RODRIGO ELIAS DE OLIVEIRA

**AVALIAÇÃO DA LIBERAÇÃO DE MONÔMERO RESIDUAL,
ABSORÇÃO DE ÁGUA E POROSIDADE SUPERFICIAL EM RESINAS
ACRÍLICAS PARA PRÓTESE OCULAR**

São Paulo

2008

Rodrigo Elias de Oliveira

Avaliação da liberação de monômero residual, absorção de água e porosidade superficial em resinas acrílicas para prótese ocular

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

Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Facial

Orientador: Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos

São Paulo

2008

FOLHA DE APROVAÇÃO

Oliveira RE. Avaliação da liberação de monômero residual, absorção de água e porosidade superficial em resinas acrílicas para prótese ocular [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

São Paulo, ____/____/2008

Banca Examinadora

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedico este trabalho a meus pais Antônio e Iraci,
Deuses capazes de doar anos de trabalho, horas de dedicação e
um amor infinito a um pequeno mortal que hoje, apenas lhes retorna
esta louvação

AGRADECIMENTOS

Minha enorme gratidão por indispensáveis professores que me conduziram
neste trabalho:

Professora Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos
Guia neste caminho, por mim desconhecido, chamado “pesquisa científica”.
Sempre incansável e paciente conduziu-me até aqui. A ela serei eternamente
grato

Professor Dr. Fernando Neves Nogueira
Professor; Colega de turma; Amigo
Sempre disponível e com soluções tão eficientes e simples como seu ato de
sorrir. Obrigado pelo tempo compartilhado e pelas orientações sobre
metodologia científica

Professora Dra. Luciana Corrêa
Gentil e delicada, deixou-me totalmente à vontade em seu laboratório,
esclarecendo todas minhas dúvidas e alinhando este trabalho com eficiência e
sutileza, perfil de professor absoluto
Muito obrigado

Agradeço assim, aos departamentos aos quais estes professores são
vinculados: Depto. De Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Faciais, ao
Depto. De Estomatologia e ao Depto. Biomateriais e Biologia Oral, por me
disponibilizarem sua estrutura, indispensável ao desenvolvimento desta
pesquisa.

“No tengo muchas verdades,
prefiero no dar consejos,
cada cual por su camino,
igual va a aprender de viejo.

Que el mundo está como está
por causa de las certezas...”

Jorge Drexler

Oliveira RE. Avaliação da liberação de monômero residual, absorção de água e porosidade superficial em resinas acrílicas para prótese ocular [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

RESUMO

A necessidade do aprimoramento das técnicas de confecção de próteses oculares que permitam satisfazer, com rapidez e excelência, a demanda de atendimento de pacientes portadores de perdas do bulbo ocular, levou ao desenvolvimento deste estudo comparativo no qual se avalia a porosidade superficial, absorção de água e liberação de monômero residual de resinas acrílicas. Foram estabelecidos quatro grupos de estudo, sendo cada grupo composto por 15 corpos de prova: Grupo 1 - resina acrílica termo polimerizável convencional / ciclo térmico convencional; Grupo 2 - resina acrílica termo polimerizável em microondas / ciclo microondas; Grupo 3 - resina acrílica termo polimerizável convencional / ciclo microondas; Grupo 4 - resina acrílica auto polimerizável com cadeia cruzada / auto polimerização. A avaliação da quantidade de monômero residual liberado foi realizada por meio de espectrofotometria, durante o período de 11 dias. A determinação da absorção de água baseou-se na diferença do peso apresentado pelos corpos de prova nas condições experimentais seco e após submersão em água deionizada por um período de 7 dias. A determinação da porosidade superficial foi calculada sob a forma de porcentagem por área de superfície analisada, empregando-se lupa estereoscópica para captação da imagem a ser processada pelo *software* ImageLab 2000®. Submetendo-se os dados à análise estatística

ANOVA/TUKEY ($p \leq 0,05$) observou-se que a liberação de monômero residual foi significativamente maior no primeiro dia para o Grupo 1, semelhante durante todo o período para o Grupo 2, menor a partir do dia 8 para o Grupo 3 e decrescente até o dia 8 para o Grupo 4. A liberação de monômero residual foi semelhante para os Grupos 1 e 3, menor para o Grupo 2 e maior para o Grupo 4. A absorção de água foi semelhante para os quatro grupos de estudo. A maior porosidade ocorreu no Grupo 2, sendo os Grupos 1 e 3 semelhantes entre si. Concluiu-se que os ciclos térmicos de polimerização em água e em microondas não interferiram na liberação de monômero residual da resina acrílica termo polimerizável convencional. A liberação de monômero residual variou em função do tipo de resina acrílica. O tipo de resina acrílica e o ciclo de polimerização a que foram submetidas não interferiram na absorção de água. Os ciclos térmicos de polimerização em água e em microondas não interferiram na porosidade apresentada pela resina acrílica termo polimerizável convencional. A porosidade superficial variou em função do tipo de resina acrílica avaliada.

Palavras-Chave: prótese ocular, resina acrílica, monômero residual, porosidade, absorção de água

Oliveira RE. Evaluation of residual monomer, water sorption and porosity by acrylic resins used to eye prostheses [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

ABSTRACT

This comparative evaluation of porosity, water sorption and residual monomer presented by acrylic resins was conducted, looking for excellence and rapidity in the confection of eye prostheses. Four groups, comprising of 15 specimens each, were established and submitted to polymerization cycles: Group 1 – conventional heat polymerizing acrylic resin / conventional heat-polymerization cycle; Group 2 – microwave acrylic resin / microwave cycle; Group 3 – conventional heat polymerizing acrylic resin / microwave cycle; Group 4 – cross-linked auto-polymerizing acrylic resin / auto-polymerizing process. Residual monomer liberation was determined by spectrophotometry during 11 days period. Water sorption was calculated by weighting dried specimens and weighting after 7 days of submersion in deionized water. Superficial porosity was determined by percentage of area, in images processed by the *software* ImageLab 2000®. Subjecting data to ANOVA/TUKEY test ($p \leq 0,05$) it was observed that residual monomer liberation was higher in the first day for Group 1, similar during all the period for Group 2, lower after day 8 for Group 3 and decreasing until day 8 for Group 4. Residual monomer liberation was similar to Groups 1 and 3, lower for Group 2 and higher for Group 4. Water sorption was similar to all groups. Group 2 displayed more superficial porosity, and Group 1 and 3 were similar regarding this test. In conclusion, conventional

polymerization and microwave processes did not interfere in residual monomer liberation of conventional acrylic resin. The residual monomer liberation varied according the type of acrylic resin. Microwave cycle provided similar or smaller residual monomer liberation. The type of acrylic resin and the polymerization cycle utilized did not modify water sorption. The conventional heat polymerizing cycle and microwave cycle did not interfere in superficial porosity of conventional heat polymerizing acrylic resin. The superficial porosity varied according to the acrylic resin.

Keywords: eye prosthesis, acrylic resin, residual monomer, porosity, water sorption

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

ADA	American Dental Association
&	and
cm	centímetro
Cia.	companhia
Com.	comércio
cm³	centímetros cúbicos
et al.	e outro/outra
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
°C	graus Celsius
h	hora
Inc.	Incorporated
Ind.	Indústria
Ltda.	limitada
l	litro
®	marca registrada
≤	menor igual a
μl	microlitro
mm	milímetro
ml	mililitro
min	minuto
nm	nanômetro
N SIG	não significante
N	normal

n°	número
p/	para
PVC	poli cloreto de vinila
%	por cento/porcentagem
Prod.	produto
UVA	raios ultravioleta A
rpm	rotação por minuto
sig	significância
SIG	significante
S/A	sociedade anônima
ton	tonelada
¼	um quarto
p	valor p
W	watts

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
3 PROPOSIÇÃO	36
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	37
5 RESULTADOS	52
6 DISCUSSÃO	62
7 CONCLUSÕES	74
REFERÊNCIAS	75
ANEXOS.....	81

1 INTRODUÇÃO

A Prótese Buco Maxilo Facial, assim como as demais especialidades odontológicas, desenvolve-se dentro de um contexto multiprofissional e interdisciplinar. A evolução do conhecimento relativo à prótese ocular fundamenta-se em estudos etiológicos e epidemiológicos das perdas do bulbo ocular, nos conceitos de crescimento craniofacial e acompanha a evolução tecnológica dos biomateriais.

O conhecimento e domínio dos biomateriais se tornaram indiscutíveis para a realização de uma odontologia de excelência. Os polímeros orgânicos, notadamente as resinas acrílicas possibilitaram no início do século passado uma evolução na reabilitação protética intra e extra-bucal. Nesta evolução tecnológica as resinas acrílicas foram sendo desenvolvidas, modificando-se sua estrutura ou acrescentando agentes para que seus processos de polimerização utilizassem formas de energia variadas, adequando-as à necessidade de cada situação clínica ou laboratorial.

Os processos convencionais de polimerização das resinas acrílicas demandam a ativação química ou térmica, esta última dependente de uma fonte de energia externa em forma de calor para que a reação de polimerização se complete. Ciclos de polimerização foram criados e avaliados, variando-se o tempo e a temperatura da água na qual é imersa a resina acrílica, de modo que a resina acrílica termo polimerizável convencional proporcionasse as melhores propriedades físicas dentro de um conceito de biocompatibilidade.

Ao mesmo tempo, a resina acrílica auto polimerizável, com algumas propriedades físico-químicas e biocompatibilidade inferiores foi modificada adicionando-se agentes para possibilitar o aumento do número de ligações cruzadas entre os polímeros, com conseqüente aprimoramento de suas propriedades.

A popularização dos aparelhos de microondas, onde a geração de energia térmica é decorrente do atrito entre as moléculas excitadas pelas ondas eletromagnéticas, levou os pesquisadores a experimentarem esta fonte de calor para a polimerização das resinas acrílicas. Surgem, no início da década de 80, trabalhos analisando as propriedades físicas e químicas das resinas acrílicas polimerizadas por esta fonte de energia, buscando estabelecer uma possível alternativa para a confecção de próteses acrílicas. A partir de então, o mercado odontológico passou a dispor de resinas acrílicas especificamente produzidas para o ciclo térmico utilizando as microondas, com a vantagem de um menor tempo de processamento laboratorial de suas próteses.

A constante busca pelo desenvolvimento de técnicas de confecção de próteses oculares que permitam satisfazer com rapidez e excelência a demanda de atendimento de pacientes portadores de perdas do bulbo ocular, levou ao desenvolvimento deste trabalho. A avaliação comparativa da liberação de monômero residual, porosidade superficial e absorção de água apresentadas por resinas acrílicas processadas por diferentes ciclos de polimerização, deverá criar subsídios para o estabelecimento de novas técnicas de processamento das resinas acrílicas empregadas na confecção de prótese ocular.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Prótese ocular

Estudando as próteses oculares confeccionadas com resina acrílica e comparando-as com próteses oculares de vidro, Meissner (1960) relacionou as vantagens das próteses em resina acrílica sobre as de vidro. Cita entre outras: a maior resistência contra impactos sem fratura, uma superior adaptação e mobilidade, permitem melhor individualização das próteses, grande facilidade em sua confecção e maior estabilidade da superfície protética, lembrando que as próteses confeccionadas em vidro são atacadas pelas secreções lacrimais.

Brown (1970) enumerou os requisitos necessários para uma prótese ocular adequada citando a necessidade da duplicação da cor natural, do tamanho, da convexidade e da posição, tendo como referência o globo ocular saudável. Enfatizou as vantagens de uma prótese individual bem confeccionada sobre as próteses de estoque, sendo elas, a boa mobilidade decorrente de uma melhor adaptação e a possibilidade de obtenção de nuances de cores individuais, o que proporciona um aspecto mais natural e adequado aos tecidos remanescentes.

Chalian, Drane e Standish (1972) relataram as vantagens das próteses de resina acrílica sobre as de vidro, citando a facilidade do ensino dessa técnica aos profissionais, a fragilidade das próteses confeccionadas em vidro e o efeito da lágrima sobre a superfície dessas próteses que as torna ásperas, assim podendo causar irritação aos tecidos da cavidade anoftálmica

Rode (1975) desenvolveu um processo de confecção de uma prótese ocular mais leve, realizando uma avaliação de sua eficácia em relação à mobilidade, além de averiguar uma possível permeabilidade e contaminação da mesma por fungos no seu interior. As próteses oculares confeccionadas de acordo com a técnica proposta pelo autor não apresentaram penetração de líquidos, nem mesmo em situações de pressão forçada, bem como não apresentaram fungos em seu interior.

Em seu trabalho, Benson (1977) descreveu uma técnica de confecção de prótese ocular utilizando a resina acrílica como material de eleição. Nesta técnica o autor propôs a modelagem do padrão de cera fazendo adaptações manuais diretamente na cera que envolvia uma esfera metálica levada à cavidade, em substituição à técnica de moldagem prévia da cavidade anoftálmica. Enfatiza a necessidade de um acabamento minucioso do padrão de cera e um polimento esmerado.

