 mm. A variação dos dados está entre 0,09 mm e 0,26 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,47mm. Em termos gerais 95% dos dados variam entre: $0,48 \pm 0,27$ (ALMEIDA, 2004).

Através do quadro 5.2 (página 143), que contem as distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo II e do gráfico 5.4 (página 149), que representa esquematicamente a alteração dimensional no lado esquerdo do grupo II, pode-se observar que o teste de Anderson-Darling indica que

os dados se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,25 mm e 0,34 mm e a mediana está entre 0,24 mm e 0,35 mm. A variação dos dados está entre 0,04 mm e 0,11 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,30mm. Em termos gerais, 95% dos dados do lado esquerdo variam entre: $0,30 \pm 0,11$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo II para a alteração dimensional no lado esquerdo, no teste de Anderson-Darling, no intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,35 mm e 0,59 mm e a mediana está entre 0,34 mm e 0,64 mm. A variação dos dados está entre 0,11 mm e 0,30 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados para o lado esquerdo é de 0,475mm. Em termos gerais, 95% dos dados do lado esquerdo variam segundo a seguinte expressão: $0,48 \pm 0,31$ (ALMEIDA, 2004).

A análise do quadro 5.2 (página 143), que demonstra as distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo II e do gráfico 5.5 (página 150), que representa esquematicamente a alteração dimensional do centro pelo teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,13 mm e 0,21 mm e a mediana está entre 0,12 mm e 0,22 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,17mm. A variação dos dados está entre 0,04 mm e 0,10 mm. Em termos gerais, 95% dos dados do centro variam entre: $0,17 \pm 0,11$.

A análise das distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo II que representa esquematicamente a alteração dimensional do centro, utilizando o teste de Anderson-Darling, demonstra no intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,22 mm e 0,33 mm e a mediana está

entre 0,20 mm e 0,35 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados para o centro é de 0,27mm. A variação dos dados está entre 0,05 mm e 0,14 mm. Em termos gerais, 95% dos dados do centro variam segundo a seguinte expressão: $0,28 \pm 0,15$ (ALMEIDA, 2004).

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo II, apresentadas no quadro 5.2 (página 143) e representadas esquematicamente para o lado direito no gráfico 5.6 (página 150), demonstram, através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,17 mm e 0,28 mm e a mediana está entre 0,17 mm e 0,29 mm. A variação dos dados está entre 0,05 mm e 0,13 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados para o lado direito é de 0,23mm. Em termos gerais, 95% dos dados do lado direito variam segundo a seguinte expressão: $0,23 \pm 0,14$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações no grupo II, representadas através do teste de Anderson-Darling se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,30 mm e 0,44 mm e a mediana está entre 0,28 mm e 0,46 mm. A variação dos dados está entre 0,06 mm e 0,18 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados de 0,37mm. Em termos gerais, 95% dos dados variam entre: $0,37 \pm 0,17$ (ALMEIDA, 2004).

Através do quadro 5.4 (página 144), que demonstra as distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo IV e do gráfico 5.10 (página 153), que representa esquematicamente a alteração dimensional no lado esquerdo, pode-se observar que o teste de Anderson-Darling indica que os dados

ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,19 mm e 0,38 mm e a mediana está entre 0,19 mm e 0,40 mm, a variação dos dados está entre 0,09 mm e 0,24 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados para o lado esquerdo é de 0,29mm. Em termos gerais, 95% dos dados do lado esquerdo variam segundo a seguinte expressão: $0,29 \pm 0,25$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo III que representa a alteração dimensional no lado esquerdo, no teste de Anderson-Darling, indica que os dados se ajustam à normal no intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,45 mm e 0,62 mm e a mediana está entre 0,45 mm e 0,61 mm, a variação dos dados está entre 0,07 mm e 0,20 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,54mm. Em termos gerais, 95% dos dados entre: $0,54 \pm 0,21$ (ALMEIDA, 2004).

A análise do quadro 5.4 (página 144), que demonstra as distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo IV e do gráfico 5.11 (página 154), que representa esquematicamente a alteração dimensional no centro, indica, através do teste de Anderson-Darling, que os dados para a variável centro se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,14 mm e 0,32 mm e a mediana está entre 0,16 mm e 0,31 mm. A variação dos dados está entre 0,08 mm e 0,23 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,23mm. Em termos gerais, 95% dos dados variam segundo a seguinte expressão: $0,24 \pm 0,23$.

