

Avaliação da alteração dimensional e porosidade em próteses oculares polimerizadas por energia de microondas

Evaluation of dimensional alteration and porosity in ocular prosthetics polymerized with microwaves

Marcelo Coelho GOIATO

Professor Assistente – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Colaborador da Disciplina de Oclusão – Responsável pela área de Prótese Bucomaxilofacial do Centro de Oncologia Bucal – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

Carina Garcia de FARIAS

Daniela Micheline dos SANTOS

Alunas de graduação e estagiárias – Prótese Bucomaxilofacial do Centro de Oncologia Bucal – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

Aline Úrsula Rocha FERNANDES

Mestranda – Programa de Pós-Graduação em Prótese Dentária – Estagiária – Área de Prótese Bucomaxilofacial do Centro de Oncologia Bucal – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

Stefan Fiúza de Carvalho DEKON

Professor Assistente – Disciplina de Prótese Parcial Fixa – Colaborador da Disciplina de Oclusão – Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

RESUMO

A proposta desse estudo foi avaliar a alteração dimensional linear e porosidade em próteses oculares polimerizadas por energia de microondas. Para isso, foram obtidos 30 corpos-de-prova incluídos com dois diferentes silicões; as íris artificiais foram confeccionadas sobre discos de cartolina pintadas com três diferentes tipos de tintas. A alteração dimensional foi mensurada por meio de leituras entre as bordas dos corpos-de-prova através de um microscópio comparador e, após obtenção dos resultados, realizou-se a análise estatística pelo teste de Tukey. A porosidade foi avaliada pela contagem dos poros por lupa estereoscópica. Para isso, utilizou-se uma fita adesiva perfurada e colada no centro da base dos corpos-de-prova. Esses corpos-de-prova foram imersos em tinta Nankin por 8 horas, lavados em água corrente por 10 segundos, secos por jato de ar e papel absorvente. Como resultados, encontramos que os corpos de prova incluídos com o silicone Zetalabor apresentaram-se com menor porosidade quando comparados com os corpos-de-prova incluídos com o silicone Vipisil. Os corpos de prova incluídos com silicone Zetalabor sofreram menor alteração dimensional linear (contração), comparados com os corpos de prova incluídos com o silicone Vipisil, sendo que os incluídos com Zetalabor e pintados com tinta guache e acrílica apresentaram menor alteração dimensional. Concluímos, portanto, que os corpos de prova incluídos com silicone Zetalabor e pintados com as tintas guache e acrílica se comportaram de forma mais adequada no que diz respeito à alteração dimensional linear e porosidade do que os corpos-de-prova incluídos com silicone Vipisil e pintados com tinta a óleo.

UNITERMOS

Olho artificial, alteração dimensional; porosidade; microondas, energia

INTRODUÇÃO

A perda do globo ocular por trauma, fatores congênitos ou associada a enfermidades, acarreta inúmeros problemas ao paciente. Essa perda pode causar alterações de ordem funcional, estética, pessoal e interpessoal, pelo fato das pessoas enxergarem de forma diferente os portadores de lesão (CYRILLO³, 1987). A mutilação provocada pela perda do globo ocular ocasiona sérios efeitos psicológicos sobre o paciente. Perda de auto-estima, medo de uma repulsão e rejeição pode persuadir o paciente a fugir de uma interação social (FONSECA⁶, 1987). Sabe-se que as doenças orgânicas frequentemente afetam o psíquico do paciente, e no caso dos olhos isto é muito mais evidente, pois esses não são somente um instrumento de percepção que permite orientação, mas também um importante fator na psicodinâmica do indivíduo devido a grande participação que tem no relacionamento humano (FONSECA⁶, 1987).

Para evitar que a deformidade, causada pela perda do globo ocular, agrave o trauma psicológico sofrido pelo paciente, é necessário proporcionar-lhe todo apoio psíquico e também lhe oferecer o melhor tratamento reabilitador possível. Segundo Goiato *et al.*¹⁰ (2001), o tratamento reabilitador de pacientes com defeitos faciais oferece condições bastante satisfatórias na recuperação da estética e do bem estar pessoal. A prótese ocular tem como principal objetivo reconstruir a estética da face, mas também promove a sustentação e a tonicidade muscular da pálpebra superior, dirige o lacrimejamento ao seu ducto fisiológico e evita, dessa forma, o empastamento de cílios, a secura da conjuntiva, e as atresias das pálpebras por falta de função, bem como protege a mucosa cavitária de detritos e poeiras (MORONI & MORONI¹⁶, 1999).

