

TARCISIO JOSÉ DE ARRUDA PAES JUNIOR

**ESTUDO DE PROPRIEDADES DA RESINA ACRÍLICA
TERMOATIVA POR ENERGIA DE MICRO-ONDAS FRENTE ÀS
VARIACIONES NOS PROCEDIMENTOS DE INCLUSÃO**

Pesquisa apresentada ao Curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos como parte dos requisitos para a obtenção do Título de LIVRE-DOCENTE no Conjunto de Disciplinas de Prótese Total e Materiais Dentários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

SÃO JOSÉ DOS CAMPOS

2014

DEDICATÓRIAS

A DEUS, por me conceder a graça de uma família maravilhosa, amigos, e uma profissão digna que provém nosso sustento, que me permite ajudar meus semelhantes e a conduzir estudantes em seus aprendizados. Por me dar saúde e força para suportar as agruras que a vida nos propicia e, por conceder sabedoria para buscar novos desafios a cada dia.

*A minha amada esposa Valéria Cristina Pezzotta de Arruda Paes, que é meu esteio, que me completa, e que com seu carinho, dedicação e amor alicerça nossa família.
O meu privilégio é poder dizer que TE AMO!*

Aos meus amados filhos Raquel Pezzotta de Arruda Paes e Felipe Pezzotta de Arruda Paes, maiores conquistas de minha existência, amigos eternos e luzes que iluminam minha vida!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*Aos meus queridos pais Tarcísio José de Arruda Paes e
María de Lourdes Daneluzzi de Arruda Paes, que me criaram
com sabedoria e amor, próprios daqueles a quem se concede o
real significado da palavra Pai e Mãe!*

*Aos meus avós (in memoriam) José Leonardo de Arruda Paes,
María Josephina Biffi de Arruda Paes, Aldo Danelluzi e
Fortunata Luchesi Daneluzzi que foram exemplos de pessoas
maravilhosas que guardo para sempre em meu coração.*

*Aos meus caros padrinhos Romeu Rampinelli e
María Thereza de Arruda Paes Rampinelli , que me
abençoaram por todos estes anos..*

*Aos meus queridos irmãos Ana María de Arruda Paes Pulga e
Paulo Cesar de Arruda Paes pela amizade, e companheirismo.*

*Ao meu querido sogro Carlos Roberto Pezzotta, e sogra
Nícia Scuoteguazza Pezzotta, que me acolheram como a um
filho, por todo carinho e dedicação.*

*Ao meu caro amigo **Estevão Tomomitsu Kimpára** que sempre esteve ao meu lado em importantes momentos de minha vida, que considero como um verdadeiro irmão, e com quem tenho o privilégio de conviver, pelos ensinamentos e cumplicidade.*

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, atual Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista - UNESP, por me proporcionar o ensino e o trabalho, neste um lugar que sempre considereí como minha segunda casa, onde ademais conheci aquela que seria a mulher de minha vida.

Orgulho de ser ODONTO UNESP SÃO JOSÉ!

AGRADECIMENTOS

A **Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho**, na pessoa da MD Vice Reitora no exercício da Reitoria **Prof^a Marilza Vieira Cunha Rudge**.

Ao **Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos** na pessoa do MD Diretor **Prof. Carlos Augusto Pavanelli**, que conduz com responsabilidade a administração de nossa Escola.

Ao MD Vice Diretor do ICT UNESP, **Prof. Estevão Tomomitsu Kimpara**, por representar nossa Instituição em suas atribuições.

Ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, na pessoa do chefe, **Prof. Rubens Nisie Tango**, que responde pela gestão de nosso setor de trabalho.

Aos Professores do ICT UNESP com quem de um modo geral mantenho um excelente convívio.

Aos Funcionários do ICT UNESP que nos auxiliam em nossas rotinas diárias.

Aos Alunos de Graduação e Pós-Graduação, que são estímulo constante para continuar nossa jornada.

À Prof^a. Marcia Carneiro Valera Garakis pela Coordenação do Programa de Pós Graduação em Odontologia Restauradora.

Ao **Prof. Marco Antonio Bottino** Coordenador da Especialidade Prótese Dentária do Programa de Pós Graduação em Odontologia Restauradora

Aos **Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** pela boa convivência ao longo destes anos.

Ao **Prof. Lafayette Nogueira Junior** que compartilhou atividade na gestão do DMOP e, pela amizade.

À **Profª. Vanessa Cruz Macedo** pela inestimável ajuda na elaboração das etapas que compõe estas documentações. Deus lhe guarde sempre cara amiga!

Aos caros amigos que “moram” na mesma sala, **Profs. Alexandre Luiz Souto Borges, Estevão Tomomitsu Kimpara, Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra, Paula Carolina de Paiva Komori de Carvalho e Rubens Nisie Tango**, pelo convívio fraterno e apoio incondicional.

À amiga **Carolina Bacci Costa** por todo o carinho e, pelos almoços de sempre.

Ao amigo **Rafael Augusto Burim** que tive a satisfação de ter como aluno e, a quem respeito e admiro como pessoa e profissional.

Às queridas orientadas de longa data, **Sâmia Carolina Mota Cavalcanti Sacorague e Fernanda de Cassia Papaiz Gonçalves** por confiarem em mim na condução de suas atividades acadêmicas e, por toda a força e amizade sinceras.

À **Carolina Souza Almeida** mestranda que também deposita em mim a confiança de lhe orientar.

Aos caros funcionários do DMOP, **Juliane Damasceno, Reginaldo Goulart, Fernando Carlos Fontes, Marco Antonio Alfredo, Marcos Vestali, Lilian Maria de Almeida Vilela e Thais Cachuté Paradella**, com quem mantenho um excelente relacionamento diariamente.

A todos os orientados **de iniciação científica, projetos de extensão, estágios e monitorias** com que tive e tenho a satisfação de conviver e, de passar um pouco de minha vivência na profissão.

Aos **Profs. Emilio Carlos Zanatta e Paulo Isaias Seraidarian** amigos fraternos que me conduziram em caminhos seguros pela trilha do saber.

Ao **Prof. Henrique Cerveira Netto** nosso Mestre por Excelência, grande amigo, que me proporcionou as primeiras oportunidades na carreira acadêmica.

Ao **Prof. Lucio Murilo dos Santos** pela amizade e apoio incondicional, e por cuidar de minha saúde.

Ao **Prof. Maximiliano Piero Neisser** pela excelente qualidade proporcionada a algumas imagens que fazem parte deste trabalho.

Ao **Prof. Sigmar de Melo Rode**, que atua conosco em disciplinas, pelas orientações na montagem da documentação.

À **Helena Watanabe** pela parceria nos projetos de extensão.

À **Roberta Rangel**, aluna de graduação, pelo auxílio na montagem do memorial.

À aluna de iniciação científica **Tayná Mendes Inácio de Carvalho** pelo auxílio da redação do resumo em inglês.

Às funcionárias **Lilian Faria de Oliveira Braga e Sandra Mara Cordeiro**, pelo o apoio logístico para este concurso e, demais atividades de nossa faculdade.

Ao **Carlos Guedes** por toda presteza no trato com os órgãos de fomento.

Ao **Sr. Pedro de Paschoa**, profissional fundamental no desenvolvimento do projeto que gerou a patente de desenvolvimento de um produto de inovação.

Ao **Prof. Walter Niccoli Filho** que meu orientou durante o curso de mestrado.

Ao **Prof. Vyto Kiausinis** que me acolheu como orientado durante o doutorado.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo** por me propiciar a formação no curso de doutorado.

À **Camila Dela Méa Vianna** e **Fernanda de Cássia Papaiz Gonçalves** pela participação fundamental na execução de pesquisas que integraram esta Tese.

Aos órgãos de fomento: **Fapesp- Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo, CNPq Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, Fundunesp – Fundação para o Desenvolvimento da Unesp**, por apoiarem projetos de pesquisa e bolsas de iniciação científica e de mestrado.

Ao médico do ICT **Dr. Leandro Flores** por cuidar de minha saúde.

Ao **GBRPI, Grupo Brasileiro de Reciclagem em Prótese e Implante**, grupo este fundamental para meu crescimento profissional.

Aos **pacientes** da faculdade que possibilitam que nossos alunos exercitem atividades clínicas.

Aos meus cunhados **João Carlos Pulga, Carlos Aurélio Pezzotta, Sheila Tomita de Arruda Paes** e **Alessandra Bonini Pezzotta** pelo excelente convívio e sincera amizade e, à minha querida sobrinha **Maria Júlia de Arruda Paes Pulga**, pela alegria que nos concede com sua presença.

A **TODOS** aqueles não citados, mas, não menos importantes para minha vida pessoal e profissional.

Meus mais sinceros agradecimentos!

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE QUADROS E TABELAS	13
RESUMO	15
ABSTRACT	17
1- INTRODUÇÃO	19
2- REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1 Estudos sobre as propriedades da resina acrílica	23
2.2 Estudos sobre a secagem do gesso odontológico	31
3- PROPOSIÇÃO	35
4- MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1 Quanto aos materiais utilizados nas análises	36
4.2 Do estabelecimento dos grupos	37
4.3 Do processo de secagem do gesso utilizado na mufla	38
4.4 Quanto a confecção dos corpos-de-prova para análise de porosidade, rugosidade e microdureza	39
4.4.1 Fase de inclusão	40
4.4.2 Fases de prensagem e polimerização	41
4.4.3 Fase de acabamento	41
4.5 Da confecção dos corpos-de-prova para teste de resistência a flexão	42

4.5.1 Fase de inclusão	43
4.5.2 Fase de acabamento	44
4.6 Da confecção dos corpos de prova para análise da alteração dimensional	45
4.7 Dos tipos de análises realizadas	48
4.7.1 Da análise da microdureza	48
4.7.2 Da análise da rugosidade	49
4.7.3 Da análise da porosidade	49
4.7.4 Da análise da resistência a flexão	53
4.7.5 Da análise da alteração dimensional	54
4.8 Da análise estatística	57
5- RESULTADOS	58
5.1 Da porosidade por ranqueamento	58
5.2 Da área das porosidades	59
5.3 Da rugosidade	60
5.4 Da microdureza	62
5.5 Da resistência à flexão	64
5.6 Da alteração dimensional	66
6- DISCUSSÃO	74
7- CONCLUSÃO	83
8- REFERÊNCIAS	85

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 A - Modelos metálicos dos corpos de prova em três volumes e, B - Molde em silicone para reprodução dos padrões.....	39
Figura 2 – Padrões em cera nos três volumes estabelecidos para os cp.....	39
Figura 3- Corpos de prova posicionados na base da mufla plástica.....	40
Figura 4 – Exemplos de corpos de prova nos volumes avaliados.....	42
Figura 5- Padrões metálicos utilizados para inclusão.....	42
Figura 6 A - Injeção de silicone ao redor das barras metálicas. B - Vista das barras e silicone com retenções para nova camada de gesso da contra-mufla.....	43
Figura 7 – Corpo de prova em resina acrílica nas dimensões finais.....	45
Figura 8- Prótese total encerada com os fios ortodônticos posicionados nos dentes artificiais.....	46
Figura 9- Prótese total superior acrilizada e paquímetro posicionado para a referência da imagem.....	47
Figura 10 – Microdurômetro utilizado para esta análise.....	48
Figura 11 – Exemplos de corpos de prova segundo os critérios: Da esquerda para a direita respectivamente exemplos de graus 0; 1; 2; 3. A - Imagem sem contraste sob fundo branco; B- Imagem com maior contraste para evidenciação das porosidades.....	50
Figura 12 – Exemplo de cp de 8cm ³ seccionado e evidencia de bolhas no interior.....	51
Figura 13- Exemplo de bolha encontrada em corpo de prova, visualizada em estereomicroscópio aumento de 10 vezes cp 8cm ³	51
Figura 14 – Exemplo de mensuração do perímetro das bolhas dado em mm ²	51
Figura 15 – Outros Exemplos de imagens magnificadas dos corpos de prova, e delimitações das áreas das bolhas (aumento de 10X), respectivamente: A- Grupo L, e B- Grupo VM, C- Grupo VMS D- Grupo LMS, todos de 8cm ³	52
Figura 16 - Dispositivos de teste de flexão e aplicação de carga sobre o cp realizado na EMIC.....	53

Figura 17- Dispositivo utilizado para registrar as imagens das próteses (Estativa).....	54
Figura 18- Enceramento da prótese e paquímetro para padronização da escala.....	55
Figura 19 - Exemplo de medidas de distâncias entre pontos mensuráveis nos dentes artificiais da prótese total superior.....	56
Figura 20 - <i>Print Screen</i> da tela do programa <i>Imagetool</i> mensurando a área da face oclusal do preparo.....	56
Figura 21 – Gráfico <i>box-plot</i> para os grupos testados em resistência a flexão (MPa).	65
Figura 22 – Gráfico <i>box-plot</i> para a mensuração de distâncias em todos os grupos.....	73

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Demonstrativo das marcas comerciais, composições e demais características das resinas acrílicas.....	36
Quadro 2 – Dos grupos e variáveis a serem analisadas.....	37
Quadro 3 - Resultados para os respectivos valores obtidos de força e de resistência a flexão.....	64
Quadro 4 - Valores das medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização, média e desvio padrão para o grupo LM.....	66
Quadro 5 - Valores das medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização, média e desvio padrão para o grupo LMS.....	66
Quadro 6 - Valores das medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização, média e desvio padrão para o grupo VM.....	67
Quadro 7- Valores das medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização, média e desvio padrão para o grupo VMS.....	67
Quadro 8 - Valores das medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização, média e desvio padrão para o grupo LC.....	68
Quadro 9 - Resultados da diferença entre as medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização para todos os grupos (mm).....	68
Tabela 1- Média dos escores para os grupos e dimensões observadas.....	58
Tabela 2 – Área máxima obtida das bolhas encontradas segundo os volumes e os grupos avaliados.....	59
Tabela 3- ANOVA três fatores para rugosidade (Ra).....	60
Tabela 4- Verificação da interação entre resina utilizada, tratamento de secagem e volume de polimerização, no fator rugosidade (Ra).....	60
Tabela 5- Dunnett para comparação da rugosidade dos grupos experimentais em relação ao grupo controle.....	61
Tabela 6 – Análise ANOVA para os grupos quanto ao fator microdureza.....	62
Tabela 7 - Mostra as médias e desvios padrão obtidos para os grupos (n=9) analisados em Tukey 5%.....	62

Tabela 8- Resultado de ANOVA para o teste de flexão.....	64
Tabela 9- Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) dos grupos (n=9) avaliados quanto à resistência à flexão.....	64
Tabela 10 – valores de ANOVA para os fatores distância e pontos e possíveis Interações.....	69
Tabela 11 - Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos M-M'.....	69
Tabela 12- Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos M-M'.....	70
Tabela 13- Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos M-I.....	70
Tabela 14- Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos M-I.....	70
Tabela 15 - Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos I-M'.....	70
Tabela 16 - Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos I-M'.....	70
Tabela 17- Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos C-C'.....	71
Tabela 18 - Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos C-C'.....	71
Tabela 19- Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos C-I.....	71
Tabela 20 - Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos C-I.....	71
Tabela 21- Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos I-C'.....	72
Tabela 22- Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos I-C'.....	72

Estudo de propriedades da resina acrílica termoativada por energia de micro-ondas frente às variações nos procedimentos de inclusão [tese] São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2007.

RESUMO

A resina acrílica ativada por micro-ondas tem, na ação das ondas eletromagnéticas sobre o metilmetacrilato a ativação e desencadeamento do processo de polimerização, entretanto, parte desta energia é absorvida pelo gesso presente na mufla e que mantém as características da peça a ser confeccionada, entretanto é desconhecido na literatura o quanto a quantidade de água presente neste gesso afeta as características da resina acrílica. Diante disto, o objetivo deste trabalho foi verificar se a secagem prévia do gesso presente na mufla influencia, quando da polimerização por energia de micro-ondas, em algumas propriedades: presença de porosidades, dureza, rugosidade, resistência a flexão e alteração dimensional. Para execução destes experimentos duas resinas acrílicas de ativação térmica empregadas em bases de próteses totais foram empregadas: Lucitone 550 e Vipi-Wave, e os seguintes grupos estabelecidos (n=9): Grupo LM – Lucitone 550, polimerização em micro-ondas, sem tratamento prévio do gesso na mufla; Grupo LMS – Lucitone 550, polimerização em micro-ondas, com tratamento prévio do gesso (dissecação); Grupo VM – Vipi-Wave, polimerização em micro-ondas, sem tratamento prévio do gesso de inclusão; Grupo VMS – Vipi-Wave, polimerização em micro-ondas, com tratamento prévio do gesso de inclusão (gesso dissecado); Grupo LC – Lucitone 550, em banho de água aquecida (controle). Com relação à avaliação da dureza, rugosidade e porosidade o mesmo tipo corpo de prova foi utilizado onde se confeccionou três padrões metálicos no formato geométrico de um paralelogramo, com dimensões respectivamente de 2,0x2,0x2,0cm (8cm³), 2,0x2,0x1,0 (4cm³) e 2,0x2,0x0,5 (2cm³). Padrões em cera nº 7 obtidos a partir dos metálicos foram incluídos em muflas plásticas para micro-ondas e na sequência, os processos de prensagem e polimerização da resina incolor se deram conforme os grupos estabelecidos. Para avaliação da resistência a flexão foram confeccionados espécimes de 65mm x 10mm x 3,0mm a partir de padrões metálicos no formato de barra. A secagem gesso na mufla foi feita em forno de micro-ondas por 10min a 600W, nos grupos LMS e VMS. Após este período, as muflas permaneceram por duas horas em uma estufa para então proceder-se a prensagem das resinas acrílicas e suas polimerizações. Em seguida, foi realizado o acabamento e polimento dos espécimes. A análise da dureza foi feita através do teste Knoop (KHN), onde três edentações foram obtidas em cada espécime e a média dos valores encontrada e para rugosidade foi considerado o padrão (Ra) com três mensurações em uma das faces dos corpos

de prova. Para avaliação da porosidade foi feito um ranqueamento quanto à sua presença, e para aqueles onde estas bolhas foram encontradas fez-se a análise da área destas porosidades em um estereomicroscópio (10X de aumento). Os grupos de ensaio de flexão (n=9) foram inicialmente armazenados em água destilada a $37^{\circ}\text{C}+2^{\circ}\text{C}$ por 48h+2h e testados em flexão de três pontos em uma máquina de ensaios mecânicos EMIC até a fratura do cp sendo os valores obtidos em (MPa). A avaliação da alteração dimensional foi realizada mediante a confecção de um padrão metálico que simulou um arco maxilar desdentado a partir do qual foram confeccionadas próteses totais do arco superior. Foi realizada esta análise (n=6) por meio de mensuração de traçados entre os pontos pré-determinados na oclusal de dentes anteriores e posteriores e, com o uso do programa computacional *ImageTool*. Os dados das análises foram compilados, distribuídos e avaliados comparativamente por meio de ensaio estatístico de Análise de Variância (ANOVA) e Tukey (5%). Na análise estatística notou-se haver diferença dos grupos LMS, LM e VM em relação aos demais quanto a dureza tendo estes os menores valores. Para o fator rugosidade, pode-se verificar que o grupo LMS mostrou os piores resultados, sobretudo para volumes de 2cm^3 e 8cm^3 . Já quanto à porosidade o ranqueamento mostrou haver presença de porosidades em nível três para corpos de prova de 8cm^3 e, que estas porosidades apresentaram os maiores perímetros para o grupo onde houve tratamento (secagem do gesso) independente do tipo de resina estudada e quando polimerizada em micro-ondas. Para corpos de prova de 2cm^3 o fator secagem do gesso não influenciou na presença de porosidades. Quanto a resistência a flexão os melhores resultados foram obtidos para o grupo de gesso seco. Ainda os resultados mostraram em linhas gerais que a secagem do gesso influenciou na alteração dimensional das próteses onde os grupos em que a secagem do gesso esteve presente mostraram os menores níveis de distorção e, ainda observou-se que estas alterações foram distribuídas de modo bastante homogêneo ao longo dos espécimes. Conclui-se que há influencia da secagem do gesso para polimerizações por ação de micro-ondas em algumas características das resinas acrílicas.