A busca por processos mais rápidos e simples de confecção de uma prótese ocular fez com que Rezende (1978) sugerisse a utilização de resina acrílica auto polimerizável contendo cadeias cruzadas. Empregou a resina acrílica Orto Clas®, para a confecção da esclera de uma prótese ocular, de modo a acelerar o processo de confecção devido ao menor tempo para polimerização desta resina. Mesmo utilizando resina acrílica termo polimerizável convencional para a confecção da camada final, de modo a garantir uma baixa liberação de monômero residual, o tempo total de confecção desta prótese foi menor do que aquele despendido no processo convencional em que se utiliza resina acrílica termo polimerizável em toda a prótese.

Carvalho (1979), preocupado com o fato do peso das próteses oculares maiores pudesse provocar uma depressão gradativa das pálpebras inferiores e

conseqüentemente uma diminuição da mobilidade e da estética das próteses oculares, desenvolveu um protocolo de confecção de prótese ocular oca. Este protocolo possibilitou uma diminuição do peso total da prótese, sem entretanto alterar as vantagens existentes nas próteses convencionais em resina acrílica.

Descrevendo os vários objetivos de uma prótese ocular e detalhando a técnica por ele utilizada na confecção destas próteses, Oliveira (1982) insere a resina acrílica na mufla, sob pressão, na fase borrachosa. Utiliza como processo de polimerização um ciclo térmico onde a mufla é mantida à 75°C por 12 horas para polimerização da prótese em resina acrílica.

Dias (1986) avaliou a liberação de monômero residual de três tipos de resina acrílica incolor. Foram testadas a resina acrílica de auto polimerizável de cadeia cruzada Orto Clas®, a resina acrílica auto polimerizável Jet® e a resina acrílica termo polimerizável Clássico®. Após os testes comparativos, o autor não observou diferença significativa entre os grupos quanto ao monômero liberado.

Mattos (1987), em estudo sobre a prevalência das perdas ou atrofias do bulbo ocular, realizado no Ambulatório da Disciplina de Prótese Buco Maxilo Facial da FOU SP no período de janeiro de 1976 a dezembro de 1985, constatou 558 casos, tendo observado que a faixa mais freqüentemente atingida foi a de 11 a 20 anos, a etiologia traumática apresentou-se como a mais prevalente e as perdas oculares incidiram mais no gênero masculino do que no feminino.

Dias (1994) avaliou a mobilidade da prótese ocular leve, confeccionada conforme uma prótese ocular convencional mas contendo poliestireno expandido em seu interior, comparando-a com prótese ocular convencional em um grupo de 20 pacientes. O autor não observou diferença significativa entre os grupos estudados.

Fountain, Goldberger e Murphree (1999) observaram o crescimento das

cavidades anoftálmicas de crianças submetidas à enucleação unilateral devido ao tumor retinoblastoma. Todas as crianças do grupo de estudo receberam implantes no momento da enucleação, com tamanho variando entre 15 e 19mm de diâmetro. Foram registradas medidas lineares, tanto no lado operado como no lado são. A comparação dos dados não apresentou diferença estatisticamente significativa, demonstrando que a instalação imediata de implantes de diâmetro adequado após a enucleação possibilita um crescimento equilibrado da face destes pacientes.

O volume ideal de uma prótese ocular foi estudado por Kaltreider (2000) que observou um valor médio de 2,2ml nos casos de próteses oculares confeccionadas para pacientes que possuíam implantes oculares de diâmetros entre 14 e 22mm. A ocorrência de ptose palpebral foi maior nos pacientes com próteses oculares de maior volume. Segundo o autor, pacientes adultos submetidos à enucleação do globo ocular não deveriam receber implantes de diâmetro menor que 20mm e crianças deveriam receber o maior implante possível, diminuindo assim o volume das próteses oculares.

Sá Lima, Alfenas e Claro (2002) apresentaram o caso clínico de um bebê de 4 meses com microftalmia congênita. O paciente recebeu uma prótese expansora confeccionada em resina acrílica termo polimerizável, que foi reembasada a cada 7 dias durante 4 semanas. O objetivo desta expansão foi preparar a cavidade anoftálmica para receber posteriormente uma prótese ocular adequada. Próteses oculares foram então confeccionadas e substituídas periodicamente, de acordo com o crescimento facial do paciente.

Coas, Neves e Rode (2005) apresentaram um levantamento de pacientes assistidos em serviços oftalmológicos vinculados a duas universidades do estado de São Paulo, portadores de perda ou atrofia do globo ocular. Os autores observaram

que dos 238 casos registrados, 57,14% corresponderam à etiologia traumática, 36,13% à patológica e apenas 5,04% eram de origem congênita. Relataram ainda que 61,76% dos pacientes eram do gênero masculino, 42,01% tinham entre 21 e 40 anos e 66,38% dos casos correspondiam a enucleação.

O caso clínico apresentado por Chaudhry, Memon e Ahmad (2006) referia-se a um paciente que utilizava prótese ocular há 50 anos e desenvolveu um carcinoma espinocelular na cavidade anoftálmica, sido tratado com excisão cirúrgica e radioterapia. Em função deste caso clínico os autores recomendaram um exame regular dos cotos cirúrgicos e manutenção freqüente das próteses oculares, de modo que possa ser eventualmente estabelecido um diagnóstico precoce destes tumores.

Dezessete pacientes portadores de enucleação unilateral do globo ocular foram estudados por Gaia et al. (2006). Por meio de exames radiológicos antero-posteriores, realizados na posição de Waters-Waldron, foi estabelecido o diâmetro de ambas as cavidades orbitárias. Os exames foram escaneados e analisados empregando-se o software ImageLab 2000®. As cavidades orbitárias correspondentes ao lado submetido à enucleação apresentaram-se 8,43% menores do que aquelas do lado são, denotando uma assimetria óssea facial significativa.

Com o objetivo de caracterizar o perfil do paciente infantil atendido no setor de Prótese Ocular do Ambulatório da Disciplina de Prótese Buco Maxilo Facial da FOUSP durante o período de 1988 a 2003, Mattos et al. (2006) realizaram um levantamento onde, num total de 124 crianças registradas, 64 (51,62%) delas pertenciam à faixa etária de 0 a 7 anos e 60 (48,38%) à faixa de 8 a 13 anos, sendo 59 meninas e 65 meninos. Quanto à etiologia das perdas houve significativa diferença segundo as faixas etárias consideradas, tendo sido observada uma

prevalência de distúrbios congênitos e patológicos entre 0 e 7 anos e de trauma entre 8 e 13 anos, ocorrendo três vezes mais trauma em pacientes masculinos que nos femininos para a faixa etária de 8 a 13 anos.

Kawabata (2006), avaliando a estabilidade de cor da esclera em prótese ocular após ensaio de envelhecimento acelerado por exposição a raios UVA, encontrou como resultado que o lápis aquarelável amarelo e vermelho e o pigmento cerâmico vermelho apresentaram estabilidade de cor clinicamente aceitável. Entre as duas cores básicas de resina acrílica termo polimerizável para esclera, a de cor n°2 apresentou maior estabilidade de cor.

2.2 Materiais dentários

Skinner (1962) apresentou as principais características das resinas acrílicas utilizadas em odontologia, com descrições minuciosas da física e da química das reações de polimerização destas resinas. A formação de cadeias cruzadas nos polímeros acrílicos é, pelo autor, definida como uma união química entre moléculas lineares de polímeros formando uma rede tridimensional. O autor enfatizou a importância do emprego da menor quantidade possível de monômero, apenas o suficiente para molhar as partículas do polímero, pois assim obtém-se uma resina acrílica com menor contração de polimerização e um menor tempo de trabalho. Considerou ainda que devido ao fato da polimerização ser uma reação exotérmica, a temperatura interna da resina acrílica no interior das muflas pode ultrapassar 100°C. Ao ultrapassar esta temperatura o monômero do interior da massa plástica pode

entrar em ebulição, formando bolhas no interior da resina acrílica em regiões de maior espessura. Já nas áreas mais finas a temperatura da resina acrílica consegue se dissipar com maior facilidade, pois o gesso é melhor condutor térmico do que a resina e dissipa esta energia para fora da massa plástica, evitando assim a formação de bolhas superficiais na resina acrílica.

Em janeiro de 1976 entra em vigor a Especificação nº12 da ADA (1975) para polímeros acrílicos. Nesta especificação foram estabelecidos os requisitos necessários para uma resina acrílica ser considerada adequada à utilização como material odontológico. Entre eles encontram-se relacionados: não apresentar bolhas ou poros na superfície quando observada sem o auxílio de um instrumento de ampliação de imagem, estabilidade de sua cor, ser passível de polimento e sorção de água dentro de limites estabelecidos.

Kimura et al. (1983) realizaram estudos com o objetivo de aplicar as microondas durante o desenvolvimento das fases de polimerização das resinas acrílicas. Concluíram que a energia eletromagnética de um forno de microondas acelerava consideravelmente o processo inicial de polimerização, demandando menor tempo entre as fases arenosa, filamentosa e plástica, além de homogeneizar melhor a massa acrílica. Observaram que o processo de polimerização em microondas também era possível com próteses que possuísem estrutura metálica, não relatando fraturas ou alterações visíveis tanto nos dentes como na base das próteses totais.

Kimura, Teraoka e Saito (1984) avaliaram comparativamente a adaptação das próteses polimerizadas em ciclo térmico convencional e próteses polimerizadas em microondas. Este estudo demonstrou que a adaptação das resinas acrílicas polimerizadas em microondas foi melhor que aquela do grupo convencional.

Observando a propagação da energia sob a forma de temperatura nas muflas, os autores constataram que no grupo controle, representado pelo ciclo térmico convencional, a temperatura origina-se externamente e vai se propagando através do gesso para o interior da mufla, apresentando uma diferença muito grande entre a temperatura das bordas da mufla e a de seu interior. As muflas empregadas no ciclo de polimerização em microondas apresentaram esta diferença de temperatura bem menor e com propagação em sentido contrário, ou seja, iniciando no interior da mufla e propagando-se para fora.

Estudando a adaptação de diferentes tipos de resina acrílica e processos de polimerização, Takamata et al. (1989) constataram que a resina acrílica termo polimerizável em ciclo de polimerização de uma hora em água apresentou o pior resultado. Com resultados satisfatórios encontraram as resinas acrílicas com polimerização ativada a partir da luz como fonte de energia, as resinas acrílicas para ciclo térmico rápido de 20 minutos em água fervendo e a resina acrílica termo polimerizável por microondas. Entretanto, as resinas acrílicas auto polimerizáveis e a resina acrílica Acron MC® específica para microondas, apresentaram os melhores resultados.

Sanders, Levin e Reitz (1991) compararam a adaptação da base de prótese total confeccionada com três resinas acrílicas diferentes, duas para ciclo térmico convencional e uma específica para microondas, submetendo-as aos seus respectivos ciclos de polimerização. O resultado indicou uma pequena diferença significativa entre os grupos, sendo a adaptação da base proporcionada pelo método de polimerização em água quente ligeiramente superior. Segundo os autores, não foram observadas diferenças clínicas relevantes entre os tipos de resina acrílica avaliados ou mesmo em função do método de polimerização utilizado.

Analizando a distorção das próteses conforme o ciclo de polimerização, Al-Hanbali, Kelleway e Howlett (1991) compararam a resina acrílica Acron®, submetendo-a a polimerização em ciclo térmico convencional e em aparelho de microondas e a resina acrílica Acron Rapid® em ciclo térmico rápido. Após a polimerização inicial, os corpos de prova foram reembasados e polimerizados conforme o mesmo processo inicialmente empregado. As diferenças observadas nas distorções provocadas pelos diferentes ciclos de polimerização foram significativas, sendo que o grupo de estudo com a resina acrílica polimerizada por microondas apresentou a menor distorção quando comparado aos outros dois grupos.

Dyer e Howlett (1994) estudaram a estabilidade dimensional de resinas acrílicas, avaliando sete pontos de adaptação entre o corpo de prova e a base. O grupo de estudo composto por resina acrílica polimerizável em água a 100°C por 22 minutos foi comparado ao grupo de resina acrílica processada em forno de microondas por 3 minutos a 500W. A adaptação dos corpos de prova nas bases foi similar para os dois grupos de estudo após a polimerização inicial prevista. Dando continuidade ao trabalho foram executados reparos nos corpos de prova empregando-se resina acrílica para microondas nos dois grupos de estudo. Neste segundo teste encontraram diferença significativa nas condições pré e pós reparo para os dois grupos, observando distorções entre a base e os corpos de prova em 5 dos 7 pontos analisados.

