

RESINAS PARA FACETAS ESTÉTICAS DE PRÓTESES FIXAS. III. ANÁLISE CONJUNTA DAS VARIÁVEIS ALTERAÇÃO DIMENSIONAL E ALTERAÇÃO DE PESO EM FUNÇÃO DE: MATERIAIS, CONDIÇÃO DE ARMAZENAMENTO E TEMPOS

Paulo LEONARDI*
Eunice Teresinha GIAMPAOLO*
Ana Lúcia Machado CUCCI*

RESUMO: Os autores analisaram o efeito simultâneo da alteração dimensional e de peso de resinas para facetas estéticas quando submetidas às condições de armazenamento e períodos de tempo. As resinas apresentaram comportamentos diferentes havendo uma nítida correlação entre a alteração dimensional e a de peso. A condição de imersão promoveu alterações dimensionais cerca de 50% menores correspondendo a uma alteração de peso aproximadamente três vezes maior.

UNITERMOS: Prótese fixa; faceta estética; resinas odontológicas.

INTRODUÇÃO

As resinas para facetas estéticas apresentam algumas deficiências como a baixa resistência à abrasão, alto coeficiente de dilatação térmica, descoloração progressiva e elevada contração de polimerização^{12,15,17}.

A introdução de resinas com monômero de alta densidade de agentes cruzados e elementos de carga inorgânica como vidro, quartzo, etc., melhorou a resistência à abrasão, porém pouca coisa foi acrescentada à contração de polimerização e ao coeficiente de expansão térmica, fatores esses que, associados à absorção de água, estão diretamente relacionados com a infiltração marginal^{2,6,8,9,11,13}.

Mais recentemente foram lançados no comércio materiais para facetas estéticas com micro partículas, de sílica coloidal pirolítica, como carga e uretano dimetacrilato substituindo o metilmetacrilato na fase orgânica^{3,4,5,7,10}.

* Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia – UNESP – 14800 – Araraquara – SP.

Pareceu-nos então oportuno verificar comparativamente o desempenho desses materiais em relação à contração de polimerização e a absorção de água. Interessamos igualmente saber a influência que a absorção de água tem na alteração dimensional desses materiais.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram selecionados para esta investigação os seguintes materiais: M_1 – Dencor, M_2 – Ivoclar Colorstat SR C+B, M_3 – Biolon C&B, M_4 – Palapont 77 Microfill K+B e M_5 – SR Isosit PE C+B.

Os corpos-de-prova foram obtidos pela prensagem dos materiais em uma matriz de aço inoxidável, semelhante à descrita na norma nº 12 da American Dental Association¹. Foram introduzidos nessa matriz dois sulcos diametrais que se cruzam ao centro em um ângulo de 90 graus e a dois milímetros da borda interna, um sulco circular, que intercepta os dois primeiros em quatro pontos, formando cruzetas, que foram utilizadas como referencial de leitura, estabelecendo os diâmetros AB e CD. A polimerização deu-se a 120°C por dez minutos sob pressão de 6 atmosferas. Os corpos assim obtidos, foram pesados em uma balança Sartorius com sensibilidade de 0,0001 g, levados a um projetor de perfis NIKON 6C e mensurados os diâmetros AB e CD. A seguir os corpos-de-prova foram colocados em placa de Petri com tampa e mantidos em estufa a 37°C, observando as condições experimentais de armazenamento. Foram consideradas as condições C_1 em que os corpos-de-prova eram mantidos a seco. Observaram-se, ainda, os tempos de armazenamento t_0 imediatamente após a polimerização e t_1 a t_7 , com intervalos de 24 horas até completar 168 horas e t_8 após um intervalo de 168 horas, perfazendo um período de 336 horas de observação.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A análise dos dados relativos às variáveis alteração dimensional e alteração de peso, sugere haver correspondência entre elas. Podemos observar pela Tabela 1 que, à exceção do material M_5 , os demais materiais apresentam essa correspondência. Assim, o material M_2 mostra a maior média de contração ($-335,90 \mu\text{m}$) e a maior média de perda de peso ($-104,46 \text{mg}$), seguido do material M_1 com médias de contração e alteração de peso de $-321,64 \mu\text{m}$ e $-99,73 \text{mg}$, respectivamente, e o material M_3 com $-281,76 \mu\text{m}$ de média de contração e $-83,40 \text{mg}$ de alteração de peso. As médias de alteração de peso desses três materiais são bastante próximas, havendo igualdade entre o M_1 e o M_2 e entre a do M_1 e a do M_3 . Vemos ainda, com auxílio das Tabelas 3 e 4, que relativamente à alteração de peso, as resinas acrílicas sem carga (M_1 e M_2) comportaram-se da mesma forma que a resina Biolon (M_3) com carga inorgânica de silicato de alumínio, apresentando médias estatisticamente iguais, e que essa igualdade