Palavras chave: resina acrílica, porosidade, microdureza, micro-ondas, resistência à flexão, alteração dimensional.

Study of some properties of heat cured acrylic resins by microwave energy concerning some variations of laboratorial procedures [tese] São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2007.

ABSTRACT

On heat cured acrylic resins by microwaves energy the action of electromagnetic waves on methylmethacrylate promote the polymerization process. However, part of this energy is absorbed by the gypsum present in the flask and the function of this gypsum is to maintain the characteristics of specimen, nevertheless is unknown in the literature as the amount of water present in this gypsum affects the characteristics of acrylic resin. The proposal of this study was verified if dried gypsum influenced in some properties of the acrylic resins thermally activated by microwaves: presence of porosity, microhardness, roughness, flexural strength and dimensional change. Two different types of acrylic resin for complete denture were utilized: Lucitone 550 e Vipi-Wave and groups were formed: Lucitone 550, polymerization by microwave energy without gypsum treatment; Lucitone 550, polymerization by microwave energy with pretreatment gypsum; Vipi-Wave by microwave energy without gypsum treatment; Vipi Wave, polymerization by microwave energy with pretreatment gypsum; Lucitone 550 control group polymerization in hot water bath. For both situations were performed analysis of microhardness and porosity three different metallic shaped specimens were formed with followed dimensions: 2,0x2,0x2,0cm (8cm³); 2,0x2,0x1,0 (4cm³) e 2,0x2,0x0,5 (2cm³). Standardized wax specimens was used to prepare groups (n=9) and included in glass fiber flasks. The gypsum dry was made by microwave oven cycle (10min and 600W) and then the flasks were maintained in dry oven during two hours. Polymerizations of specimens were made and then polished. Wax patterns #7 obtained from the metal were embedded in plastic flask and following the processes of pressing and polymerization of the resin according to established groups. To evaluate the flexural strength, specimens 65mm x 10mm x 3.0mm from metallic patterns in bar format were made. After this period, the flasks remained for two hours in an oven and then proceeded to pressing of acrylic resin and its polymerization. Then, the finishing and polishing of specimens was performed. The analysis was accomplished through the microhardness test Knoop (KHN), in which three indentations were obtained for each specimen and the average of the values found was considered, also was considered the standard roughness (Ra) with three measurements on one side of the specimens. To evaluate the porosity was made a ranking as to its presence, and for those where these bubbles have been found was made the analysis of the area of these pores in a stereomicroscope (10X magnification). Groups to flexural test (n = 9) were stored in distilled water at 37 + 2 ° C for 48h + 2h by three points bending test in a universal testing machine EMIC until fracture of the cp with the results obtained in (MPa). Evaluation of dimensional variation was made by making a metallic pattern

that simulated an edentulous maxillary arch from which the upper arch dentures were made. This analysis (n = 6) by means of measuring paths between predetermined points on the occlusal of anterior and posterior teeth and using the computer program ImageTool was performed. Data analyzes was compiled, distributed and comparatively evaluated through statistical test Analysis of Variance (ANOVA) and Tukey (5%). In the statistical analysis was noted to be no difference among groups LMS, LM and VM as the hardness and those cited presented the lowest values. For the roughness factor, the LMS group showed the worst results, especially for volumes of 2cm³ and 8cm³. The porosity ranking showed a presence of porosities in three levels for samples of 8cm³ and these showed higher porosities perimeters for the group where there was treatment (drying gypsum) independently of the type of resin studied when polymerized in microwave. For samples of 2cm³ the drying plaster factor did not influence in the presence of porosities. Regarding the flexural strength the best results were obtained for the group of dry gypsum. Although the results showed in general that the drying of the gypsum influenced the dimensional changes of the prostheses where groups wherein the drying of the gypsum was present showed the lowest levels of distortion and yet it was observed that these changes were distributed so quite homogeneous through the specimen. We conclude that there is no influence of drying of the gypsum for polymerizations per share microwave in some characteristics of acrylic resins.

Keywords: acrylic resin, porosity, microhardness, microwave energy

1 - INTRODUÇÃO

Há várias décadas as próteses totais mucossuportadas, parciais removíveis e diversos outros tipos de aparelhos odontológicos têm sido elaborados em uma resina acrílica a base de polimetilmetacrilato (PMMA) que possui, dentre outras características favoráveis ao uso clínico: estabilidade dimensional, resistência, dureza e compatibilidade suficientes a permitir aliar-se conforto, funcionalidade e longevidade a esses trabalhos (ANUSAVICE, 2013; CRAIG, 1997).

Este material é composto de plásticos resilientes derivados do etileno, formados por união de moléculas de metacrilato de metila. O polimetacrilato de metila apresenta características biomecânicas satisfatórias, e seu processamento pode ser por calor seco, vapor, ativação química (RAAQ), luz visível ou, ainda, por energia de micro-ondas (NEWELL, 2010).

A resina acrílica é polimerizada por um processo que se inicia pela ativação dos radicais livres. Nesta reação o ativador quando por ação térmica age sobre os iniciadores (peróxido de benzoíla) que desencadeiam a reação de propagação e aumento da cadeia polimérica pelos monômeros de metil metacrilato (ANUSAVICE, 2013).

Para CRAIG, POWERS, WATAHA (2002) os polímeros de PMMA possuem alto peso molecular, obtidos pela conversão de compostos de baixo peso molecular, os monômeros ou oligômeros. Já o monômero é uma substância que possui alta pressão de vapor e conseqüente baixo ponto de ebulição sendo de fundamental importância controlar-se a temperatura durante a fase de polimerização para evitar a vaporização deste monômero e, conseqüente formação de bolhas ou porosidades. O banho de água aquecida é o método clássico de propiciar temperatura suficiente à massa de resina para desencadear ou induzir a sua polimerização onde esta deve ter minimamente atingido cerca de 65 C°.

Quanto ao processamento convencional ANUSAVICE (2013) destacou aquele onde se faz a imersão da mufla em água aquecida a 74°C por oito horas ou mais e aumento para 100°C (ciclos longos) ou 74°C por duas horas, aumento até 100°C e, manutenção por uma hora (ciclo rápido).

O controle de tempo e temperatura é fundamental uma vez que a conversão do monômero em polímero deve ocorrer sem que o processo exotérmico gerado resulte em elevação da temperatura da massa de resina além do ponto de ebulição do monômero (100,8°C), o que invariavelmente incorre em formação de porosidades no material principalmente para volumes.

A formação de porosidades é causa de problemas como aumento da fragilidade do material e acúmulo de resíduos, o que denota, por vezes, a obtenção de um material polimerizado onde o monômero residual se mostra em maior quantidade. Estudos procuram elucidar condições que minimizem estas ocorrências, quer seja por meio de alteração nos processos ou métodos de polimerização, quer seja pela alteração na composição do material (PAES JUNIOR et al 1999).

Ao longo dos anos pesquisas procuraram elucidar diversos aspectos quanto a outras propriedades mecânicas das resinas acrílicas, de real importância para a longevidade dos trabalhos clínicos, dentre estas se destacam a resistência a fraturas, dureza e alteração dimensional. Estas têm versado basicamente sobre os métodos e ciclos de polimerização ou características dos materiais poliméricos (SHLOSBERG et al 1989, ILBAY et al 1994, KIMPARA et al 2009).

No tocante a métodos de polimerização, a utilização da energia de micro-ondas surgiu como alternativa viável e indicada no processamento das resinas acrílicas, uma vez que propicia vantagens em relação ao método convencional, onde se destacam aspectos como: polimerização adequada, aliada a rapidez e à limpeza no processamento (DE CLERCK, 1987; LEVIN, SANDERS, REITZ, 1989, REITZ et al, 1985). NISHII (1968) foi o pesquisador que determinou os primeiros estudos sobre a utilização da energia de micro-ondas na polimerização de resinas acrílicas de uso odontológico.

Apesar de ainda na atualidade notar-se uma relativamente baixa utilização deste recurso entre técnicos de laboratório, proporcionalmente em relação ao método de polimerização convencional, onde supõe-se haver mais confiança na qualidade do produto final para este modo clássico, ainda é importante investigar-se como incrementar sua aplicação e os métodos de utilização para que esta confiabilidade seja incrementada.

Ao focar qual o mecanismo de ação da energia de micro-ondas ÖZKAN (1987), descreveu que, estas causam a vibração das moléculas de água contidas em uma substância em termos de dois a três bilhões de vezes por segundo e que, isto produz a fricção que resulta em aquecimento desta substância.

DE CLERCK (1987) considerou que a temperatura de ebulição do monômero (100,8°C), ao ser atingida, promove porosidades na resina, e que esta é mais facilmente alcançada quando o calor gerado pela própria resina não consegue ser liberado. O calor requerido para a quebra das moléculas de peróxido de benzoíla em radicais livres pode ser criado dentro da massa de resina e isto, não requer necessariamente que a temperatura externa à mufla também seja alta. Este fator facilitaria a dispersão da temperatura interna da resina, o que diminuiria o risco de porosidades. Além disso, o aquecimento gerado diretamente na massa de resina poderia minimizar a necessidade de transferência de calor da água aquecida, para a mufla e para o gesso de inclusão, antes de alcançar o material.

Nesta linha de raciocínio pôde-se questionar qual a influência do gesso de inclusão no processo de polimerização das resinas acrílicas em micro-ondas assim, em pesquisa realizada por PAES-JUNIOR et al (2013), ao verificar o efeito do processo de secagem do gesso sobre o monômero residual presente nas resinas acrílicas, notou haver melhor conversão deste, quando o gesso era seco. Embora estes achados não tenham determinado variações significativas do ponto de vista clínico quanto a presença do monômero residual, e ter-se como hipótese, para volumes maiores de resina acrílica, ou, se para certas propriedades mecânicas, estes não se traduziriam em alterações importantes para o resultado final do produto.

Alguns estudos enfocam a ação das micro-ondas sobre os gessos odontológicos. CANAY et al (1999) ao testarem o gesso tipo III utilizado para inclusão de próteses parciais removíveis observaram que ao realizarem a secagem, em forno de micro-ondas por 10min a 600W, determinaram um aumento na resistência à tensão diametral indicando este ciclo para a secagem de gesso de inclusão, sobretudo pelo menor tempo despendido para o processo quando comparado ao modo convencional em calor a seco.

Embora o seu largo uso tenha estabelecido critérios definidos quanto à polimerização, sobretudo no processo em banho de água aquecida, dúvidas persistem no que se refere ao processo de desencadeamento da polimerização por energia de micro-ondas e, nos efeitos sobre as propriedades mecânicas da resina acrílica.

Procedimentos rotineiros laboratoriais empregam o forno de micro-ondas, em muflas para eliminação de resíduos de cera da superfície do gesso previamente á prensagem e polimerização da resina, diante disto, questiona-se o quanto a ação das micro-ondas pode alterar a quantidade de água presente no gesso após este processo e, se isto influenciaria na reação de polimerização da resina pelo mesmo método de processamento.

Com isto, pesquisas se fazem necessárias, onde sejam abordados aspectos relativos às características da resina acrílica quanto a estas variáveis bem como do método utilizado para polimerizar o material.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Estudos sobre as propriedades da resina acrílica

Ao se estudar o método de processamento das resinas acrílicas termoativadas, em linhas gerais, se determina, quando da agregação de um monômero em um polímero, formando uma massa plástica que é ativada pela indução de calor para o desencadeamento da reação e consequente formação do material final em resina rígida. O aquecimento convencional se dá por imersão de muflas metálicas em água com controle da temperatura e tempo ou em muflas plásticas com irradiação por energia de micro-ondas. Variáveis no processamento do material estão diretamente relacionados com falhas no produto final. A proporção pó/líquido, expansão e contração térmica da resina acrílica e do gesso, perda e absorção de água, pressão no ato da prensagem, pressão de vapor, tamanho e espessura da peça e o método de polimerização, estão relacionados com a ocorrência de alterações dimensionais, porosidades e resistência mecânica do material (WOLFAARDT et al 1986).

A alteração dimensional é resultado da contração inerente à formação de novas cadeias poliméricas durante a polimerização e, das tensões liberadas no esfriamento da mufla, podendo ocasionar a perda de adaptação da prótese com os tecidos e diminuição da retenção. Como resultado do esfriamento da mufla e da remoção da base do modelo de gesso, a liberação de tensões induzidas durante o processamento causa também distorção na resina (ARORA et al 2011).

Recomenda-se que a resina acrílica permaneça prensada por um tempo não inferior a 12 horas pré-polimerização a fim de minimizar as alterações dimensionais indesejáveis (CONSANI et al 2001).

Um dos aspectos críticos, a ocorrência de porosidades, pode implicar em diminuição da resistência da peça protética limitando sua longevidade, pode causar irritação na mucosa devido à rugosidade superficial e dificuldade no polimento, acúmulo de microrganismos e matéria orgânica (SINGH et al 2013).

A sua ocorrência é atribuída à ebulição do monômero residual principalmente em porções espessas de resina e, está presente em todos os tipos de processamento, é dependente da taxa de polimerização e da eficiência de dissipação de calor (KIMPARA et al 2009).

Existe uma dependência direta da taxa de polimerização uma vez que esta seja alta, o calor gerado a partir da exotermia da reação não pode ser dissipado de forma suficientemente rápida devido à baixa condutividade térmica deste material, especialmente nas regiões mais espessas, o que causa a vaporização local do monômero e, conseqüente formação de bolhas (POLYZOIS et al, 1990).

FARAJ e ELLIS (1979) ressaltaram que a porosidade em resinas acrílicas ocorre como resultado de uma excessiva elevação da exotermia durante o ciclo de polimerização e, que este fator depende de aspectos como: relação pó/líquido, tamanho e geometria dos corpos de prova e condutividade térmica do molde (relacionado à transferência de calor para a massa de resina).

PAES-JUNIOR et al. (1999) estudaram a presença de porosidades em cp de RAAT processadas de modo convencional e por energia de micro-ondas. Foram confeccionados cubos de 8cm^3 e fez-se a polimerização das peças observando-se as variáveis: fase em que o material encontrava-se no ato da prensagem e tempo de espera, antes do início do ciclo de polimerização. As resinas utilizadas foram: uma de ativação térmica e uma resina para micro-ondas. Os resultados mostraram que o ciclo convencional em banho de água quente, em cp prensados na fase plástica e borrachóide, com período de descanso de 24 horas estavam isentos de porosidades, já os cp polimerizados em micro-ondas para o ciclo estabelecido pelo fabricante mostraram porosidades independentemente da fase de prensagem da resina.

Para JEROLIMOV et al (1989) o monômero de metilmetacrilato (MMA) tem alta pressão de vapor, temperaturas de processamento além de 100,8°C provocam a vaporização do monômero, que produz porosidade no material.

YANNIKAKIS et al (2002) realizaram um estudo onde avaliaram o nível de porosidade através do uso de microscopia óptica em resinas acrílicas convencionais e formuladas para polimerização em forno de micro-ondas em cp de duas espessuras distintas. Esta metodologia se mostrou eficaz na observação dos poros, sendo que dentre os grupos avaliados, a resina convencional polimerizada em micro-ondas mostrou significativo nível de porosidades, e a resina formulada para uso em micro-ondas apresentou níveis clinicamente insignificantes, independentemente do ciclo utilizado.

Autores como COMPAGNONI et al. (2004) analisaram o efeito de diferentes ciclos de polimerização por micro-ondas, na porosidade de uma resina acrílica para base de prótese. Espécimes retangulares foram confeccionados com uma resina para micro-ondas, e uma resina para banho de água quente. Os corpos de prova em resina para micro-ondas foram submetidos a três ciclos distintos de polimerização (500 W por 3 min/ 90 W por 13 min + 500 W por 90 s/ 320 W por 3 min + 0 W por 4 min + 720 W por 3 min). Os resultados da análise de porosidade por sorpção mostraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos de banho de água quente e aqueles polimerizados em micro-ondas, independente do ciclo realizado.

PERO et al. (2007) avaliaram a influencia do ciclo de polimerização e da espessura na porosidade de bases de próteses maxilares. Foram confeccionadas bases em resina acrílica termicamente ativada (Clássico), polimerizadas pelo ciclo convencional em água quente, e bases em resinas para micro-ondas (Ondacryl) onde variou-se o ciclo de polimerização (500 W por 3 min/ 90 W por 13 min + 500 W por 90 s/ 320 W por 3 min + 0 W por 4 min + 720 W por 3 min). Além disso, as bases foram confeccionadas em três espessuras distintas: 2.0mm, 3.5mm, e 5.0mm. Após a análise de porosidade pelo método de sorpção clássica, os dados evidenciaram que, para o grupo de resina térmica não houve diferença na porosidade, independente da espessura, mas para os grupos polimerizados em

micro-ondas a influência dos ciclos sob a porosidade apareceu somente nos espécimes mais finos (2,0mm).