Rached e Del Bel Cury (2001) realizaram um estudo comparativo da força de resistência à flexão empregando corpos de prova confeccionados em resina acrílica convencional e corpos de prova confeccionados com este mesmo material, seccionados e reparados com resina acrílica para microondas, variando os tratamentos químicos na superfície das partes a serem unidas. Os autores

encontraram diferença na força de união de acordo com os distintos tratamentos de superfície realizados. Observaram diferença entre os corpos de prova tratados e o grupo controle de resina acrílica para microondas. Entretanto não foi constatada diferença estatisticamente significativa entre grupo constituído pela resina acrílica convencional e os grupos do mesmo material reparados com resina acrílica específica para microondas.

Silva et al. (2002) estudaram a influência de pigmentos intrínsecos e filamentos na resistência à flexão de uma resina acrílica específica para microondas, dividindo os corpos de prova em 5 grupos, sendo 4 deles contendo diferentes materiais para caracterização da resina acrílica e um grupo controle sem incorporação de filamentos ou pigmentos. Os autores não encontraram diferença significativa na resistência à flexão entre os grupos de estudo, bem como entre estes e o grupo controle.

Rawls (2005) relatou as características da resina acrílica que permitiram seu grande emprego e popularidade na área odontológica. Dentre os principais atributos citados estão a compatibilidade biológica, as propriedades físicas e estéticas adequadas, a estabilidade química, o baixo custo do material, bem como a praticidade de seu processamento laboratorial.

Phoenix (2005) discorreu sobre as resinas acrílicas utilizadas para a confecção de bases de prótese total, considerando a importância de uma proporção apropriada de monômero e polímero para a obtenção de menor contração volumétrica e linear e, conseqüentemente, de uma prótese bem adaptada. A utilização de microondas como fonte de energia para a polimerização das resinas acrílicas foi revista, evidenciando-se a vantagem de um tempo menor de

polimerização quando comparadas aos ciclos convencionais, sem haver comprometimento das qualidades necessárias a uma prótese adequada.

2.3 Liberação de Monômero Residual, Absorção de Água e Porosidade Superficial

Sugerindo ser a liberação do monômero residual a causa de reações alérgicas, Smith e Bains (1956) procuraram determinar um método para avaliar quantitativamente o monômero liberado pela resina acrílica das próteses odontológicas. Segundo os autores o monômero residual pode ser detectado e quantificado por meios físicos e químicos. Consideraram a halogenação pelo bromo, obtido através de solução de 0,01N de brometo de potássio diluídos em ácido acético a 50%, como o melhor método quantitativo, tendo o método em que se utiliza raios ultravioleta apresentado a menor acuidade.

Lamb, Ellis e Priestley (1982) estudaram a liberação de monômero residual de uma resina acrílica auto polimerizável, verificando esta liberação em água a cada 24 horas por meio de um espectrofotômetro com comprimento de onda ultravioleta de 210nm. Os autores observaram que a curva de liberação do monômero decresce até se tornar praticamente estável a partir do 14º dia do experimento.

A necessidade de estudos mais aprofundados para se relacionar os materiais odontológicos aos processos de hipersensibilidade foi enfatizada por Bastiaan (1982), ao considerar que alguns produtos, como o monômero das resinas acrílicas, podem sensibilizar o paciente causando reações como eczemas tanto em pele como

em mucosas. O autor alertou sobre o fato de que pelo menos 0.5% de monômero residual pode ser liberado após a polimerização das resinas acrílicas. Acrescentou que reações alérgicas podem ser desenvolvidas frente a outros produtos também presentes nas resinas acrílicas, como a hidroquinona, o próprio polímero, o peróxido de benzoíla e até mesmo os pigmentos utilizados.

Lamb, Ellis e Priestley (1983) estudaram a liberação de monômero residual em função da variação de temperatura para polimerização das resinas acrílicas auto polimerizáveis. Os resultados foram favoráveis ao método com temperatura inicial em torno de 22°C e temperatura de 55°C para a finalização da polimerização, produzindo uma resina acrílica com menor quantidade de monômero residual e liberação mais rápida desta substância. No que diz respeito à proporção pó/líquido, encontraram uma melhor qualidade de resina acrílica ao empregar uma relação maior de pó/líquido. Os autores relataram que uma resina acrílica armazenada em água, a uma temperatura com cerca de 50°C, libera o monômero residual em aproximadamente 6 dias, enquanto que se armazenada a 37°C esta liberação demanda aproximadamente 25 dias.

Verificar a porosidade das resinas acrílicas polimerizadas em microondas foi o objeto de estudo de Reitz, Sanders e Levin (1985). Após alguns testes variando a potência do aparelho de microondas, os autores ajustaram o tempo de exposição até atingir um resultado em que as resinas acrílicas polimerizadas em microondas e em ciclo térmico convencional, apresentassem qualidades similares. Os autores observaram que as porosidades superficiais são menos freqüentes que as internas, detectadas somente quando os corpos são abertos, mas que podem ser minimizadas com a aplicação de uma potência de 90W ao invés de 400W e um tempo de 6,5 min em lugar de 2,5 min.

De Clerck (1987) estudou a influência do volume de resina acrílica no tempo de polimerização em microondas, partindo do princípio de que ao dobramos a quantidade de alimentos no forno de microondas devemos aumentar em 80% o tempo de cozimento. Os resultados observados não concordaram com esta premissa, mostrando que quando aumentamos a quantidade de resina acrílica a ser processada, não há necessidade de exceder 8 minutos, pois este período se torna suficiente para uma adequada polimerização. As resinas acrílicas polimerizadas em microondas e aquelas processadas em ciclo térmico convencional não apresentaram diferenças significativas com relação às propriedades físicas testadas. A quantidade de monômero residual liberada pela resina acrílica polimerizada em microondas mostrou ser menor quando comparada àquela da resina acrílica convencional. O autor explicou este fato como sendo decorrente de um tempo mais longo de polimerização, o que pode ser facilmente regulado no aparelho de microondas.

Um estudo comparativo entre os processos de polimerização de resina acrílica foi executado por Al Doori et al. (1988) onde testaram a porosidade, a presença e liberação de monômero residual através de cromatografia e o peso molecular das resinas acrílicas polimerizadas. O processo em microondas foi eficiente na polimerização das resinas acrílicas. Os resultados encontrados indicaram uma igualdade em relação ao peso molecular encontrado nos diferentes processos de polimerização. Apesar de apresentarem um índice de conversão satisfatório, os valores mínimos atingidos em ciclo de polimerização convencional não foram alcançados com o processo por microondas. Observaram a ocorrência de porosidade quando corpos de resina acrílica com mais de 3mm de espessura foram polimerizados em microondas.

O trabalho comparativo de Levin, Sanders e Reitz (1989) avaliou a dureza, a porosidade e resistência à flexão de diferentes resinas acrílicas. O resultado encontrado para o grupo de estudo constituído por resina acrílica para microondas, com corpos de prova com dimensões de 25x12x2,5mm não apresentou diferença significativa quando comparado ao grupo controle confeccionado com resina acrílica termo polimerizável. Em um segundo teste, em que foram empregados corpos de prova mais espessos (3x1x1cm), os autores observaram resultado diferente, sendo necessário ajustar a potência e o tempo de polimerização para atingir resultados similares entre os grupos.

Comparando três tipos de resina acrílica, sendo duas delas específicas para microondas e uma para ciclo térmico convencional, Alkhatib et al. (1990) estudaram a porosidade, dureza e resistência a flexão em diferentes ciclos de polimerização e corpos de prova com diferentes espessuras de resina acrílica. A resina acrílica polimerizada em ciclo térmico convencional não apresentou porosidade em nenhuma das espessuras estudadas, assim como a resina acrílica processada em microondas. A resina acrílica convencional polimerizada em ciclo de microondas apresentava porosidade a partir de 3mm de espessura. O ciclo de baixa potência e alto tempo de polimerização conferiu à resina acrílica convencional porosidade aceitável até a espessura de 9mm.

Estudando 23 tipos e marcas comerciais distintas de resinas acrílicas, Harrison e Huggett (1992) testaram diferentes ciclos de polimerização utilizando calor seco ou calor úmido, avaliando a liberação de monômero residual de cada grupo. Os melhores resultados foram encontrados ao ser utilizado o ciclo longo de polimerização com 7 horas a 70°C e 1 hora a 100°C, tendo as 23 resinas acrílicas apresentado pouca variação entre elas. Os autores relataram que os ciclos curtos de

polimerização não são adequados, pois aumentaram significativamente, segundo a análise através de cromatografia gasosa, a quantidade de monômero residual liberado após a polimerização.

Ilbay, Güvener e Alkumru (1994) estudaram uma resina acrílica convencional variando os ciclos de polimerização em microondas a que ela foi submetida. Analisaram as propriedades de dureza, resistência a flexão, solubilidade e absorção de água. Valores mais adequados foram encontrados quando o processo de polimerização era desenvolvido por um tempo de 3 min e a uma potência de 550W, resultados estes condizentes com a especificação da American Dental Association.

As resinas acrílicas auto polimerizáveis de ligação cruzada foram testadas por Arima, Murata e Hamada (1995) quanto às características de resistência à flexão, módulo de elasticidade, absorção de água. Estas resinas foram comparadas a outras resinas acrílicas auto polimerizáveis sem ligação cruzada, igualmente utilizadas para reembasamento, e a um grupo controle composto por resina acrílica convencional. O grupo de estudo contendo resina acrílica auto polimerizável com ligação cruzada apresentou maiores valores nos testes de resistência à flexão e módulo de elasticidade, além de uma menor absorção de água.

Kanerva, Jolanki e Estlander (1997) citam que o exame utilizado para avaliar a hipersensibilidade aos metacrilatos, acrilatos e epóxi-acrilatos baseia-se em testes de contato realizados pela aplicação de adesivos contendo 30 substâncias potencialmente alergênicas. Em levantamento dos resultados deste teste realizados de 1985 a 1995, observaram que o metil-metacrilato situava-se em 8º lugar na relação de substâncias comumente associadas à reações de sensibilidade, representando 7,4% de todas as reações de sensibilidade observadas no período.

Verran e Maryan (1997) estudaram a diferença da adesão de *C. albicans* em

diferentes superfícies, com o intuito de comparar a retenção destes microorganismos em superfícies lisas e rugosas de resina acrílica e silicone. Seus resultados não apresentaram uma diferença significativa na colonização por *C. albicans* das superfícies lisas de resina acrílica e de silicone. Entretanto encontraram valores significativamente maiores na colonização da superfície rugosa da resina acrílica quando comparada aos materiais com superfície lisa. Segundo os autores, é conhecido o fato das rugosidades serem um fator de retenção de microorganismos nas superfícies, por protegerem os mesmos da ação mecânica para a limpeza desta superfície.

Estudando a aderência *in vitro* de *C. albicans* às superfícies de materiais convencionais utilizados para base de próteses totais e materiais do tipo resiliente, Radford et al. (1998) observaram que independentemente do material utilizado, a adesão destes microorganismos se mostrava maior em superfícies rugosas do que em superfícies lisas.

Radford, Challacombe e Walter (1999) apresentaram um levantamento sobre a relação entre a rugosidade na superfície de próteses totais e a adesão *in vivo* e *in vitro* de *C. albicans* e de placa bacteriana. Relataram que a superfície rugosa facilitou, *in vivo*, o desenvolvimento de placa bacteriana, justificando que uma superfície rugosa disponibiliza uma área maior de contato e um meio mais abrigado para esta placa bacteriana, dificultando a remoção destes microorganismos. Os autores consideraram que são necessários mais estudos *in vitro* para avaliar as variáveis individuais quanto à aderência destes microrganismos.

Em um estudo comparativo, Blagojevic e Murphy (1999) avaliaram o monômero residual liberado pelas resinas acrílicas, comparando diferentes marcas comerciais e os ciclos de polimerização a que estas foram submetidas. Os autores

comentam que as resinas acrílicas termo polimerizáveis convencionais são comumente escolhidas como grupo controle nestes estudos. Relataram que as resinas acrílicas termo polimerizáveis convencionais e as resinas acrílicas específicas para microondas apresentaram o dobro de monômero residual nos grupos polimerizados em microondas quando comparados aos grupos polimerizados pelo ciclo térmico convencional e que a liberação de monômero residual foi significativamente reduzida quando se aplicou microondas em resinas acrílicas auto polimerizáveis.

Afirmando que um baixo grau de conversão de monômero para polímero nas resinas acrílicas pode influenciar as propriedades físicas e a biocompatibilidade das próteses, Bartoloni et al. (2000) estudaram 3 resinas acrílicas formuladas para serem empregadas em diferentes ciclos de polimerização. Os resultados foram muito similares entre a resina acrílica específica para microondas e a resina acrílica convencional. Embora a resina acrílica termo polimerizável de rápida polimerização em água fervente tenha apresentado valores de conversão ligeiramente menores do que as duas resinas anteriormente citadas, os autores consideram improvável que a maior quantidade de monômero residual presente pudesse clinicamente desencadear irritações ou efeitos alérgicos na mucosa.

