

Avaliação da resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de próteses totais

MAXIMILIANO PIERO NEISSER* ; KARINA ANDREA NOVAES OLIVIERI**

RESUMO

Prótese total pode ser conceituada como um aparelho muco suportado, constituído de dentes artificiais montados sobre uma base, cuja finalidade é devolver a função estética, fonética e mastigatória ao paciente desdentado. As resinas acrílicas têm sido modificadas, resultando em tipos comerciais diferentes, não somente para melhorar suas propriedades físicas e mecânicas, bem como para facilitar o trabalho laboratorial. Amparados na literatura e com o objetivo de contribuir ao estudo, propomo-nos a avaliar a resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de prótese total, quando polimerizadas em banho de água aquecida e por energia de microondas. Foram confeccionados 5 corpos-de-prova retangulares de cada condição utilizando as resinas Clássico e Lucitone com diferentes ciclos de polimerização, QC 20 e Acron (para microondas). Os resultados mostraram que o grupo da resina Acron apresentou os maiores valores de resistência ao impacto e o da resina QC 20, os menores. Os demais grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Os grupos das resinas Lucitone (fogo alto/fogo baixo) e Acron apresentaram os maiores valores de dureza Knoop e o da QC 20, os menores. Os demais grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Podemos concluir que a resina Acron (microondas) apresentou os melhores resultados frente às propriedades físicas estudadas e a resina QC 20, os piores.

UNITERMOS

Resinas acrílicas termicamente ativadas; prótese total; resistência ao impacto; dureza.

NEISSER, M.P.; OLIVIERI, K.A.N. Evaluation of impact resistance and hardness of the acrylic resins activated by heat of denture base.

Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos, v.4, n.2, maio/ago. 2001.

ABSTRACT

Total prosthesis can be conceived as an apparatus supported by soft tissues, constituted with artificial teeth put above a base, which purpose is to give back aesthetics, phonetics and mastigatory functions to the edentous patientes. The acrylic resins had been modified obtaining different commercial types of them to improve their physical and mechanical properties as to facilitate the laboratory work. It based in the literature and with the purpose of to contribute with the study we proposed to avaiate the impact resistance and hardness of the acrylic resin ativated by heat of denture base when we polymerized them with conventional water bath and microwave energy. It was done five retangular samples from which condition using Classico and Lucitone resins with different polymerization cycles, QC 20 resin ans Acron resin (for microwave). The results showed that the Acron group was the biggest values to impact resistance and the QC 20 group didn't show statistically significant differences. The Lucitone group (high fire and low fire) and Acron group showed the biggest values to Knoop hardness and the QC 20 group, the smallest. The rest groups didn't show statistically significant differences. We concluded that the Acron group (microwave) showed the best results in relation physical properties studied and the QC 20, the worst.

UNITERMS

Acrylic resins ativated by heat; total prosthesis; impact resistance; hardness.

*Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP – Cep 12245-000.

** Aluna do Programa de Pós-Graduação – Área de Concentração em Prótese Parcial Fixa (Nível Doutorado) Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP - Cep 12245-000.

INTRODUÇÃO

Prótese total pode ser conceituada como um aparelho muco suportado cuja finalidade é devolver a função estética, fonética e mastigatória ao paciente desdentado e constituído de dentes artificiais montados sobre uma base.

Segundo Woelfel¹⁸ (1983), 99% das bases de próteses totais são fabricadas com algum tipo de resina acrílica. Desenvolvidas em 1936¹⁹ para substituir a borracha vulcanizada patenteada por Goodyear em 1851⁵, conforme citação de Woelfel, que foi amplamente utilizada durante oitenta anos apesar das restrições à cor, opacidade, porosidade, dificuldade de reembasamento e polimento, as resinas acrílicas possuem propriedades que não podem ser consideradas totalmente ideais, como baixa condutibilidade térmica, micro porosidade de superfície, baixa resistência à fratura e suscetibilidade ao desgaste por abrasão. Entretanto, apresentam uma combinação de características que as tornam aceitáveis e vantajosas na confecção de próteses totais, tais como compatibilizade cromática com os tecidos moles sobre os quais será assentada, possibilidade de reembasamento, baixo peso específico, baixa solubilidade nos fluidos bucais, baixo custo e simplicidade do equipamento para processamento.