KASINA et al. (2014) avaliaram e compararam a porosidade em bases de provas mandibulares, confeccionadas com duas marcas de resinas acrílicas polimerizadas termicamente por micro-ondas ou banho de água quente. Foram confeccionadas 48 bases de provas mandibulares, que foram divididas em 4 grupos diferentes, associando a resina, DPI Plain ou Acralyn H cross linked, com os dois ciclos utilizados: banho térmico a 74o C por 2 horas e 100oC por 1 hora; ou ciclo em micro-ondas por 13 minutos a 85/100 Watts e 90 segundos a 500 Watts. Após a acrilização e demuflagem foi realizada a análise de porosidade por meio de balança analítica digital. Os resultados mostraram que os grupos polimerizados por calor úmido apresentaram um percentual menor de porosidade, quando comparados ao grupo em micro-ondas, assim como o grupo confeccionado com resina acrílica com agentes de ligação. Isso indica que a formulação do material pode estar muito mais relacionada com a porosidade do que o método de polimerização, pois, a presença de agentes de ligação cruzada eleva a temperatura de evaporação do monômero, dificultando a formação de poros. O calor das micro-ondas age diretamente sobre as moléculas do monômero, sendo necessário um cuidado maior com a temperatura a ser utilizada, com o intuito de minimizar a criação de porosidade.

Para autores como PAES JUNIOR et al (1999) e LAI et al (2004), a irradiação por micro-ondas é realizada em um tempo muito reduzido e a velocidade da reação de polimerização é extremamente rápida e sua exotermia acentuada, independentemente da fase de prensagem do material ou do tempo de repouso antes do ciclo de polimerização, diante disto, ao utilizar o micro-ondas o controle tempo/potência é fundamental para que se obtenha o melhor resultado do produto final.

As resinas acrílicas especialmente formuladas para emprego em micro-ondas contém o monômero trietilenoglicol ou tetraetileno-glicol, que são dimetalacrilatos com um grupo reativo em cada extremidade. Os dimetalacrilatos possuem pressões de vapor baixa e, mesmo a uma temperatura de 100°C a

150°C onde o risco de porosidade fica muito baixo devido ao seu ponto de ebulição elevado (TAUBERT et al 1992).

Como já foi citado anteriormente em KIMPARA et al (2009), a ativação convencional apresenta melhores resultados para porosidade quando a resina é prensada na fase plástica e fica em repouso por um período muito longo (24 horas). Este tempo de espera garantiria melhor difusão do monômero no polímero o possibilitaria diminuir os níveis de monômero residual, além de proporcionar melhor acomodamento da resina no interior da mufla e, conseqüente diminuição das tensões impostas à resina durante a prensagem.

Propriedades mecânicas, como resistência à fadiga e ao impacto são pontos importantes a se considerar uma vez que este, material possui limitações clínicas, e isto é refletido em alta incidência de fraturas. Estas fraturas ocorrem por vários fatores não necessariamente relacionados apenas ao material, tais como: aumento nas áreas de concentração de tensão ou planejamento incorreto do caso protético e resultam de dois tipos de diferentes forças: fadiga flexural e força de impacto.

Na fadiga à flexão a estrutura falha após ser repetidamente submetida a tensão de baixa magnitude que, individualmente, não seria prejudicial ao material, porém, durante determinado período de tempo provoca o desenvolvimento de trincas microscópicas nas áreas de grandes concentrações, que mantidas sob carga continua, acarretam no enfraquecimento do material e possível fratura. Esta fratura ocorre geralmente na linha mediana da prótese total ou próximo a ela, sendo a proporção de fratura de próteses totais superiores em relação a inferiores é de 2:1 (BEYLI e VON FRAUNHOFER, 1981).

Já as falhas de impacto normalmente ocorrem fora da boca como resultado de pancadas repentinas ou queda acidental.

HAYDEN em 1986 estudou a resistência à fratura de bases experimentais em resina acrílica polimerizadas pelo método convencional ou por energia de micro-ondas, e submetidas ao teste de tração na região média palatina. Verificaram que a resina polimerizada por energia de micro-ondas não absorveu menos energia antes da fratura, em comparação à resina processada pelo método convencional em banho térmico.

JEROLIMOV et al. (1985), pesquisaram a influência da variação na relação monômero/polímero, resistência a flexão e monômero residual em resinas para bases de próteses totais. Verificaram que as propriedades mecânicas das RAAT são incrementadas inversamente à diminuição dos níveis de monômero residual e, que a seleção do ciclo de polimerização influencia mais nos níveis de monômero residual. Os resultados do estudo não evidenciaram diferenças significativas na resistência a flexão entre os materiais estudados independentemente do método de polimerização utilizado. Quanto à dureza, as diferenças foram expressivas *in vitro*, onde a resina formulada para micro-ondas Acron MC apresentou os maiores valores. Em relação à porosidade, o grupo convencional não a mostrou em qualquer das espessuras determinadas, fato que não se repetiu para a resina convencional polimerizada em micro-ondas, onde se notou porosidade nos cp de espessura superior a 3mm.

Autores como HUGGETT, BATES, KNOTT (1987) estudaram a resistência ao impacto, transversa, peso molecular e sorção de água, de uma resina acrílica de ativação térmica (Trevalon De Trey-Dentsply), quando submetida a dois processos de polimerização: calor seco e úmido. Os espécimes foram polimerizados em dois sistemas: muflas pela técnica convencional à compressão ou por injeção de resina sob pressão. O ciclo de polimerização empregado foi de 70°C por 7h seguido de 100°C por mais 3h. Para o teste de resistência transversa os valores encontrados não tiveram significância estatística quando em mufla convencional calor seco e úmido respectivamente: 65,6 MPa e 65,3 MPa. Quanto à resistência ao impacto os cp polimerizados pela técnica de injeção mostraram valores maiores ($p < 0,01$), do que para o modo convencional. Concluíram os autores que a forma de aplicação da temperatura que desencadeia o processo de polimerização, não gera efeitos importantes sobre as propriedades da resina acrílica.

SHLOSBERG et al (1989) compararam o uso de energia de micro-ondas, com a polimerização em banho de água aquecida, de resinas acrílicas, em função de vários aspectos onde se destacou a liberação de monômero residual. Os resultados mostraram valores similares para ambas as técnicas de polimerização,

quanto ao monômero residual determinado pelo método FTIR bem como com relação à presença de porosidades. Quanto à dureza Knoop a resina mostrou valores baixos quando mensurada em uma região próxima da armação metálica quando polimerizada em micro-ondas.

Autores como ALKHATIB et al. (1990) também estudaram as propriedades de resistência a flexão, dureza e porosidade de resinas acrílicas para bases de próteses totais onde duas destas: Justi (Justi Products) e Acron MC (GC Dental), foram formuladas para polimerização em forno de micro-ondas e, a resina convencional JUSTI polimerizada em banho de água aquecida a 163°F por 8h. A pesquisa não mostrou diferenças significativas para resistência flexão dos materiais no método de polimerização utilizado. Na média os valores variaram de 902,7 kg/cm² a 1007,2Kg/cm². Para dureza, a Acron MC apresentou os maiores valores. Quanto à porosidade, a resina convencional não apresentou em qualquer das espessuras determinadas, mas isto não se repetiu para a resina convencional polimerizada em micro-ondas, onde se notou porosidade nos cp de espessura superior que 3mm. Houve ausência de porosidade na técnica de micro-ondas nos ciclos e métodos utilizados para a Acron MC, para todas as espessuras do material, o que não se refletiu no mesmo ciclo curto de micro-ondas em alta wattagem para a resina Justi.

ILBAY et al. (1994) pesquisaram a técnica de polimerização de resinas acrílicas em forno de micro-ondas, variando-se a relação tempo/potência em 21 situações distintas. Para os testes de dureza Vickers os autores não verificaram diferenças estatisticamente significativas entre a técnica convencional e por micro-ondas. Já em relação à resistência a flexão verificaram-se valores referenciais de 1,50mm a 3500g e de 2,85mm para 5000g, e, rompendo após carga de 7,6Kg. De acordo com estes resultados a resina acrílica convencional utilizada na confecção de próteses totais pode ser polimerizada em forno de micro-ondas resultando em características físico-químicas finais apropriadas.

Sem dúvida que aspecto importante e comprovado relaciona-se ao fator tempo e potência estabelecida para um melhor resultado de polimerização onde, as pesquisas concordam no fato de que, iniciar um ciclo em micro-ondas com uma

potência menor e um tempo mais longo e, finalizar aumentando-se esta potência e diminuindo-se o tempo, torna a polimerização mais efetiva (AZZARRI, CORTISO, ALESSANDRINI 2004, LAI et al 2004).

FRANGO, POYZOIS (1993), avaliaram as seguintes resinas para bases de próteses totais: A- Acron MC (GC America) polimerizada por energia de micro-ondas, B- Lucitone 199 (Dentsply Inc) e C- TS1195 (Cole Polymers) ambas de ativação térmica em água aquecida e a D- QC-20 (Dentsply) resina acrílica de ativação térmica (ciclo curto). As resinas foram polimerizadas em micro-ondas (ciclo de 3min a 500W) e em banho de água aquecida (90min a 70°C e 30min a 100°C), em outro grupo, as resinas B e C foram polimerizadas em banho de água aquecida, em ciclo longo (7 horas a 70°C e 3h a 100°C); a resina D em outros dois ciclos: (20 min em água em ebulição), e (imersão na água em ebulição desligamento da polimerizadora por 20min e reaquecimento e em ebulição por mais 20 minutos Os resultados demonstraram resultados semelhantes independente do modo de polimerização utilizado. Para o fator dureza a resina polimerizada em micro-ondas mostrou valores mais baixos do que os métodos de polimerização indicado pelo fabricante. No estudo a resina Lucitone apresentou grande deformação quando polimerizada em micro-ondas.

PAES JUNIOR et al 2006 verificaram variações significativas na resistência a flexão de resinas acrílicas para bases de próteses totais quando comparadas àquelas de polimerização convencional ou em micro-ondas, valores estes que tiveram uma reação inversamente proporcional à quantidade de monômero residual presente nas amostras independentemente do processo de polimerização utilizado e, de forma marcante nas resinas onde de maneira parcial ou total a ativação química participava do processo de polimerização.

Os ciclos de polimerização das resinas acrílicas que empregam a energia de micro-ondas na ativação do material tem aplicação consagrada pela literatura e mostram sua efetividade também quanto a desinfecção e esterilização de peças protéticas (CONSANI et al 2006, DIXON et al,1999, NEPPELEMBROEK et al 2003,PAVAN et al, 2005).

2.2 Estudos sobre a secagem do gesso odontológico

Estudos têm proposto verificar como se comportam vários tipos de gessos, quando submetidos à secagem em forno de micro-ondas. LUEBKE e CHAN (1985) notaram um aumento na dureza superficial de alguns dos gessos odontológicos testados ao determinar-se a secagem destes em forno de micro-ondas. Os autores atentaram ainda para o cuidado de que, ao ocorrer a secagem do gesso em micro-ondas este não deve estar extremamente molhado, devendo-se aguardar um tempo prévio à colocação no forno de micro-ondas, a fim de evitar-se o risco de ocorrência de fraturas do material.

Trabalhos como os de WHITE e BROCKHURST (1996) investigaram a possibilidade de utilização da autoclave para desinfecção de modelos de gesso e verificaram que se estabelecendo um ciclo de 132°C por 5 min ocorreram alterações importantes no material onde enfatiza-se: redução da resistência à compressão e da dureza superficial, além de expansão linear excessiva conseguindo-se melhores resultados na propriedade do gesso quando a temperatura do ciclo fora reduzida para 121°C. Os aspectos abordados nesta pesquisa limitam, portanto, a indicação desta técnica para secagem ou desinfecção do gesso em autoclave.

CANAY et al (1999) ao testarem o gesso tipo III utilizado para inclusão de próteses parciais removíveis observaram que ao realizarem a secagem em forno de micro-ondas por 10min a 600W, determinaram um aumento na resistência à tensão diametral. Indicaram este ciclo para a secagem de gesso de inclusão, sobretudo pelo menor tempo despendido para o processo do que o modo convencional em calor a seco.

HERSEK et al (2002) ao testarem cinco marcas do gesso tipo IV quanto a resistência à tensão notaram um aumento nos valores desta propriedade após os corpos-de-prova serem secos por ação de micro-ondas.

BERG et al (2007) avaliaram o grau de desinfecção de modelos de gesso através da energia de micro-ondas onde notaram que, ao realizar um ciclo de 900W durante cinco minutos ocorria efetivamente a desinfecção destes modelos sem que ocorressem alterações dimensionais ou ainda defeitos superficiais macroscópicos. Os dados comprovados nesta pesquisa reforçaram a possibilidade de secagem do gesso em micro-ondas, sem que se evidenciem alterações em suas propriedades que comprometam a realização de outros passos laboratoriais.

Para ZACHARI et al (1976) a inclusão em mufla utilizando-se gesso Paris minimiza a abertura vertical e a movimentação dos dentes na prótese diminuindo discrepâncias oclusais.

Pôde-se questionar, portanto a partir de conclusões como as de DE CLERCK (1987) e, se a água contida no gesso de inclusão, influencia ou não no processo de polimerização da resina já que, no processo convencional, o calor atinge a massa de resina indiretamente sendo necessário primeiramente o aquecimento da mufla e do gesso, e na utilização de energia de micro-ondas o fato de se ter um gesso dissecado proporcionaria, hipoteticamente, um grau de polimerização mais efetivo.

Sabe-se que a energia de micro-ondas possibilita a vibração de moléculas de substâncias líquidas, tendo-se a água como a principal delas. No tocante às resinas acrílicas a explicação para o processo que envolve a polimerização em micro-ondas aplicada inicialmente por NISHII (1968), seria a de que as moléculas de monômeros presentes na massa da resina são agitadas na frequência da propagação da onda eletromagnética gerada pelo aparelho e, que o atrito destas moléculas promoveria a liberação do calor necessário para desencadear a conversão do monômero em polímero e de formar, portanto, novas cadeias poliméricas (ÖZKAN 1987).

Uma indagação que poderia ser feita neste sentido seria a de que, ao colocar-se o conjunto mufla, gesso e resina acrílica em um forno de micro-ondas, a energia promovida pelo aparelho iria atuar tanto sobre a massa da resina acrílica (monômero), quanto sobre a água contida no gesso. Havendo o aquecimento

desta água uma suposição seria a de que a mesma incrementaria o processo de polimerização da resina.

Dentro deste raciocínio, PAES-JUNIOR et al (2013) avaliaram as possíveis diferenças na quantidade de monômero residual presente em resinas acrílicas de ativação térmica, ao variar-se a condição do gesso de inclusão (seco ou não) previamente à polimerização da resina. Para tanto, foram confeccionados à partir de padrões metálicos, corpos-de-prova (cp) no formato de sólidos geométricos (65x10x3mm). Foram determinados cinco grupos sendo que para dois destes, procedeu-se a secagem do gesso de inclusão, utilizando-se um forno de micro-ondas no ciclo de 10min a 600W de potência. Confeccionaram-se 5 cp para cada resina acrílica utilizadas na avaliação do monômero residual superficial e 3 cp para análise do monômero interno. As resinas avaliadas foram: resina convencional de acrilização em banho de água aquecida (Lucitone 550) e resina de ativação por energia de micro-ondas (Vipi-Wave). Aplicaram-se ciclos de polimerização especificados pelos fabricantes das resinas, sendo que a resina Lucitone fôra também polimerizada em forno de micro-ondas. Cada cp obtido foi imerso individualmente em tubos de ensaio contendo 20ml de metanol PA por sete dias para a análise da superfície. Para os grupos onde foi avaliado o monômero interno partiu-se os cp em pequenos segmentos que foram pesados e posteriormente imersos em metanol conforme descrito anteriormente. Após o período de armazenamento fez-se a mensuração do monômero residual contido nesta substância. A análise foi feita em cromatografia líquida de alto desempenho (HPLC). A inferência estatística dos dados foi realizada mediante comparação entre os grupos levando-se em conta as variáveis propostas e os dados compilados determinaram, ao aplicar-se ANOVA e o teste Tukey 5%, haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Concluiu-se que a secagem prévia do gesso influenciou na quantidade de monômero residual para ambas as resinas acrílicas testadas ao determinar uma diminuição destes níveis embora, todos os grupos tenham apresentado quantias de monômero residual que ficaram dentro de padrões mínimos exigidos.

Uma vez que estes achados preliminares mostraram variações significativas ao secar o gesso da mufla, sobretudo para a resina acrílica formulada para micro-ondas, quanto à presença do monômero residual, e por ser senso comum na literatura que existe relação direta entre uma efetiva polimerização e possíveis variações em propriedades mecânicas do material, pode-se questionar se estas propriedades seriam influenciadas no caso de variação de técnica de processamento, com secagem prévia do gesso contido pela mufla.

3- PROPOSIÇÃO

Verificar se a secagem do gesso empregado no processo de inclusão em mufla, quando da polimerização por energia de micro-ondas, influencia na rugosidade, microdureza, na ocorrência de porosidades, resistência à flexão e, na alteração dimensional de resinas acrílicas termoativadas.

4- MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Quanto aos materiais utilizados nas análises

O objeto de estudo desta pesquisa foram dois tipos de resinas acrílicas de ativação térmica, relacionadas no Quadro 1, a seguir:

RESINAS ACRÍLICAS	MARCAS COMERCIAIS	COMPOSIÇÃO
Ativação térmica em banho de água aquecida. Incolor	LUCITONE 550 (Dentsply Ind. Com Ltda)	Pó – copolímero (metil-n-butil) metacrilato, peróxido de benzoíla, corantes minerais Líquido – metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato, hidroquinona
Ativação térmica por energia de micro-ondas. Incolor	VIPI-WAVE Dental- Vipi Ltda	Pó – polímero de metacrilato de metila e metacrilato de butila, peróxido de benzoíla, pigmentos acrílicos Líquido – metacrilato de metila, EDMA, inibidores.

Quadro 1 - Demonstrativo das marcas comerciais, composições e outras características das resinas acrílicas.

Demais materiais empregados serão descritos na medida em que a metodologia for desenvolvida.

4.2 Do estabelecimento dos grupos

Os seguintes grupos foram assim constituídos (Quadro 2):

GRUPOS	RESINA	MÉTODO DE POLIMERIZAÇÃO	SECAGEM DO GESSO
LM	Lucitone 550	Micro-ondas	Não
LMS	Lucitone 550	Micro-ondas	Sim
VM	Vipi Wave	Micro-ondas	Não
VMS	Vipi Wave	Micro-ondas	Sim
LC	Lucitone 550	Convencional	Não

Quadro 2 – Dos grupos e variáveis a serem analisadas.