TABELA 1 – Médias e desvios padrão de alteração dimensional e alteração de peso de materiais. Teste de Duncan a 0,05

	MATERIAL				
	M ₁	M ₂	M ₃	M ₄	M ₅
Alt. Dim. μ m	-321,64	-335,90	-281,17	-258,17	-380,80
%	0,70	0,73	0,61	0,56	0,83
Alt. Peso mg	- 99,73	-104,46	- 83,40	- 21,91	37,53
%	0,62	0,68	0,54	0,12	0,20

Alteração Dimensional – D.P.: 2,68
D₂ = 7,42

Alteração Peso – D.P.: 6,97
D₂ = 19,30

TABELA 2 – Médias e Desvios padrão de alteração dimensional e alteração de peso de condição

	CONDIÇÃO		
	C ₁	C ₂	
Alt. Dim. μ m	-217,59	-413,72	D.P.: 1,69
%	0,47	0,90	
Alt. Peso mg	113,15	-221,94	D.P.: 4,40
%	0,68	1,34	

de se deu nas duas condições. Contudo, relativamente à alteração dimensional, a resina Biolon (M₃) apresentou contração média menor que as outras duas, talvez em função do elemento de carga. O material M₄, constituído basicamente de matriz orgânica de metilmetacrilato com elementos de microcarga de sílica coloidal (SiO₂), apresentou a menor média de contração (-258,17 μ m) e igualmente a menor média de alteração de peso (-21,91mg). Pela Tabela 4, podemos ver que o material M₄, na condição C₁, absorveu água, fato que se manifestou pelo aumento de peso, aproximadamente 50% superior ao dos outros materiais, à exceção do M₅. Vemos na Tabela 3, que essa maior absorção de água promoveu uma menor contração. Se compa-

rarmos os dados da condição C_2 desse material, vamos observar que a absorção de água promoveu uma diminuição de 0,38% da contração. Se transpusermos o mesmo raciocínio para os demais materiais, vamos observar que a condição C_1 diminuiu a contração dos materiais M_1 , M_2 , M_3 e M_5 em 38%, 46%, 41% e 52%, respectivamente. Vemos, portanto que a imersão em água contribuiu para a diminuição da contração, mas não foi capaz de compensá-la totalmente.

TABELA 3 – Médias e Desvio-padrão de alteração dimensional da interação Material x Condição. Teste de Duncan a 0,05

Cond.	Mat.	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5
	C_1	μm	-235,76	-230,51	-188,02	-171,69
%		0,51	0,50	0,41	0,37	0,57
C_2	μm	-407,53	-441,29	-375,49	-344,64	-499,64
	%	0,89	0,96	0,82	0,75	1,09
D.P., 379			$D_2 = 10,50$			

TABELA 4 – Médias e Desvio padrão de alteração de peso da interação Material x Condição. Teste de Duncan a 0,05

Cond.	Mat.	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5
	C_1	μm	61,67	54,70	77,50	149,37
%		0,30	0,36	0,50	0,85	1,19
C_2	μm	-261,15	-263,62	-244,30	-193,20	-147,42
	%	1,63	1,70	1,57	1,11	0,80
D.P.: 9,85			$D_2 = 27,30$			