Comparando as resinas acrílicas Acron MC® e Onda Cryl®, ambas específicas para polimerização em microondas, Del Bel Cury, Rached e Ganzarolli (2001) comentaram o fato da resina Onda Cryl® ter uma relação pó/líquido maior que a resina AcronMC® e ter um processo de polimerização com menor energia inicial. Estes aspectos, segundo os autores podem ter sido responsáveis pela menor liberação de monômero residual observada na resina Onda Cryl®.

Comparando a resina acrílica convencional Paladon® e a resina acrílica específica para microondas Acron MC®, Yannikakis et al. (2002) analisaram os efeitos da polimerização em microondas sobre a porosidade destas resinas. O grupo controle, formado pela resina Paladon® polimerizada por ciclo térmico em água, não apresentou nenhum poro, independente de sua espessura ou superfície analisada. Os autores demonstraram que a variação no ciclo de polimerização não alterou a porosidade. Os fatores que alteraram significativamente a porosidade foram o tipo de resina acrílica e a espessura dos corpos de prova. A porosidade encontrada nos corpos de prova confeccionados com resina Acron MC® foi extremamente baixa. Os piores resultados foram obtidos no grupo de estudo confeccionado com resina Paladon® e polimerizado em microondas.

Oliveira et al. (2003) estudaram a influência da posição das muflas e o número de muflas polimerizadas ao mesmo tempo na quantidade de monômero residual e na porosidade da resina acrílica polimerizada em microondas. Os autores não encontraram diferença significativa entre os grupos de estudo para o teste de porosidade, desenvolvido por meio da contagem do número de poros. Segundo os autores, a quantidade de monômero residual foi afetada pelo posicionamento das muflas no interior do aparelho de microondas.

A liberação de monômero residual de uma resina acrílica específica para microondas foi estudada por Azzarri, Cortizo e Alessandrini (2003), analisando os efeitos da variação da potência e do tempo de polimerização nesta liberação. Utilizaram o comprimento de onda de 254nm em espectrofotômetro para determinação dos valores de liberação de monômero residual, tendo observado que esta liberação variou conforme a potência empregada e principalmente de acordo com o tempo de exposição no ciclo de polimerização.

Alterando o ciclo de polimerização da resina acrílica Onda Cryl®, Vasconcelos et al. (2003) diminuíram o tempo total de polimerização indicado pelo fabricante, eliminando um período de pausa. As propriedades analisadas foram a resistência à flexão, a microdureza superficial e a porosidade. Os valores encontrados, quando comparados com o grupo controle polimerizado pela técnica recomendada pelos fabricantes, apresentaram resistência à flexão e microdureza superficial semelhantes. Quanto à porosidade, o grupo de estudo apresentou valores menores que o grupo controle. Os autores concluíram que o ciclo alternativo por eles sugerido permitiu uma polimerização com a mesma qualidade do ciclo indicado pelo fabricante.

Botega et al. (2004) estudaram a variação do tempo de polimerização em função do número de muflas utilizadas simultaneamente em um forno de microondas para uma polimerização padrão da resina acrílica específica para microondas AcronMC®. Os parâmetros utilizados para a comparação foram o monômero residual liberado em água, a dureza Knoop e a porosidade dos corpos de prova. Segundo os autores, a polimerização no mesmo tempo experimental de mais de uma mufla no forno é possível desde que seja compensado o tempo de exposição das muflas às microondas, alterando assim o tempo total de polimerização. Encontraram para os grupos de estudo submetidos com 450 W de potência, os seguintes valores: uma mufla: 3min; duas muflas: 4,5 min; quatro muflas: 8,5 min; seis muflas: 13 min. Os autores não observaram diferença no número de poros por área analisada, independente da quantidade de muflas durante a polimerização.

Utilizando uma resina acrílica convencional, Lai et al. (2004) compararam a influência dos níveis de energia utilizados na polimerização em microondas. O grupo controle com resina acrílica Optilon-399® foi processado em ciclo térmico

convencional e nos grupos de estudo foram alterados tanto a potência como o tempo de exposição. Os autores consideraram que a polimerização em microondas é eficiente, mas que as variações entre a potência e o tempo de polimerização influenciaram consideravelmente as propriedades das resinas acrílicas. A presença de porosidade nas resinas acrílicas polimerizadas em microondas é diretamente proporcional ao nível de energia utilizado, sendo necessário ajustá-lo com o objetivo de diminuir a níveis mínimos a porosidade das resinas acrílicas polimerizadas por este método.

A Resina acrílica Onda Cryl®, específica para microondas foi estudada por Compagnoni et al. (2004), para avaliar se os distintos ciclos de polimerização afetariam a porosidade dos corpos de prova. Um grupo controle foi formado pela resina acrílica termo polimerizável Clássico®. Os poros foram calculados pela diferença de peso entre os corpos de prova secos e hidratados, não tendo sido encontrada diferença significativa entre os grupos estudados.

Quatro materiais hipoalergênicos para base de prótese total foram estudados por Pfeiffer e Rosenbauer (2004) e comparados com um grupo controle composto por uma resina acrílica convencional. Os autores avaliaram a liberação de monômero residual, absorção e solubilidade em água de cada grupo de estudo. Nos testes de absorção e solubilidade, todos os grupos de estudo apresentaram valores semelhantes entre si. Quanto à liberação de monômero residual, todos os grupos de estudo apresentaram valores menores que o grupo controle, sendo que dois deles, Microbase® e Promysan®, não apresentaram nenhuma liberação de monômero residual.

Bayraktar et al. (2006) estudaram a influência dos processos de polimerização e do tempo de estoque das próteses dentárias na liberação de monômero residual.

Três tipos de resinas acrílicas distintas e os ciclos de polimerização térmico, em microondas e auto polimerizável foram utilizados nestes grupos de estudo. O tempo de estoque em água após a polimerização também foi objeto de estudo. Formados seis grupos de estudo, as soluções resultantes da liberação de monômero residual foram submetidas à leitura em espectrofotômetro, utilizando-se um comprimento de onda de 220nm. Os autores observaram que o melhor resultado foi apresentado pela resina acrílica convencional após um dia de estocagem em água. Para a resina acrílica auto polimerizável, a imersão em água a 60°C durante a polimerização e a permanência por 1 dia em água à temperatura ambiente foi o mais indicado para a liberação total do monômero residual. Acrescentaram que, a resina acrílica específica de microondas atingiu o nível mais baixo de liberação de monômero residual após 1 mês em água.

A adaptação interna, porosidade, dureza, resistência ao impacto e à flexão das resinas utilizadas para base de prótese total foram avaliadas por Ganzarolli et al. (2007). Três tipos de resinas, uma termo polimerizável convencional, uma específica para microondas e uma resina injetável foram estudadas. A resina injetável apresentou a melhor adaptação interna, principalmente após 30 dias, com porosidade, resistência a flexão e resistência ao impacto semelhantes aos outros dois grupos estudados. O grupo de estudo formado pela resina acrílica convencional apresentou a menor porosidade e também a menor resistência à flexão e ao impacto. Segundo os autores, estes dados não concordam com a afirmação de que a porosidade e a resistência à flexão e ao impacto são inversamente proporcionais.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo se propõe a avaliar a resina acrílica termo polimerizável convencional, termo polimerizável para microondas e auto polimerizável com ligação cruzada, submetendo-as a diferentes ciclos de polimerização para observação das seguintes propriedades:

- liberação de monômero residual
- absorção de água
- porosidade superficial

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

4.1.1 Corpos de Prova

- Aparelho de microondas - Sanyo - modelo EM-904 TGR
- Aparelho de ultrassom T14 – Thornton Inpec Eletrônica S/A
- Broca Tungstênio PM 1509 – Edenta fabricante de instrumentos rotatórios odontológicos
- Espátula metálica nº36 - Duflex/SSWhite do Brasil
- Gesso pedra especial tipo IV na cor salmão - Durone®
- Gral de borracha e espátula para gesso
- Isolante para resinas Isolacril – Asfer Indústria Química Ltda.
- Lixas d'água modelo T223 - abrasivo óxido de alumínio, granulações 240, 400 e 600 - Norton Abrasivos– grupo Saint-Gobain Ltda.
- Máquina de bancada para Lixamento e Polimento – Struers S/A
- Micro-motor e peça-reta – Kavo do Brasil Ind. e Com. Ltda.
- Mufla total em latão sem parafusos nº6 – Translux – Uraby Artigos Odontológicos
- Mufla plástica para microondas – OndaCryl - Artigos Odontológicos Clássico Ltda.

- Padrão em metal latão - 25mm de diâmetro por 4mm de altura
- Pedra montada branca nº5 – Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda.
- Pincel número 3 - Tigre®
- Polimerizadora automática – Riguetto & Cia Ltda.
- Pote de vidro para manipulação de resina acrílica
- Placa Getom para polimerização – Techno Máquinas Indústria e Comércio Ltda.
- Prensa de bancada Prensa Forte® – Promeco Ind. Eletro Ind. Eletro Mecânica Ltda.
- Prensa Hidráulica VH – 4 ton. – Midas Dental Prod. Ltda.
- Resina acrílica auto polimerizável com ligação cruzada Orto Clas® - Artigos Odontológicos Clássico Ltda.
- Resina acrílica termo polimerizável Clássico® – cor nº1 para esclera - Artigos Odontológicos Clássico Ltda.
- Resina acrílica termo polimerizável em microondas Onda Cryl® – cor nº1 para esclera - Artigos Odontológicos Clássico Ltda.
- Vaselina filtrada neutra – Sidepal Industrial e Comercial Ltda.

4.1.2 Liberação de Monômero Residual

- Água destilada

- Cubeta de 1ml em cristal para espectrofotômetro
- Estufa de secagem e esterilização – Fanem Ltda.
- Espectrofotômetro – DU-800 - Beckman Coulter Inc.
- Filme plástico de PVC – Rolopack – MKM Filmes Flexíveis e Embalagens
- Filtro Milli-Q - água deionizada - Millipore Indústria e Comércio Ltda.
- Frasco de 17ml em vidro âmbar
- Frasco Becker de 250ml
- Frasco Eppendorff de 2ml
- Pinça nº317 – Duflex/SSWhite do Brasil
- Pipeta de 5ml em vidro
- Pipeta de 10ml em vidro

4.1.3 Absorção de Água

- Água destilada
- Balança de precisão – modelo Adventurer – Ohaus S/A
- Dissecador de vidro – Labcamp Comércio de Artigos Odontológicos
- Estufa de secagem e esterilização – Fanem Ltda.
- Frasco Becker de 250ml
- Pinça nº317 – Duflex/SSWhite do Brasil
- Sílicagel azul (1/4mm) P.A. - Synth – Labsynth Produtos para Laboratório Ltda.

- Toalha de papel absorvente – Snob/Santher – Fábrica de Papel Santa Therezinha S/A

4.1.4 Porosidade Superficial

- Agitador de mesa Kline - Nova Ética
- Câmera digital – Hyperhad color vídeo camera – Sony Brasil Ltda.
- Computador Pavilion 7360 - Intel Pentium – Hewlett-Packard Development Company
- Frasco Becker de 250ml
- Lupa Estereoscópica Citoval 2 – Carl Zeiss / Jena
- Pinça nº317 – Duflex/SSWhite do Brasil
- Software IMAGELAB 2000®
- Solução de Violeta Genciana a 1% - marca Laborclin®
- Toalha de papel absorvente – Snob/Santher – Fábrica de Papel Santa Therezinha S/A

4.2 Métodos

Para produzir os corpos de prova nas dimensões previamente definidas, foram confeccionados padrões em latão que fornecessem corpos de prova padronizados com o volume de 6cm³ e dimensões de 25mm de diâmetro por 4mm de espessura, biselados nas bordas de modo a facilitar o processo de demuflagem.

Foram confeccionadas 5 unidades destes padrões em latão, de modo a serem incluídos nas 3 muflas referentes a cada grupo, quer fossem elas plásticas ou metálicas. Desta forma obteve-se um conjunto de 15 elementos para cada grupo de estudo.

No delineamento deste trabalho, foram estabelecidos os seguintes grupos de estudo:

- Grupo 1: resina acrílica termo polimerizável convencional, polimerizada em ciclo térmico em água.
- Grupo 2: resina acrílica termo polimerizável por microondas, polimerizada por microondas.
- Grupo 3: resina acrílica termo polimerizável convencional, polimerizada por microondas.
- Grupo 4: resina acrílica auto polimerizável com ligação cruzada, auto polimerizada à temperatura ambiente.

4.2.1 Corpos de prova

A inclusão dos padrões metálicos com 25mm de diâmetro e 4mm de espessura e 6cm³ nas muflas metálicas e plásticas seguiu a metodologia utilizada por Kawabata (2006).