Sobre os métodos de polimerização das resinas tem-se:

LUCITONE 550 – É uma resina acrílica de ativação térmica convencional, com ciclos e propriedades bem estabelecidas, para qual foi realizada uma variação ao proceder-se a polimerização em forno de micro-ondas. A proporção pó/líquido estabeleceu-se em 21g para 10ml. Vale ressaltar neste momento que as proporções entre monômero e polímero adotadas, respeitaram as indicações dos fabricantes de cada material empregado.

Quanto ao ciclo de polimerização convencional, posicionou-se a mufla em uma polimerizadora elétrica automática Termotron P-100 (Termotron Equipamentos) e, tendo-se a manutenção das peças em banho de água aquecida a 72°C por 9h, seguido de elevação da temperatura da polimerizadora para 100°C

e, ao atingir-se esta temperatura manteve-se nesta por mais uma hora. Este ciclo foi adotado por autores como HARRISSON e HUGGETT (1992).

Para a polimerização em micro-ondas utilizou-se um forno Continental AW-30 (BS Continental da Amazônia Ind. e Com. Ltda) com prato giratório, frequência de 2450 megahertz (MHz) e potência máxima de 900W, e o ciclo de 20% da potência do aparelho por 20 minutos acrescidos de 5min a 60% da potência.

VIPI-WAVE- Esta resina também formulada para ativação em forno de micro-ondas e tem sua proporção pó/líquido em 21g para 7ml. Adotou-se o ciclo de polimerização em que faz-se a regulação do forno em 20% da potência para um tempo de 20min, seguido de um novo ciclo, agora com 60% da potência por 5min, conforme estabelecido pelo fabricante.

4.3 Do processo de secagem do gesso utilizado na mufla

Para os grupos onde a proposta foi realizar a secagem do gesso antes da prensagem e polimerização da resina, o procedimento adotado teve como base a metodologia descrita por CANAY et al (1999) e PAES-JUNIOR (2013), que realizaram a secagem do gesso de inclusão em forno de micro-ondas por 10min a 600W, com prato giratório e potência máxima de 1300W.

Para tanto, a remoção do modelo padrão que representa o corpo de prova era retirado, se necessário removido todo o resíduo de cera e então, as partes da mufla eram separadas e mantidas abertas com a sua parte interna voltada para cima, mantidas dentro do forno de micro-ondas e o ciclo de secagem era realizado.

Concluído o ciclo, as muflas eram deixadas à temperatura ambiente por um período de uma hora até o seu completo resfriamento e a seguir, com as suas partes abertas eram acondicionadas por um tempo mínimo de duas horas em uma estufa à seco sob temperatura de 37°C, antes de proceder-se a prensagem e polimerização das resinas conforme o estabelecido para cada grupo.

4.4 Quanto a confecção dos corpos-de-prova para análise de porosidade, rugosidade e microdureza

Os corpos-de-prova (cp) foram confeccionados a partir de três diferentes tipos de padrões metálicos em aço inoxidável, no formato geométrico de um paralelogramo, com dimensões respectivamente de 2,0x2,0x2,0cm (8cm³) e 2,0x2,0x1,0 (4cm³) e 2,0x2,0x0,5 (2cm³). Estes padrões eram copiados em um material de moldagem a base de silicone de laboratório (Rodorsil-VWL, Prolabor) e, a partir deste molde obtidas réplicas dos cp em cera nº 7 (Clássico, Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Figuras 1A e B, e 2).

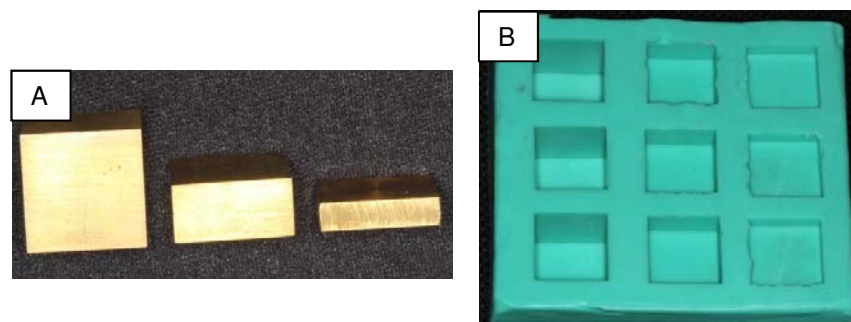


Figura 1A - Modelos metálicos dos corpos de prova em três volumes e, 1B - Molde em silicone para reprodução dos padrões de porosidade e dureza.



Figura 2 – Padrões em cera nos três volumes estabelecidos para os cp.

4.4.1 Fase de Inclusão

Para a inclusão dos padrões em cera foram utilizadas muflas plásticas reforçadas por fibra de vidro, desenvolvidas para utilização em fornos de micro-ondas - VIPI-STG (Dental VIPI Ltda).

Fez-se primeiramente a inclusão na base da mufla, onde foi empregado gesso tipo II ou comum - Pasom (Pasom Ind.Com.Ltda) - proporcionado em 180g de pó para 90ml de água filtrada que foi espatulado manualmente em gral de borracha e levado em um vibrador de gesso, para eliminação de bolhas de ar, tendo-se o cuidado de deixar a superfície do gesso lisa.

A seguir, seis padrões de cera, sendo dois de cada dimensão foram posicionados de maneira equidistante e paralelos entre si, onde apenas um dos lados de maior área ficara em íntimo contato com a superfície do gesso (Figura 3).

Após completar-se a presa do gesso (30min), foi aplicada uma fina camada de isolante para resina acrílica Al-Cote (Dentsply Ind. Com. Ltda).

Nesta fase da inclusão, segundo a técnica preconizada pelo fabricante, foram posicionados os parafusos apertando-os até o máximo travamento entre as partes da mufla. Fez-se o preenchimento da contra-mufla com gesso comum proporcionado em 200g de pó para 100ml de água pela abertura na parte superior da mufla de forma gradativa e com o auxílio do vibrador de gesso, no intuito de determinar uma perfeita cópia das partes restantes.



Figura 3- Corpos de prova posicionados na base da mufla plástica.

4.4.2 Fases de prensagem e polimerização

Decorrida cerca de uma hora após a fase final de inclusão procedeu-se a abertura das partes da mufla e a remoção dos padrões de cera. Com as partes da mufla separadas foi feita nova aplicação de uma fina camada de isolante para resina acrílica com um pincel sobre toda a área de superfície do gesso.

Para o procedimento de prensagem a massa de resina incolor foi acomodada na mufla nos espaços deixados pelos padrões ao atingir a fase plástica.

Na sequência a mufla foi fechada e posicionada em uma prensa hidráulica (Techno Máquinas, Campinas, São Paulo, Brasil), para que se desse a prensagem lenta e gradual, até estabelecer-se a pressão final em 1000 Kgf, estabilizada quando não se verificou mais o escoamento da resina.

Mantida esta pressão por 30 minutos, procedeu-se o parafusamento da mufla até um quarto de volta, em sua máxima resistência, a fim de manter a pressão e o íntimo contato entre as suas partes.

4.4.3 Fase de acabamento

Completados os ciclos de polimerização propostos para cada grupo, a mufla foi mantida por cerca de duas horas à temperatura ambiente sobre a bancada até haver o seu completo esfriamento.

Decorrido este período fez-se a abertura da mufla e os cp obtidos foram acondicionados em um primeiro instante em água destilada, enquanto era realizada a sessão de acabamento das peças.

Para o acabamento das peças foi utilizada uma lixadeira rotatória - Panambra (Panambra) - sob refrigeração constante à água, sendo o desgaste realizado por lixas d'água de óxido de alumínio - Norton (Norton) - de granulações decrescentes (180, 320, 600 e 1200), e polidas com pedras pomes em pasta e

branco de espanha, com escovas e rodas de pano, em torno de bancada (Figura 4).

Determinadas as dimensões finais dos cp, estes foram acondicionados em um ultra-som (Thorton) contendo água destilada, por 2min, para remoção de resíduos acumulados durante o polimento do material.

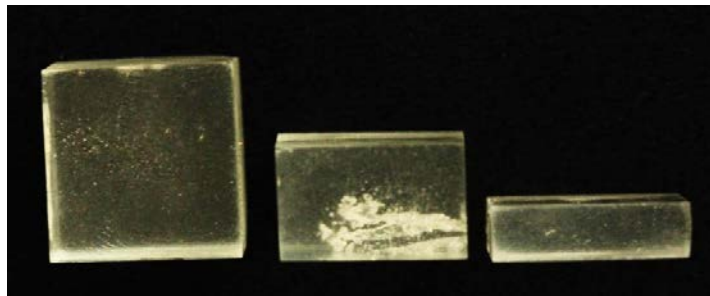


Figura 4 – Exemplos de corpos de prova nos volumes avaliados.

4.5 Da confecção dos corpos-de-prova para teste de resistência a flexão

Para a realização desse estudo, foram elaborados padrões metálicos em aço inoxidável, no formato de barras, retangulares, com arestas nítidas, nas dimensões de: 67 x 12,60 x 3,10mm (Figura 5).

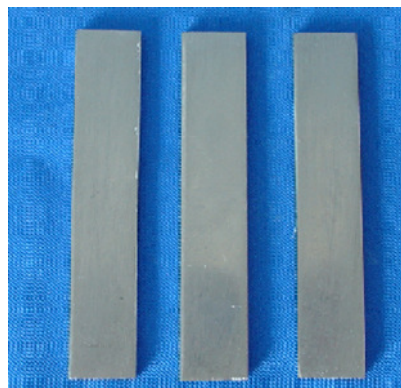


Figura 5- Padrões metálicos utilizados para inclusão.

4.5.1 Fase de Inclusão

Para a inclusão dos padrões metálicos foram utilizadas muflas plásticas da mesma forma como se procedeu no estudo anterior.

Iniciou-se pela inclusão na base da mufla, empregando o gesso tipo II ou comum Mossoró (Empresa Industrial Gesso Mossoró S/A-RJ) na proporção 180g de pó, para 90ml de água filtrada, que foi espatulado manualmente em gral de borracha e levado a um vibrador de gesso, para eliminação de bolhas de ar, e tomando-se cuidado de deixar a superfície do gesso lisa. A seguir, três padrões metálicos foram posicionados de maneira equidistante em cerca de 10mm e paralelos entre si, onde apenas um dos lados de maior área ficou em íntimo contato com a superfície do gesso.

Após, completada a presa do gesso (30min), foi aplicada uma fina camada de isolante para resina acrílica Al-Cote (Dentsply Ind. Com. Ltda). Na sequência, utilizou-se um silicone de polimerização por condensação VIPI-SIL (Dental Vipi Ltda), acondicionado em uma seringa para moldagem, a fim de injetá-lo ao redor dos padrões metálicos, determinando maior fidelidade de impressão nas áreas laterais ao padrão metálico. Depois de aplicado o silicone pequenos pedaços de silicone pré-polimerizados foram aderidos ao mesmo, para aumentar a retenção ao gesso depositado na contra-mufla (Figura 6 A e B).

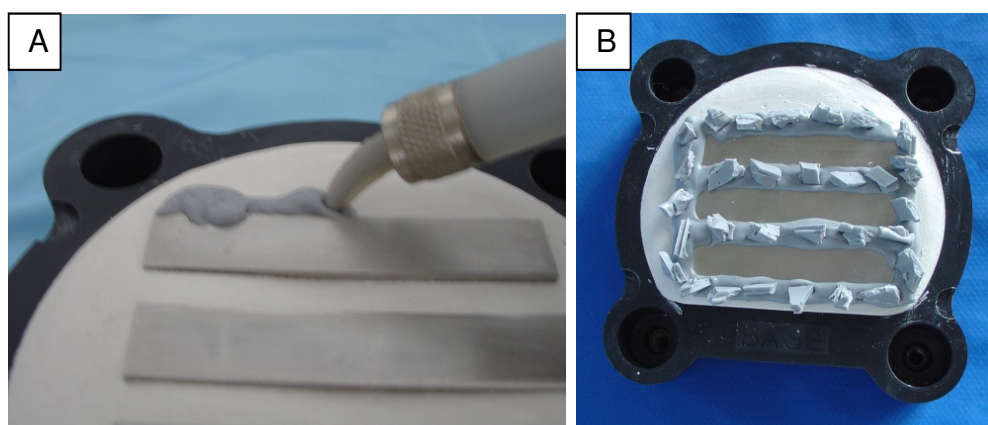


Figura 6A - Injeção de silicone ao redor das barras metálicas. 6B - Vista das barras e silicone com retenções para nova camada de gesso da contra-mufla.

Adaptada a contra-mufla com os parafusos travados, aguardou-se a presa do silicone de aproximadamente 30min, e verteu-se o gesso tipo II na proporção de 200g de pó, para 100g de água, pela abertura na parte superior da mufla de forma gradativa e com o auxílio do vibrador de gesso.

Após uma hora da fase final de inclusão, houve a abertura da mufla e a remoção dos padrões metálicos. Com as partes da mufla separadas, foi feita uma nova aplicação de fina camada de isolante para resina acrílica Al-Cote (Dentsply), com um pincel, sobre toda a área de superfície do gesso.

Foi manipulada a resina acrílica, proporcionada de acordo com a instrução do fabricante, e acomodada na mufla quando atingiu a fase plástica, nos espaços deixados pelos padrões. Em seguida estas foram posicionadas na prensa hidráulica (Techno Maquinas) na pressão máxima de 1000kgf e, mantidas por 30min. Antes de retiradas da prensa foram parafusadas até um quarto de volta em sua máxima resistência, a fim de manter a pressão e o íntimo contato entre as partes do aparelho.

A acrilização foi feita de acordo com os grupos: LM, VM, LMS e VMS utilizaram o forno de micro-ondas segundo o ciclo descrito anteriormente.

Para o Grupo LC foi utilizado o ciclo de polimerização convencional com polimerizadora elétrica automática também da maneira como já relatado.

Após a polimerização, os corpos de prova foram removidos das muflas e colocados em um recipiente com água destilada., perfazendo um total de nove cp por grupo.

4.5.2 Fase de acabamento

O acabamento foi feito em uma lixadeira rotatória Politriz, sob refrigeração constante à água, sendo o desgaste dos corpos de prova realizado por lixas d'água de óxido de alumínio Norton (Norton), de granulações decrescentes (180, 320, 600) utilizando um dispositivo para facilitar esta execução (Figura 7).

A aferição das dimensões finais exigidas para os cp foi realizada por mensuração com um paquímetro digital Mitutoyo (Mitutoyo Sul Americana Ltda) nas dimensões de: 65 x 10 x 3mm (ISO 1567: 1999).

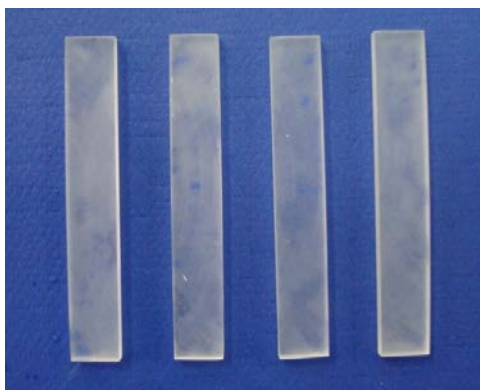


Figura 7 – Corpo de prova em resina acrílica nas dimensões finais.

4.6 Da confecção dos corpos de prova para análise da alteração dimensional

Para análise da alteração dimensional foram confeccionadas 30 próteses totais do arco superior para totalizar os cinco grupos (n=6).

Planos de orientação em cera nº 7 (Wilson) foram realizados sobre os modelos desdentados previamente confeccionados em gesso tipo III (Herodent) a partir de um modelo metálico padrão que foi moldado em silicone (Rodorsil) para realização das réplicas. Aos planos de orientação, foram fixados os dentes artificiais anteriores, marca Biolux CE0434-V17 cor 67, e posteriores, marca Biolux CE0434-P6 cor 67 (Dental- Vipi Ltda), posicionados sobre o rolete pré-determinado.

Mas antes de proceder-se à fixação no rolete de cera, os dentes selecionados receberam pinos de fio ortodôntico de secção quadrada (0,43x 0,63mm- Morelli), para fins de referência. Estes pinos foram fixados com cianoacrilato (Superbonder-Loctite), nas pontas de cúspides linguais e no centro

da face incisal respectivamente dos elementos (primeiros molares, caninos e incisivo central).

Após suas fixações os fios foram cortados de modo que a sua superfície tangenciasse a face do dente, recebendo a seguir um acabamento com pontas de borracha abrasiva (KG Sorensen). O acabamento da cera proporcionou o contorno final às características gengivais e palatinas da prótese a ser confeccionada (Figura 8).



Figura 8- Prótese total encerada com os fios ortodônticos posicionados nos dentes artificiais.

Este conjunto foi incluído em um silicone de laboratório (Rodorsil) a fim de facilitar a reprodução de conjuntos semelhantes ao primeiro, onde neste molde, eram posicionados os dentes artificiais, posicionado o modelo e trabalho e então vertida a cera rosa nº 7 liquefeita no conduto de alimentação perfurado em uma das laterais do molde de silicone, de tal forma que a cera preenchesse todos os espaços deixados. Aguardou-se até o completo resfriamento da cera para proceder-se a remoção do conjunto e sequência a confecção das próteses totais.

Os conjuntos foram incluídos em muflas plásticas VIPI-STG (Vipi Dental) e preenchidos com gesso tipo II (Mossoró) na base da mufla, a seguir foi aplicado na superfície dos dentes artificiais o silicone de laboratório (Vipi-Sil) específico para a confecção de “muralhas” em substituição ao gesso, depois disso, a contra-mufla foi preenchida também com gesso tipo II após o parafusamento das partes da peça.

Decorrido o tempo para a presa final do gesso, as partes da mufla foram abertas para que fosse feita a remoção total da cera com auxílio de água quente e detergente aniônico.

Vale ressaltar que, em todos os momentos em que se iria proceder a inclusão de um conjunto modelo/prótese encerada, este era mantido por cerca de vinte minutos imerso em água, para proceder-se o molhamento do gesso, uma vez que as avaliações das condições deste fazem parte do escopo da pesquisa.

Quanto à prensagem das resinas, modos de polimerização e variáveis de secagem do gesso foram adotados os mesmos procedimentos descritos as análises citadas anteriormente (Figura 9).



Figura 9- Prótese total superior acrilizada e paquímetro posicionado para a referência da imagem.