A análise dos dados demonstram que as distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo III para o centro, através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normal, no intervalo

confidencial, a média dos dados está entre 0,33 mm e 0,43 mm e a mediana está entre 0,33 mm e 0,41 mm. A variação dos dados está entre 0,04 mm e 0,12 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,38mm. Em termos gerais, 95% dos dados variam entre: $0,38 \pm 0,13$ (ALMEIDA, 2004).

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo IV, apresentadas no quadro 5.4 (página 144) e representadas esquematicamente para o lado direito no gráfico 5.12 (página 154), demonstram, através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,19 mm e 0,44 mm e a mediana está entre 0,16 mm e 0,44 mm. A variação dos dados está entre 0,12 mm e 0,32 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados para o lado direito é de 0,31mm. Em termos gerais, 95% dos dados variam segundo a seguinte expressão: $0,31 \pm 0,33$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo III, para o lado direito, demonstram, através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,45 mm e 0,59 mm e a mediana está entre 0,44 mm e 0,64 mm. A variação dos dados está entre 0,06 mm e 0,17 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados para o lado direito é de 0,52mm. Em termos gerais, 95% dos dados variam entre: $0,53 \pm 0,17$ (ALMEIDA, 2004).

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo III, processadas em microondas, apresentadas no quadro 5.3 (página 144) e representadas esquematicamente para o lado esquerdo no gráfico 5.7

(página 151), demonstram, através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,28 mm e 0,60 mm e a mediana está entre 0,22 mm e 0,55 mm. A variação dos dados está entre 0,15 mm e 0,40 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,44mm. Em termos gerais, 95% dos dados do lado esquerdo variam segundo a seguinte expressão: $0,44 \pm 0,43$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo III, apresentadas no quadro 5.3 (página 144) e representadas esquematicamente para o centro no gráfico 5.8 (página 152), demonstram através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normalidade. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,20 mm e 0,42 mm e a mediana está entre 0,20 mm e 0,43 mm. A variação dos dados está entre 0,10 mm e 0,27 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,31mm. Em termos gerais, 95% dos dados do centro variam segundo a seguinte expressão: $0,31 \pm 0,29$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações no grupo III, apresentadas no quadro 5.3 (página 144) e representadas esquematicamente para o lado direito no gráfico 5.9 (página 152), demonstram, através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,19 mm e 0,39 mm e a mediana está entre 0,16 mm e 0,43 mm. A variação dos dados está entre 0,09 mm e 0,24 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados para o lado direito é de 0,29mm. Em termos gerais, 95% dos dados variam segundo a seguinte expressão: $0,29 \pm 0,25$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo V, processadas em microondas, apresentadas no quadro 5.5 (página 145) e representadas esquematicamente para o lado esquerdo no gráfico

5.13 (página 155), demonstram, através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normalidade. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,24 mm e 0,65 mm e a mediana está entre 0,23 mm e 0,64 mm. A variação dos dados está entre 0,19 mm e 0,52 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,45 mm. Em termos gerais, 95% dos dados do lado esquerdo variam segundo a seguinte expressão: $0,45 \pm 0,54$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo V, apresentadas no quadro 5.5 (página 145) e representadas esquematicamente para o centro no gráfico 5.14 (página 156), demonstram, através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,41 mm e 0,53 mm e a mediana está entre 0,39 mm e 0,54 mm. A variação dos dados está entre 0,05 mm e 0,15 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados é de 0,47 mm. Em termos gerais, 95% dos dados do centro variam segundo a seguinte expressão: $0,47 \pm 0,16$.

As distâncias entre os pontos de referência para as mensurações efetuadas no grupo V, apresentadas no quadro 5.5 (página 145) e representadas esquematicamente para o lado direito no gráfico 5.15 (página 156), demonstram, através do teste de Anderson-Darling, que os dados se ajustam à normal. No intervalo confidencial, a média dos dados está entre 0,33 mm e 0,62 mm e a mediana está entre 0,34 mm e 0,56 mm. A variação dos dados está entre 0,13 mm e 0,36 mm. A média que avalia a concentração da magnitude dos dados para o lado direito é de 0,48 mm. Em termos gerais, 95% dos dados variam entre: $0,48 \pm 0,39$.