De acordo com Silva *et al.*²⁴ (1994), um dos fatores primordiais para o portador de uma prótese ocular é a sua dissimulação, de forma que ela possa passar despercebida na sociedade em que ele vive. A preocupação com a estética e a durabilidade dos materiais utilizados para a confecção de próteses oculares tem motivado diversos estudos ao longo do tempo. Autores como Panatt¹⁹, (1946), Erpf⁴ (1953), Graziani¹² (1956), Fonseca & Rode⁷ (1974), Rode & Rode²¹ (1980), Oliveira¹⁸ (1982), Seixas²² (1984), e Silva²³ (1991) descreveram a ocorrência de falhas durante o processamento das próteses oculares e posteriormente durante a fun-

ção. Estas falhas, muitas vezes, estão diretamente relacionadas com a estética final das próteses.

A ocorrência de porosidades e alteração dimensional das próteses oculares são fatores de suma importância no que diz respeito à durabilidade das mesmas. Segundo Goiato *et al.*¹⁰ (2000), a ocorrência de porosidades compromete o tempo de uso e a resistência, inviabiliza o uso da prótese pelo trauma causado por contato, irrita a mucosa devido ao acúmulo de microrganismos e matéria orgânica, dificultando a higienização. A alteração dimensional acarreta perda de adaptação da prótese com os tecidos circundantes e diminuição de retenção.

Wolfaardt *et al.*²⁸ (1986) citaram muitas variáveis que influenciam a ocorrência de alteração dimensional nas resinas para confecção de próteses distintas, tais como: sistema monômero x polímero, proporção pó/líquido, expansão e contração térmica tanto da resina acrílica quanto do gesso, perda e absorção de água, pressão no ato da prensagem, pressão interna, tamanho e espessura da peça e método de polimerização.

Segundo Gomes¹¹, a técnica de radiação por microondas na polimerização de resinas acrílicas é a mais avançada, eficiente e completa para a produção de próteses, sendo, comprovadamente, a mais precisa e dimensionalmente estável em relação ao método convencional (água quente). Essa técnica, recentemente desenvolvida, exige muita atenção para os fatores potência do forno e tempo, pois os fornos operam com uma frequência de 2.450 megahertz, gerando ondas de rádio que criam um campo eletromagnético que movimenta as moléculas de resina acrílica. Este movimento é da ordem de 5 bilhões de vezes por segundo e produz milhões de colisões intermoleculares, causando um aquecimento uniforme. É esse aquecimento que proporciona a polimerização da resina acrílica e a redução do monômero residual a níveis insignificantes, produzindo uma prótese perfeita e dimensionalmente estável.

Decorrente dos fatos descritos acima, julgamos importante avaliar a alteração dimensional linear e a incorporação de porosidades em resinas acrílicas para confecção de próteses oculares.

MATERIAL E MÉTODO

Material

Os materiais utilizados neste trabalho foram:

Quadro 1 – Materiais de inclusão em mufla

Material	Tipo de ativação	Fabricante
Vipisil	Silicone por condensação	Vipi Dent
Zetalabor	Silicone por condensação	Zhermack

Quadro 2 – Tintas utilizadas para pintura de íris

Materiais	Composição	Fabricante
Tinta Guache	Pigmentos, água, carga, espessante, conservantes.	Faber Castel
Tinta Óleo	Óleo de linhaça, pigmentos, aditivos.	Gato Preto
Tinta Acrílica	Resina de emulsão, água, pigmentos, solvente, aditivos.	Acrílex
Secante da tinta a óleo	Octoato de cobalto e solvente alifático	Acrílex

Quadro 3 – Resinas utilizadas para confecção dos corpos-de-prova

Material	Tipo de ativação	Fabricante
Resina acrílica n°1	Termopolimerizável	Clássico
Resina acrílica incolor	Termopolimerizável	Clássico

MÉTODO

Para a realização deste trabalho, foram obtidos trinta corpos-de-prova e para obtenção dos mesmos foram confeccionadas calotas metálicas com 1,5cm de diâmetro e 0,5cm de altura. Cada calota foi colocada sobre duas lâminas unidas de cera rosa n° 7 (Wilson), com formato retangular, medindo 3cm de comprimento, 2cm de largura e 0,2cm de espessura, como mostra a (Figura 1).