Após a desinclusão das próteses estas foram imersas em água destilada por 48 ± 2 h a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ previamente à leitura das medidas de distância entre os pontos. Foram consideradas as distâncias entre a medida de um ponto ao outro (Figura 7) tendo-se os segmentos de reta:

M-M' – 1º molar direito a 1º molar esquerdo;

M-I – 1º molar direito a incisivo central esquerdo;

I-M' – 1º molar esquerdo a incisivo central esquerdo;

C-C' – canino direito a canino esquerdo;

C-I – canino direito a incisivo central esquerdo;

I-C' – canino esquerdo a incisivo central esquerdo.

4.7 Dos tipos de análises realizadas

4.7.1 Da análise da microdureza

Para esta análise foram utilizados os mesmos corpos de prova obtidos para análise da porosidade, sendo eleita uma de suas faces de 2,0x2,0cm. Previamente a este teste, cada um dos grupos foi armazenado em um pote com tampa, contendo água destilada mantida à temperatura de 37°C+2°C, por um período de 48h+2h, (norma nº12 da A.D.A).

Decorrido este período, foi realizada a análise da microdureza nos cp de 8cm³ através do ensaio de dureza Knoop, sendo realizadas três leituras em cada espécime em um microdurômetro digital (FM ARS 900, Future Tech Corp.Tokio, Japan) com diamante Knoop (KHN), e carga de 10g aplicada durante 5 segundos com 0,1 milímetro entre cada endentação (Figura 10).



Figura 10 – Microdurômetro utilizado para esta análise.

4.7.2 Da análise da rugosidade

Previamente aos ensaios de rugosidade todas as amostras de 8cm³ foram limpas em ultrassom com água destiladas por 380s, e secas com jato de ar, isento de água e óleo. Para o teste de rugosidade os espécimes foram analisados em rugosímetro (Mitutoyo SJ-400), com 2 leituras de 4mm, em duas direções perpendiculares à superfície da amostra que não aquela utilizada no teste de microdureza.

4.7.3 Da análise da porosidade

Os corpos-de-prova (n=9), ao final de uma semana de armazenagem em água destilada, foram submetidos a um rigoroso processo de acabamento com lixas de granulação decrescente (180, 300, 600 e 1200) e polimento, a fim de serem avaliados quanto à presença de porosidades.

Os resultados foram obtidos através da avaliação visual feita por três observadores previamente calibrados que fizeram um ranqueamento (PAES-JUNIOR et al 1999) e atribuíram notas baseando-se nos seguintes critérios (Figura 11 A e B):

- 0 (sem porosidades)
- 1 (mínima quantidade de porosidades)
- 2 (quantidade média de porosidades)
- 3 (grande quantidade de porosidades)

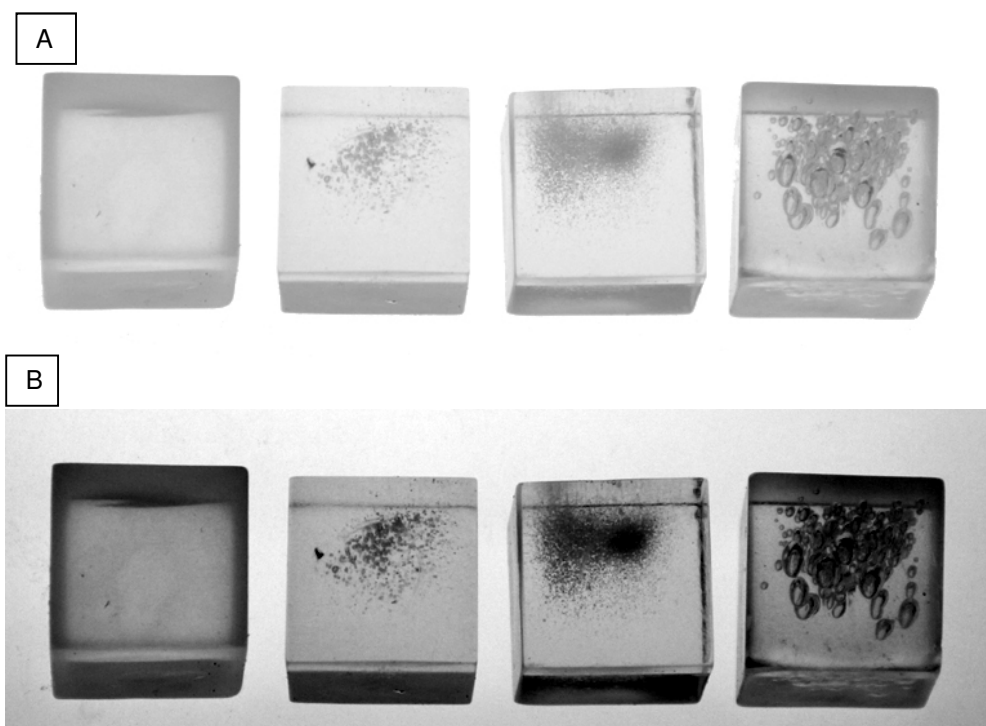


Figura 11 – Exemplos de corpos de prova segundo os critérios: Da esquerda para a direita respectivamente exemplos de graus 0; 1; 2; 3. A - Imagem sem contraste sob fundo branco; B- Imagem com maior contraste para evidenciação das porosidades.

Após as avaliações foram obtidas as médias aritméticas dos escores atribuídos individualmente pelos examinadores, o que possibilitaram detectar a possível presença de porosidades nos cp.

Paralelamente a esta observação, os corpos de prova que apresentaram porosidades nível 2 ou 3 foram previamente seccionados na sua porção mediana com disco diamantado em uma máquina de corte sob refrigeração, esta manobra teve o intuito de facilitar a análise das porosidades no equipamento.

As análises em estereomicroscopia foram realizadas utilizando Estereomicroscópio Discovery V20 (Zeiss), e enviadas ao software AxioVision Rel 4.8.

As amostras foram fotografadas utilizando aumento de 10X, com a medição do perímetro da área com bolhas.

Para o cálculo deste perímetro, o software foi calibrado conforme recomendado pelo fabricante, para que as fotos apresentassem o mesmo aumento do microscópio, onde se empregou metodologia semelhante à descrita por YANNIKAKIS et al (2002).

Uma área pré-determinada foi padronizada para a observação onde três leituras e equidistantes em 1mm na horizontal. Nos locais onde evidenciarem-se porosidades estas foram circunscritas mensurando-se o perímetro, e os resultados obtidos em milímetros quadrados (Figuras 12, 13, 14 e 15 A, B, C e D).



Figura 12 – Exemplo de cp de 8cm³ seccionado e evidencia de bolhas no interior.

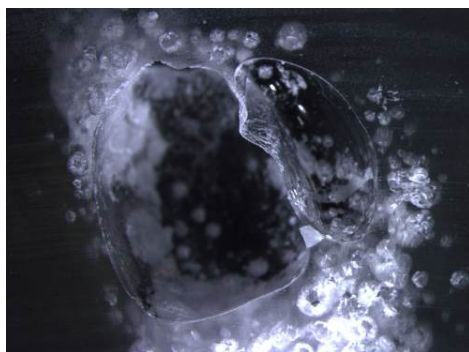


Figura 13- Exemplo de bolha encontrada em corpo de prova, visualizada em estereomicroscópio aumento de 10 vezes cp 8cm³.



Figura 14 – Exemplo de mensuração do perímetro das bolhas dado em mm².

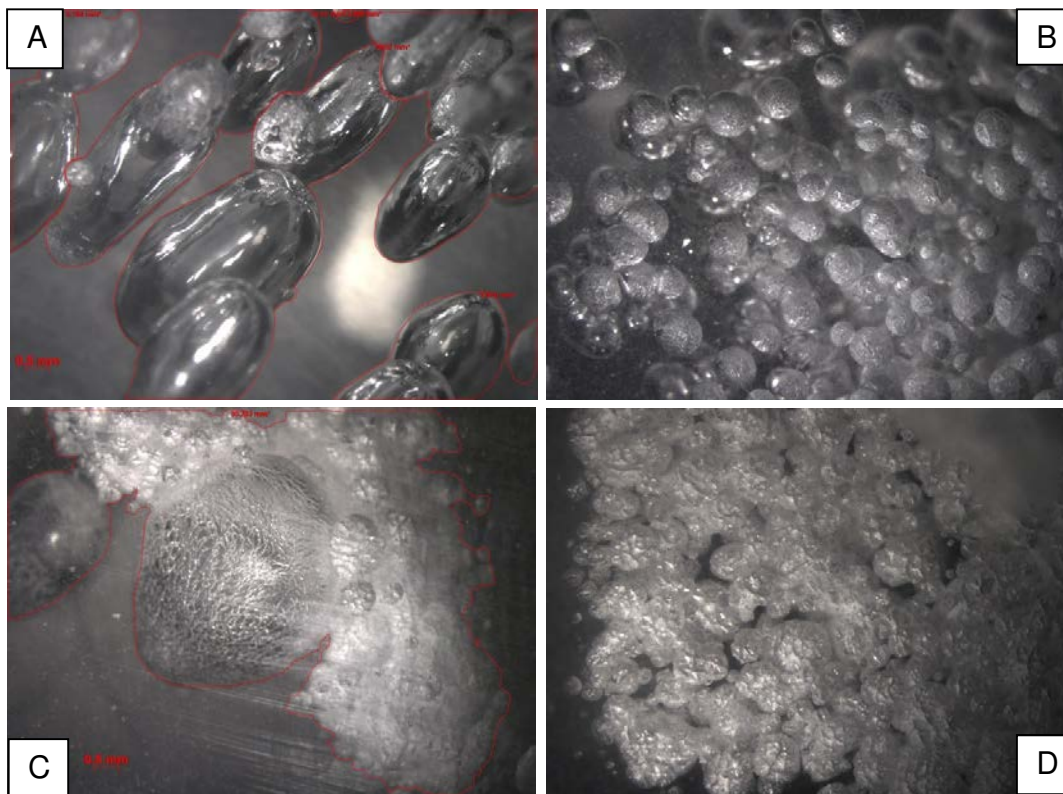


Figura 15 – Outros Exemplos de imagens magnificadas dos corpos de prova, e delimitações das áreas das bolhas (aumento de 10X), respectivamente: A- Grupo LM de 8cm^3 , e B- Grupo VM de 8cm^3 , C- Grupo VMS de 8cm^3 D- Grupo LMS de 8cm^3 .

4.7.4 Da análise da resistência a flexão

Determinadas as dimensões dos cp, estes foram acondicionados em água destilada mantida à temperatura de $37 \text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$, por período de $48\text{h} \pm 2\text{h}$ (ISO 1567:1999).

Decorrido esse período, foi realizado o teste de flexão em três pontos, em uma máquina de ensaios mecânicos EMIC (Modelo DL-1000, EMIC Equipamentos e Sistemas LTDA., São José dos Pinhais - PR – Brasil), com uma célula de carga de 100Kgf e velocidade de aplicação de carga de 5 mm/min, no centro do cp, de tal modo a registrar o momento em que ocorre a fratura. Os valores de resistência à flexão, para os grupos, obtidos em megapascal (MPa), foram computados e submetidos a análise estatística. Para cp em formato de barra retangular, este cálculo é feito mediante aplicação da fórmula matemática $s = 3FD/2LH^2$ (Figura 16).



Figura 16- Dispositivos de teste de flexão e aplicação de carga sobre o cp realizado na EMIC.

4.7.5 Da análise da alteração dimensional

Para determinar-se esta mensuração, as próteses foram primeiramente fotografadas com uma câmera digital (Sony DSC-W180) com resolução de 5 megapixels, em vista oclusal, de modo que fosse padronizada tanto a distância da objetiva à prótese (terminada a ceroplastia e após a sua acrilização), quanto o ângulo entre a superfície da peça e da objetiva, que deveria estar a 90° uma em relação à outra, para tanto as próteses eram posicionadas em um modelo padrão em gesso de modo a manter sempre a mesma posição do conjunto em relação à câmera (Figura 17).



Figura 17- Dispositivo utilizado para registrar as imagens das próteses (Estativa).

Imagens das próteses totais foram realizadas em dois momentos: antes da acrilização (enceramento) e imediatamente após a acrilização. À composição da imagem digitalizada com resolução de 5 megapixels, dos cp, foi acrescida uma escala milimetrada inferiormente aos modelos e centralizada com um zoom óptico 1,6 vezes. Assim, as imagens dos cp foram obtidas de maneira padronizada e enviadas a um programa de edição de imagens *Imagetools* (University of Texas

Health San Antonio) versão 3.00. Primeiramente a foto foi processada no *Image Tools* e, em seguida, fez-se a calibragem do programa. Essa calibragem era necessária para que se obtivesse um parâmetro na mensuração das imagens, onde as mesmas foram padronizadas através da unidade de medida em milímetros contida na escala fixada aos modelos (Figuras 18, 19 e 20).



Figura 18- Prótese encerada e paquímetro para padronização da escala.

Com o programa calibrado, obtivemos as medidas lineares e a área da face oclusal dos dentes artificiais de cada prótese total. Foram realizadas cinco leituras para cada distância entre pontos, dadas em milímetros (mm).

Fez-se a compilação dos valores obtidos em cada grupo a fim de procederem-se às análises inferenciais dos resultados.

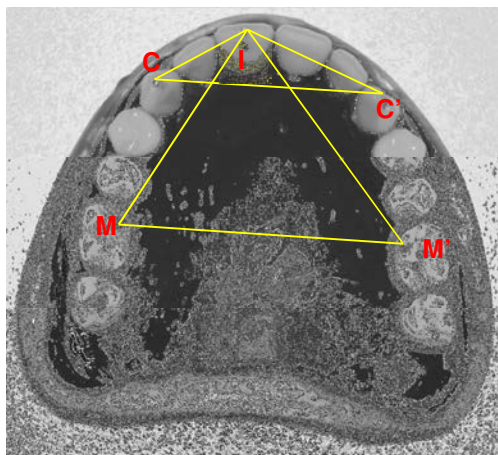


Figura 19 Exemplo de medidas de distâncias entre pontos mensuráveis nos dentes artificiais da prótese total superior.

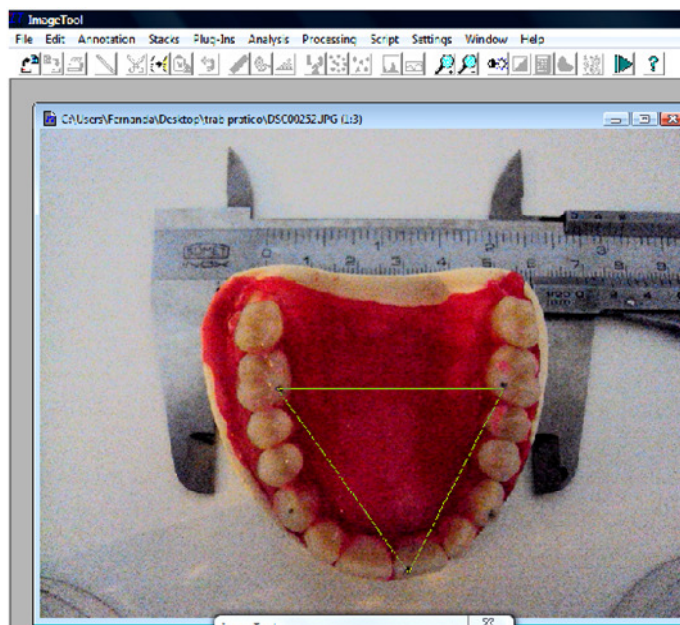


Figura 20 - Print Screen da tela do programa *Imagetool* mensurando a área da face oclusal do preparo.

4.8 Da análise estatística

Os valores obtidos nos diferentes ensaios foram submetidos aos testes convencionais de normalidade e homogeneidade. O teste estatístico adequado às propriedades avaliadas de rugosidade, microdureza, resistência a flexão e alteração dimensional foi a Análise de variância ANOVA e Tukey 5%. E o teste Dunnett para comparação da rugosidade dos grupos experimentais em relação ao grupo controle. Para porosidade foi realizado apenas o ranqueamento das amostras e inferência de médias.

5- RESULTADOS

5.1 Da porosidade por ranqueamento

As médias dos escores obtidos por ranqueamento para os grupos estão demonstrados na Tabela 1.

Tabela 1- Média dos escores para os grupos e dimensões observadas.

Corpos de prova	Grupos				
	LC	LMS	LM	VMS	VM
2 cm ³	0	0	1	0	0
4 cm ³	0	2	2	1	1
8cm ³	0	3	3	3	3

Evidenciou-se nesta análise haver um predomínio de bolhas de maior extensão (nível 3) para os grupos de polimerização em micro-ondas independentemente do gesso ser seco ou não, nos cp de 8cm³.

Para cp de 4cm³ muito embora em menores proporções evidenciaram-se bolhas mais expressivas nos grupos LM e LMS, no caso a resina Lucitone, que mostrou piores resultados do que a resina Vipiwave, desenvolvida para micro-ondas.

5.2 Da área das porosidades

Uma vez que se estabeleceu o critério onde apenas seriam analisados em microscopia os cp que tivessem tido avaliações entre nível 2 e 3 pelos observadores, não houve uma homogeneidade de número de corpos de prova para os diversos grupos, tampouco ao considerarem-se os volumes de cp. Por esta razão, não foi aplicada nenhuma análise estatística pois, a heterogenicidade dos resultados enfraqueceria o poder dos testes.

Considerou-se desta forma em caráter qualitativo, os valores máximos de área das porosidades obtidos para os grupos para volumes de 4cm^3 e 8cm^3 conforme expresso na Tabela 2.

Tabela 2 – Área máxima obtida das bolhas encontradas segundo os volumes e os grupos avaliados.

Grupos	LM	LMS	VM	VMS	LC
	Área das amostras (mm^2)				
8cm^3	71,06	61,50	73,17	65,52	
4cm^3	68,08	40,93			

De maneira apenas ilustrativa podemos verificar para os grupos de 8cm^3 que as menores áreas de porosidades ocorreram nos grupos onde houve a secagem do gesso, já para os cp de volume menor (4cm^3) foi possível perceber esta distinção apenas entre os grupos LM e LMS.

A determinação de uma área padronizada de corte dos cp para análise em microscopia ao mesmo tempo em que definiu um padrão metodológico, limitou a avaliação uma vez que, as porosidades ao ocorrerem, não seguem um padrão de forma nem de localidade, a ponto de ter-se um comparativo que seja seguro para uma inferência estatística.

5.3 Da rugosidade

Tabela 3- ANOVA três fatores para rugosidade (Ra).