As variações médias das alterações dimensionais encontradas no grupo I (0,44; 0,32 e 0,47; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente), grupo II (0,47; 0,27 e 0,37; para o lado esquerdo, centro e lado direito

respectivamente) e grupo III (0,54; 0,38 e 0,52; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente) (ALMEIDA, 2004). As variações médias das alterações dimensionais encontradas no grupo I (0,35; 0,15 e 0,22; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente), grupo II (0,29; 0,17 e 0,22; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente) e grupo IV (0,28; 0,23 e 0,31; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente; processamento convencional – banho de água), listadas nos quadros 5.1, 5.2 e 5.4 (páginas 143 e 144) e nos gráficos 5.1 a 5.6 e 5.10 a 5.12 (páginas 147 a 150 e 153 a 154), quando comparadas às dos trabalhos em questão (ALMEIDA, 2004), apresentam resultados semelhantes, o que comprova mais uma vez os resultados apresentados na revisão de literatura, percebendo-se um padrão de comportamento das resinas acrílicas ativadas termicamente da maioria dos trabalhos pesquisados (ANTHONY; PEYTON, 1962; CAUL; SCHOONOVER, 1949; GRUNEWALD; PAFFENBARGER; DICKSON, 1952; MIRZA, 1961; POLYZOIS et al., 1987; WOEFEL, 1977; WOEFEL; PAFFENBARGER, 1959), que mesmo com valores ligeiramente abaixo dos anteriormente citados, não apresenta significância estatística na análise de cada grupo individualmente.

As variações médias das alterações dimensionais encontradas no grupo III (0,44; 0,31 e 0,29; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente), e para o grupo V (0,45; 0,47 e 0,47; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente), listadas nos quadros 5.3 e 5.5 (páginas 144 e 145) e nos gráficos 5.7 a 5.9 e 5.13 a 5.15 (páginas 151 a 152 e 155 a 156), com uma variação média de 0,01; 0,16 e 0,18 (lados esquerdo, centro e direito, respectivamente) com resultados encontrados aceitáveis apresentando uma alteração com variação entre 0,01 a 0,18mm; que foram semelhantes aos de Woefel; Paffenbarger e Sweeney (1962),

que variaram entre 0,0 a 1,49mm.

O acurado controle na qualidade dos corpos de prova obtidos por ter influenciado nos baixos valores dos resultados obtidos. Os corpos de prova, na forma de bases de prova e próteses totais superiores, padronizados com poucas ou nenhuma variação morfológicas e dimensionais quanto a forma e volume, mantiveram constantes a quantidades de resina, mantendo assim a estabilidade dimensionais das bases das próteses obtidas (ALMEIDA, 2001; ALMEIDA, 2004; CÔRREA, 1993)

Para a manipulação da resina, a fase plástica foi a eleita por propiciar melhores condições físicas à base da resina; o ciclo de polimerização escolhido foi o de 60°C por 3h, com posterior elevação da temperatura para 70°C por 9h, para evitar a formação de bolhas e indução de tensões internas durante o processamento (PHILLIPS, 1993; GOMEZ et al., 1998); com resfriamento natural sobre a bancada (12h) para a melhor estabilidade dimensional à resina acrílica, minimizando desta forma as possíveis distorções devido a diferença de contração térmica entre a resina e o modelo em gesso (PHILLIPS, 1993).

Os valores obtidos para o GI listado no gráfico 5.1 a 5.3 (página 147 e 148), foram 0,355; 0,157 e 0,226 para o lado esquerdo, centro e direito, respectivamente. A diferença entre as médias das variações da alteração dimensional encontradas nos grupos IV e II, listadas nos gráficos 5.4 a 5.6 e 5.10 a 5.12 (páginas 149 a 150 e 153 a 154), foram da ordem de décimos ou centésimos de milímetros (-0,012; 0,064 e 0,087; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente). Onde e acordo com o trabalho de Almeida (2004), a média das

alterações da alteração dimensional obtidas para os valores do GI foram 0,442; 0,32 e 0,478 para o lado esquerdo, centro e direito, respectivamente. A diferença entre as médias das variações da alteração dimensional encontradas nos grupos III e II, foram da ordem de décimos ou centésimos de milímetros (0,066; 0,101 e 0,152; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente) o que demonstra uma equiparação de valores, indicando que não existe diferença significativa à nível de 5%.

Onde de acordo com esse resultado houve um valor negativo, o que não pode ser considerado como um valor indesejável, uma alteração dimensional se caracteriza como uma expansão ou contração da resina (SKINNER; COOPER, 1943; SMITH; SCHOONOVER, 1953; STECK, 1948; WOEFEL; PAFFENBERGER, 1959).