O fator tempo produziu efeitos semelhantes na alteração dimensional e na alteração de peso e as alterações significativas ocorreram no intervalo entre os tempos t_0 e t_1 , correspondente às primeiras 24 horas do experimento, havendo a formação de um conjunto de médias iguais para os demais tempos considerados. Este fato parece ter

importância quando se sabe que os trabalhos de prótese são enviados dos laboratórios para os consultórios dentro desse intervalo de tempo e, quase sempre, sem o devido acondicionamento. Esses trabalhos são cimentados já com desadaptações das margens da resina ao substrato metálico, desadaptações essas que serão maiores ou menores, dependendo das características de retentividade que o receptáculo metálico apresenta. A efetiva retentividade da resina pelo substrato metálico diminui a infiltração marginal, mas, por outro lado, induz tensões no corpo do material plástico, tornando-o mais susceptível à fratura.

O material M₅, composto basicamente por uma matriz orgânica de uretano dimetacrilato com elemento de carga formado pelo próprio monômero polimerizado e triturado e pela sílica pirolítica (SiO₂), constituiu-se em uma exceção. Sob C₁, foi o material que apresentou a maior média de contração (-380,80 μm) e uma alteração de peso positiva de 37,53 mg (Tabela 1). Quando absorveu água mostrou a maior média de variação de peso; -222,60 mg, cerca de 1,19%. Entretanto, essa absorção de água não se traduziu em uma maior expansão, capaz de diminuir a contração, pois, entre materiais estudados, foi o que apresentou a maior média de contração: -262,96 mg (0,57%). Quando mantido a seco (C₂), o material M₅ apresentou a menor perda de peso (-147,42 mg ou 0,80%), justificando assim, quando não se leva em consideração a condição, a variação positiva de peso que apresenta. Pode-se dizer que, para esse material, nem mesmo a elevada absorção de água apresentada foi capaz de diminuir a sua também elevada contração, mas que essa absorção reduziu em 52% a contração, quando comparada com a da condição C₂.

Se compararmos os resultados do material M₅ com os do M₄, vamos ver que a associação do elemento de microcarga inorgânica de sílica pirolítica com o uretano dimetacrilato do Isosit resultou em piores qualidades, relativamente às alterações dimensionais e de peso, do que as da resina Palapont, que utiliza o mesmo sistema de microcarga associado a uma matriz orgânica de metilmetacrilato.

A correspondência entre a alteração dimensional e a alteração de peso tem sido relacionada de forma diversa e indiretamente na literatura que expusemos até aqui. Entretanto, SKINNER¹⁴, em 1949, especificamente a respeito dessa relação, afirmou que as resinas são notáveis pelo fato de absorverem água e expandirem. As resinas acrílicas odontológicas não são uma exceção a essa regra.

Em 1968, SKINNER & PHILLIPS¹⁶ afirmaram que a difusão da água nas resinas acrílicas provavelmente ocorre entre as macromoléculas que estão ligeiramente afastadas. Em decorrência desse fato, foi estimado que, para cada 1% de aumento de peso pela absorção de água, a resina acrílica expande linearmente 0,23%.

A análise dos fatos descritos anteriormente nos anima a sugerir que, na confecção de próteses do tipo metalo-plásticas, devem ser considerados os seguintes cuidados:

1. Selecionar uma resina que apresente contração de polimerização reduzida e que, quando imersa em água, apresente absorção que se traduza em um máximo de expansão.

2. A técnica de confecção de facetas pela polimerização de sucessivas camadas delgadas parece ser a mais indicada.
3. É recomendável a imersão das próteses do tipo metalo-plásticas em água destilada, imediatamente após a polimerização, devendo permanecer imersas pelo menos durante as primeiras 24 horas.