Source	DF	Seq SS F	Adj SS	Adj MS	P
Resina	1	0,0152495 22,38	0,0152495	0,0152495	0,000
Secagem	1	0,0121038 17,76	0,0121038	0,0121038	0,000
Volume	2	0,0025210 1,85	0,0025210	0,0012605	0,163
Resina*Secagem	1	0,0118231 17,35	0,0118231	0,0118231	0,000
Resina*Volume	2	0,0003267 0,24	0,0003267	0,0001634	0,787
Secagem*Volume	2	0,0003514 0,26	0,0003514	0,0001757	0,773
Resina*Secagem*Volume	2	0,0002296 0,17	0,0002296	0,0001148	0,845
Error	96	0,0654272	0,0654272	0,0006815	
Total	107	0,1080324			

Ao aplicar-se ANOVA notou-se haver significância estatística ($p < 0,05$) para os fatores resina, secagem e na interação entre estes fatores.

Tabela 4- Verificação da interação entre resina utilizada, tratamento de secagem e volume de polimerização, no fator rugosidade (Ra).

Grupos n=9	LMS	LM	VMS	VM
Volume 2cm ³	0,11 (0,03) BCD	0,07 (0,01) A	0,07 (0,01) A	0,06 (0,00) A
Volume 4cm ³	0,12 (0,04) CD	0,07 (0,01) AB	0,07 (0,00) A	0,08 (0,04) ABC
Volume 8cm ³	0,12 (0,08) D	0,08 (0,00) ABC	0,08 (0,01) ABC	0,06 (0,00) ABC

* Letras maiúsculas distintas em linha mostram diferenças estatísticas entre os grupos.

Ao considerarem-se os grupos distintamente do controle, em ANOVA e Tukey 5%, pôde-se verificar que o grupo LMS mostrou os piores valores.

Tabela 5- Dunnett para comparação da rugosidade dos grupos experimentais em relação ao grupo controle.

Grupos n=9	LC	LMS	LM	VMS	VM
Volume 2cm ³	0,07(0,00)A	0,11(0,03)B	0,07(0,01)A	0,07(0,01)A	0,06(0,00)A
Volume 4cm ³	0,07(0,01)A	0,12(0,04)B	0,08(0,01)A	0,07(0,00)A	0,08(0,04)A
Volume 8cm ³	0,07(0,01)A	0,12(0,03)B	0,08(0,01)A	0,08(0,01)A	0,08(0,01)A

* Letras maiúsculas distintas em linha mostram diferenças estatísticas entre os grupos considerando-se que o valor de $p < 0,005$ para todas as situações.

Na comparação de todos os grupos em relação ao controle, a diferença entre o grupo LMS e os demais foi evidente e mostrou os piores resultados quanto ao fator rugosidade.

5.4- Da microdureza

Por ANOVA foi possível verificar que houve diferença significativa estatisticamente ao considerarem-se os fatores resina, secagem, interação resina e secagem, resina volume e resina secagem e volume.

Tabela 6 – Análise ANOVA para os grupos quanto ao fator microdureza.

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Resina	1	48,947	48,947	48,947	5,02	0,027
Secagem	1	44,100	44,100	44,100	4,53	0,036
Volume	2	4,165	4,165	2,083	0,21	0,808
Resina*Secagem	1	162,689	162,689	162,689	16,70	0,000
Resina*Volume	2	33,463	33,463	16,731	1,72	0,185
Secagem*Volume	2	97,211	97,211	48,605	4,99	0,009
Resina*Secagem*Volume	2	72,675	72,675	36,337	3,73	0,028
Error	96	935,468	935,468	9,744		
Total	107	1398,717				

Tabela 7 - Mostra das médias e desvios padrão obtidos para os grupos (n=9) analisados em Tukey 5%.

Grupos	LC	LMS	LM	VMS	VM
Volume 2cm³	27,14(3,07) A	19,57(3,98) B	22,62(2,53) B	24,22(2,45) A	20,48(1,68) B
Volume 4cm³	24,10(4,61) A	20,14(5,83) A	22,79(1,64) A	25,57(4,59) A	22,87(1,99) A
Volume 8cm³	24,70(5,08) A	24,54(4,29) A	21,13(1,56) A	24,86(2,17) A	20,65(3,64) A

* Letras maiúsculas distintas em linha mostram diferenças estatísticas entre os grupos.

Na verificação por Tukey 5% notou-se haver diferença estatística dos grupos LMS, LM e VM em relação aos demais grupos de 2 cm³ quanto a microdureza, estes mostraram os menores valores de dureza Knoop. A secagem do gesso para a resina Vipi wave foi favorável neste quesito para a espessura de 2 cm³, se assemelhando a valores do grupo controle, o que não se confirmou para a resina Lucitone.

5.5 Da resistência à flexão

Os resultados foram computados para a carga aplicada e resistência à flexão e submetidos ao teste estatístico ANOVA (Quadro 3 e Tabela 8).

Quadro 3- Resultados para os respectivos valores obtidos de força e de resistência a flexão.

Grupos CORPO DE PROVA	LM		LMS		VM		VMS		LC	
	FLEXÃO (MPa)	FORÇA (N)	FLEXÃO (MPa)	FORÇA (N)	FORÇA (N)	FLEXÃO (MPa)	FORÇA (N)	FLEXÃO (MPa)	FORÇA (N)	FLEXÃO (MPa)
CP1	99	118,77	110,16	132,20	99,86	83,21	131,81	109,84	75,88	83,51
CP2	102,32	122,80	184	220,80	103,58	86,31	84,08	70,06	68,4	80,62
CP3	124,30	149,15	97,60	117,11	105,74	88,11	122,01	101,67	62,52	78,9
CP4	102,32	122,80	140,22	168,26	105,64	88,03	161,21	134,34	56,14	73,13
CP5	96,45	115,74	189,22	227,06	107,11	89,25	116,13	96,77	63,62	76,34
CP6	110,41	132,50	108,29	129,95	114,26	95,21	110,83	92,35	55,65	74,27
CP7	146,92	176,30	117,02	140,43	164,83	137,35	167,18	139,31	63,99	77,48
CP8	117,68	141,22	270,23	324,28	102,11	85,09	115,83	96,52	61,9	72,89
CP9	175,91	211,09	152,06	182,47	116,42	97,01	115,83	96,52	62,76	73,68

Tabela 8- Resultado de ANOVA para o teste de flexão.

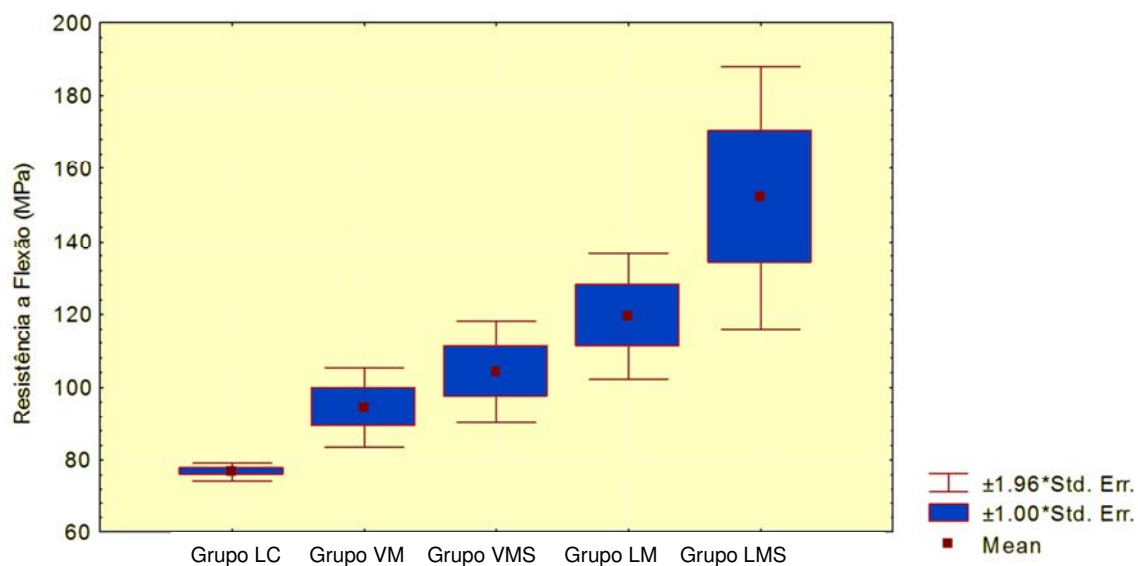
Flexão	MS	MS		
	Effect	Error	F	p-level
	7294,645	898,9864	8,114300	0,000069

Tabela 9- Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) dos grupos (n=9) avaliados quanto à resistência à flexão.

Grupo Flexão (MPa)	LM	LMS	VM	VMS	LC
	119,47±26,42	152,08±55,19	94,39±16,71	104,15±21,38	76,75±3,70
	BC	C	AB	AB	A

* Letras Maiúsculas diferentes na linha demonstram haver diferença estatística significativa.

Figura 21 – Gráfico *box-plot* para os grupos testados em resistência a flexão (MPa).



Para a análise de resistência a flexão, o grupo LMS foi que apresentou as melhores médias, em contrapartida o grupo LC demonstrou os piores resultados, ficando os demais grupos em uma posição intermediária de valores (Figura 21). Assim, pôde-se observar que a secagem do gesso influenciou positivamente na propriedade avaliada para a resina acrílica Lucitone.

5.6 Da alteração dimensional

Os valores obtidos foram computados e a diferença entre as medidas pós e pré-polimerização, determinadas para a realização da análise estatística (Quadros 4 a 9).

Quadro 4 - Valores das medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização, média e desvio padrão para o grupo LM.

CORPO DE PROVA	GRUPO LM – Lucitone sem secagem											
	PRÉ-POLIMERIZAÇÃO (mm)						PÓS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	47,30	48,13	48,42	42,70	22,05	26,21	50,32	50,76	51,54	44,22	24,22	28,28
CP2	47,54	49,67	47,97	42,54	27,43	22,18	51,09	51,98	49,76	44,82	29,61	23,90
CP3	47,86	49,54	46,01	43,07	27,61	22,67	50,87	52,12	49,88	45,06	29,04	23,99
CP4	47,32	49,29	47,43	42,98	26,23	22,34	50,45	51,68	50,12	44,02	28,76	24,11
CP5	48,76	50,11	47,05	43,08	26,30	23,04	51,55	52,13	50,23	45,31	29,78	25,01
CP6	46,98	49,02	48,49	43,12	27,10	22,08	49,47	52,11	51,01	45,02	29,50	23,22
Média	47,62	49,29	47,56	42,91	26,12	23,08	50,62	51,79	50,42	44,74	28,48	24,75
Desvio Padrão	0,62	0,67	0,94	0,23	2,07	1,56	0,71	0,53	0,70	0,51	2,12	1,82

Quadro 5- Valores das medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização, média e desvio padrão para o grupo LMS.

CORPO DE PROVA	GRUPO LMS - Lucitone com secagem											
	PRÉ-POLIMERIZAÇÃO (mm)						PÓS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	50,34	47,76	50,22	46,88	22,23	29,88	50,70	48,08	50,78	46,98	22,27	30,16
CP2	50,12	52,77	48,33	45,23	28,99	22,77	50,50	53,13	48,67	45,51	29,45	22,89
CP3	51,98	50,38	52,17	43,72	25,77	29,32	52,31	50,86	52,56	43,99	25,86	29,52
CP4	50,41	50,17	51,32	46,66	23,54	29,70	50,99	50,74	51,77	46,86	23,61	29,93
CP5	50,65	51,33	52,99	46,35	24,12	28,56	50,98	51,82	53,23	46,62	24,39	28,67
CP6	50,02	50,93	51,78	46,77	23,03	30,51	50,57	51,34	51,96	46,79	23,33	30,72
Média	50,58	50,55	51,13	45,93	24,61	28,45	51,00	50,99	51,49	46,12	24,81	28,64
Desvio Padrão	0,71	1,65	1,65	1,24	2,45	2,85	0,66	1,66	1,60	1,17	2,56	2,90

Quadro 6- Valores das medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização, média e desvio padrão para o grupo VM.

		GRUPO VM - Vipi Wave sem secagem										
CORPO DE PROVA	PRÉ-POLIMERIZAÇÃO (mm)						PÓS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	49,60	46,09	50,44	43,41	22,92	27,65	53,48	50,13	54,25	46,57	24,59	29,28
CP2	49,62	51,03	48,42	43,80	29,92	21,57	52,80	53,47	49,36	45,05	30,61	21,99
CP3	49,30	51,37	47,95	44,65	29,73	22,97	52,63	53,66	50,23	46,54	30,89	23,09
CP4	49,40	50,49	48,63	43,18	27,98	23,34	52,47	51,69	52,25	44,55	28,59	24,78
CP5	49,27	50,13	48,25	43,57	27,55	24,43	53,18	52,18	52,36	46,24	30,17	26,04
CP6	48,78	51,19	49,75	43,62	27,09	22,17	52,34	53,11	52,38	46,02	29,53	24,76
Média	49,33	50,05	48,91	43,71	27,53	23,69	52,82	52,37	51,81	45,83	29,06	24,99
Desvio Padrão	0,31	1,99	0,97	0,51	2,54	2,18	0,44	1,34	1,75	0,84	2,34	2,54

Quadro 7- Valores das medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização, média e desvio padrão para o grupo VMS.

		GRUPO VMS - Vipi Wave com secagem										
CORPO DE PROVA	PRÉ-POLIMERIZAÇÃO (mm)						PÓS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	53,22	48,59	52,22	47,63	23,77	31,55	53,94	49,03	52,27	47,67	24,31	32,06
CP2	52,12	54,13	48,66	45,51	30,92	23,72	53,33	54,96	52,68	47,08	31,80	25,82
CP3	55,34	52,43	55,21	48,75	24,79	31,98	55,45	53,20	55,41	48,95	25,53	32,07
CP4	53,43	50,41	53,33	48,32	24,22	30,35	53,45	52,19	54,17	48,47	26,80	30,85
CP5	53,48	52,13	54,75	48,37	24,09	30,70	54,01	52,75	55,27	48,57	24,59	31,02
CP6	52,69	51,65	54,13	48,27	24,23	31,07	53,01	52,10	54,25	48,57	24,57	31,32
Média	53,38	51,56	53,05	47,81	25,34	29,90	53,87	52,37	53,76	48,22	26,27	30,52
Desvio Padrão	1,09	1,89	2,40	1,18	2,76	3,08	0,86	1,94	1,28	0,70	2,86	2,36

Quadro 8- Valores das medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização, média e desvio padrão para o grupo LC.

CORPO DE PROVA	GRUPO LC - Banho de água quente											
	PRÉ-POLIMERIZAÇÃO (mm)						PÓS-POLIMERIZAÇÃO (mm)					
	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
CP1	53,33	48,96	52,68	47,78	25,30	29,15	55,05	50,65	54,96	50,62	26,03	31,16
CP2	51,53	46,69	49,25	44,71	23,33	28,18	54,71	53,19	50,49	48,10	30,39	24,35
CP3	53,55	48,63	54,09	47,05	23,31	31,26	55,45	50,88	55,66	50,61	25,00	32,78
CP4	54,41	54,19	49,28	48,47	31,11	24,47	56,27	57,21	51,95	48,68	32,50	25,51
CP5	55,43	50,75	54,98	50,02	26,30	31,78	57,37	52,26	56,61	51,99	28,65	33,02
CP6	54,67	54,89	50,17	48,67	31,89	24,98	56,54	56,86	52,67	50,04	33,85	26,02
Média	53,82	50,69	51,74	47,78	26,87	28,30	55,90	53,51	53,72	50,01	29,40	28,81
Desvio Padrão	1,36	3,26	2,51	1,80	3,77	3,08	1,00	2,89	2,38	1,42	3,51	3,94

Quadro 9- Resultados da diferença entre as medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização para todos os grupos (mm).

Grupo	M-M'	M-I	I-M'	C-C'	C-I	I-C'
LM	3,02	2,63	3,12	1,52	2,17	2,07
LM	3,55	2,31	1,79	2,28	2,18	1,72
LM	3,01	2,58	3,87	1,99	1,43	1,32
LM	3,13	2,39	2,69	1,04	2,53	1,77
LM	2,79	2,02	3,18	2,23	3,48	1,97
LM	2,49	3,09	2,52	1,90	2,40	1,14
LMS	0,36	0,32	0,56	0,10	0,04	0,28
LMS	0,38	0,36	0,34	0,28	0,46	0,12
LMS	0,33	0,48	0,39	0,27	0,09	0,20
LMS	0,58	0,57	0,45	0,20	0,07	0,23
LMS	0,33	0,49	0,24	0,27	0,27	0,11
LMS	0,55	0,41	0,18	0,02	0,30	0,21
VM	3,88	4,04	3,81	3,16	1,67	1,63
VM	3,18	2,44	0,94	1,25	0,69	0,42
VM	3,33	2,29	2,28	1,89	1,16	0,12
VM	3,07	1,2	3,62	1,37	0,61	1,44
VM	3,91	2,05	4,11	2,67	2,62	1,61
VM	3,56	1,92	2,63	2,4	2,44	2,59
VMS	0,72	0,44	0,05	0,04	0,54	0,51

VMS	1,21	0,83	4,02	1,57	0,88	2,1
VMS	0,11	0,77	0,2	0,2	0,74	0,09
VMS	0,02	1,78	0,84	0,15	2,58	0,5
VMS	0,53	0,62	0,52	0,2	0,5	0,32
VMS	0,32	0,45	0,12	0,3	0,34	0,25
LC	1,72	1,69	2,28	2,84	0,73	2,01
LC	3,18	6,5	1,24	3,39	7,06	3,83
LC	1,9	2,25	1,57	3,56	1,69	1,52
LC	1,86	3,02	2,67	0,21	1,39	1,04
LC	1,94	1,51	1,63	1,97	2,35	1,24
LC	1,87	1,97	2,5	1,37	1,96	1,04

Quadro 9- Resultados da diferença entre as medidas ponto a ponto antes e depois da acrilização para todos os grupos (mm). (continuação)

Tabela 10 – Valores de ANOVA para os fatores distância e pontos e possíveis interações.

1-DISTÂNCIA, 2-PONTOS				
	df	MS		
	Effect	Effect	F	p-level
1	4	35,49247	46,82745	1,72E-25
2	5	2,796009	3,688951	0,00354
12	20	1,071042	1,413093	0,124222

Tabela 11 - Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos M-M'.

ANOVA	MS	MS		
Distância M-M'	Effect	Error	F	p-level
	11,92271	,150819	79,05295	0,000

As Tabelas 10 e 11 mostram ter havido diferença estatisticamente significativa para este fator ($p < 0,05$) sendo que, ao aplicar-se o teste Tukey, verificou-se haver diferenças das médias entre grupos e com relação aos pontos (Tabela 12).