Tradicionalmente as resinas acrílicas têm sido prensadas em muflas metálicas, quando atingem a fase plástica, sendo então imersas em banho de água mantido aquecido por um tempo específico, para permitir a polimerização do monômero⁶.

Dentre os vários problemas que podem ocorrer, como resultado deste processo, estão a porosidade interna e de superfície, decorrentes da volatilização do monômero e contração de polimerização e a indução de tensões que podem produzir alterações dimensionais e/ou diminuição da resistência à fratura.

Na tentativa de minimizar estes problemas vários métodos de processamento têm sido desenvolvidos, tais como: polimerização química à temperatura ambiente¹⁵, polimerização induzida por luz visível¹⁵, polimerização em forno de ar seco¹⁴ e, mais recentemente, polimerização induzida por energia de microondas¹².

Microondas são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda situado na faixa entre

1mm e 30cm, produzidas por gerador (Magne-tron), criando um campo eletromagnético que induz as moléculas do monômero (metil metacrilato) a mudarem rapidamente de direção; como consequência ocorrem numerosas colisões que causam rápido aquecimento por fricção intermolecular^{1,4}. Para que as microondas possam atingir a massa de resina acrílica, devem ser utilizadas muflas plásticas especiais, caso contrário são refletidas pela superfície metálica das muflas convencionais^{3,4,8}.

Segundo Kimura et al.⁸ (1983) e Mowery et al.¹¹, as próteses totais polimerizadas por energia de microondas apresentam adaptação duas a três vezes maior que outros métodos, provavelmente pelo fato de a energia ser absorvida pela resina e instantaneamente transformada em calor, diminuindo as tensões e reduzindo as distorções. Importante ressaltar que o aquecimento da massa de resina acrílica se dá de forma homogênea, simultânea e não centrípeta⁸, diferente dos outros métodos; como resultado, ocorre menor porosidade^{7,13,20}. Além disto, há facilidade de trabalho e redução do tempo de polimerização em até 98%¹⁰ sendo ainda considerado um método mais limpo¹⁶.

As resinas acrílicas têm sido modificadas, resultando em tipos comerciais diferentes, não somente para melhorar suas propriedades físicas e mecânicas, bem como para facilitar o trabalho laboratorial².

Assim, consideramos conveniente comparar as propriedades das resinas acrílicas para base de próteses totais polimerizadas pelo método convencional e pela energia de microondas, principalmente em relação à dureza de superfície e resistência ao impacto. Essas duas propriedades físicas estão diretamente ligadas à longevidade das próteses totais; quanto maior a dureza de superfície, tanto maior a resistência à abrasão por escovação. A maior resistência ao impacto reduz a possibilidade de fratura por queda da prótese total quando do manuseio, fato relativamente comum.

Amparados na literatura e com o objetivo de contribuir ao estudo, propomos a avaliar a resistência ao impacto e dureza de resinas acrílicas termicamente ativadas para base de prótese total, quando polimerizadas em banho de água aquecida e por energia de microondas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Os tipos, fabricantes e nome comercial das resinas acrílicas utilizadas neste estudo estão apresentados no Quadro 1.

OBTENÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Padrões obtidos pela usinagem de lâminas pré-fabricadas de acrílico com os lados menores em forma trapezoidal, conforme Figura 1, medindo

50,0mm de comprimento (A), 10,0 mm de largura (B) em sua base maior e 50,0mm de comprimento (C), 15,0 mm de largura (D) em sua base menor, e 2,1 mm de altura (E), foram incluídos em grupos de 5, em 7 muflas metálicas nº 5 e uma especial para microondas, possibilitando a obtenção de um total de 40 corpos-de-prova.

Excessão feita à mufla plástica, as muflas metálicas foram divididas, aleatoriamente, em 7 grupos e receberam os tratamentos experimentais conforme Quadro 2.

Quadro 1 - Tipo, fabricante e nomes comerciais das resinas acrílicas ativadas termicamente.

TIPO	FABRICANTE	NOMES COMERCIAIS
Resina acrílica ativada termicamente	Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo	Clássico
Resina acrílica ativada termicamente	G.C. Dental Ind. Corp., U.S.A.	Acron MC
Resina acrílica ativada termicamente	Dentsply	QC-20
Resina acrílica ativada termicamente	Dentsply	Lucitone

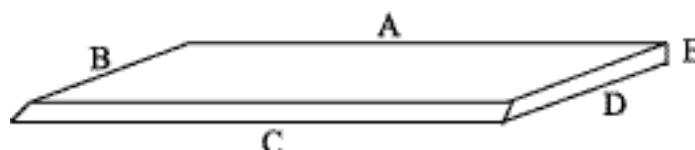


FIGURA 1 - Desenho esquemático dos corpos-de-prova.

