

RESINAS PARA FACETAS ESTÉTICAS DE PRÓTESES FIXAS. I. ALTERAÇÃO DIMENSIONAL EM FUNÇÃO DE: MATERIAIS, CONDIÇÃO DE ARMAZENAMENTO E TEMPOS

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

RESUMO: Os autores verificaram a alteração dimensional que as resinas para facetas estéticas de próteses fixas apresentam, quando da sua polimerização e posteriormente a ela, sob influência das condições e dos tempos de armazenamento. Os resultados evidenciaram que todas as resinas estudadas apresentaram contração de polimerização, variando de material para material. A condição em que os corpos de prova permaneceram imersos em água, não foi capaz de compensar a contração, mas proporcionou efeitos significativos menores em relação aos corpos de prova que foram mantidos a seco. Ficou evidenciado que apenas o intervalo das primeiras 24 horas apresentou alterações significativas.

UNITERMOS: Prótese fixa; faceta estética; resina.

INTRODUÇÃO

As alterações dimensionais devidas à polimerização e à variação da temperatura das resinas para facetas estéticas foram observadas e relatadas por vários pesquisadores^{18,22,23,24} e consideradas como o mais sério defeito desses materiais¹⁷. Essas alterações trazem como conseqüência a progressiva descoloração da faceta e a proliferação bacteriana no interior da interface resina metal em função da percolação dos fluidos bucais^{2,3,4,13,14,21}.

O interesse de pesquisadores em resolver esses problemas levou ao aparecimento de novos produtos com características diferenciadas de composição, técnica de trabalho e desempenho clínico. Surgiu assim, uma nova geração de resinas em que o monômero de metilmetacrilato foi substituído pelo uretano dimetacrilato, semelhante ao das resinas compostas e foram introduzidas partículas de carga no polímero, que variam de partículas irregulares de quartzo até micro partículas de sílica coloidal, tratadas termicamente.

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

Pareceu-nos, portanto, oportuno verificar em relação à alteração dimensional, o comportamento desses novos materiais comparativamente às resinas clássicas.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram selecionados para esta investigação os materiais descritos a seguir: 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 de 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 assim, os diâmetros AB e CD. A polimerização foi efetuada em um aparelho EDG 1.000, observando um ciclo de polimerização de 120°C por dez minutos e sob pressão de 6 atmosferas. Os corpos assim obtidos, uma vez preparados, eram levados a um projetor de perfis Nikon modelo 6C onde eram mensuradas as dimensões dos diâmetros AB e CD, imediatamente após a polimerização. Em seguida, uma vez identificados, os corpos de prova eram acondicionados em placas de Petri com tampa e armazenados.

Foram consideradas duas condições de armazenamento, a saber: C_1 , os corpos de prova eram armazenados em água destilada a 37°C e C_2 , onde os corpos eram armazenados também a 37°C a seco.

Foram ainda considerados os tempos de armazenamento, a saber: t_0 , imediatamente após a polimerização e t_1 a t_7 a 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 de variância feita para os dados originais das mensurações dos diâmetros AB e CD expressos em micrometros demonstra que houve evidência amostral para rejeitarmos a hipótese de igualdade de efeitos dos fatores considerados isoladamente, bem como de suas interações de 1ª ordem. Estes fatos permitem considerar:

a) Material

A intensidade de contração que os materiais proporcionaram foi, da menor para a maior, a seguinte: Palapont (M_4)-258,17, Biolon (M_3)-281,76, Dencor(M_1)-321,64, Ivoclar (M_2)-335,90, e finalmente Isosit (M_5)-380,80, com um desvio-padrão de 2,68 e um valor crítico de Duncan a 0,05 de 7,42. Em termos percentuais, as contrações lineares foram de 0,56% para o M_4 , 0,61% para o M_3 , 0,70% para o M_1 , 0,73 para o

M_2 e 0,83% para o M_5 . Deve-se levar em conta que a natureza das resinas, o meio de polimerização e a técnica de preenchimento produzem resultados diversos, como nos afirmaram BOWEN *et alii*⁷. Confirmam-se aqui as afirmações de MACCHI & CRAIG¹⁵ feitas em 1969, de que as resinas com carga apresentam menor contração do que as sem carga, pois o baixo peso molecular e a baixa contração, inerentes ao aglutinante daquelas, e o elemento de carga inorgânica, por não tomar parte na polimerização, são os responsáveis por essa menor contração. Segundo BOWEN⁶, é de se esperar que a elevação do coeficiente sílica/resina resulte em uma relativa redução na contração de polimerização. Justifica-se assim o fato de as resinas Palapont (M_4) e Biolon (M_3), que possuem carga, terem apresentado média de contração menor que as resinas Dencor (M_1) e Ivoclar (M_2), sem carga. BOWEN⁵ obteve contrações de 2,7% em volume para o metilmetacrilato com sílica tratada com vinil silano, contra 6,2% em volume de metilmetacrilato sem carga. Há uma relação inversa entre a contração e a densidade do material polimerizado. É esperado que a grande quantidade de carga, por ser inerte, não tome parte na contração. Os compósitos com polímeros de alto peso molecular contraem menos durante a reação, segundo DÉNNISON & CRAIG¹⁰.