As médias das variações das alterações dimensionais encontradas para esses cinco grupos foram na ordem de -0,012 a 0,477mm, que são valores aceitáveis de acordo com os valores Woefel e Paffenberger (1959) que é de 0,0 a 1,49mm; indicando que para os diferentes grupos não existe diferença significativa em nível de 5%.

Para o GV e GIII as variações das alterações dimensionais de acordo com o gráfico 5.13 a 5.15 e 5.7 a 5.9, respectivamente, (páginas 155 a 156 e 151 a 152), foram da ordem de décimos ou centésimos de milímetros (0,01; 0,15 e 0,185; para o lado esquerdo, centro e lado direito respectivamente). Essas alterações se analisadas entre esses dois grupos não podem ser consideradas relevantes clinicamente para afetar o ajuste da prótese na boca, mas se analisadas entre os outros grupos, apresenta uma variação das alterações dimensionais consideráveis, como pode ser vista no item 5.3.1 (página 157) em que mostra o relacionamento

entre os grupos, em que o grupo II, com menor alteração, seguido do grupo I e o grupo IV, processamento convencional – banho de água, apresentando melhor comportamento na alteração dimensional, respectivamente, tendo o grupo V com a maior variabilidade em sua alteração, o que pode ser comprovado na pesquisa de Almeida, em 2004, quando é feita a análise dos grupos, que se observa também, que o grupo II apresenta menor alteração dimensional que os grupos I e III. O grupo III é aquele que tem maior distanciamento, podendo ser também confirmado nesta pesquisa.

Em relação aos lados, nos cinco grupos analisados, também no item 5.3.1 (página 157), o centro (0,27mm) sofreu menor alteração, seguida do lado direito (0,308mm) e, com maior alteração, está o lado esquerdo (0,366mm); como pode ser observado também na pesquisa de Almeida (2004), onde a avaliação da análise estatística linear da interação lado/grupo concluiu que não existem diferenças significativas na interação lado e grupo; isto indica que lado e grupo atuam de forma independente, em que relação aos lados, o centro apresenta menor distância entre o modelo de gesso e o corpo de prova, enquanto que os lados direito e esquerdo têm maiores distancias.

Fazendo a avaliação da análise estatística das áreas esquerda e direita, de acordo com o item 5.3.2 (página 159), que correspondem ao espaço entre os corpos de prova e a base do modelo de gesso nesses segmentos, para os 10 corpos de prova de cada grupo, observa-se que para a área esquerda, os grupos I, II e IV (3,33; 3,04 e 3,40, respectivamente) as médias, entre esses grupos, tiveram pouca variação, com os grupos III e V (4,9 e 6; respectivamente) apresentando valores com maiores variações médias. Para a área do lado direito, os grupos I, II e IV (2,5; 2,6 e

3,6; respectivamente) as médias, entre eles, tiveram pouca variação, já para os grupos III e V (3,93 e 6.17, respectivamente), houve uma variação média no índice da área deste lado. Analisando o resultado comportamental da área esquerda e direita da pesquisa de Almeida (2004), observa-se que para a área esquerda, a menor variação ficou para o grupo II (5,99), e o que mais variou foi o grupo III (5,99); para a área do lado direito o grupo com melhor variação média foi o grupo II (4,24), e o que mais variou foi o grupo III (5.9). O que comprova que o método convencional possui uma uniformidade comportamental em seus resultados.

Analisando o Índice da área para os cinco grupos, (página 161), de acordo com o item 5.3.2 (página 159), onde observa-se que para os grupos IV e V os índices é igual a unidade de média (0.98 e 1, respectivamente), e para os grupos I, II e III, os índices ultrapassaram a unidade em média (1,41; 1,28 e 1,4, respectivamente). Esse resultado não significa que o grupo IV e V tenham um comportamento alteracional melhor, e sim que para os lados esquerdo e direito a variação foi mais homogênea, mas que não existe diferença significativa à nível de 5% entre as áreas dos segmentos esquerdo e direito.