Os cinco padrões em latão foram dispostos sobre uma placa de vidro, após serem devidamente vaselinados para facilitar a remoção na demuflagem, deixando a base do corpo de prova em formato tronco-cônico apoiada na placa. A contra-mufla, também vaselinada, foi colocada sobre a placa, sendo o gesso pedra especial, já espatulado conforme as indicações do fabricante, vertido sobre os padrões e a tampa da contra-mufla posicionada sobre este conjunto. Após a presa final, o gesso foi isolado para que então, a base da mufla fosse preenchida com mais uma porção de gesso. Fechada, a mufla foi levada a uma prensa de bancada e comprimida até que as suas partes se encontrassem, assim permanecendo até o final da cristalização. Esta seqüência técnica foi repetida para cada uma das três muflas de cada grupo, quer fosse ela plástica ou metálica. As muflas metálicas foram utilizadas para a acrilização da resina dos Grupos 1 e 4, enquanto que as muflas plásticas foram utilizadas nos Grupos 2 e 3.

A resina acrílica do Grupo 1 foi proporcionada e manipulada segundo as instruções do fabricante, utilizando um pote de vidro, 14ml de monômero e 42ml de polímero, mantendo-se assim uma proporção pó/líquido de 3/1 em volume.

A mistura foi homogeneizada com a utilização de uma espátula metálica nº36, aguardando-se até que a resina se encontrasse na fase pegajosa, de acordo com Kawabata (2006), de modo a que fosse possível vertê-la nas muflas, previamente

isoladas. A opção por vertê-la nesta fase e não na fase plástica comumente indicada se deu pelo fato da fase pegajosa favorecer o escoamento do material, diminuindo assim a possibilidade de incorporação de bolhas durante a prensagem. As muflas foram deixadas sobre a bancada de trabalho aguardando para que o ciclo de polimerização atingisse a fase plástica, adequada para a prensagem. Levadas à prensa hidráulica, as muflas foram submetidas a uma força de 1,25 toneladas, com o objetivo de eliminar as possíveis bolhas causadas por um inadequado escoamento do material. Após a remoção da prensa hidráulica, as muflas metálicas foram colocadas em placas Getom, deixadas repousar por 10 minutos, mantendo-se a pressão sobre as muflas durante todo o ciclo de polimerização.

Foi utilizado o ciclo de polimerização descrito por Skinner (1962), onde se eleva a temperatura da água da polimerizadora até 74°C, mantendo-a nesta temperatura por 120 minutos. Após este período, elevou-se a temperatura da água à 100°C, assim permanecendo por mais 60 minutos para a finalização do ciclo. Após o término, as muflas foram retiradas da polimerizadora e deixadas sobre a bancada por 30 minutos à temperatura ambiente, para então serem submersas em água por 15 minutos.

Os corpos de prova do Grupo 2 foram confeccionados com a resina acrílica específica para microondas e de acordo com a seqüência técnica descrita para o Grupo 1, variando apenas no que diz respeito ao ciclo de polimerização e à utilização de muflas plásticas, já que neste grupo a resina foi processada em aparelho de microondas. O ciclo de polimerização em aparelho de microondas com 800W de potência máxima, consistiu em aquecer uma mufla por vez, durante 3 minutos empregando-se 40% da potência máxima do aparelho (320 W), deixar descascar por 4 minutos, para depois finalizar a polimerização com mais 3 minutos a

90% da potência máxima (720 W). Após a polimerização, as muflas esfriaram a temperatura ambiente por 30 minutos, acrescidos de mais 15 minutos em água.

Os corpos de prova do Grupo 3 foram confeccionados com resina acrílica termo polimerizável convencional, manipulada conforme a técnica acima descrita, incluídos em muflas plásticas, sendo submetidos ao mesmo ciclo de polimerização em microondas descrito para o Grupo 2.

Os corpos de prova do Grupo 4 foram confeccionados com resina acrílica auto polimerizável com ligação cruzada, mantendo-se o processo de manipulação e a etapa de inclusão acima descritos. O Grupo 4 diferiu entretanto na proporção de monômero e polímero utilizados, já que o fabricante preconiza uma relação pó/líquido de 2,5/1 em volume, não sendo submetidas a qualquer fonte de calor externo. Após o processo de prensagem, as muflas aguardaram por 20 minutos sob pressão para finalizar a polimerização química.

Após a demuflagem, os corpos de prova foram submetidos ao processo de acabamento e polimento com a utilização de um micro-motor e peça reta em baixa rotação, sendo removidos os excessos e rebarbas com uma broca de Tungstênio PM 1509 e realizado o acabamento com pedra montada branca. O polimento foi executado em uma politriz horizontal, a uma velocidade de 250 rpm, utilizando subseqüentemente as lixas d'água com a granulometria de 320, 400 e 600, sob irrigação constante e lavagem com água entre as diferentes lixas empregadas. Ao final do processo, os corpos de prova passaram por uma limpeza complementar utilizando um aparelho de ultra-som, imersos em água destilada por 2 minutos. A partir desta etapa, todas as manipulações dos corpos de prova foram executadas utilizando uma pinça clínica, a fim de evitar a contaminação com resíduos provenientes da pele do operador.

Figura 4.1 – Corpos de prova com medidas padronizadas e acabamento final

4.2.2 Liberação de Monômero Residual

Os corpos de prova de cada grupo de estudo foram colocados em frascos de vidro âmbar. Os frascos foram preenchidos com 10 ml de água deionizada utilizando-se uma pipeta de 10ml, e vedados com filme plástico de PVC para evitar a evaporação do monômero residual liberado na água. Os frascos foram mantidos em estufa à temperatura de 37°C. A cada 24 horas, foi coletada uma amostra de 2ml utilizando-se uma pipeta de 5 ml, desprezando-se a solução restante. Após serem lavados por 1 segundo com água destilada, os corpos foram recolocados nos frascos âmbar, acrescentando-se 10 ml de água deionizada e levados novamente à estufa. Este procedimento se repetiu por 11 dias para os 15 corpos de prova de cada grupo, sendo que soluções coletadas foram armazenadas em frascos tipo Eppendorff de 2ml para posterior análise.

O aparelho espectrofotômetro foi calibrado com diluição conhecida de monômero na faixa de raios ultravioleta, com o comprimento de onda de 206nm, dentro do patamar de 200 a 216nm, considerado o mais adequado por Oliveira (2003) (Anexos A,B e C). Uma curva de diluição padrão foi estabelecida para posteriormente comparar os valores obtidos pelo espectrofotômetro e obter a diluição correta das soluções resultantes da liberação de monômero em cada frasco. Com o espectrofotômetro já calibrado e a curva de diluição obtida, as soluções estocadas nos frascos tipo Eppendorff foram transferidas para cubetas de cristal e levadas ao espectrofotômetro para a leitura da concentração de monômero. O teste referente à liberação de monômero residual em água, realizado no aparelho de espectrofotometria, forneceu dados em números absolutos, o que possibilitou o desenvolvimento de um gráfico (Anexo D).

Figura 4.2 - Gráfico da diluição padrão

A análise deste gráfico, obtido a partir de soluções previamente definidas com diferentes concentrações de monômero acrílico diluído em água, permitiu o desenvolvimento da seguinte fórmula:

$$y = 0,027x - 0,441$$

$$R^2 = 0,999$$

Nesta fórmula os dados fornecidos pelo espectrofotômetro foram convertidos em microlitros (µl) de monômero em litro (l) de solução aquosa, onde x é o valor fornecido pelo espectrofotômetro e y o valor de diluição. A razão desta reta (R^2) é o valor 0,999 acima relacionado, nos conferindo uma confiabilidade muito próxima dos 100%.

Figura 4.3 – Coleta da solução e análise do monômero residual em espectrofotômetro

4.2.3 Absorção de Água

Na sequência experimental, os mesmos corpos de prova foram utilizados para avaliar a absorção de água. Neste teste os corpos de prova foram posicionados

sobre papel absorvente dentro de um dissecador contendo sílica gel para remoção da umidade local. Após o processo de desidratação, por um período de 24 horas em estufa a 37°C, os corpos de prova foram removidos do dissecador e pesados em uma balança de precisão. Uma vez obtidos estes dados, os corpos de prova de cada grupo de estudo foram submersos em água deionizada dentro de frascos Becker, sendo estes mantidos em estufa à 37°C por um período de 7 dias. Retirados da imersão e secos levemente em papel absorvente, com o intuito de remover a água superficial, os corpos de prova foram pesados novamente na mesma balança de precisão. Desta forma a absorção de água foi estabelecida pela diferença de peso em gramas dos corpos de prova nas condições experimentais seco e hidratado.

Figura 4.4 – Dissecador em estufa a 37°C e pesagem para averiguar a absorção de água

4.2.4 Porosidade Superficial

Para a avaliação da porosidade superficial, os corpos de prova de cada grupo de estudo foram submersos em solução de violeta genciana a 1% dentro de frascos Becker e mantidos por um período de 30 minutos sobre um agitador de mesa. A submersão em violeta genciana teve por objetivo pigmentar os microporos superficiais. Retirados da solução, lavados em água destilada corrente por 1 segundo e secos em papel absorvente, os corpos de prova foram levados à lupa estereoscópica. Neste equipamento, que proporciona um aumento de 20 vezes, foram capturadas as imagens de cinco áreas em cada corpo de prova.

Figura 4.5 – Áreas observadas para análise da porosidade superficial

Uma câmera digital embutida na lupa estereoscópica enviou as imagens para um computador, de modo a serem processadas pelo software ImageLab 2000®. Os poros foram evidenciados na imagem captada sob a forma de pontos arroxeados, em contraste com o material de coloração branca das resinas acrílicas para esclera. O Grupo 4, confeccionado com resina acrílica auto polimerizável com ligação cruzada não foi submetido a esta análise, uma vez que sendo incolor, a ausência de contraste não possibilitaria a captação da imagem pelo *software* ImageLab 2000®.

Figura 4.6 – Imagem captada pela câmera digital embutida na lupa estereoscópica

O *software* processou as imagens captadas, gerando uma análise percentual das áreas escuras correspondentes aos poros pigmentados pela violeta genciana em relação às áreas claras.

Figura 4.7 – Tela de apresentação do software ImageLab 2000

Os dados coletados nos testes de liberação de monômero residual, absorção de água e porosidade superficial foram tabulados e submetidos à análise estatística ANOVA/TUKEY ($p \leq 0,05$).

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos neste trabalho experimental são apresentados de acordo com os testes desenvolvidos. Para melhor entendimento, reafirma-se inicialmente a composição dos grupos experimentais:

Grupo 1: Resina acrílica termo polimerizável convencional / ciclo térmico em água;

Grupo 2: Resina acrílica termo polimerizável para microondas / ciclo térmico em aparelho de microondas;

Grupo 3: Resina acrílica termo polimerizável convencional / ciclo térmico em aparelho de microondas;

Grupo 4: Resina acrílica auto polimerizável com ligação cruzada / auto polimerização à temperatura ambiente.

5.1 Liberação de monômero residual

Os resultados relativos ao teste de liberação de monômero residual são apresentados na Tabela 5.1, de acordo com o período experimental previsto.

Tabela 5.1 – Média e desvio padrão da liberação de monômero residual em $\mu\text{l/l}$

Dia									
Grupo	1	2	3	4	6	8	9	10	11
1	42,40	23,98	22,28	22,88	23,56	23,95	24,42	23,37	22,81
	(+/- 2,95)	(+/- 1,62)	(+/- 1,21)	(+/- 1,40)	(+/- 1,82)	(+/- 1,63)	(+/- 1,66)	(+/- 1,51)	(+/- 1,30)
2	16,61	16,50	16,64	17,53	20,00	18,85	18,47	18,42	19,54
	(+/- 0,55)	(+/- 0,19)	(+/- 0,18)	(+/- 2,01)	(+/- 1,98)	(+/- 1,39)	(+/- 0,95)	(+/- 0,61)	(+/- 3,04)
3	33,29	34,30	32,48	24,37	28,68	25,51	19,74	21,56	21,12
	(+/- 1,49)	(+/- 9,55)	(+/- 1,07)	(+/- 8,77)	(+/- 2,01)	(+/- 1,75)	(+/- 0,69)	(+/- 2,82)	(+/- 2,29)
4	123,89	72,60	55,03	47,58	45,44	26,08	23,84	21,13	22,19
	(+/-2,71)	(+/- 7,70)	(+/- 8,47)	(+/- 6,24)	(+/- 3,75)	(+/- 2,04)	(+/- 4,59)	(+/- 2,13)	(+/- 2,37)

O Grupo 1 apresentou maior liberação de monômero residual nas primeiras 24 horas. Após este período, houve uma queda de aproximadamente 45% na quantidade de monômero residual liberado, mantendo-se neste patamar até o final do experimento.

O Grupo 2 foi o grupo que liberou a menor quantidade de monômero residual nas primeiras 24 horas. Esta liberação manteve-se abaixo de $20\mu\text{l/l}$ por todo o período experimental.

O Grupo 3 demonstrou, nas primeiras 24 horas, menor liberação de monômero residual do que o Grupo 1, mas duas vezes superior àquela do Grupo 2 para este mesmo período.