CONCLUSÕES

À vista dos resultados obtidos segundo a metodologia empregada, parece-nos lícito concluir que:

1. Todos os materiais analisados sofreram na polimerização, alterações dimensionais representativas de contração, sendo maior no material M_5 , vindo a seguir o M_2 , M_1 , M_3 e M_4 . À exceção do material M_5 , todos os demais apresentaram perda de peso sendo a maior a do M_2 , vindo a seguir o M_1 , M_3 e M_4 .
2. A condição C_1 promoveu contração menor que a C_2 onde foi notada a maior perda de peso.
3. Apenas o intervalo de 24 horas entre os níveis t_0 e t_1 proporcionou média diferente de alteração dimensional e de peso.
4. A imersão em água reduziu a contração de polimerização não sendo entretanto capaz de compensá-la totalmente.

LEONARDI, P. *et alii* – Esthetic facet resins for fixed bridges. III. Simultaneous analysis of the variables dimensional and weight alteration in function of: materials, storage conditions and times. *Rev. Odont. UNESP, São Paulo, 19: 227-233, 1990.*

ABSTRACT: The authors analysed the simultaneous effects of the dimensional and weight alteration of resins utilized for esthetic facets submitted to warehousing conditions and periods of time. The resins showed different behaviour and a neat correlation between dimensional alteration and weight. The condition of immersion promoted dimensional alteration 50% lower and an alteration of weight three times higher.

KEY-WORDS: Denture, partial, fixed; resins.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials and Devices – Specification n. 12 for denture base polymers. *J. am. dent. Ass., 90: 451-8, 1975.*
2. ARENDS, J. & KAIZER, S. – Wichtige eingenchaften von Kronen und bruckenmaterialen. *Quintessenz, 24: 55-9, 1973.*
3. BOWEN, R. L. – *Dental filling material.* U.S. Patent n. 3.066.112, Nov. 1962. Apud: *Chem. Abstr., 58: 6999, 1963.*

4. BOWEN, R. L. – Effect of particle shape and size distribution in a reinforced polymer. *J. am. dent. Ass.*, 69: 481-95, 1964.
5. DICKSON, G. – Physical and chemical properties and wear. *J. dent. Res.*, 58: 1535-43, 1979.
6. FITZROY, D. C.; SWARTZ, M. L. & PHILLIPS, R. W. – Physical properties of selected dental resins. Part II. *J. prosth. Dent.*, 13: 1108-19, 1963.
7. GOTFREDSEN, C. – Physical properties of a plastic filling material. *Acta odont. scand.*, 27: 595-615, 1969.
8. KELLER, F. – Das neue Wilde K+B-material “brillant”. *Zahntechnik, Zurich*, 28: 550-9, 1970.
9. MCCUNE, R. J.; PHILLIPS, R. W. & SWARTZ, M. L. – An evaluation of a new resin veneering material. *J. South Calif. dent. Ass.*, 36: 496-8, 1968.
10. McLEAN, J. W. – Restorative dentistry: past and future. *Brit. dent. J.*, 145: 179-83, 1978.
11. PETERSON II, E. A.; PHILLIPS, R. W. & SWARTZ, M. L. – A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J. am. dent. Ass.*, 73: 1324-36, 1966.
12. PEYTON, F. A. & MANN, W. R. – Acrylic and acrylic-styrene resins: their properties in relation to their uses as restorative materials. Part I. *J. am. dent. Ass.*, 29: 1852-64, 1942.
13. ROSE, E. E.; LAL, J.; GREEN, R. & CORVELL, J. – Direct filling materials: coefficient of thermal expansion and water sorption of polymethyl methacrylate. *J. dent. Res.*, 34: 589-96, 1955.
14. SKINNER, E. W. & COOPER, E. N. – Physical properties of denture resins. Part I. Curing shrinkage and water sorption. *J. am. dent. Ass.*, 30: 1845-52, 1943.
15. SKINNER, E. W. – Acrylic resins: an appraisal of their use in dentistry. *J. am. dent. Ass.*, 39: 261-8, 1949.
16. SKINNER, E. W. & PHILLIPS, R. W. – *The science of dental materials*. 6^a ed. Philadelphia, Saunders, 1968. p. 193-4.
17. SWEENEY, W. T.; PAFFENBARGER, G. C. & BEALL, J. R. – Acrylic for dentures. *J. am. dent. Ass.*, 29: 7-33, 1942.

Recebido para publicação em 29.04.1988