Quadro 2- Grupos, resinas, tipo e tempo de polimerização.

GRUPOS	RESINAS	TIPOS E TEMPOS DE POLIMERIZAÇÃO
1	Clássico	Água aquecida a 74 °C – 540 minutos
2	Lucitone	Água aquecida a 74 °C – 540 minutos
3	Clássico	Água aquecida a 100 °C – 30 minutos
4	Lucitone	Água aquecida a 100 °C – 30 minutos
5	Clássico	Água aquecida “fogo baixo” – 30 minutos, “fogo alto” – 30 minutos
6	Lucitone	Água aquecida “fogo baixo” – 30 minutos, “fogo alto” – 30 minutos
7	QC - 20	Água aquecida a 100°C – 20 minutos
8	Acron MC	Microondas 800 W – 3 minutos

Para todos os materiais foram seguidas as instruções dos fabricantes com relação a proporção pó/líquido, manipulação e momento de colocação na mufla.

Concluídos os ciclos de polimerização, os equipamentos foram desligados e as muflas neles permaneceram até atingirem a temperatura ambiente. A seguir foram seguidos os passos convencionais de demuflagem, acabamento e polimento, após o que foram imersos em água destilada à temperatura ambiente durante 48 horas.

AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS

ENSAIO DE RESISTÊNCIA AO IMPACTO

Foram utilizados cinco corpos-de-prova para cada material e para cada ciclo de polimerização, que foram ensaiados em equipamento específico. Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística.

ENSAIO DE DUREZA

Para o ensaio de dureza de superfície foram utilizados cinco corpos-de-prova para cada material e para cada ciclo de polimerização, que foram incluídos em resina à base de poliéster (Resopol T 208). A seguir o polimento foi efetuado, inicialmente manual, com lixas (Norton) irrigadas com água, em

granulações decrescentes de 220, 320, 400 e 600 e, finalizando, com feltro, numa politriz elétrica (Metalserv - Rotary Pregrinder), sob constante irrigação com solução aquosa de óxido de cromo 0,3mm e, posteriormente, com alumina 0,05mm, após o que foram efetuadas as medidas de dureza Knoop em um aparelho Durimet (Leitz Wetzlar), usando carga de 50 gramas e 30 segundos de tempo para cada penetração, num total de cinco penetrações para cada corpo-de-prova. As medidas das penetrações foram obtidas em mm e transformadas em dureza Knoop por meio de tabelas de conversão. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística.

RESULTADOS

Os resultados e análise estatística do teste de resistência ao impacto estão registrados na Tabela 1 e ilustrados na Figura 2.

Observando-se a Figura 2 nota-se que G8 apresentou o maior valor de resistência e o G7, o menor.

Os resultados e análise estatística do teste de dureza Knoop estão registrados na Tabela 2 e ilustrados na Figura 3.

Observando-se a Figura 3 nota-se que os grupos G6 e G8 apresentaram os maiores valores de dureza Knoop e o G7, o menor.

Tabela 1- Resultados do teste de resistência ao impacto

GRUPO	VALOR MÍNIMO	VALOR MÁXIMO	MÉDIA	DESVIO-PADRÃO
G1	82,01	86,82	77,19	4,81
G2	65,94	72,37	57,91	7,3
G3	72,37	77,19	67,55	4,82
G4	73,65	86,82	56,94	15,25
G5	82,01	86,82	77,19	4,81
G6	57,10	62,73	50,68	6,06
G7	39,26	40,55	38,62	1,11
G8	113,30	118,12	106,08	6,37