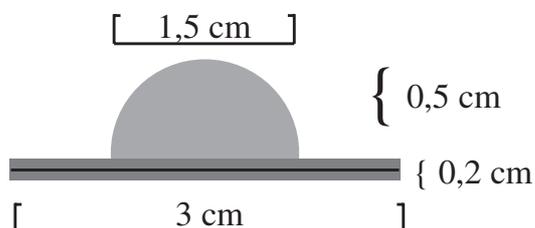


FIGURA 1 – Esquema representativo das dimensões dos corpos-de-prova.

Após a obtenção dos trinta padrões em cera, estes foram incluídos em grupos de cinco, em uma mufla própria para polimerização em forno microondas. A base da mufla foi preenchida por gesso especial Tipo IV (Durone), sobre o qual foram posicionados os padrões em cera. Antes do preenchimento da contra-mufla por gesso, os padrões foram cobertos com um silicone para inclusão, de uso laboratorial. Para esse estudo, 15 padrões em cera foram incluídos com o silicone Vipisil (Vipi Dent), e os outros 15, com o silicone Zetalabor (Zhermack). Para que ocorresse a polimerização final do silicone Vipisil, a proporção base/catalisador foi alterada, aumentando-se 3 vezes a quantidade de catalisador recomendada pelo fabricante, pois a proporção recomendada não proporcionava a polimerização. Após a cristalização do gesso na inclusão final, a cera foi eliminada em forno microondas, durante 2 minutos, com potência de 840 watts.

Em seguida, a mufla foi aberta e a Resina Acrílica Termopolimerizável n°1 (Clássico) foi condensada, sendo posteriormente a mufla levada para uma prensa hidráulica com uma força de 2 kgf, juntamente com o posicionamento da calota metálica

isolada com vaselina. Este conjunto foi levado para a polimerização em microondas por 3 minutos a 840 watts de potência Goiato et al.¹⁰,(2000). Após a polimerização da resina, a mufla novamente foi aberta e a calota metálica retirada, para que fossem posicionadas as íris artificiais.

As íris artificiais foram confeccionadas sobre discos de cartolina preta, com 11mm de diâmetro. Os discos foram pintados com três diferentes tipos de tinta, sendo dez discos pintados com tinta acrílica (Acrilex), dez com tinta guache hidrossolúvel (Faber Castel), e dez com tinta a óleo (Gato Preto), de acordo com Macedo¹³ (1982). A cor escolhida para a pintura de todos os discos foi padrão, castanho escuro. A secagem da pintura foi obtida por exposição direta

a uma fonte de luz infravermelha, durante 2 horas Macedo¹³ (1982). A tinta a óleo (Gato Preto), segundo o fabricante, apresenta secagem lenta, podendo levar meses para secar totalmente, motivo pelo qual utilizou-se um secante a base de cobalto para minimizar o tempo de secagem das mesmas.

Depois da secagem dos discos pintados, estes foram colados com cola branca (Tenaz) no centro da placa de Resina Acrílica e, após prensagem com uma força de 2 kgf em prensa hidráulica, a resina incolor foi polimerizada durante 3 minutos (potência de 840 watts) em forno microondas, obtendo-se os corpos-de-prova.

Seguem-se os segmentos que obtivemos com cinco corpos-de-prova para cada grupo:

- Grupo 1: discos pintados com tinta acrílica – silicone Vipisil
- Grupo 2: discos pintados com tinta acrílica – silicone Zetalabor
- Grupo 3: discos pintados com tinta guache – silicone Vipisil
- Grupo 4: discos pintados com tinta guache – silicone Zetalabor
- Grupo 5: discos pintados com tinta a óleo – silicone Vipisil
- Grupo 6: discos pintados com tinta a óleo – silicone Zetalabor