A adaptação da base processada por microondas foi superior às processadas convencionalmente, banho de água (KIMURA et al., 1983; KIMURA et al., 1984; TAKAMATA; SETCOS, 1989). O que é discordado nesta pesquisa em que foi observado uma maior desadaptação nas bases de prova permanente das próteses após uma segunda polimerização quando processadas em microondas, o que vem a afirmar a pesquisa de Baroncini Neto (1997), em que é relatado que o uso de resina própria para o microondas apresenta propriedades físicas satisfatórias, mas o uso da resina convencional ocorre uma maior contração, concluindo que o material

e a metodologia empregada pode influenciar o resultado quando se avaliar a alteração dimensional sofrida pelo material.

Quando avaliamos a estabilidade dimensional de uma prótese total queremos dizer que não haverá mudanças na sua forma, desde o enceramento, até a conclusão da mesma com a sua polimerização e o uso pelo paciente. Quanto melhor for a adaptação da base da prótese, melhor será a retenção na boca e maior será o conforto do paciente durante o seu uso, sendo necessárias várias etapas para o processamento que devem ser respeitados para propiciar essa eficiência. O uso da base de prova permanente, após a segunda polimerização, resultante deste estudo, quando comparada ao grupo controle, não pode ser considerada relevante clinicamente para afetar o ajuste da prótese na boca e promover a ocorrência de maiores transtornos clínicos (POLUKOSHKO et al., 1992; YEUNG, CHOW; CLARK, 1995).

Nishi (1968) publicou o primeiro artigo no qual as resinas acrílicas foram polimerizadas em microondas, pretendendo modificar o método convencional em banho de água, que necessita de um tempo maior para a confecção de uma prótese. Desta forma, com as grandes vantagens do uso do microondas, como o tempo reduzido de processamento, pouco monômero residual, não requerendo equipamento sofisticado e ser de fácil trabalho; mesmo com resultados diferentes do processamento convencional, mais estudos são indicados para que esta técnica seja cada vez mais dominada para o uso sem restrições deste método.

7 CONCLUSÕES

Diante dos resultados apresentados, conclui-se que:

7.1 As diferenças da variação média dos lados esquerdo, direito e do centro, na ordem de décimos ou centésimos de milímetros, referentes aos grupos:

a) IV e I (0,07; 0,09 e 0,08);

b) V e I (0,10; 0,25 e 0,32);

c) V e IV (0,17; 0,16 e 0,24);

não podem ser consideradas relevantes clinicamente para afetar o ajuste da prótese na boca e promover a ocorrência de maiores transtornos clínicos.

7.2 A alteração média das áreas dos lados esquerdo e direito para o grupo I, II e IV obteve uma homogeneidade na alteração, diferindo os Grupos III e V em relação aos outros, não existindo diferença significativa a nível de 5% entre as áreas desses segmentos.

7.3 A análise da variância do índice da área dos cinco (5) grupos não apresentou resultado significativo que desabonasse a utilização de qualquer um dos métodos para a confecção da prótese total.

No entanto, mais atenção deve ser dada ao aprimoramento técnico do uso do forno de microondas para o processamento desse tipo de prótese.

REFERÊNCIAS¹

Aldrovandi CA. Estabilidade das dentaduras em função das deformações das resinas acrílicas [Tese de Cátedra]. São Paulo: Faculdade de Farmácia e Odontologia da Universidade de São Paulo; 1950.

Al-Hanbali E, Kelleway JP, Howlett JA. Acrylic denture distortion following double processing with microwaves or heat. *J Dent* 1991;19(3):176-80.

Alkhatib MB, Goodacre CJ, Swartz ML, Munoz-Viveros C, Andres C. Comparison of microwave-polymerized denture base resins. *Int J Prost* 1990;3(3):249-55.

Almeida JRV. Influência da termociclagem na alteração dimensional em prótese total de resina acrílica ativada termicamente [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2001.

Almeida JRV. Avaliação da alteração dimensional em base de prova permanente para prótese total de resina acrílica ativada termicamente, através da imagem digital [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2004.

Anthony DH, Peyton FA. Dimensional accuracy of various denture-base materials. *J Prosthet Dent* 1962;12(1):67-81.

Auler e Sales A. O uso da energia de microondas na polimerização das resinas acrílicas dentais. Estudo da alteração da dimensão vertical de oclusão em dentaduras completas. [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Bafile M, Graser GN, Myers LM, Li EKH. Porosity of denture resin cured by microwave energy, *J Prosthet Dent* 1991;66(2):269-74.

¹ De acordo com o estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Baroncini Neto, B. Estudo das alterações dimensionais de resinas acrílicas termopolimerizáveis processadas em forno de microondas convencional. [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 1997.