Tabela 12- Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos M-M'.

Grupo	LM	LMS	VM	VMS	LC
Distância M-M'	2,99±0,35	0,42±0,11	3,48±0,35	0,48±0,44	2,07±0,54
	C	A	C	A	B

* Letras Maiúsculas diferentes na linha demonstram haver diferença estatística significativa.

Tabela 13- Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos M-I.

ANOVA	MS	MS		
Distância M-I	Effect	Error	F	p-level
	6,9573	0,960865	7,240753	0,000513

Tabela 14- Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos M-I

Grupo	LM	LMS	VM	VMS	LC
Distância M-I'	2,50±0,36	0,43±0,09	2,32±0,94	0,81±0,50	2,82±1,87
	C	A	BC	AB	C

* Letras Maiúsculas diferentes na linha demonstram haver diferença estatística significativa.

As Tabelas 13 e 14 mostram ter havido diferença estatisticamente significativa para este fator ($p < 0,05$) sendo que, ao aplicar-se o teste Tukey, verificou-se haver diferenças entre as médias dos grupos LMS e VMS e, o grupo LMS apresentou a menor diferença entre as distâncias pré e pós- polimerização.

Tabela 15 - Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos I-M'.

ANOVA	MS	MS		
Distância I-M'	Effect	Error	F	p-level
	7,721637	0,921709	8,377518	0,000197

Tabela 16 - Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos I-M'.

Grupo	LM	LMS	VM	VMS	LC
Distância I-M'	2,86±0,70	0,36±0,13	2,89±1,19	0,95±1,52	1,98±0,57
	B	A	B	A	AB

* Letras Maiúsculas diferentes na linha demonstram haver diferença estatística significativa.

As Tabelas 15 e 16 mostram ter havido diferença estatisticamente significativa para este fator ($p < 0,05$) sendo que, ao aplicar-se o teste Tukey, verificou-se haver diferenças entre as médias dos grupos LMS e LC e o grupo LMS apresentou a menor diferença entre as distâncias pré e pós- polimerização.

Tabela 17- Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos C-C'.

ANOVA	MS	MS		
Distância C-C'	Effect	Error	F	p-level
	5,725587	0,561208	10,20225	0,000049

Tabela 18 - Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos C-C'.

Grupo	LM	LMS	VM	VMS	LC
Distância C-C'	1,8 \pm 0,47	0,19 \pm 0,10	2,12 \pm 0,75	0,41 \pm 0,57	2,22 \pm 1,29
	B	A	B	A	B

* Letras Maiúsculas diferentes na linha demonstram haver diferença estatística significativa.

As Tabelas 17 e 18 mostram a diferença estatisticamente significativa para este fator ($p < 0,05$) e, ao aplicar-se o teste Tukey, notou-se haver diferenças entre as médias dos grupos LMS em relação aos outros dois grupos e, o grupo LMS apresentou a menor diferença entre as distâncias pré e pós-polimerização.

Tabela 19- Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos C-I.

ANOVA	MS	MS		
Distância C-I	Effect	Error	F	p-level
	5,716938	1,425975	4,009142	,012005

Tabela 20 - Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos C-I.

Grupo	LM	LMS	VM	VMS	LC
Distância C-I	2,36 \pm 0,66	0,20 \pm 0,16	1,53 \pm 0,86	0,93 \pm 0,83	2,53 \pm 2,28
	B	A	AB	AB	B

* Letras Maiúsculas diferentes na linha demonstram haver diferença estatística significativa.

As Tabelas 19 e 20 mostram a diferença estatisticamente significativa para este fator ($p < 0,05$) e, ao aplicar-se o teste Tukey, notou-se haver diferenças entre as médias dos grupos LMS em relação aos outros dois grupos e, o grupo LMS apresentou a menor diferença entre as distâncias pré e pós-polimerização para a distância C-I.

Tabela 21- Resultado de ANOVA para a diferença entre pontos I-C'.

ANOVA	MS	MS		
Distância I-C'	Effect	Error	F	p-level
	2,803417	0,527072	5,318850	0,003065

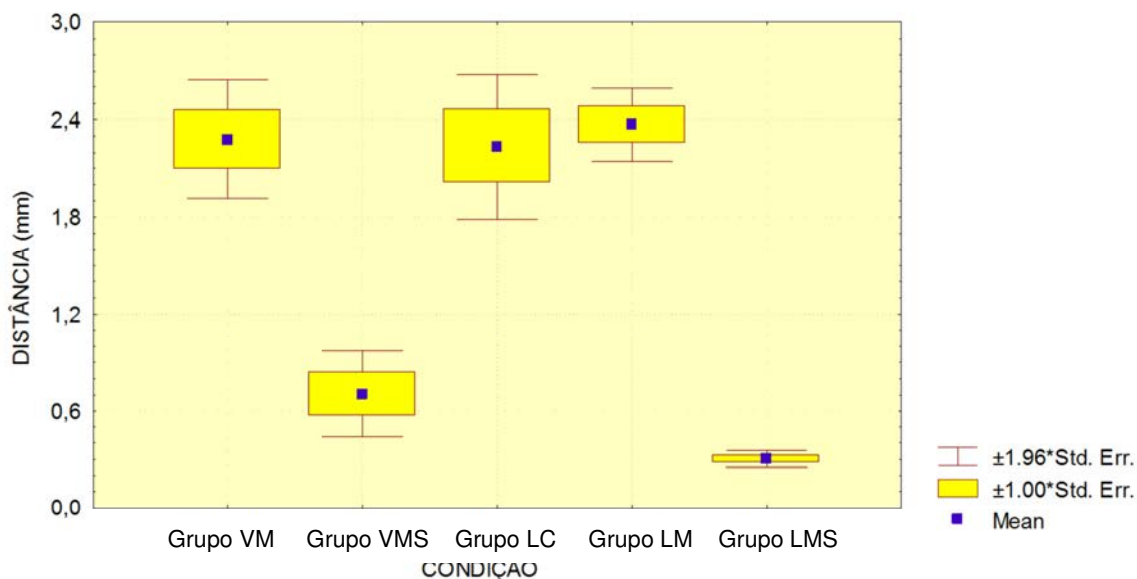
Tabela 22- Resultado de Média, desvio padrão e teste Tukey (5%) para a diferença entre os pontos I-C'.

Grupo	LM	LMS	VM	VMS	LC
Distância I-C'	1,66±0,36 B	0,19±0,06 A	1,30±0,90 AB	0,62±0,73 AB	1,78±1,06 B

* Letras Maiúsculas diferentes na linha demonstram haver diferença estatística significativa.

As Tabelas 21 e 22 mostram a diferença estatisticamente significativa para este fator ($p < 0,05$) e, ao aplicar-se o teste Tukey, notou-se haver diferenças entre as médias dos grupos LMS em relação aos outros dois grupos e, o grupo LMS apresentou a menor diferença entre as distâncias pré e pós-polimerização para a distância I-C.

Figura 22 – Conjunto de gráficos *box-plot* para a mensuração de distâncias em todos os grupos.



No computo geral das mensurações é possível visualizar pela Figura 22, a menor alteração dimensional expressa pela mudança na posição dental para os grupos LMS e VMS comparativamente aos demais grupos. Evidencia-se ainda, que houve uma homogeneidade de resultados para as médias das medidas em cada grupo.

Isto comprova estatisticamente que os métodos de polimerização influenciaram nos resultados independentemente da região do corpo de prova em que foi mensurada esta alteração.

6- DISCUSSÃO

As características finais da resina acrílica polimerizada podem influenciar no resultado do trabalho protético e na sua longevidade. Aspectos como presença de porosidades na massa de resina podem resultar, dependendo da quantidade e disposição das mesmas, em fragilidade da peça, acúmulo de resíduos e evidência de que a polimerização possa ter sido deficiente.

A possibilidade de ocorrência de porosidades advém do fato de que a resina acrílica é um polímero que apresenta reação exotérmica ao mesmo tempo em que não é um bom condutor de calor. Durante sua polimerização a temperatura interna da massa de resina se eleva e, em caso de ultrapassar o valor em que o monômero que ainda não fora convertido em polímero evapora e, isto resulta na geração de porosidades (TAUBERT et al, 1992).

Quando se refere a resinas acrílicas termicamente ativadas, o controle da temperatura do meio que gera o calor para a resina (banho de água aquecida ou energia de micro-ondas), deve ser criteriosamente estabelecido, de modo que, determine um efetivo desencadeamento da reação de polimerização e, que minimize a possibilidade de ebulição do monômero; o controle do tempo e da temperatura no caso de aquecimento em banho de água aquecida é dependente, sobretudo do volume de resina que deseja polimerizar (FARAJ e ELLIS, 1979).

Para KIMPARA et al (1999) volumes maiores de material exigem um tempo prolongado de polimerização e uma temperatura mais baixa para que haja qualidade adequada do produto final e eliminação de porosidades. Muito embora HUGGETT, BATES, KNOTT (1987) tenham notado anteriormente que a forma de aplicação da temperatura que desencadeia o processo de polimerização, não gera efeitos importantes sobre as propriedades da resina acrílica.

Na pesquisa aqui conduzida procurou-se realizar testes em resinas acrílicas polimerizadas por técnica convencional (banho de água ou por energia de micro-ondas) onde se variou o volume do corpo de prova na intenção de analisar e

condições extremas, se o método de polimerização aplicado permitiria a adequada polimerização e conseqüente não ocorrência de bolhas.

O que se verificou foi a ocorrência de uma menor quantidade ou nenhuma porosidade nos corpos de prova de menores volumes (2cm^3), no entanto, a presença de bolhas, sobretudo de maiores dimensões ocorreu de modo frequente para volumes de 4cm^3 e 8cm^3 . Uma possível explicação seria em razão do tempo de espera pós-prensagem ter sido relativamente curto (uma hora), isto parece ser um ponto importante, pois, como afirma pesquisa de PAES-JUNIOR et al (1999), os cp que permaneceram em repouso por 24h antes da polimerização apresentaram melhores resultados que o processo imediato para o fator porosidade.

YANNIKAKIS et al (2002), avaliaram a porosidade de resina acrílica polimerizada em micro-ondas por microscopia. Em seu estudo os grupos de polimerização em água praticamente não apresentaram porosidade, já os que foram polimerizados em micro-ondas, mostraram piores resultados, especialmente os de maior espessura. Esse resultado vai a favor com o encontrado nesta pesquisa. Nos grupos de polimerização em micro-ondas teve-se mais porosidade, principalmente nos espécimes mais espessos.

No que se refere à polimerização em micro-ondas autores como SADAMORI et al. (1990) verificaram que os níveis de monômero residual dependem, principalmente, do método de processamento e da espessura, já autores como LAI et al (2004) atentaram para o fato de o controle tempo e potência ser fundamental para efetivar a polimerização da resina acrílica.

No estudo aqui realizado, uma resina especialmente formulada para utilização em micro-ondas foi comparada a uma resina convencional e, ambas foram polimerizadas por energia de micro-ondas, os resultados foram ao encontro de outras pesquisas que versaram sobre o mesmo tema e, que indicaram este método de polimerização independentemente da resina acrílica ser formulada para tal (BARBOZA et al 2003), muito embora os achados de JEROLIMOV et al. (1985) verificaram maior número de porosidades apenas quando a resina convencional fôra polimerizada em micro-ondas, isto para cp de maior volume.

Já KASINA et al (2014), ressaltaram que a formulação do material pode ter influência decisiva no tocante à ocorrência porosidade por influencia direta da formulação do material, pois, a presença de agentes de ligação cruzada eleva a temperatura de evaporação do monômero, dificultando a formação de poros.

Quanto ao objeto da pesquisa, que se propôs a variar a condição do gesso de inclusão (seco ou não) para polimerização em micro-ondas, a ideia inicial partiu do princípio de que as ondas eletromagnéticas geradas neste tipo de forno atuam basicamente sobre moléculas de água e do metil metacrilato (MMA), (DE CLERCK 1987). Uma vez que o gesso empregado na inclusão da mufla contém água, esta poderia absorver parte desta energia e, que por sua vez iria atuar de modo mais brando sobre o polímero, por esta razão é que se realizou a secagem do gesso previamente à prensagem da massa de resina. Em estudos preliminares PAES-JUNIOR et al (2013), observaram influencia desta variável sobre a quantidade de monômero residual em corpos de prova de pequena espessura (3mm) onde a secagem do gesso minimizou este monômero superficial, fato que conduziu às outras indagações e hipóteses descritas na pesquisa atual.

A polimerização em micro-ondas permite um aquecimento homogêneo do gesso e da resina através da conversão de energia de micro-ondas em energia térmica, resultado do aquecimento dielétrico da substância em que a micro-onda penetra. Esta onda produz uma vibração de 2 a 3 bilhões de vezes por segundo da molécula d'água produzindo fricção, que conseqüentemente aquece a substância rapidamente o que torna esta técnica adequada para a propagação do calor em materiais com baixa condutividade térmica (DE CLERCK, 1987)

A resina acrílica é um material mau condutor de calor, o calor gerado em segmentos mais espessos de resina não pode ser dissipado com facilidade. Como resultado, um pico de temperatura dessa resina pode se elevar para valores bem acima do ponto de ebulição do monômero o que promove a ebulição do monômero não reagido, e produz porosidade interna na resina polimerizada (ANUSAVICE, 2013).

Os valores encontrados quanto a esta variável ilustraram, para os corpos de prova de maiores volumes, que a secagem do gesso determinou alto grau de

bolhas internas, mas, não difere dos demais grupos polimerizados em micro-ondas.

No caso da secagem do gesso pode-se especular que com este procedimento, o metil metacrilato absorveria grande parte da energia concedida à resina durante o ciclo, além disto, a lenta dissipação do calor gerado com a vibração das moléculas de MMA eleva a temperatura a níveis indesejáveis e, que permite a ocorrência de bolhas ou de aumento nos níveis de monômero residual (DE CLERCK 1987, PAES-JUNIOR et al 2006).

Quanto à metodologia empregada para análise das porosidades e de seu dimensionamento, o recorte dos corpos de prova e análise em estereomicroscópio possibilitou ao mesmo tempo algo muito positivo, uma vez que permitiu uma delimitação e visualização da região comprometida pelo espaço gerado pela ebulição do monômero, por outro lado, não proporcionou uma avaliação quantitativa mais precisa, pois a área gerada na resina é tridimensional e assimétrica e, a análise do perímetro é bidimensional e limitada a uma área específica do corpo de prova.

Outras metodologias de análises têm sido testadas para visualização das estruturas internas da resina acrílica com acurácia maior, como é o caso da tomografia de coerência óptica citada em trabalho de SUMI et al (2011) estas novas metodologia podem diminuir as limitações observadas para metodologias com as empregadas neste trabalho. Pesquisas empregam ainda a análise da densidade do material como estudaram (COMPAGNONI et al 2004).

Assim, esta avaliação foi muito mais de caráter ilustrativo do que propriamente quantitativo em suas avaliações, mas, reforça a opinião emitida pelos observadores no processo de ranqueamento. Ao avaliarem-se os grupos nos volumes de 4cm^3 dos corpos de prova, notou-se que aqueles onde se utilizou a resina convencional em micro-ondas mostraram maior número de bolhas do que o que empregou a resina formulada para micro-ondas.

Já no tocante aos volumes menores (2cm^3) isto não se confirmou, e no geral tiveram qualidade satisfatória, isto se explica provavelmente pela maior dissipação do calor para o gesso, pois a menor espessura do corpo de prova propicia isto. Áreas mais finas das próteses não estão sujeitas a elevação de calor

de ordem deletéria quando seguidos os padrões adequados de ciclos de polimerização (PERO et al. 2007).

Apesar de neste estudo haver similaridade de resultados quanto a porosidade, no tocante às análises de resistência a flexão e alteração dimensional quando o gesso era seco e em ambas as situações de teste, a espessura do material era em torno de 2 a 3mm ou seja, pouca espessura o que demonstra a estreita inter-relação entre uma polimerização livre de porosidades e um incremento dos valores de resistência a flexão (PAES-JUNIOR et al. 2006).

Já no que tange ao fator microdureza a proposta do estudo foi analisar o material frente a um tipo de teste microdureza Knoop uma vez esta é diretamente relacionada à resistência deste à agentes mecânicos.

A observação dos resultados mostrou primeiramente, que o método de polimerização e as resinas testadas não influenciaram nos resultados finais, onde as médias encontradas estão em acordo com o mínimo exigido pelas normas a este tipo de teste, isto vai contra estudos preliminares como o de FRANGOU e POLYZOIS (1993), que verificaram uma menor dureza quando a resina convencional era polimerizada em micro-ondas, no entanto, ILBAY et al. (1994), encontraram resultados que corroboram os estudados nesta pesquisa, quanto a esta propriedade, uma vez que obteve-se valores de dureza para todos os grupos dentro de limites aceitáveis embora, os piores resultados, com diferença estatística, tenha sido encontrados para os grupos de Lucitone com e sem secagem e, Vipiwave sem secagem. Entendeu-se que isto reflete a característica inerente a resina acrílica de efetiva polimerização em regiões superficiais onde o aquecimento do material é mais controlado e efetivo.

ALKHATIB (1990) ao analisar a porosidade e a dureza entre grupos de polimerização convencional e de polimerização em micro-ondas observou que a dureza foi afetada, sendo menor no grupo que apresentou maior porosidade. Já nos resultados obtidos nesta pesquisa a quantidade de porosidade não influenciou na microdureza, porém, obteve-se maior porosidade nos grupos polimerizados em micro-ondas, achados que corroboram a opinião deste autor.

No tocante ao aspecto rugosidade uma observação importante foi o fato de que o grupo LMS (Lucitone com secagem) mostrou maiores níveis deste fator qualquer que fosse o volume do material muito embora, ainda dentro de parâmetros aceitáveis. Sabe-se que uma efetiva polimerização do material influencia favoravelmente nos aspectos de acabamento e polimento da resina acrílica (SINGH et al 2013),

Para a polimerização da resina acrílica é necessário que ocorra ativação dos radicais livres, isso pode ocorrer através de ondas de microondas, calor por água quente ou ainda por fotoativação.