A porosidade da resina acrílica foi avaliada pela contagem dos poros, utilizando-se uma lupa esteoscópica (aumento de 33x - Carl Zeiss – Alemanha). Para a preparação dos corpos-de-prova, uma fita adesiva (3M) foi perfurada com um vazador de 11 mm de diâmetro (NOWLIN et al.¹⁷, 1991; GARCIA⁸, 1995; BORGES et al.¹, 1998; TANJI²⁷, 2000). A fita perfurada foi colada no centro da base dos corpos-de-prova, sendo posteriormente envolvida por um dique de cera rosa para evitar o extravasamento da tinta nanquim (Figura 2). Na área delimitada foi colocada tinta “Nankin” (Acrilex), onde permaneceu por 8 horas. Após esse período, os corpos-de-prova foram lavados em água corrente por 10 segundos e secos com jatos de ar e papel absorvente (NOWLIN et al.¹⁷, 1991; GARCIA⁸, 1995; BORGES et al.¹, 1998; TANJI²⁷, 2000). Para o teste de porosidade, foi estabelecida uma classificação que permitiu a análise da quantidade de poros pigmentados existentes no círculo individualizado pela imersão em tinta “Nankin”.

Classificação para porosidade no quadrante individualizado:

- 0 Poros Sem Porosidade
- 1-20 Poros Pouca Porosidade
- 20-50 Poros Média Porosidade
- Acima de 50 Poros Muita Porosidade

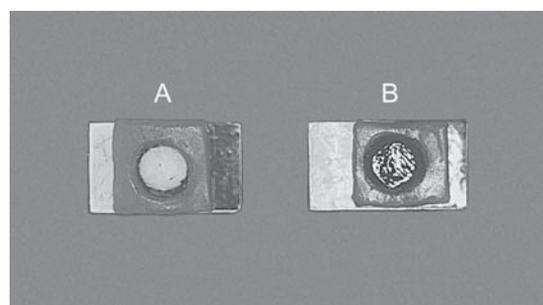


FIGURA 2 - Corpos de prova para o teste de porosidade (A-Corpos-de-Prova sem tinta Nankin e B-Corpos-de-Prova com tinta Nankin).

A alteração dimensional foi mensurada por meio de leituras entre as bordas dos corpos-de-prova, através de um microscópio comparador (GOIATO et al.¹⁰, 2000) e, após obtenção dos resultados, realizou-se a análise estatística pelo teste de Tukey.

RESULTADOS

Quanto à porosidade, pode-se constatar que, em valores absolutos (de acordo com a classificação estabelecida no item Material e Método) os cor-

pos-de-prova incluídos com o silicone Zetalabor (Grupos 2, 4 e 6) foram os que apresentaram menor porosidade, comparando-os com os corpos-de-prova incluídos com o silicone Vipisil (Grupos 1, 3 e 5), como mostra a Tabela 1.

Tabela 1 – Valores absolutos da porosidade dos corpos-de-prova de acordo com a classificação, em função dos dois diferentes silicones para a inclusão, sobre a influência das diversas tintas para pintura de íris

Grupos	Porosidade			
	Muita	Média	Pouca	Nenhuma
Grupo 1 (acrílica + Vipisil)	0	0	5	0
Grupo 2 (acrílica + Zetalabor)	0	0	2	3
Grupo 3 (guache + Vipisil)	0	0	5	0
Grupo 4 (guache + Zetalabor)	0	0	3	2
Grupo 5 (óleo+ Vipisil)	0	1	4	0
Grupo 6 (óleo+Zetalabor)	0	0	5	0

Os valores médios da alteração dimensional linear da resina acrílica após a leitura pelo método da

microscopia comparadora foram submetidos à análise estatística pelo teste de Tukey (Tabelas 5, 6 e 7).

Tabela 2 – Valores médios da alteração dimensional da resina acrílica (mm) independente da tinta, entre os silicones para inclusão, pelo método de mensuração (microscopia comparadora) dos 15 corpos-de-prova para cada material de inclusão

Material de Inclusão	Valores
Zetalabor	29,85 A
Vipisil	29,72 B

Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si ao nível de 5% de probabilidade ($p < 0,05$), pelo teste de Tukey

Tabela 3 – Valores médios da alteração dimensional da resina acrílica (mm) entre as tintas, independente do material de inclusão (silicones), pelo método de mensuração (microscopia comparadora) dos 10 corpos-de-prova para cada tinta utilizada

TINTAS	Valores
Acrílica	29,86 A
Guache	29,80 A
Óleo	29,69 B

Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si ao nível de 5% de probabilidade ($p < 0,05$), pelo teste de Tukey