O Grupo 4 apresentou uma liberação de monômero residual superior nas primeiras 24 horas, tendo liberado cerca de três vezes mais monômero residual que o Grupo 1 e o Grupo 3 e sete vezes mais que o Grupo 2. Observou-se que a diminuição na quantidade de monômero liberado foi acentuada até o dia 3, mantendo-se em declínio por praticamente todo experimento. Após o dia 8 os valores observados aproximaram-se daqueles apresentados pelos outros três grupos.

A Figura 5.1 proporciona uma visão comparativa da liberação de monômero residual.

Figura 5.1- Liberação de monômero residual

Os resultados da análise estatística ANOVA/TUKEY ($p \leq 0,05$) a que foram submetidos os dados observados nos diferentes grupos ao longo do período experimental são aqui apresentados individualmente para cada grupo e comparativamente entre os grupos.

A Tabela 5.2 demonstra que para Grupo 1 ocorreu uma diferença estatisticamente significativa apenas entre o dia 1 e os demais dias do período experimental.

Tabela 5.2 - Análise estatística ANOVA/TUKEY - Liberação de monômero residual – Grupo 1

Dia									
Dia	1	2	3	4	6	8	9	10	11
1		0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
2	0,0001*		1	1	1	1	1	1	1
3	0,0001*	1		1	1	1	1	1	1
4	0,0001*	1	1		1	1	1	1	1
6	0,0001*	1	1	1		1	1	1	1
8	0,0001*	1	1	1	1		1	1	1
9	0,0001*	1	1	1	1	1		1	1
10	0,0001*	1	1	1	1	1	1		1
11	0,0001*	1	1	1	1	1	1	1	

* sig. = $p \leq 0,05$

A variação na liberação de monômero residual do Grupo 2, apresentada na Tabela 5.3, não foi estatisticamente significante em todos os intervalos de tempo considerados.

Tabela 5.3 - Análise estatística ANOVA/TUKEY - Liberação de monômero residual – Grupo 2

Dia									
Dia	1	2	3	4	6	8	9	10	11
1		1	1	1	1	1	1	1	1
2	1		1	1	1	1	1	1	1
3	1	1		1	1	1	1	1	1
4	1	1	1		1	1	1	1	1
6	1	1	1	1		1	1	1	1
8	1	1	1	1	1		1	1	1
9	1	1	1	1	1	1		1	1
10	1	1	1	1	1	1	1		1
11	1	1	1	1	1	1	1	1	

 $p \leq 0,05$

Entretanto, a observação da Tabela 5.4, referente ao Grupo 3, estabelece que a liberação diária de monômero residual foi significativamente menor a partir do dia 8.

Tabela 5.4 - Análise estatística ANOVA/TUKEY - Liberação de monômero residual – Grupo 3

Dia									
Dia	1	2	3	4	6	8	9	10	11
1		1	1	0,3106	0,4732	0,6302	0,0009*	0,0138*	0,0074*
2	1		1	0,122	0,2221	0,3379	0,0002*	0,0031*	0,0015*
3	1	1		0,5287	0,6744	0,8347	0,0031*	0,0394*	0,0224*
4	0,3106	0,122	0,5287		0,8897	1	0,9995	1	1
6	0,4732	0,2221	0,6744	0,8897		0,8757	0,9332	0,9767	0,8999
8	0,6302	0,3379	0,8347	1	0,8757		0,9807	1	0,9998
9	0,0009*	0,0002*	0,0031*	0,9995	0,9332	0,9807		1	1
10	0,0138*	0,0031*	0,0394*	1	0,9767	1	1		1
11	0,0074*	0,0015*	0,0224*	1	0,8999	0,9998	1	1	

* sig. = $p \leq 0,05$

A análise estatística do Grupo 4, apresentada na Tabela 5.5, aponta uma redução significativa na liberação diária de monômero residual, com exceção da liberação observada entre os dias 3 e 4 e a partir do dia 8.

Tabela 5.5 - Análise estatística ANOVA/TUKEY - Liberação de monômero residual – Grupo 4

Dia									
Dia	1	2	3	4	6	8	9	10	11
1		0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
2	0,0001*		0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
3	0,0001*	0,0001*		0,7191	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
4	0,0001*	0,0001*	0,7191		0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
6	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*		0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*
8	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*		1	0,9982	1
9	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	1		1	1
10	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,9982	1		1
11	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	0,0001*	1	1	1	

* sig. = $p \leq 0,05$

A análise estatística da variação da liberação de monômero residual entre os grupos de estudo demonstra que ocorre diferença estatisticamente significativa entre

os grupos estudados, excetuando-se os Grupos 1 e 3 que não demonstram diferença entre si.

Tabela 5.6 – Análise estatística ANOVA/TUKEY. Liberação de monômero residual nos grupos de estudo

	Grupo			
Grupo	1	2	3	4
1		0,000*	0,8626	0,000*
2	0,000*		0,000*	0,000*
3	0,8626	0,000*		0,000*
4	0,000*	0,000*	0,000*	

* sig. = $p \leq 0,05$

5.2 Absorção de água

A absorção de água é representada neste trabalho pela diferença de peso em gramas observado nas condições experimentais seco e hidratado. Os dados obtidos através da pesagem dos corpos de prova de cada grupo de estudo nas etapas previstas proporcionaram a média e o desvio padrão apresentados na Tabela 5.7.

Tabela 5.7 - Média e desvio padrão da absorção de água em gramas

Grupo				
	1	2	3	4
Seco	2,021 (+/- 0,063)	2,041 (+/- 0,074)	2,144 (+/- 0,065)	1,947 (+/- 0,078)
Hidratado	2,037 (+/- 0,062)	2,056 (+/- 0,075)	2,155 (+/- 0,067)	1,970 (+/- 0,086)
Hidratado-Seco	0,016 (+/- 0,004)	0,015 (+/- 0,005)	0,011 (+/- 0,003)	0,023 (+/- 0,037)

A menor média de peso em gramas ocorreu para o Grupo 4, a maior para o Grupo 3 e os Grupos 1 e 2 apresentaram valores intermediários, nas condições experimentais seco e hidratado. Ao mesmo tempo, o Grupo 4 apresentou a maior absorção de água, o Grupo 3 a menor enquanto os Grupos 1 e 2 permaneceram com valores intermediários.

A Figura 5.2 possibilita uma visualização comparativa da quantidade de água absorvida nos diferentes grupos experimentais.

Figura 5.2 – Gráfico da absorção de água

A absorção de água mostrou ser semelhante para todos os grupos de estudo, não demonstrando diferença significativa após a análise dos dados pelo teste ANOVA/TUKEY ($p \leq 0,05$).

Tabela 5.8 - Análise estatística ANOVA/TUKEY - Absorção de água

Grupo				
Grupo	1	2	3	4
1		0,9977	0,8425	0,7736
2	0,9977		0,9192	0,6636
3	0,8425	0,9192		0,2923
4	0,7736	0,6636	0,2923	

$p \leq 0,05$

5.3 Porosidade Superficial

Os valores abaixo correspondem à média e ao desvio padrão apresentados pelos Grupos 1, 2 e 3 quando submetidos ao teste de porosidade superficial, lembrando que o Grupo 4 não pode ser avaliado devido à transparência dos seus corpos de prova. Estes valores representam a porcentagem da área de poros encontrados na superfície dos corpos de prova em relação à área total avaliada.

Embora tenham sido efetuadas leituras de cinco áreas para cada corpo de prova, para a realização dos cálculos foram consideradas apenas três áreas, eliminando-se assim os valores mais discrepantes de modo que as médias e os desvios padrão não apresentassem grandes distorções. Na Tabela 5.9 observa-se que os valores apresentados pelos grupos 1 e 3 são bastante semelhantes, ambos menores que aquele referente ao Grupo 2.

Tabela 5.9 - Média e desvio padrão da porosidade em porcentual de área

Grupo		
1	2	3
0,244%	0,456%	0,297%
(+/- 0,079)	(+/- 0,107)	(+/- 0,087)

O Gráfico 5.3 proporciona um visão comparativa da porosidade superficial apresentada pelos diferentes grupos.

Figura 5.3 Porosidade superficial

A análise estatística dos dados relativos à porosidade superficial aponta que não ocorreu diferença estatisticamente significativa entre o Grupo 1 e o Grupo 3, podendo-se considerar que estes grupos apresentaram porosidade superficial semelhante. Todavia a porosidade superficial apresentada pelo Grupo 2 mostrou ser estatisticamente maior quando comparada àquelas dos Grupos 1 e 3.

Tabela 5.10 - Análise estatística ANOVA/TUKEY - Porosidade superficial.

Grupo			
Grupo	1	2	3
1		0,0002*	0,3485
2	0,0002*		0,0055*
3	0,3485	0,0055*	

* sig. = $p \leq 0,05$

6 DISCUSSÃO

O conceito de que a reabilitação protética deva ser desenvolvida dentro de um contexto multiprofissional e interdisciplinar expandiu a área de conhecimento relativa à prótese ocular, de modo que seus fundamentos sejam embasados em estudos etiológicos e epidemiológicos das perdas do bulbo ocular e acompanhem a evolução tecnológica dos biomateriais.

Estudos como os de Meissner (1960) e Chalian, Drane e Standish (1972) relacionaram as vantagens das próteses oculares confeccionadas em resina acrílica sobre as de vidro, elegendo a resina acrílica como o melhor material para a reabilitação protética das perdas do bulbo ocular. A literatura apresenta relatos sobre o desenvolvimento de técnicas de confecção de próteses em resina acrílica, abordando os aspectos de estética, modelagem do padrão de cera e processo de polimerização (BROWN, 1970; BENSON, 1977; OLIVEIRA, 1982). A ocorrência de ptose palpebral decorrente do peso exercido por próteses oculares maiores, confirmada por Kaltreider (2000), suscitou os trabalhos de Rode (1975), Carvalho (1979) e Dias (1994) nos quais se propõe protocolos para confecção de próteses oculares ocas e mais leves confeccionadas em resina acrílica.

A preocupação sobre a demanda de atendimento para confecção prótese ocular e o perfil do paciente com perda do bulbo ocular determinou estudos sobre a prevalência destas perdas em Ambulatórios de Prótese Buco Maxilo Facial. Mattos (1987) e Coas, Neves e Rode (2005) observaram uma prevalência da etiologia traumática sobre a patológica, bem como do gênero masculino sobre o feminino. Embora em ambos os estudos a etiologia congênita tenha correspondido apenas a

de cerca 5% dos casos, há que se considerar também a maior incidência de trauma em faixas etárias mais jovens, fato evidenciado em levantamento realizado por Mattos et al. (2006).

O comprometimento do crescimento orbitário decorrente da perda do bulbo ocular, confirmado por Gaia et al. (2006) demanda, segundo Fountain, Goldberger e Murphree (1999) não apenas a confecção de sucessivas próteses oculares que acompanhem o crescimento facial, como também a instalação imediata de implantes intrabulbares de diâmetro adequado. Os casos de anoftalmia ou microftalmia congênita, como descrito por Sá Lima, Alfenas e Claro (2002), requerem inicialmente a instalação de uma prótese expansora com aumentos progressivos, de modo a adequar a cavidade para a posterior confecção de sucessivas próteses oculares ao longo do crescimento.

A obrigatoriedade de revisões e substituições periódicas das próteses oculares, mesmo em pacientes adultos, é imposta, segundo Chaudhry, Memon e Ahmad (2006), pela necessidade de controle das estruturas anatômicas residuais da cavidade anoftálmica. Não apenas a alteração dos tecidos da cavidade anoftálmica, com conseqüente perda da adaptação da prótese ocular e prejuízo estético, determina as trocas periódicas de uma prótese ocular. A prótese ocular sofre um processo de deterioração de sua condição estética em função da alteração de cor da esclera e dos pigmentos empregados em sua caracterização, como foi descrito por Kawabata (2006).

A constante procura por processos mais rápidos de confecção de prótese ocular que satisfizessem os requisitos de biocompatibilidade motivou os trabalhos de Rezende (1978) e Dias (1986). Esta linha de pesquisa encontra prosseguimento neste trabalho, onde se avalia os aspectos de liberação de monômero residual,

porosidade superficial e absorção de água nas resinas acrílicas submetidas a diferentes ciclos de polimerização.

O conhecimento das propriedades físicas e químicas das resinas acrílicas empregadas como biomateriais em odontologia (SKINNER, 1962) foi fundamental para o estabelecimento da Especificação nº 12 para polímeros acrílicos da *American Dental Association* (ADA, 1975). Posteriormente, a possibilidade da utilização do calor seco, proporcionado pela energia gerada pelas microondas para a polimerização das resinas acrílicas, levou ao desenvolvimento de um tipo específico de resina.

Ao estudo de Kimura et al. (1983) sobre o menor tempo necessário às fases iniciais de polimerização da resina acrílica submetida ao ciclo microondas, seguem-se os trabalhos comparativos com resinas acrílicas convencionais de Kimura, Teraoka e Saito (1984), Takamata et al. (1989), Sanders, Levin e Reitz (1991), Al-Hanbali, Kelleway e Howlet (1991) e Dyer e Howlett (1994) sobre distorção e adaptação observadas dentro de diversas condições experimentais.