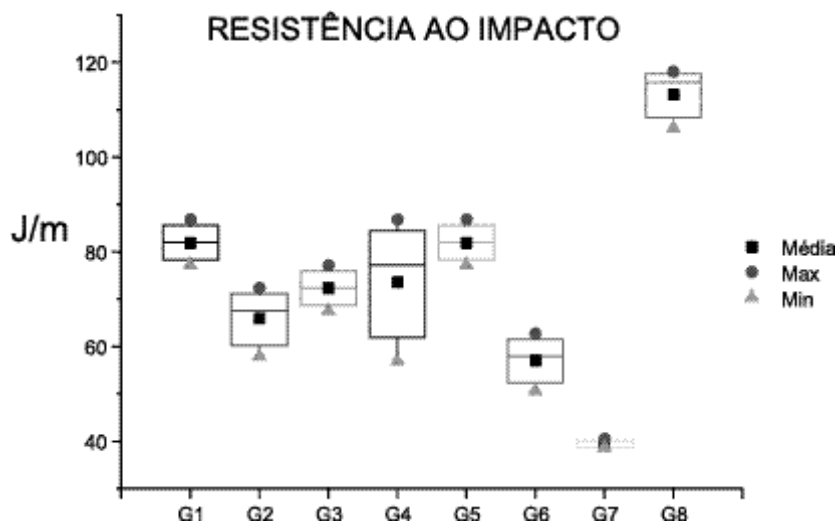


FIGURA 2 - Análise estatística do teste de resistência à fratura.

Tabela 2 - Resultados do teste de resistência à fratura.

GRUPO	VALOR MÍNIMO	VALOR MÁXIMO	MÉDIA	DESVIO-PADRÃO
G1	16,51	17,14	15,48	0,67
G2	13,38	13,48	13,28	0,09
G3	15,74	16,4	15,04	0,62
G4	13,28	13,96	12,58	0,51
G5	13,91	15,04	12,68	1,13
G6	28,21	31,26	26,24	2,07
G7	9,83	10,30	9,52	0,31
G8	20,8	21,20	20,04	0,45

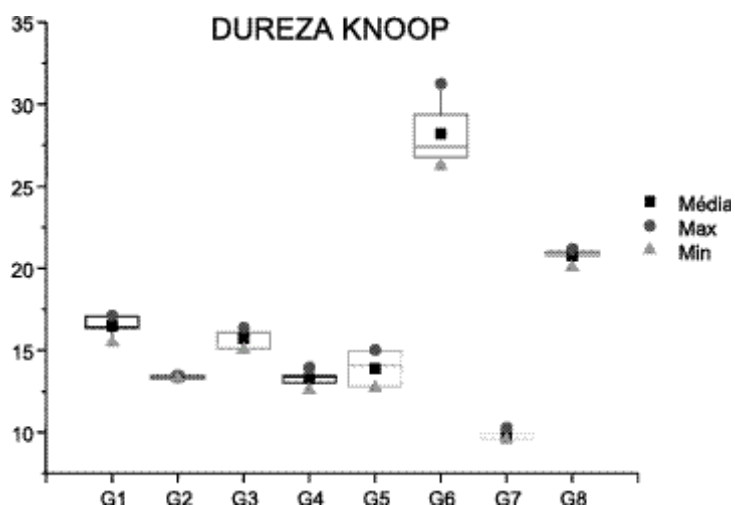


FIGURA 3 - Análise estatística do teste de dureza Knoop.

DISCUSSÃO

Segundo Al Doori et al.¹ (1988), microondas são ondas eletromagnéticas com comprimentos entre 1mm e 30cm, maiores que raios infravermelhos (porém menor energia), mas menores que ondas de rádio e televisão.

Fornos de microondas domésticos produzem microondas com frequência de 2450 MHz. Isto significa que o campo eletromagnético é gerado com mudança de 2450 vezes por segundo e consequentemente numerosas colisões intermoleculares causam rápido aquecimento por fricção molecular¹.

Embora a frequência dos fornos de microondas seja constante, a potência pode ser ajustada por controle da frequência de emissão das microondas geradas pelo Magnetron. Dependendo da especificação técnica do forno a potência máxima, denominada potência útil de cozimento, pode variar de 500 a 900W. Toda vez que o Magnetron é acionado ele emite radiação equivalente a 100% da sua potência¹. A potência do microondas utilizada nesse estudo foi de 800W (recomendada pelo fabricante).