Durante o ciclo de polimerização o calor passa através das muflas plásticas sendo absorvido pela água presente no gesso de inclusão. Essa água absorve parte do calor, podendo fazer com que menor quantidade deste chegue ao monômero da resina acrílica ativando menor quantidade de radicais livres. ILBAY et al.(1994), observaram em seus estudos que as micro-ondas fazem com que as moléculas da resina vibrem com maior frequência, gerando atrito e, portanto, calor. Este por sua vez, ativa a reação de polimerização da mesma forma que o banho de água convencional, só que com velocidade superior. Como já foi relatado, com relação à microdureza esses autores não verificaram diferenças estatisticamente significativas entre a técnica convencional e por micro-ondas, estando os valores em conformidade com a especificação nº12 da A.D.A., o mesmo ocorrendo com o valor encontrado para a resistência a flexão.

A resina acrílica promove uma reação exotérmica e, tanto esta, quanto o gesso, tem uma baixa relação de condução térmica, portanto, para que não ocorra um superaquecimento da massa de resina, que acima de 100,8°C promoveria a ebulição do monômero, o ciclo de polimerização deve ser rigidamente controlado (ANUSAVICE, 2013).

Autores como HUGGETT, BATES, KNOTT, 1987; KIMPARA et al., 2009; consideram os ciclos longos (72°C por 9h ou mais, acrescidos de mais uma hora com a água a temperatura de 100°C), como aqueles que promovem as mais efetivas polimerizações independentemente da espessura do material.

Uma indagação que poderia ser feita neste sentido seria a de que, ao colocar-se o conjunto mufla, gesso e resina acrílica em um forno de micro-ondas,

a energia promovida pelo aparelho iria atuar tanto sobre a massa da resina acrílica (monômero), quanto sobre a água contida no gesso. Havendo o aquecimento desta água, uma suposição seria a de que a mesma incrementaria o processo de polimerização da resina.

O estudo da resistência mecânica à fratura das peças protéticas merece um destaque especial em razão da quantidade importante de ocorrências como ressaltam (BEYLI e VON FRAUNHOFER, 1981) e, neste sentido o estudo da resistência à flexão é enfatizado.

No estudo aqui realizado verificou-se alteração significativa no quesito resistência à flexão para a secagem do gesso de inclusão, sobretudo, quando se comparou o ciclo convencional em banho de água aquecida. Esses dados vão a favor dos resultados de CANAY et al. (1999), que ao realizarem a secagem, em forno de micro-ondas por 10min a 600W determinaram aumento na resistência à tração diametral.

PAES-JUNIOR et al. (2006), mostraram variações significativas na resistência a flexão de resinas acrílicas para bases de próteses totais quando comparadas resinas acrílicas de polimerização convencional e aquelas por micro-ondas, valores estes que tiveram uma relação inversamente proporcional a quantidade de monômero residual presente.

Para nossa pesquisa, os valores médios de resistência a flexão em todos os grupos foram bem acima do mínimo exigido para resinas acrílicas termoativadas que é de 65 MPa (ISO 1567:1999). PAES-JUNIOR et al. (2013), verificou redução nos níveis de monômero residual para o grupo onde o gesso era seco e, sabe-se que há uma relação direta entre a maior conversão de monômero em polímero e, incremento nas propriedades mecânicas da resina acrílica.

No que se refere a alteração dimensional, vista pela modificação da posição dental das próteses, vários trabalhos descrevem esta alteração como característica inerente ao tipo de processamento da resina acrílica e, pela devolução de tensões geradas durante o processamento que resultam nestas alterações e, que podem se refletir clinicamente em desarmonias oclusais e, invariavelmente em aumento da dimensão vertical de oclusão (KEENAN et al.,

2003, SHIBAYAMA et al., 2009), com conseqüente necessidade de ajustes de contatos dentais, e de procedimentos técnicos de remontagens em articulador.

Nesta pesquisa o grupo LMS mostrou, para a maioria das distâncias interdentais avaliadas, menor alteração de posicionamento dental o que pode ser traduzido em menor alteração dimensional da resina de base. Um exemplo expressivo foi o da região mensurada entre molares. Essa região da prótese é onde frequentemente observa-se maior alteração dimensional da base e desadaptação na região posterior de palato (CONSANI et al. 2001; ARORA et al. 2011).

Avaliou-se o uso de ciclos de polimerização em banho de água aquecida como uma das causas para a alteração dimensional, como um resultado da concentração de estresse pelo aquecimento da resina que, ao ser separada do gesso, libera as tensões gerando alterações do material polimerizado, além disso, a contração de polimerização inerente às resinas acrílicas aparece como fator preponderante para as alterações dimensionais e que está, na média, em torno de 1% linearmente (CRAIG, 1997).

Uma das hipóteses para a diminuição da alteração de posicionamento dental, no grupo onde o gesso era previamente seco seria a de que, as micro-ondas gerariam um aquecimento mais efetivo das moléculas de monômero o que promoveria uma formação de novas cadeias poliméricas mais efetivas e, sem a “interferência” ou absorção de parte desta energia pela água contida no gesso. Isto poderia então gerar menores tensões pelo fato do ciclo de polimerização ser mais curto que no modo convencional, o que promoveria alteração dimensional da resina de menor magnitude.

Estatisticamente os fatores condição do gesso e o fator distância entre pontos, isoladamente, mostraram influência no resultado entre grupos embora não tenha havido interação entre estes fatores.

No quesito distância entre pontos, as diferenças observadas foram pequenas proporcionalmente com alterações maiores em região de molares onde invariavelmente ocorrem as maiores alterações da base da resina. Metodologia empregada na análise pareceu adequada muito embora a literatura reporte outras

metodologias confiáveis para avaliação de alterações dimensionais em bases de próteses totais (CONSANI et al al 2006).

Verificou-se, portanto, que o modo de polimerização da resina influenciou efetivamente na alteração dimensional do material para a metodologia empregada na pesquisa, independentemente das distâncias avaliadas, e que esses valores sugerem possíveis ocorrências de interferências ou desarmonias oclusais, ao extrapolarmos para uma situação clínica, deste modo, outros estudos que versem sobre este tema podem ser realizados na busca de maiores comprovações sobre os resultados por nós obtidos neste estudo.

Do ponto de vista da prática laboratorial, esta por vezes lança mão de técnicas onde, por exemplo, para a remoção da cera residual de muflas plásticas, o profissional insere as muflas abertas no forno de micro-ondas e, realiza um ciclo que aquece o material, proporcionando a remoção destes resíduos com facilidade. Este processo gera uma alteração da água contida no gesso e pode, segundo os experimentos aqui relacionados, promover influencias de maior ou menor magnitude no produto final. Aliar estas manobras em benefício de uma melhora nas propriedades da resina acrílica pode a vir ser um indicativo a profissionais que atuam técnicas similares.

O trabalho aqui apresentado estudou estas variações considerando-se basicamente o uso de gesso tipo II, que necessita maior quantidade de água para sua manipulação. Saber como se comportaria este processo frente ao uso de outros tipos de gesso poderia elucidar alguns outros pontos importantes.

Depreende-se destas análises a importância de se considerar o fator secagem do gesso dentre os passos operatórios que envolvem a polimerização de resinas acrílicas em micro-ondas uma vez que, houve uma evidente influência deste no resultado geral do produto finalizado, e acredita-se que outros estudos podem ser realizados para verificar se o tipo de gesso pode determinar alterações nos resultados previamente encontrados.

7- CONCLUSÃO

Baseado na proposta metodológica deste estudo foi possível concluir que:

- 1- A secagem do gesso de inclusão não influenciou na quantidade de porosidades em amostras de volume de 4cm^3 , tendo a resina Lucitone mostrado a maior quantidade destas, já em volumes de 8cm^3 , houve uma quantidade expressiva de porosidades para os grupos polimerizados em micro-ondas, independente da resina utilizada ou da secagem do gesso;
- 2- Para corpos de prova de 2cm^3 não houve influência da secagem do gesso, do método de polimerização ou da resina utilizada, quanto ao fator porosidade, onde a presença destas mostrou-se mínima ou ausente, na análise por ranqueamento;
- 3- Para a variável microdureza os grupos LM, LMS e VM mostraram, para espessuras de 2cm^3 , valores inferiores estatisticamente em relação aos demais grupos, já para outros volumes não houve diferenças estatísticas para este fator;
- 4- A resistência à flexão da resina Lucitone 550 polimerizada por micro-ondas com secagem prévia foi maior em comparação aos outros grupos, que por sua vez, entre si, mostraram diferenças estatisticamente significantes.
- 5- Quanto ao aspecto rugosidade notou-se haver uma pior condição, independentemente do volume do cp, para o grupo LMS;

- 6- Quanto à alteração dimensional os grupos LMS e VMS apresentaram a menor diferença entre as distâncias pré e pós-polimerização. Houve uma homogeneidade de resultados para as médias das medidas em cada grupo;
- 7- Os métodos de polimerização influenciaram nos resultados independentemente da região dental em que foi mensurada a alteração dimensional;
- 8- De um modo geral, a secagem do gesso demonstrou influencia nos resultados obtidos em algumas propriedades, notadamente para alteração dimensional, em parte para resistência a flexão e microdureza.

8- REFERÊNCIAS

ALKHATIB MB, GOODACRE CJ, SWARTZ ML, MUNOZ-VIVEROS CA, ANDRES CJ Comparison of microwave polymerized denture base resins. Int J Prosthodont 1990; 3(3):249-55.

ANUSAVICE KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 12ed. Philadelphia, PA: Elsevier; 2013. 640p.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION SPECIFICATION nº12 FOR DENTURE BASE POLYMERS. Councils on Dental Materials and Devices, Reports of Councils and Bureaus. J Am Dent Assoc 1975; 90: 39-49.

ARORA S, KHINDARIA SK, GARG S, MITTAL S Comparative evaluation of linear dimensional changes of four commercially available heat cure acrylic resins. Contemp Clin Dent. 2011; 2(3):182-7.

AZZARRI MJ, CORTIZO MS, ALESSANDRINI JL Effect of curing conditions on the properties of acrylic denture base resins microwave-polymerized. J Dent 2003; 31:463-68.

BARBOZA DB et al Resistência à flexão de resina acrílica polimerizada por energia de microondas. Cienc Odontol Bras 2003; 6(2) 72-9.

BEYLI, M S; VON FRAUNHOFER, J.A. An analysis of causes of fracture acrylic resin dentures. J Prosthet Dent.1981; 46 (3):238-240.

BERG E, NIELSEN O, SKAUG N Efficacy of high-level microwave disinfection of dent casts: the effects of number and weight of casts. Int J Prosthodont 2007 20(6):463-4.

CANAY S, HERSEK N, YALÇIN ÇİFTÇİ Y, AKÇA K Comparison of diametral tensile strength of microwave and oven-dried investment materials. J Prosthet Dent 1999; 82: 286-90.

CONSANI RLX, DOMITTI SS, CORRER SOBRINHO L; SINHORETI MAC. Efeito do tempo pós-prensagem da resina acrílica na alteração dimensional da base de prótese total. Pesqui Odontol Bras. 2001;15(2): 112-118.

CONSANI RLX, LIRA AF, MESQUITA MF, CONSANI S. Linear dimensional change in acrylic resin disinfected by microwave energy. Cienc. Odontol. Bras. 2006; 9(2):34-39.

COMPAGNONI MA, BARBOSA DB, SOUZA RF, PERO AC The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. J Prosthet Dent 2004; 91:281-5.

CRAIG RG. Restorative dental materials. 10^aed. Saint Louis: Mosby; 1997. 584p.

CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC Materiais Dentários Propriedades e Manipulação 7^aed ed. Santos 2002; 257-72.

DE CLERCK JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. Dent Technol 1987;57(5):650-8.

DENTISTRY – DENTURE BASE POLYMERS. International Standard - ISO 1567 3^aed 1999 -02; 27p.

DIXON DL, BREEDING LC, FALER TA. Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. J Prosth Dent. 1999;81:207–14.

FARAJ JAA, ELLIS B The effect of processing temperatures on the exotherm, porosity and properties of acrylic denture base. Brit. Dent J 1979; 147: 209-12.

FRANGO MJ; POLYZOIS GL Effect of microwave polymerization on indentation creep, recovery and hardness of acrylic denture base materials. Eur J Prosthodont Rest Dent 1993; 1(3):111-15.

HAYDEN WJ Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. Gen Dent 1986; 34(5):269-84.

HARRISON A, HUGGETT R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. J Dent. v.20, p.370-4, 1992.

HERSEK N, CANAY S, AKÇA K., ÇİFTÇİ Y. Tensile strength of type IV dental stones dried in a microwave oven. J Prosthet Dent 2002; 87:499-502.

HUGGETT R, BATES BDS, KNOTT NJ A comparison of some properties of denture base acrylic resins polymerized by dry and wet curing systems. 1987 Quintess Dent Technol; 11(4), Jul-Aug: 265-9.

ILBAY SG, GÜVENER S, ALKUMRU HN Processing dentures using a microwave technique. J Oral Rehab 1994;21(1):103-9.

JEROLIMOV V, HUGGETT R, BROOKS SC, BATES BDS The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. Quint Dent Tech 1985; 9(7):431-4.

JEROLIMOV V, BROOKS SC, HUGGETT R, BATES JF Rapid curing of acrylic denture-base materials. *Dent Mat* 1989; 5:18-22.

KASINA SP, AJAZ T, ATTILI S, SURAPANENI H, CHERUKURI M, H P S To evaluate and compare the porosities in the acrylic mandibular denture bases processed by two different polymerization techniques, using two different brands of commercially available denture base resins - an in vitro study. *J Int Oral Health* 2014; 6(1):72-77.

KEENAN PLJ, RADFORD DR, CLARK RKF. Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *J Prosthet Dent* 2003; 89(1):37-44.

KIMPARA, ET, PAES-JUNIOR, TJA, SERAIDARIAN, PI, UEMURA, ES. Processamento alternativo para eliminar porosidades em resina acrílica para bases de próteses totais. *Rev. Bras. Prot. Clin.*, v.1, n.4, p.325-9, 1999.

KIMPARA, ET, et al. Resinas acrílicas para prótese total: efeito de ciclos de polimerização sobre a quantidade de monômero residual e porosidades. *RFO UPF*, 2009;14(1):37-41.

LAI C-P, TSAI MH, CHEN M, CHANG HS, TAY H-H Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mat* 2004, 20: 133-41.

LEVIN B, SANDERS JL, REITZ PV The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1989; 61(3):381-3.

LUEBKE RJ, CHAN KC. Effect of microwave oven drying on surface hardness of dental gypsum products. *J Prosthet Dent* 1985; 54(3):431-35.

LUEBKE RJ, SCHNEIDER RL Microwave oven drying of artificial stone. J Prosthet Dent 1985;53(2):261-65.

NEPPELENBROEK KH, PAVARINA AC, SPOLIDORIO DMP, VERGANI CE, MACHADO AL, MIMA EGO. Effectiveness of microwave sterilization on three hard chairside relined resins. Int J Prosthodontics 2003;16: 616–20.

NEWELL JA. Fundamentos da Moderna Engenharia e Ciência dos Materiais. Rio de Janeiro: LTC; 2010.

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.

ÖZKAN T MIKRODALGA GU TEKNİK EĞİTİM FAKÜLTESİ MATBAASI, ANKARA; 1987.p.429 apud ILBAY SG, GÜVENER S, ALKUMRU HN. Processing dentures using a microwave technique. J Oral Rehabil 1994; 21(1):103-9.

PAES-JUNIOR TJA, MARCHINI L, KIMPARA ET Estudo *in vitro* da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo x energia de microondas. Pós-Grad Rev Fac Odontol S J Campos 1999; 2(2):36-42.

PAES-JUNIOR TJA, KIAUSINIS V, KIMPARA ET, LUCHINI LC. Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural e à quantidade de monômero residual superficial. RPG Rev Pós Grad. 2006; 13(3):229-235.

PAES-JUNIOR TJA, CARVALHO RF, CAVALCANTI SCM, SAAVEDRA GSFA, BORGES ALS Influence of plaster drying on the amount of residual monomer in heat-cured acrylic resins. Braz J Oral Sci, 2013; 12(2):84-89.

PAVAN S, ARIOLI FILHO JN, SANTOS PH, MOLLO JÚNIOR FA. Effect of microwave treatments on dimensional accuracy of maxillary acrylic resin denture base. *Baz. Dent. J.* 2005; 16(2):119-123.

PERO AC, BARBOSA DB, MARRA J, RUVOLO-FILHO AC, COMPAGNONI MA, Influence of microwave polymerization method and thickness on porosity of acrylic resin *J Prosth* 2008; (17) :125–129 ,.

POLYZOIS GL. Improving the adaptation of denture bases by anchorage to the casts: a comparative study. *Quintessence Int.* 1990; 21(3):185-90.

REITZ VP, SANDERS JL, LEVIN B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. *Quintessence Int* 1985;8:547-51.

SADAMORI S, SHIGETO N, HAMADA T, KYUICHIRO A method of determining residual monomer in acrylic resin using methyl ethyl ketone. 1990 *Aust Dent J*; 35(6):509-13.

SHLOSBERG SR, GOODACRE CJ, MUNOZ CA, MOORE BK, SHNELL RJ Microwave energy polymerization of poly (methyl methacrylate) Denture base resin. *Int J Prosthodont* 1989; 2(5):453-8.

SHIBAYAMA R, GENNARI H, MAZARO J, VEDOVATTO E, ASSUNÇÃO W, Effect of Flasking and Polymerization Techniques on Tooth Movement in Complete Denture Processing-The American College of Prosthodontists-2009 *Apr*;18(3):259-64.

SINGH, S, PALASKAR JN, MITTAL S. Comparative evaluation of surface porosities in conventional heat polymerized acrylic resin cured by water bath and microwave energy with microwavable acrylic resin cured by microwave energy. *Contemp Clin Dent*, 2013. 4(2):147-51.

SUMI Y, OZAWA S, MINAKUCHI S, UMEMURA O Application of optical coherence tomography (OCT) to nondestructive inspection of dentures. Archives of Gerontology and Geriatrics 2011; 53: 237-41.

TAUBERT, TR, NOWLIN TP, Controlling porosity in microwave processed acrylic. Trends Tech Contemp Dent Lab. 1992. 9(3):45-8.

WHITE MP, BROCKHURST PJ The effect of steam sterilization on the properties of set dental gypsum models. Aust Dent J 1996, 41(2);128-33.

WOLFAARDT JF, CLEATON-JONES P, FATTI P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. J Prosthet Dent, 1986. 55(3):393-400.

YANNIKAKIS S, ZISSIS A, POLYZOIS G, ANDREOPOULOS A Evaluation of porosity in microwave-processed acrylic resin using a photographic method J Prosthet Dent 2002;87:613-9.

ZACHARI KN Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical during denture construction. J Prosthet Dent 1976;36:501-509