Becker CM, Smith DE, Nicholls JI. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. J Prosthet Dent 1977; 37(4):450-9.

Burns DR, Kazanoglu A, Moon PC, Gunsolley JC. Dimensional stability of acrylic resin materials after microwave sterilization. Int J Prosthodont 1990;3(5):489-93.

Cabrera WIR. Avaliação da magnitude das discrepâncias na dimensão vertical, advindas de uma diminuição da mesma, variando-se a posição do eixo terminal de rotação [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Carvalho JCM. Alterações dimensionais sofridas pela resina acrílica da base dos aparelhos protéticos totais. Rev Fac Odontol Univ São Paulo 1972;10(1):127-32.

Caul HJ, Schoonover IR. A method for determining the extent of polymerization of acrylic resins and its application for dentures. J Am Dent Assoc 1949;39(1):1-9.

Chen JC, Lacefield WR, Castleberry DJ. Effect of denture thickness and curing cycle on the dimensional of stability of acrylic resin denture bases. Dent Mater 1988; 4(1):20-4.

Corrêa GA. Alterações dimensionais da região posterior (post-dam) da prótese total superior: contribuição para o seu estudo [Tese de Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1993.

Corrêa GA. Prótese Total – passo a passo. São Paulo: Santos; 2005. 196 p.

Cunha VPP, Marchini L. Prótese total: procedimentos clínicos e laboratoriais. Curitiba: Maio; 2002. 268 p.

Cury AADB, Rodrigues-Junior AL, Panzeri H. Resinas acrílicas dentais polimerizadas por energia de microondas, método convencional de banho de água e quimicamente ativada: propriedades físicas. Rev Odontol USP 1994;8(4):243-49.

Davidian M. Experimental statistics for biological science I. s.l.; Lecture Notes; 1998. 366 p.

De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental protheses. J Prosthet Dent 1987;57(5):650-58.

Dukes BS, Fields Jr. H, Olson JW, Scheetz JP. A laboratory study of changes in vertical dimension using a compression molding and a pour resin technique. J Prosthet Dent 1985;53(5):667-9.

Dyer RA, Howlett JA. Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. J Dent 1994;22(4):236-41.

Gee AJ, Harkel EC, Davidson CL. Measuring procedure for the determination of the three-dimensional shape of dentures. J Prosthet Dent 1979;42(2):149-53.

Geerts GAVM, Jooste CH. A comparison of the bond strengths of microwave and water bath cures denture material. J Prosthet Dent 1993;70(5):406-9.

Gettleman L, Nathanson DMD, Myerson RL. Effect of rapid curing procedures on polymer implant materials. J Prosthet Dent 1977;73(1):74-82.

Goll GE, Smith DE. Technique for fabrication of the mandibular denture over the staple bone implant using a permanent heat-cured base. J Prosthet Dent 1985; 53(6):820-4.

Gomez T, Mori M, Corrêa GA, Matson E. Alternativas técnicas para o controle das alterações dimensionais das resinas acrílicas em prótese total. Rev Odontol USP 1998;12(2):181-7.

Gonçalves LC. Alteração dimensional das bases de prótese total: estudo de um fator de influência [Dissertação de Mestrado] São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Grunewald AH, Paffenbarger GC, Dickson G. The effect of molding processes on some properties of denture resins. J Am Dent Assoc 1952;44(3):269-82.

Ilbay SG, Güvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. J Prosthet Dent 1994;21(1):103-9.

Kern WR. Possible dimensional changes in denture base materials. J Am Dent Assoc 1941;28(12):1952-8.

Kimpara ET, Muench A. Influência de variáveis de processamento na alteração dimensional de dentaduras de resina acrílica. RPG 1996;3(2):110-4.

Kimura H, Teraoka F, Ohnishi H, Saito T, Yato M. Applications of microwave for dental technique (Part 1) – Dough-forming and curing of acrylic resins. J Osaka Univ Dent Sch 1983;(23):43-9.

Kimura H, Teraoka F, Ohnishi H, Saito T, Yato M. Applications of microwave for dental technique (Part 2) – Adaptability of cured acrylic resins. J Osaka Univ Dent Sch 1984;(24):21-9.

Kimura H, Teraoka F, Ohnishi H, Saito T, Yato M. Applications of microwave for dental technique (Part 3) – Development of model materials for microwave polymerization. J Osaka Univ Dent Sch 1987;(27):41-50.

Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. J Prosthet Dent 1989;61(3):381-3.