Tabela 4 – Valores médios da alteração dimensional (mm) entre os silicones para inclusão, sobre a influência das diversas tintas para pintura de íris, pelo método de mensuração (microscopia comparadora)

SILICONE	TINTA		
	Acrílica	Guache	Óleo
Zetalabor	29,88 a,A	29,89 a,A	29,76 b,A
Vipsisil	29,82 a,A	29,70 ab,B	29,61 b,B

Médias seguidas de mesma letra minúscula na linha e maiúscula na coluna não diferem estatisticamente entre si ao nível de 5% de probabilidade ($p < 0,05$), pelo teste de Tukey

Os resultados mostrados na Tabela 2 indicam que a alteração dimensional linear da resina acrílica foi estatisticamente significativa para os dois diferentes tipos de silicones para inclusão (Zetalabor e Vipsisil).

Na Tabela 3 verifica-se que não houve diferença estatisticamente significativa para a alteração dimensional linear entre as tintas acrílica e guache, com exceção da tinta a óleo, que apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparada com as demais tintas.

Na Tabela 4 observa-se que a alteração dimensional linear da resina acrílica em função do silicone Zetalabor não foi estatisticamente significativa para as tintas acrílica e guache, contudo, para a tinta a óleo apresentou diferença estatisticamente significativa. Analisando o silicone Vipsisil, a alteração dimensional linear da resina acrílica não foi estatisticamente significativa quando comparadas as tintas acrílica e guache e as tintas guache e a óleo; entretanto, a alteração dimensional linear foi estatisticamente significativa quando comparou-se a tinta acrílica com a óleo. Ainda na Tabela 4, observa-se que não houve alteração dimensional linear estatisticamente significativa da resina acrílica com os dois diferentes tipos de silicone quando a tinta acrílica foi utilizada. Todavia, para as tintas guache e a óleo observou-se diferença estatisticamente significativa entre os silicones.

DISCUSSÃO

De modo geral, os corpos-de-prova analisados não apresentaram muita porosidade, sendo que os incluídos com silicone Zetalabor apresentaram menor quantidade de poros em relação aos incluídos com o silicone Vipsisil (Tabela 1). De acordo

com Phillips²⁰(1996), Skinner²⁶ (1962), Wolfaardt et al.²⁸ (1986) e Monsenego et al.¹⁵ (1989), a resina acrílica absorve, por difusão, pequenas quantidades de água quando colocada em meio aquoso. Essas moléculas de água penetram na massa e ocupam posições entre as cadeias poliméricas, separando-as, causando ligeira expansão da massa de resina polimerizada, interferindo no entrelaçamento da cadeia polimérica, e alterando as características físicas do polímero resultante. Seguindo a mesma linha de raciocínio e sabendo-se que o silicone de condensação libera subprodutos durante a polimerização, como o álcool, já citada em trabalhos de (MCCABE & STORER¹⁴ 1980, BRADEN², 1992; FANO et al.⁵ 1992), pode-se supor que esses subprodutos foram incorporados ao polímero da mesma forma que a água. Comparando-se os dois silicones, percebeu-se maior quantidade de poros quando a resina acrílica foi incluída com o silicone Vipsisil. Isso pode ter ocorrido devido a uma maior liberação de subprodutos, já que houve a necessidade de se alterar a proporção base/catalisador. A presença de porosidades em todos os corpos-de-prova pode ser decorrente da utilização de resinas convencionais que foram polimerizadas usando energia de microondas, segundo (SHLOSBERG et al.²⁵ 1989).

Foi observada maior alteração dimensional linear (contração) nos corpos-de-prova incluídos com silicone Vipsisil e com os discos pintados com a tinta a óleo (Tabelas 2, 3 e 4). Em relação ao silicone Vipsisil, isso pode ser explicado devido a maior liberação de subprodutos desse silicone, que sofreu alteração na proporção base/catalisador, o que aumentou a quantidade de poros com a incorporação de líquidos (PHILLIPS²⁰, 1996; SKINNER²⁶, 1962; MONSENEGO et al.¹⁵, 1989), influ-

enciando na alteração dimensional da resina acrílica, indo ao encontro dos estudos de Phillips et al.²⁰ (1996), que afirmaram que a presença de porosidades superficiais e subsuperficiais poderiam comprometer as propriedades físicas da resina acrílica, como a alteração dimensional linear. Esta explicação pode ser acrescida com a afirmação de (MCCABE & STORER¹⁴, 1980; BRADEN² 1992), de que quanto maior a quantidade de carga adicionada ao material, menor será a alteração dimensional (contração), ao contrário do material que apresente menor quantidade de carga (maior contração). Dessa forma, o silicone Zetalabor, que contém muita carga (massa), contrai menos do que o silicone Vipisil, que apresenta pouca carga (fluido).