A resina Isosit (M_5) constitui-se em exceção, pois apresenta a maior média de contração linear de polimerização. A explicação provável dessa ocorrência pode estar relacionada com o fato de que esse material tem apenas 37%, em peso, de elemento de microcarga inorgânica, constituída de sílica coloidal e dispersa em 20% de partículas de polímero de uretano dimetacrilato polimerizado e triturado^{8,20,25}. Pelo fato da sílica coloidal apresentar um tamanho bastante reduzido, de 0,007 a 0,14 μ , com média de 0,04 μ , e, como conseqüência, elevada área de superfície (300 m^2/g), uma menor quantidade de elemento de carga inorgânica pode ser acrescentada à resina (40 a 50% no máximo)^{8,25}. Este fato é o responsável pelas deficiências das resinas com microcarga, entre elas, a elevada contração de polimerização^{9,19}.

Fato curioso a ser notado é o de que tanto o material Palapont (M_4) como o Isosit (M_5) têm, como elemento de microcarga, a sílica coloidal ou pirolítica (SiO_2). É provável que a causa do comportamento oposto desses dois materiais resida no fato de que, enquanto a resina Isosit usa como matriz orgânica uma variação do BIS-GMA, ou seja, o uretano dimetacrilato, a matriz orgânica do Palapont é o metilmetacrilato. Além disso, no Isosit há apenas 37% em peso de carga inorgânica, enquanto no Palapont há cerca de 50%^{10,16,25}.

Os resultados obtidos através desta pesquisa diferem dos apresentados por FARNEZI¹¹, que pesquisou a resina Isopast, do sistema Isosit. Para esse autor, os valores de contração do Isopast foram intermediários aos da resina acrílica convencional sem carga, com a maior contração, e aos de uma resina composta com carga convencional, havendo entretanto, identidade de comportamento dos dados de FARNEZI¹¹ com os desta investigação, para as resinas com carga e sem carga, pois, nesta, os resultados indicam que as resinas sem carga contraíram mais que as com carga.

b) Condição

Independentemente de material e tempo, a condição em que os corpos de prova permaneciam armazenados imersos em água, (C_1), apresentou média de contração menor do que a encontrada na condição em que os corpos de prova eram mantidos a seco, (C_2). Respectivamente $-217,59$ para C_1 e $-413,72$ para C_2 , com um desvio padrão de $1,69$. Em termos percentuais, os valores foram de $0,47\%$ para a condição C_1 e $0,90\%$ para a C_2 . Estes dados demonstraram a severidade do tratamento da condição C_2 , que proporcionou, em média, contração quase 100% maior do que o da condição C_1 .

c) Tempo

Os tempos formaram dois conjuntos de médias estatisticamente diferentes: o conjunto A do instante t_0 ($-276,30$ ou $0,60\%$) e o conjunto B dos demais tempos considerados ($-316,92$ ou $0,69\%$) com um desvio padrão de $3,59$ e um valor de Duncan a $0,05$ de $9,96$. Houve apenas significância para o intervalo de 24 horas do conjunto A, quando comparado a qualquer nível do conjunto B. O instante t_0 proporcionou média de contração menor que a dos demais tempos.

d) Interação Material X Condição

Quando em presença de condições nota-se que a imersão em água, imposta pela condição C_1 , igualou as médias de contração dos materiais M_1 ($-235,76$) e M_2 ($-230,51$), permanecendo, contudo, maiores do que a dos materiais M_3 ($-188,02$) e M_4 ($-171,69$) e ainda inferiores às do M_5 ($-261,96$). Constata-se, portanto, que este último tem, em média, a maior contração. Tal fato não se repete para a condição C_2 , sendo que, nesta, o comportamento dos materiais é igual ao apresentado isoladamente, ou seja M_1 ($-407,53$), M_2 ($-441,29$), M_3 ($-375,49$), M_4 ($-344,64$) e M_5 ($-499,64$) com um desvio-padrão de $3,79$ e um valor crítico de Duncan a $0,05$ de $10,50$.