May KB, Shotwell JR, Koran III A, Wang R. Color stability: denture base resins processed with the microwave method. J Prosthet Dent 1996;76(6):581-9.

McCracken WML. An evaluation of activated methyl methacrylate denture base materials. J Prosthet Dent 1952;2(1):68-82.

McKinstry RE. Microwave processing of permanent soft denture liners. Comp 1991; 12(1):32-7.

Mirza FD. Dimensional stability of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 1961; 11(5):848-57.

Moghadam BK, Scandrett FR. A Technique for adding the posterior palatal seal. J Prosthet Dent 1974;32(4):443-7.

Monteiro Netto J. Influência dos métodos de polimerização na resistência flexural e no conteúdo relativo de monômero residual da resina para base de prótese total [Tese de Doutorado] São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.

Montgomery DC. Design and analysis of experiments. 2nd ed. New York: Wiley; 1984. 538 p.

Mowery WE, Burns CL, Dickson G, Sweeney WT. Dimensional stability of denture base resins. J Am Dent Assoc 1958;57(3):345-53.

Muench A, Ueti M. Alterações das posições dos dentes, em uma prótese total, em função do material de inclusão. Rev Fac Odontol Univ São Paulo 1974; 12(1):131-8.

Nelson MW, Kotwal KR, Sevedge SR. Changes in vertical dimension of occlusion in conventional and microwave processing of complete denture. J Prosthet Dent 1991; 65(2):306-308.

Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. J Osaka Dent Univ 1968;(2):23-40.

O'Brien WJ, Ryge G. Materiais dentários. Trad. de Dioracy Fonterrada Vieira. Rio de Janeiro: Interamericana; 1981. 382 p.

Phillips RW. Skinner materiais dentários. 9^a ed. Trad. de Júlio Jorge D'Albuquerque Lossio. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1993. 334 p.

Polukoshko KM, Brudvik JS, Nicholls JI, Smith DE. Evaluation of heat-cured resin bases following the addition of denture teeth using a second heat cure. J Prosthet Dent 1992;67(4):556-62.

Polyzois GL, Karkazis HC, Zissis AJ, Demetriou PP. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. J Prosthet Dent 1987; 57(5):639-47.

Polyzois GL, Zissis AJ. Comparison of the toughness of denture bases cured by microwaves or dry heat. Comp 1995;10(2):228-32.

Reitz PV, Sanders JL, Levin BL. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. Quintessence Int 1985;16(8):547-551.

Ristau B. Shrinkage and warpage of denture base materials using the Ristau Platform and the Ristau Post Dam. *Quintessence Dent Technol* 1981;5(7):671-4.

Rizzati-Barbosa CM, Del Bel Cury AA, Panzeri H. Influência da sorção de água e do processo de polimerização por energia de microondas na adaptabilidade de próteses totais. *Rev Odontol USP* 1995;9(3):197-206.

Rodrigues-Garcia RCM, Del-Bel Cury AA. Reembasamento de bases de prótese: método convencional e por microondas. *Rev Odontol USP* 1996;10(4):295-302.

Rothman D, Saizar P. Evaluación de prótesis completas construídas para maniquí. *Rev Asoc Odontol Argentina* 1963;51(2):35-46.

Sadamori S, Ganefiyanti T, Hamada T, Arima T. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. *J Prosthet Dent* 1994;72(1):19-22.

Sadamori S, Ishii T, Hamada T. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. *Int J Prosth* 1997; 10(1):35-43.

Sadamori S, Siswomihardjo W, Kameda K, Saito A, Hamada T. Dimensional changes of relined denture bases with heat-cured, microwave-activated, autopolymerizing, and visible light-cured resins. A laboratory study. *Aust Dent J* 1995;40(5):322-26.

Salin S, Sadamori S, Hamada T. The dimensional accuracy of rectangular acrylic resin specimens cured by three denture base processing methods. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):879-81.

Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. *Quintessence Int* 1991;22(3):181-6.

Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy. *Quintessence Int* 1987;18(7):453-56.

Schwarz WD. The post dam. *Dent Update* 1991;18(1):26-30.

Shippee RW. Control of increased vertical dimension of compression-molded dentures. *J Prosthet Dent* 1961;11(6):1080-5.

Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Schnell RJ. Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. *Int J Prost* 1989; 2(5):453-8.

Skinner EW. Acrylic denture base materials. Their physical properties and manipulation. *J Prosthet Dent* 1951;1(1/2):161-7.