Além disso, o grupo com tinta a óleo, independente do silicone de inclusão, por apresentar secagem insuficiente, pode ter sido incorporada na massa da resina acrílica para confecção da calota incolor, sendo que a tinta a óleo apresenta uma composição química contendo óleo de linhaça, pigmentos e aditivos e o secante contendo octoato de cobalto e solvente alifático, esses podem ter interagido com o monômero. Todas essas possíveis interações provocariam uma contração dessa calota

de resina incolor, e como consequência desta contração, pode ocorrer uma deflexão na base de resina acrílica nº 1 (Clássico), já previamente polimerizada. O que poderia agravar ou mesmo possibilitar uma deflexão dessa base seria o seu confinamento em materiais que são susceptíveis à deformação elástica (silicones), alterando dimensionalmente com contração em todo o conjunto - resina incolor (calota) e resina acrílica nº 1 com a tinta óleo confinado neste conjunto.

CONCLUSÃO

Este estudo permitiu concluir que:

- Os corpos-de-prova incluídos com o silicone Zetalabor apresentaram menor porosidade quando comparados com os corpos-de-prova incluídos com o silicone Vipisil.
- Os corpos-de-prova incluídos com silicone Zetalabor sofreram menor alteração dimensional linear (contração), comparados com os corpos-de-prova incluídos com o silicone Vipisil, sendo que os incluídos com Zetalabor e pintados com tinta guache e acrílica apresentaram menor alteração dimensional.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the linear dimensional alteration and porosity of ocular prosthesis cured by microwave energy. For this, there were obtained 30 samples included in two different silicones; the artificial iris was obtained over paper disks painted with three different kinds of paint. The dimensional alteration was measured by readings between the edges of the samples through a microscopically comparator and after attainment of the results, became fulfilled et analysis statistics for the test of Tukey. The porosity was evaluated by the counting of the pores for stereoscopic magnifying glass. For this, a perforated adhesive tape bonded to the center of the sample base. This sample were immersed in Nankin paint for 8 hours and washed in running water for 10 seconds, dried by an air and absorbent paper. As results, we find that the included samples with the Zetalabor silicone had presented with lesser porosity when compared with the samples included with the Vipisil silicone. The included samples with Zetalabor silicone had suffered to minor linear dimensional alteration (contraction), compared with the included samples with the Vipisil silicone, being that the included ones with Zetalabor and painted with inks guache and acrylic had presented minor dimensional alteration. We conclude, therefore, that the included samples with Zetalabor silicone and painted with the paint guache and acrylic if had held of more adequate form it says respect to the linear dimensional alteration and included porosity of that the samples with Vipisil silicone and painted with paint the oil.