A regulagem da energia incidente sobre o objeto é feita através do tempo de radiação. Isto significa que, quando selecionada uma potência inferior à máxima, o Magnetron emite radiação total, mas não durante todo o tempo registrado no botão seletor. Esta radiação é emitida sob forma de pulsos, de modo que a resultante da energia seja equivalente ao total desejado pois a emissão de radiação não é constante e sim pulsante¹. O tempo de radiação desse trabalho foi de 3 minutos (recomendado pelo fabricante),

Reitz et al.¹⁶ (1985) compararam as propriedades físicas (dureza, porosidade e resistência transversa) da resina termopolimerizável convencional polimerizada por energia de microondas com a polimerização em banho-maria (ciclo longo). Segundo os autores o método de microondas requer muflas especiais confeccionadas em resina poliéster reforçadas com fibra de vidro e parafusos de policarbonato. Como vantagem esta técnica apresenta grande redução do tempo de polimerização (2 1/2 minutos a 400W), menor tempo de fase plástica, massa mais homogênea, menos equipamentos pesados, método mais limpo, além de produzir

uma base para prótese total com adaptação superior. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significante nas propriedades físicas das bases polimerizadas entre os métodos estudados. Por outro lado, em nosso trabalho encontramos valores de resistência ao impacto e dureza superiores para a resina de microondas em comparação com as demais estudadas.

Hayden⁶ (1986) avaliou o processamento de bases de prótese total por energia de microondas e através do método convencional de polimerização em banho de água aquecida. Utilizou amostras com espessura uniforme de 2mm, sem dentes, polimerizadas da seguinte forma: a) banho de água aquecida a 73°C por 9 horas (ciclo longo); b) banho de água aquecida a 73°C por 1 hora e 30 minutos (ciclo curto); c) energia de microondas a 700W por 2 minutos de cada lado do corpo-de-prova; d) energia de microondas a 90W a 6 minutos e 30 segundos de cada lado do corpo-de-prova. O autor relatou que a energia de microondas aparentemente excita as moléculas de água no interior do gesso, e em consequência disso, produz calor no molde, que excita as moléculas de resina causando a polimerização. Os resultados indicam que o processamento em microondas a 90W a 6 minutos e 30 segundos não foi satisfatório, pois apenas uma em cada três amostras foi totalmente polimerizada. A polimerização a 700W por 2 minutos produziu amostras sem monômero residual e sem porosidade, similares ao método convencional de processamento em banho de água aquecida. Nosso trabalho também evidenciou ausência de monômero residual quando se polimerizou a resina Acron segundo as recomendações do fabricante (3 minutos, 800W).

Al Doori et al.¹ (1988) compararam propriedades físicas, dentre elas a resistência ao impacto) das resinas acrílicas de bases de prótese totais polimerizadas por radiação em microondas e pelo método convencional de polimerização em banho de água aquecida. Utilizaram quatro tipos de resina acrílica: três polimerizadas durante 7 horas a 70°C seguido de 3 horas a 100°C (ciclo longo) e uma polimerizada durante 20 minutos a 100°C (ciclo curto). As amostras incluídas em muflas plásticas especiais reforçadas com fibra de vidro foram polimerizadas em forno microondas doméstico equipado com prato giratório para absorção uniforme das microondas durante a operação por 24

minutos a 70W. Os resultados mostraram que não houveram diferenças numéricas e nem estatísticas entre os ciclos e técnicas utilizadas o que está contrário ao nosso estudo porque encontramos melhores resultados com a resina de microondas.

Levin et al.⁹ (1989) estudaram as propriedades físicas (dureza e resistência transversa) de cinco diferentes resinas processadas com microondas e ciclos de polimerização em banho maria. Ao contrário do nosso trabalho, o autor não encontrou diferenças estatisticamente significantes entre as resinas e os ciclos.

Trabalhando com sete resinas diferentes e métodos de polimerização diversos, Smith et al.¹⁷ (1992) confeccionaram corpos-de-prova de 70x11x3mm para avaliar a resistência ao impacto, dentre outras propriedades mecânicas. Chegaram à conclusão de que a resina, especialmente fabricada para processamento em microondas (Acron MC), apresentou um desempenho ligeiramente melhor do que o das resinas convencionais. Mesmo quando estas foram processadas em microondas, apresentando valores que variaram de 79 a 83, ao passo que a Acron MC chegou a 92MPa. Esse resultado é semelhante ao encontrado nesse estudo com relação à resistência ao impacto.

Em artigo publicado em 1994, Ilbay et al.⁷ relataram ter trabalhado com resinas convencionais, em microondas regulável. Variaram a potência do aparelho de 110 a 500W e o tempo de radiação a que submeteram os corpos-de-prova. As amostras que foram submetidas a uma menor potência e a um menor tempo de exposição não chegaram a polimerizar, mas quando foram expostos a 10 minutos de

radiação, todos os espécimes polimerizaram. Neste teste, notaram que não foi significativo o aparecimento de porosidades. Quanto à resistência à carga transversa até a fratura dos corpos-de-prova, registrou-se um valor médio de 7,6Kg. Em nosso estudo utilizou-se uma resina específica para microondas (Acron). Observamos que as amostras polimerizaram a 800W por um tempo de 3 minutos.