Skinner EW, Cooper EN. Physical properties of denture resins: Part I. curing shrinkage and water sorption. *J Am Dent Assoc* 1943;30(23):1845-52.

Smith DL, Schoonover IC. Direct filling resins: dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. *J Am Dent Assoc* 1953;46(5):540-4.

Smith LT, Powers JM, Ladd D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible, heat, and microwave energy. *Int J Prosthodont* 1992;5(4):315-20.

Steck NS. Measurements of vertical dimension of processed dentures. *J Dent Res* 1950; 29(5):616-21.

Steck NS. Some observations on making a dimensionally accurate denture. *J Dent Res* 1948;27(6):751.

Sweeney WT. Denture base material: acrylic resins. *J Am Dent Assoc* 1939; 26(11):1863-73.

Takamata T, Setcos JC. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthodont* 1989;2(6):555-62.

Takamata T, Setcos JC, Phillips RW, Boone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent Assoc* 1989;119(2):271-6.

Tamaki ST, Conti JV, Marquezini AD, Tamaki T. Espessura do excesso de resina da borda da dentadura em relação ao tipo de prensagem. *Estomatol Cult* 1968; 2(2):101-8.

Tamaki T. Dentaduras completas. 4ª ed. São Paulo: Sarvier; 1988. 252 p.

Tamaki T, Tamaki ST, Conti JV, Marquezini AD, Souza PJ. Aumento da dimensão vertical em dentadura dupla na polimerização da resina. Estomatol Cult 1968; 2(2):109-13.

Tanji M, Consani RLX, Consani S, Sinhorette MAC, Correr Sobrinho L. Avaliação da resistência ao impacto da resina Onda-Cryl variando a posição e quantidade dos muflos no forno de microondas. PCL 2004;6(33):455-8.

Taylor PB. Acrylic resins: their manipulation. J Am Dent Assoc 1941;28(3):373-87.

Thomas-Weintraub A, Weintraub GS. Processed permanent record bases in complete denture therapy: rationale and technique. Compend Contin Educ Dent 1985;6(9):665-8.

Truong VT, Thomasz FGV. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. Aust Dent J 1988;33(3):201-04.

Tucker KM, Freeman BJ. The effect of investing material on processing changes in complete denture. J Prosthet Dent 1971;25(2):206-10.

Turck MD, Lang BR, Wilcox DE, Meires JC. Direct measurement of dimensional accuracy with three denture-processing techniques. Int J Prosthodont 1992;5(4):367-72.

Turck MT, Richards MW. Microwave processing for denture relines, repairs, and rebases. J Prosthet Dent 1993;69(3):340-43.

Vieira DF. Influência de materiais e técnicas sobre a posição relativa dos dentes, na construção de uma base de dentadura [Tese Livre-Docência] São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1958.

Wagner AG, Sanders SR. Permanent, heat-cured, acrylic-resin bases for complete dentures. Gen Dent 1990;38(2):138-40.

Wallace PW, Graser GN, Myers ML, Proskin HM. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. J Prosthet Dent 1991;66(3):403-8.

Wesley CR, Henderson D, Frazier QZ, Rayson JH, Ellinger CW, Lutes MR et al. Processing changes in complete dentures: posterior tooth contacts and pin opening. J Prosthet Dent 1973;29(1):46-54.

Woelfel JB. Processing complete dentures. Dent Clin North Am 1977;21(2):329-38.

Woelfel JB, Paffenbarger GC. Dimensional changes occurring in artificial dentures. Int Dent J 1959;9(4):451-60.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Dimensional changes in complete dentures on drying, wetting and heating in water. J Am Dent Assoc 1962;65:495-505.

Woelfel JB, Paffenbarger GC, Sweeney WT. Dimensional changes occurring in dentures during processing. J Am Dent Assoc 1960;61(4):413-30.

Wolfaardt J, Cleaton-Jones P, Fatti P. The influence of processing variables on dimensional changes of heat-cured poly (methyl methacrylate). J Prosthet Dent 1986; 55(4):518-25.

Yeung KC, Chow TW, Clark RKF. Temperature and dimensional changes in the two-stage processing technique for complete dentures. J Dent 1995;23(4):245-53.

Yunus N, Harrison A, Huggett R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. J Oral Rehabil 1994;21(6):641-8.

Zakhari KN. Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction. J Prosthet Dent 1976;36(5):501-9.