A inexistência de diferença significativa na resistência à flexão apresentada pelas resinas acrílicas convencionais e as resinas acrílicas específicas para microondas, estabelecida por Rached e Del Bel Cury (2001) e Silva et al. (2002), vem reforçar a utilização destas resinas acrílicas na confecção de próteses odontológicas. O tempo de processamento laboratorial, reduzido quando se emprega as microondas como fonte de energia para a polimerização de resinas acrílicas, assume um caráter diferencial importante na escolha da técnica laboratorial, uma vez que não ocorre perda das propriedades físicas, químicas e mecânicas consideradas necessárias a uma prótese adequada (PHOENIX, 2005).

A variação do tempo de polimerização e da potência das microondas aplicadas às resinas acrílicas foi amplamente estudada por inúmeros pesquisadores, buscando encontrar padrões adequados de polimerização (ILBAY; GUVENER; ALKUMRU, 1994; AZZARI; CORTIZO; ALESSANDRINI, 2003; OLIVEIRA et al., 2003; BOTEGA et al., 2004). Os Grupos 2 e 3 deste trabalho foram polimerizados em microondas utilizando o ciclo sugerido pelo fabricante da resina Onda Ceryl®, seguindo o mesmo princípio de polimerização empregado no ciclo térmico convencional sugerido por Phoenix (2005). Neste sistema aplica-se uma temperatura inicial acima dos 60°C, para decompor o peróxido de benzoíla que atua como iniciador da reação, e após este período a temperatura é elevada fornecendo mais energia para finalizar o processo de polimerização.

Como descrito na metodologia, a polimerização dos corpos de prova foi realizada colocando-se uma mufla de cada vez no aparelho de microondas, evitando-se assim a necessidade de adequar a potência e o tempo de polimerização devido a presença de mais de uma mufla por vez no aparelho de microondas, como evidenciado por Botega et al. (2004).

6.1 Monômero Residual

A determinação da liberação de monômero residual presente nas resinas acrílicas configura-se um teste importante devido à possibilidade de uma reação de hipersensibilidade ao monômero acrílico (SMITH; BAINS, 1956), reação que pode se manifestar sob a forma de eczemas, tanto em pele como em mucosa (BASTIAAN,

1982). A hipersensibilidade aos metacrilatos avaliada por Kanerva, Jolanki e Estlander (1997) por meio de testes de contato, apontou o metil-metacrilato em 8º lugar na relação das substâncias associadas às reações de sensibilidade, correspondendo a 7,4% delas. Estas constatações levaram ao desenvolvimento de materiais hipoalergênicos para a confecção de prótese odontológica, que ao serem comparativamente avaliados por Pfeiffer e Rosenbauer (2004), não apresentaram liberação de monômero residual.

Estes aspectos, igualmente importantes para a confecção de próteses oculares, foram considerados por Rezende (1978) ao indicar que a camada final da prótese ocular fosse confeccionada em resina acrílica termo polimerizável, alegando que a resina acrílica Orto Clas® poderia apresentar uma maior liberação de monômero residual.

Nos dados obtidos neste trabalho para os Grupos de estudo 1 e 3, confeccionados com resina acrílica termo polimerizável, a liberação de monômero residual foi similar, sendo os únicos grupos que não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os quatro grupos estudados. Este resultado sugere que o processo empregado para a polimerização da resina acrílica termo polimerizável convencional, quer fosse ele ciclo térmico em microondas ou ciclo térmico convencional, não interferiu na liberação de monômero residual.

Resultados diferentes foram observados por Al Doori et al. (1988) e Blagojevic e Murphy (1999) para quem as resinas acrílicas auto polimerizáveis processadas com microondas apresentaram maior liberação de monômero residual quando comparadas àquelas submetidas ao ciclo térmico convencional. Entretanto De Clerk (1987), ao estabelecer uma avaliação comparativa empregando testes químicos, observou uma liberação de monômero residual significativamente menor para a

resina acrílica polimerizada em microondas. Estas divergências podem ser decorrentes da variação nas marcas comerciais das resinas acrílicas e na metodologia empregada em cada um dos estudos experimentais.

O Grupo 2, formado pelos corpos de prova confeccionados com resina acrílica específica para microondas Onda Cryl® e processados em microondas apresentou a menor liberação de monômero residual. Reitz, Sanders e Levin (1985), ao empregarem corpos de prova com dimensões semelhantes às deste estudo observaram que a resina acrílica para microondas apresentou uma liberação de monômero residual semelhante à da resina acrílica convencional. Estes autores justificaram o fato pela possível ebulição interna do monômero com conseqüente redução da quantidade de monômero residual após a polimerização final. Outra possibilidade é relacionada com a maior proporção pó/líquido da resina Onda Cryl® utilizada neste estudo, 3/1 em volume, pois como observaram Lamb, Ellis e Priestley (1983), uma alta proporção pó/líquido fornece uma resina de melhor qualidade. A proporção da resina Onda Cryl® é quase o dobro da proporção da resina Acron MC®, resina esta mais utilizada nos trabalhos aqui revistos. Esta comparação entre as duas marcas comerciais citadas foi apresentada por Del Bel Cury, Rached e Ganzarolli (2001), demonstrando valores favoráveis à resina Onda Cryl®.

A liberação de monômero residual observada no Grupo 4, correspondente à resina acrílica auto polimerizável Orto Clas® com ligação cruzada, foi pelo menos 3 vezes maior do que nos outros grupos de estudo nas primeiras 24 horas. Esta observação é corroborada por Phoenix (2005) ao afirmar que a resina acrílica auto polimerizável apresenta de 3 a 5% de monômero residual, enquanto que a resina polimerizável convencional apresenta somente de 0,2% a 0,5% de monômero. Diferentemente, Dias (1986) empregando o processo de titulação proposto por Smith

e Bains (1956), observou que a liberação de monômero residual da resina acrílica Orto Clas® não foi diferente quando comparada àquela da resina acrílica termo polimerizável e da resina acrílica auto polimerizável Jet®.

Os resultados apresentados confirmam uma estabilidade na liberação do monômero residual por volta do 8º dia após a polimerização para todos os grupos de estudo. Isto indica que todas as resinas acrílicas utilizadas neste estudo, assim como os ciclos de polimerização aos quais foram submetidas, são aceitáveis como materiais e técnicas de processamento para a confecção de uma prótese. O período experimental estabelecido neste trabalho teve como referência o tempo de 14 dias para a estabilização da liberação de monômero residual sugerido por Lamb, Ellis e Sanders (1982). Entretanto, os resultados foram apresentados apenas até o 11º dia, uma vez que a partir de então as variações na liberação de monômero residual mantiveram-se estáveis para todos os grupos experimentais.

O tempo necessário para a liberação de monômero residual é um dado importante, pois de acordo com Lamb, Ellis e Sanders (1982) cada material e técnica de processamento devem receber tratamento individualizado após a polimerização de modo a fornecer uma prótese em condições ideais de uso. A possibilidade de liberação de monômero residual após a polimerização sugere que a prótese ocular seja armazenada em água até o momento de sua instalação clínica.

6.2 Absorção de Água

Segundo Anusavice (1998), a absorção de água é uma característica das resinas acrílicas que exerce um efeito significativo nas propriedades mecânicas e dimensionais destes polímeros. Por difusão, a água se aloja entre os polímeros da resina acrílica, afastando-os e, conseqüentemente expandindo levemente a massa plástica da resina acrílica. Esta pequena expansão volumétrica de aproximadamente 1% gera uma expansão linear de 0,3%, expansão esta que praticamente anula a contração resultante da polimerização da resina acrílica.

A absorção de água foi avaliada em função do peso em gramas apresentado pelos corpos de prova nas condições experimentais seco e hidratado. O desvio padrão observado para todos os grupos na condição experimental inicial seco ficou restrito a um centésimo, denotando um padrão adequado na obtenção da massa dos corpos de prova de cada grupo de estudo.

A metodologia empregada neste estudo estabeleceu que os corpos de prova fossem levemente secos em papel absorvente antes da pesagem da fase hidratado, de modo que fosse possível determinar a absorção de água, fenômeno este definido como penetração e fixação de substâncias no interior de um corpo.

Os quatro grupos de estudo avaliados apresentaram resultados semelhantes quanto à absorção de água dentro do período experimental. A diferença não significativa entre os quatro grupos confere aos três tipos de resina acrílica, independentemente do ciclo de polimerização a que foram submetidas, uma similaridade quanto a esta propriedade.

Ilbay, Güvener e Alkumru (1994), polimerizando a resina acrílica convencional em diferentes ciclos de microondas, condição semelhante a do Grupo 3 deste estudo, observaram que uma potência de 550W durante 3 minutos levou a uma absorção de água condizente com a especificação da ADA (1975).

Apesar de não ter ocorrido diferença significativa nos diversos grupos de estudo, observou-se que o Grupo 4, composto por resina auto polimerizável de ligação cruzada, apresentou a maior absorção de água, o que se contrapõe aos resultados observados por Arima, Murata e Hamada (1995).

Os resultados observados por Pfeiffer e Rosenbauer (2004) em estudo comparativo sobre absorção de água em que empregaram materiais hipoalergênicos e resina acrílica termo polimerizável convencional, apontaram, assim como os valores aqui apresentados, similaridade entre os grupos de resina acrílica estudados.

É importante considerar que Compagnoni et al. (2004) compararam o peso de corpos de prova de resina acrílica termo polimerizável para microondas e resina acrílica termo polimerizável convencional nas condições experimentais seco e hidratado para a determinação da porosidade. Entretanto, apesar de empregarem uma metodologia diferente, seus resultados vão de encontro aos observados neste estudo sobre a absorção de água, uma vez que não encontraram diferença significativa entre os grupos estudados.

6.3 Porosidade Superficial

A polimerização das resinas acrílicas é uma reação exotérmica onde o aumento da temperatura pode causar a ebulição do monômero reagente, gerando assim bolhas no interior da massa plástica. Nas situações em que o corpo acrílico se apresenta com pouca espessura, o calor gerado pode ser conduzido para fora da superfície da resina e se dissipar pelo revestimento de gesso que o circunda, evitando o aparecimento de poros superficiais (PHOENIX, 2005).

A presença de porosidade superficial encontrada nas próteses confeccionadas em resina acrílica tem sido objeto de estudo e normatização. Segundo a ADA (1975), em sua especificação n.º12, uma resina acrílica adequada não pode apresentar poros visíveis sem auxílio de um instrumento de ampliação de imagem. Entretanto, Verran e Maryan (1997), Radford et al. (1998) e Radford, Challacombe e Walter (1999) comprovaram que mesmo as microporosidades são capazes de alojar microorganismos como bactérias e fungos, aumentando a área de contato para o desenvolvimento de placa bacteriana e dificultando a higienização da prótese.

A metodologia empregada neste estudo determinou que as muflas seriam processadas individualmente no forno de microondas a fim de evitar a necessidade de ajuste do tempo de polimerização, uma vez que Botega et al (2004) estabeleceram que esta variável interfere na porosidade da resina acrílica.

Anusavice (1998) afirma que espaços presentes tanto na superfície como no interior da massa acrílica podem comprometer as propriedades físicas das resinas acrílicas. Entretanto Ganzarolli et al. (2007) apontaram exatamente o oposto,

observando uma relação inversamente proporcional entre a porosidade e a resistência à flexão e ao impacto.

Levin, Sanders e Reitz (1989) observaram que corpos de prova confeccionados com resina acrílica específica para microondas e com espessura de 1cm necessitaram de ajuste na potência e no tempo de polimerização para que a porosidade se aproximasse daquela apresentada pelos corpos de prova em resina acrílica termo polimerizável convencional. A necessidade de ajustar o tempo e a potência aplicados no processo de polimerização em microondas da resina acrílica termo polimerizável também foi observada por Alkhatib et al. (1990), obtendo uma resina acrílica com uma porosidade satisfatória mesmo em corpos de prova com até 9 mm de espessura.

Autores como Oliveira et al (2003) e Botega et al. (2004) avaliaram a porosidade superficial empregando diferentes metodologias, todas elas baseadas em contagem manual do número de poros presentes em uma determinada área, independente do tamanho destes poros. A metodologia empregada neste trabalho para a verificação da porosidade superficial é bastante precisa, uma vez que a análise computadorizada executa a somatória da área de todos os poros presentes na superfície, gerando uma avaliação percentual da área de poros em relação à área total examinada.

É importante lembrar que o Grupo 4, confeccionado com resina acrílica auto polimerizável incolor com ligação cruzada não foi submetido à análise da porosidade superficial uma vez que a ausência de contraste não permitiria a captação da imagem a ser processada pelo *software* ImageLab 2000®.

Apesar de Alkhatib et al. (1990) observarem a ausência de porosidade superficial em seu trabalho com resina acrílica termo polimerizável, o Grupo 1,

considerado como controle neste trabalho apresentou a menor porosidade superficial, correspondendo a uma área de 0,24% da superfície.