CONCLUSÕES

- a) o grupo G8 (Acron) apresentou o maior valor de resistência ao impacto e o G7 (QC 20), o menor. Os demais grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, só diferenças numéricas;
- b) os grupos G6 (Lucitone; fogo alto/fogo baixo) e G8 (Acron) apresentaram o maior valor de dureza Knoop e o G7 (QC 20), o menor. Os demais grupos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, só diferenças numéricas;
- c) a resina Acron (microondas) apresentou os melhores resultados perante as propriedades físicas estudadas e a resina QC 20, os piores.

AGRADECIMENTOS

Acordo de Cooperação Técnico Científica UNESP/CTA pelo realização dos ensaios de resistência ao impacto.

Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP onde foram realizados os ensaios de dureza.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AL DOORI, D. et al. A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems. **Dent Mater**, Washington, v.4, n.1, p.25-32, Feb. 1998.
2. ALMEIDA, M.H.W. **Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total**. Tese (Mestrado em Clínica Odontológica - Área de Prótese Dental) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1998. 125p.
3. CARON, A. Resinas acrílicas de termopolimerização: influência do fator tempo-polimerização na resistência à flexão. **Den-Fase II**, v.1, n.1, p.7-13, jul./dez. 1986.
4. DE CLERCK, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.57, n.5, p.650-58, May 1987.
5. GOODYEAR, 1851, apud WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Dimensional changes occurring in dentures during processing. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.61, n.4, p.413-30. Oct. 1960.
6. HAYDEN, W.J. Flexural strength of microwave-cured denture baseplate. **Gen Dent**, Chicago, v.34, n.5, p.367-71, Sept./Oct. 1986.
7. ILBAY, S.G. et al., Processing dentures using a microwave technique. **J Oral Rehabil**, v.21, n.1, p.103-9, Jan. 1994.
8. KIMURA, H. et al. Applications of microwave of dental technique (part 1) - dough-forming and curing of acrylic resins. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.23, p.43-9, Dec. 1983.
9. LEVIN, B. et al. The use of microwave energy for processing acrylic resins. **J Prosthet Dent**, v. 61, n.3, 381-3, Marc. 1989.
10. LIAN, Y.G. **Estudo comparativo da resistência à flexão de uma resina acrílica termicamente polimerizável processada em forno de microondas e pelo método convencional**. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Camilo Castelo Branco, 1996. 63f. São Paulo.
11. MOWERY, W.E. et al. Dimensional stability of denture base resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.57, p.345-53, Sept. 1958.
12. NISHII, M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v.2, p.23-40, Fev. 1968.
13. NOWLIN, T.P. et al., Tensile strength and porosity in two new microwave process acrylics. **J Dent Res**, v.70, sp. iss., p.476, Apr., 1991. (Abstract 1680).
14. PEYTON, F.A. Packing and processing dentures base resins. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.40, n.5, p.520-28, May 1950.
15. PHILLIPS, R.W. Skinner **Materiais dentários**. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Kogan, 1993. p.92-123.
16. REITZ, P.V.; SANDERS, J.L.; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. **Quintessence Int**, Berlin, v.16, n.8, p.547-51, Aug. 1985.
17. SMITH, L.T. et al. Mechanical properties of new denture resin polymerized by visible light, heat, and microwave energy. **Int J Prosthodont**, v. 5, n.4, 315-20, July/Aug. 1992.
18. WOELFEL, J.B. Denture base materials and their effects in oral tissues. In: LANEY, W.R.; GIBILISCO, J.A. **Diagnosis and treatment in prosthodontics**. Philadelphia: Lea & Febiger, 1983. p.236, v.55, n.4, p.606-10.
19. WOELFEL, J.B.; PAFFENBARGER, G.C.; SWEENEY, W.T. Dimensional changes occurring in dentures during processing. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.61, n.4, p.413-30. Oct. 1960.
20. YAMAUCHI, M. et al. Internal porosity in denture base resin polymerized by microwave irradiation. **J Gifu Dent Soc**, v.16, n.1, p.220-31, June 1989.