UNITERMS

Artificial eye, dimensional alteration; porosity; microwaves, energy

REFERÊNCIAS

1. Borges LH. Influência de ciclos de polimerização sobre o polimento, rugosidade, porosidade e dureza superficial da resina acrílica QC-20. Piracicaba; 1998. [Dissertação de Mestrado - Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP]
2. Braden M. Dimensional stability of condensation silicone rubbers. *Biomaterials*. 1992; 13(5): 333-6.
3. Cyrillo PI. Aspectos psicológicos relacionados aos portadores de lesões oculares e a utilização da prótese. In: Fonseca EP. *Prótese ocular*. São Paulo: Panamed; 1987. p.181-90.
4. Erpf SF. Comparative features of plastic and/or glass in artificial – eye construction. *Arch Ophthalmol* 1953 Dec.; 50(6):737-44.
5. Fano V, Gennari PU, Ortalli I. Dimensional stability of silicone-based impression materials. *Dent Mater* 1992 Mar.; 8(2): 105-9.
6. Fonseca EP. *Prótese ocular*. São Paulo: Panamed; 1987.
7. Fonseca EP, Rode R. Prótese oftálmica. *Ars Curandi Oftalmol* 1974 Nov.; 1(5):33-60.
8. Garcia RCMR. Estudo da adaptação e porosidade de bases de prótese confeccionadas com resina acrílica dental submetida a dois ciclos de polimerização. Piracicaba; 1995. [Tese de Doutorado - Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP].
9. Goiato MC, Guiotti AM, Gennari HF, Fajardo RS, Assunção WG. Ampliação da cavidade anoftálmica com o uso de próteses oculares provisórias expansoras. *Rev. Assoc Paul Cir Dent* 2001 jul. / ago.; 55(4):272-5.
10. Goiato MC, Rahal JS, Gennari HF, Fajardo RS, Gonçalves WA. Avaliação da alteração dimensional e porosidades em resinas acrílicas entre métodos de polimerização convencional e por microondas. *Rev Fac Odontol* 2000 dez.; 42 (2):37-40.
11. Gomes T. Instruções de uso da mufla VIPI – STG. São Paulo: VIPI.
12. Graziani M. *Prótese maxilo facial*. Rio de Janeiro: Científica; 1956.
13. Macedo FF. Pintura de íris em prótese ocular. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 1982 set./out.;36(5): 528-33.
14. McCabe JF, Storer R. Elastomeric impression materials. The measurement of some relevant to clinical practice. *Br Dent J* 1980 Aug 5;149(3): 73-9.
15. Monsenego P, Baszkin A, Costa ML, Lejoyeux J. Complete denture retention. Part II: Wettability studies on various acrylic resin denture base materials. *J Prosthet Dent* 1989 Sept; 62(3):308-12.
16. Moroni P, Moroni PA. Técnica específica simplificada para confecção de prótese ocular. *Rev. CROMG* 1999 jan./abr.; 5 (1):47-52.
17. Nowlin TP, Tauber T, Boeselt BJ. Tensile strength and porosity in two new microwave process acrylics. 1991 Apr.;70:476.
18. Oliveira EK. Prótese Facial I, prótese ocular In: MORONI P. *Reabilitação buco facial: cirurgia e prótese*. São Paulo: Panamed; 1982. p.301-39.
19. Panatt L. Nuestros ensayos em la restauracion protesica Del ojo. *Rev Dent Chile* 1946 Jun.; 38(6):188-202.
20. Phillips RW. *Materiais dentários*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996.
21. Rode R, Rode SM. Prótese ocular em concha individualizada. *Rev. Assoc Paul Cir Dent* 1980 maio./jun.; 34(3):204-10.
22. Seixas ZA. Prótese ocular: contribuição ao estudo da confecção da íris protética. São Paulo; 1984. [Dissertação de Mestrado – Faculdade de Odontologia – Universidade de São Paulo].
23. Silva DP. Variação de cores em diferentes tintas com vistas ao emprego em pinturas de íris para prótese ocular. São Paulo; 1991. [Dissertação de Mestrado – Faculdade de Odontologia – Universidade de São Paulo].
24. Silva DP, Carvalho JCM. Prótese ocular: estudo preliminar de diferentes tintas para pintura de íris. *Rev Odontol Universidade de São Paulo* 1994 jan. /mar.; 8(1):71-6.
25. Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Schnell RJ. Microwave energy polymerization of poly (methyl methacrylate) denture base resin. *Int J Prosthodont*. 1989. Sep./Oct.; 2(5): 453-8.
26. Skinner EW. *A ciência dos materiais odontológicos*. São Paulo: São Paulo; 1962.
27. Tanji M. Estudo comparativo entre tipos de resinas acrílicas sobre as variáveis resistência ao impacto, dureza de superfície, rugosidade e porosidade. Piracicaba; 2000. [Dissertação de Mestrado – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP].
28. Wolfardt JF, Cleaton-Jones P, Fatti P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. *J Prosthet Dent* 1986 Mar.; 55(3):393-400.

Recebido em: 18/05/04

Aprovado em: 17/06/04

Marcelo Coelho Goiato
Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP
Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese
Rua José Bonifácio 1193 – Vila Mendonça
CEP.16015-050 – Araçatuba – SP
goiato@foa.unesp.br