A porosidade superficial do Grupo 2 apresentou-se significativamente maior que aquelas dos grupos compostos pela resina acrílica termo polimerizável convencional, sendo aproximadamente duas vezes maior quando comparada ao Grupo 1. A maior porosidade apresentada pela resina acrílica termo polimerizável específica para microondas, foi igualmente observada por Ganzarolli et al. (2007) e Levin, Sanders e Reitz (1989).

O Grupo 3 apresentou uma porosidade intermediária quando comparado a dos outros dois grupos. Apesar de apresentar o valor de 0,29% superior ao 0,24% do Grupo 1, esta diferença não foi considerada significativa. Este resultado discorda das observações de Yannikakis et al. (2002) para quem maiores porosidades ocorreram ao submeter a resina acrílica termo polimerizável convencional ao ciclo de polimerização em microondas. Entretanto é importante considerar que segundo Vasconcelos et al. (2003) a porosidade é dependente do ciclo de polimerização em microondas instituído, o que dificulta a comparação de resultados obtidos em diferentes estudos.

Os resultados deste estudo deverão substanciar o desenvolvimento de técnicas alternativas para a polimerização das resinas acrílicas empregadas em prótese ocular de modo que se proporcione rapidez e excelência ao atendimento de pacientes portadores de perdas do bulbo ocular.

7 CONCLUSÕES

- Os ciclos térmicos de polimerização em água ou em microondas não interferiram na liberação de monômero residual apresentada pela resina acrílica termo polimerizável convencional.
- A liberação de monômero residual variou em função do tipo de resina acrílica.
- O tipo de resina acrílica e o ciclo de polimerização a que elas foram submetidas não interferiram na absorção de água pelos corpos de prova.
- Os ciclos térmicos de polimerização em água ou em microondas não interferiram na porosidade superficial apresentada pela resina acrílica termo polimerizável convencional.
- A porosidade superficial variou em função do tipo de resina acrílica avaliada.

REFERÊNCIAS¹

ADA. Revised American Dental Association specification no. 12 for denture base polymers. J Am Dent Assoc 1975;90(2):451-8.

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

Aldoori D, Huggett R, Bates JF, Brooks SC. A Comparison of Denture Base Acrylic Resins Polymerized by Microwave Irradiation and by Conventional Water Bath Curing Systems. Dental Materials 1988;4(1):25-32.

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 Materiais Dentários. 10ª ed. Moreira E JL. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A.; 1998.

Arima T, Murata H, Hamada T. Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. J Prosthet Dent 1995;73(1):55-9.

Azzarri MJ, Cortizo MS, Alessandrini JL. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. J Dent 2003;31(7):463-8.

Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. J Oral Rehabil 2000;27(6):488-93.

Bastiaan RJ. Denture Estomatitis. In: Smith DC and Williams DF. Biocompatibility of Dental Materials. Boca Raton. CRC Press; 1982.

Bayraktar G, Guvener B, Bural C, Uresin Y. Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2006;76(2):340-5.

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

Benson P. The fitting and fabrication of a custom resin artificial eye. *J Prosthet Dent* 1977;38(5):532-8.

Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *J Oral Rehabil* 1999;26(10):804-8.

Botega DM, de Souza Machado T, de Mello JA, Garcia RC, Del Bel Cury AA. Polymerization time for a microwave-cured acrylic resin with multiple flasks. *Braz Oral Res* 2004;18(1):23-8.

Brown KE. Fabrication of an ocular prosthesis. *J Prosthet Dent* 1970;24(2):225-35.

Carvalho JCM. Prótese ocular oca - método simplificado. *Rev Fac Odontol São Paulo* 1979;17(2):167-72.

Chalian V, Drane J, Standish S. *Maxillofacial Prosthetics - Multidisciplinary Practice*. Baltimore: The Williams & Wilkins Co; 1972.

Chaudhry TA, Memon M, Ahmad K. Use of artificial eye and conjunctival squamous cell carcinoma. *J Postgrad Med* 2006;52(3):234-5.

Coas VR, Neves AC, Rode SM. Evaluation of the etiology of ocular globe atrophy or loss. *Braz Dent J* 2005;16(3):243-6.

Compagnoni MA, Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent* 2004;91(3):281-5.

De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1987;57(5):650-8.

Del Bel Cury AA, Rached RN, Ganzarolli SM. Microwave-cured acrylic resins and silicone-gypsum moulding technique. *J Oral Rehabil* 2001;28(5):433-8.

Dias RB. Resinas acrílicas utilizadas em prótese ocular, em função do monômero residual: contribuição para o estudo [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1986.

Dias RB. Prótese ocular leve: contribuição para a mobilidade [Tese de Livre Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1994.

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

Fountain TR, Goldberger S, Murphree AL. Orbital development after enucleation in early childhood. Ophthal Plast Reconstr Surg 1999;15(1):32-6.

Gaia BF, Cheng CK, Perrone Jr L, Rose MC, Mattos BS. Study of dimensional alterations of the orbit following loss of the eye. Int J Prosthodont 2006;19(3):264-5.

Ganzarolli SM, Nunes de Mello JA, Shinkai RS, Del Bel Cury AA. Internal adaptation and some physical properties of methacrylate-based denture base resins polymerized by different techniques. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007;82(1):169-73.

Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. J Dent 1992;20(6):370-4.

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

Kaltreider SA. The ideal ocular prosthesis: analysis of prosthetic volume. Ophthal Plast Reconstr Surg 2000;16(5):388-92.

Kanerva L, Jolanki R, Estlander T. 10 years of patch testing with the (meth)acrylate series. Contact Dermatitis 1997;37(6):255-8.

Kawabata SC. Avaliação da estabilidade de cor da esclera em prótese ocular [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

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

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

Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater* 2004;20(2):133-41.

Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. *Biomaterials* 1982;3(3):155-9.

Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *J Dent* 1983;11(1):80-8.

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

Mattos BSC. Prevalência das perdas do globo ocular em relação ao sexo, idade, lado, etiologia e cirurgia oftalmológica realizada (contribuição ao estudo) [Dissertação de Mestrado]. São Paulo. Faculdade de Odontologia da USP; 1987.

Mattos BSC, Montagna MC, Fernandes Cda S, Saboia AC. The pediatric patient at a maxillofacial service: Eye prosthesis. *Braz Oral Res* 2006;20(3):247-51.

Meissner E. Propiedades y ventajas de una prótesis ocular de material plástico. *rev Odontol Concepción* 1960;7(3):84-7.

Oliveira EK. Prótese Ocular. In: Moroni P. Reabilitação Buco-Facial - Cirurgia e Prótese. São Paulo. Panamed; 1982.cap.15,p.299-339.

Oliveira VM, Leon BL, Del Bel Cury AA, Consani S. Influence of number and position of flasks in the monomer release, Knoop hardness and porosity of a microwave-cured acrylic resin. *J Oral Rehabil* 2003;30(11):1104-8.

Pfeiffer P, Rosenbauer EU. Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent* 2004;92(1):72-8.

Phoenix RD. Resinas para Base de Prótese Total. In: Anusavice KJ. Phillips Materiais Dentários. 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda; 2005.cap.22,p.679-713.

Rached RN, Del-Bel Cury AA. Heat-cured acrylic resin repaired with microwave-cured one: bond strength and surface texture. *J Oral Rehabil* 2001;28(4):370-5.

Radford DR, Challacombe SJ, Walter JD. Denture plaque and adherence of *Candida albicans* to denture-base materials in vivo and in vitro. *Crit Rev Oral Biol Med* 1999;10(1):99-116.

Radford DR, Sweet SP, Challacombe SJ, Walter JD. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *J Dent* 1998;26(7):577-83.

Rawls HR. Polímeros Odontológicos. In: Anusavice KJ. *Phillips Materiais Dentários*. 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda; 2005.cap.7,p.135-59.

Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. *Physical properties*. *Quintessence Int* 1985;16(8):547-51.

Rezende JRV. Método rápido de confecção de prótese ocular. *Rev Ass Paul Cirurg Dent* 1978;32(6):452-60.

Rezende JRV. Prótese Ocular. In: *Fundamentos da prótese buco maxilo facial*. São Paulo: Sarvier; 1997.

Rode R. Prótese ocular oca em resina acrílica. *Rev Fac Odontol São Paulo* 1975;13(1):55-64.

Sá Lima JR, Alfenas ER, Claro FA. Expansão protética de cavidade anoftálmica de bebê. *Rev Bras Prot Clin Lab* 2002;4(19): 224-7.

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

Silva FA, Silva TB, Rached RN, Del Bel Cury AA. Effect of intrinsic pigmentation on the flexural strength of a microwave-cured acrylic resin. *Braz Dent J* 2002;13(3):205-7.

Skinner E. *A Ciência dos Materiais Odontológicos*. 2 edição. Degni F and Vieira DF. São Paulo: Livraria Atheneu Editora São Paulo S.A; 1962.

Smith DC, Bains ME. The detection and estimation of residual monomer in polymethyl methacrylate. *J Dent Res* 1956;35(1):16-24.

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

Vasconcelos LMR, Feitosa MAL, Del Bel Cury AA, Garcia RCMR. Avaliação de um ciclo alternativo de polimerização para resina acrílica de microondas. RPG Rev Pós Grad 2003;10(2):108-12.

Verran J, Maryan CJ. Retention of Candida albicans on acrylic resin and silicone of different surface topography. J Prosthet Dent 1997;77(5):535-9.

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(6):613-9.

ANEXO A – Curva para avaliação do comprimento de onda ultravioleta na calibração do espectrofotômetro – 200 a 600nm

Wavelength Scan - Scanning

Print Date: December 11, 2007 10:16 AM

Instrument Name : DU 800 Spectrophotometer
Serial Number : 8001622
Software Version : 2.0, Build 83 2.0.012
Method Name : <Default Method>
Filename : C:\Documents and Settings\...\varredura 200-600.dux
Acquired : May 09, 2007 5:11 PM

Scan Mode : Abs
Start Wavelength : 200,0 nm
End Wavelength : 600,0 nm
Wavelength Interval : 1,0 nm
Scan Speed : 1200 nm/min

#	Sample Name	Description
1	Sample 1-1	

Scan Graph

ANEXO B - Curva para avaliação do comprimento de onda ultravioleta na calibração do espectrofotômetro – 200 A 300nm

Wavelength Scan - Scanning

Print Date: December 11, 2007 10:14 AM

Instrument Name : DU 800 Spectrophotometer
Serial Number : 8001622
Software Version : 2.0, Build 83 2.0.012
Method Name : <Default Method>
Filename : C:\Documents and Settings\...\varredura 200-300.dux
Acquired : May 09, 2007 5:07 PM

Scan Mode : Abs
Start Wavelength : 200,0 nm
End Wavelength : 300,0 nm
Wavelength Interval : 1,0 nm
Scan Speed : 1200 nm/min

#	Sample Name	Description
1	Sample 1-1	

Scan Graph

ANEXO C - Curva para avaliação do comprimento de onda ultravioleta na calibração do espectrofotômetro – 200 A 220nm

Wavelength Scan - Scanning

Print Date: December 11, 2007 10:15 AM

Instrument Name : DU 800 Spectrophotometer
Serial Number : 8001622
Software Version : 2.0, Build 83 2.0.012
Method Name : <Default Method>
Filename : C:\Documents and Settings\...\varredura 200-220.dux
Acquired : May 09, 2007 5:09 PM

Scan Mode : Abs
Start Wavelength : 200,0 nm
End Wavelength : 220,0 nm
Wavelength Interval : 1,0 nm
Scan Speed : 1200 nm/min

#	Sample Name	Description
1	Sample 1-1	

Scan Graph

ANEXO D – Curva de diluição padrão efetuada no espectrofotômetro para obtenção de formula de conversão

Single Component Analysis - Standard Curve

Print Date: December 11, 2007 10:13 AM

Instrument Name : DU 800 Spectrophotometer
 Serial Number : 8001622
 Software Version : 2.0, Build 83 2.0.012
 Method Name : <Default Method>
 Filename : C:\Documents and Settings\...\curva 206-2.std
 Acquired : May 09, 2007 5:00 PM

Analytical Wavelength : 206,0 nm
 Background Wavelength 1 : 320,0 nm
 Background Correction 1 : No
 Background Wavelength 2 : 400,0 nm
 Background Correction 2 : No
 Curve Fit : Linear, Non-Zero Intercept

Standards

Number of Standards : 6
 Standard Replicates : 1

Standard ID	Standard Conc	Repl	Calculated Conc	Differ	Analytical Abs	Net Abs
Standard 3	0,0020	1	0,0020	0,0000	0,1004	0,1004
Standard 4	0,0030	1	0,0030	0,0000	0,3801	0,3801
Standard 5	0,0040	1	0,0040	0,0000	0,6474	0,6474
Standard 6	0,0050	1	0,0050	0,0000	0,9182	0,9182

Slope : 272,08124325 Correlation Coefficient : 0,99995666
 Intercept : -0,44073344 Variance : 0,00001604