Nota-se que os diversos materiais sofreram diferentes efeitos frente às duas condições analisadas. Assim, na condição C_1 , os materiais apresentaram média de contração menor, comparada com a apresentada pelos mesmos materiais na condição C_2 . Chama-nos a atenção o fato de que a imersão em água, da condição C_1 , não foi capaz de compensar a contração que os materiais sofreram na polimerização, mas reduziu significativamente essa contração, quando comparada com a média apresentada pela condição em que os corpos de prova permaneciam a seco. Essa redução foi a seguinte para os diferentes materiais: $0,38\%$ para o M_1 , $0,46\%$ para o M_2 , $0,41\%$ para o M_3 , $0,38\%$ para o M_4 e $0,52\%$ para o M_5 .

e) Interação Material X Tempo

Os materiais quando em presença de tempos mostraram que esse fator proporcionou efeitos diferentes nos materiais. Notamos que, no instante t_0 , o material M_3 ($-217,50$) apresentou a menor média de contração, vindo a seguir o material

M_4 (-250,20), os materiais M_1 (-263,80) e M_2 (-279,30), com médias iguais, e, finalmente, o material M_5 (-370,70) com um desvio-padrão de 8,04 e um valor crítico de Duncan a 0,05 de 22,27. Como o instante t_0 representa o momento imediatamente após a polimerização, podemos supor que o valor das médias apresentadas nesse instante é o da contração que ocorreu durante a polimerização. A partir do instante t_1 , a ordem se altera, passando o material M_4 (-251,30) a apresentar a menor média de contração, seguido do M_3 (-289,20), do M_1 (-335,20) e M_2 (-339,50) que continuam com médias iguais e, finalmente, do material M_5 (-370,70), novamente com a maior média.

Podemos observar ainda que os materiais não se comportam da mesma forma em função dos tempos. Assim, nos materiais M_1 , M_2 e M_3 , os tempos formaram dois conjuntos diferentes de médias, o A composto dos instantes t_0 e o B, dos demais tempos considerados. Nos materiais M_4 e M_5 , formou-se apenas um conjunto de médias iguais para os tempos. Podemos assim dizer que o fator tempo influenciou no comportamento dos materiais M_1 , M_2 e M_3 , fazendo com que apresentassem média de contração maior até o intervalo de 24 horas dos instantes t_0 e t_1 , e não alterou significativamente a média de contração dos materiais M_4 e M_5 em nenhum intervalo de tempo.

f) Interação Condição X Tempo

A análise desta interação leva-nos a observar que, quando se considera o fator tempo dentro de condições, em t_0 , as médias de alteração dimensional são iguais em C_1 (-269,32) e C_2 (-283,28), com um desvio-padrão de 5,08 e um valor crítico de Duncan a 0,05 de 14,08. Este fato já poderia ser esperado desde que, neste nível (t_0), a contração constatada se deve apenas à ocorrida por efeito de polimerização. No entanto, em todos os demais níveis do fator tempo (t_1 a t_8), as médias apresentaram-se estatisticamente diferentes, isto é, a alteração dimensional constatada em C_2 foi sempre maior que a da condição C_1 . Este fato leva-nos a admitir que a condição C_2 exerce efeito mais severo que C_1 , aumentando a contração.

Contudo, quando se analisam condições dentro dos tempos, observa-se que na condição C_1 houve redução da contração de t_0 e t_1 , não mais ocorrendo alterações de t_1 para os demais tempos. Para a condição C_2 ocorreu fato inverso, isto é, a média de contração aumentou significativamente de t_0 para t_1 e deste para t_2 , permanecendo igual nos demais tempos.

É provável que, em C_1 , a absorção de água tenha sido capaz de reduzir a contração de t_0 para t_1 , porém não compensando totalmente a contração de polimerização.

HARMAN¹² afirmou que os espécimes, quando imersos em água, aumentaram de dimensão rapidamente. O maior aumento ocorreu nas primeiras 24 horas, atingindo o valor máximo em 7 dias e estabilizando-se ao final de 14 dias. Para os espécimes que permaneciam a seco, o mesmo ocorreu, porém, no sentido inverso, isto é, diminuíram de dimensão.

CONCLUSÕES

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

- 1 – Todos os materiais estudados sofreram alteração dimensional, que se caracterizou por contração; a intensidade da menor para a maior ficou com os seguintes materiais: Palapont (M_4), Biolon (M_3), Dencor (M_1), Ivoclar (M_2) e Isosit (M_5).
- 2 – As condições condicionaram diferentemente a alteração dimensional. A condição C_1 não compensou totalmente a contração de polimerização, mas proporcionou efeitos sensivelmente menos severos do que a C_2 .
- 3 – Apenas o intervalo de 24 horas entre os níveis t_0 e t_1 proporcionou média diferente de alteração dimensional.
- 4 – Na condição C_1 , os materiais M_1 e M_2 têm a mesma intensidade de contração. Para todos os materiais em estudo as alterações condicionadas por C_2 são maiores que as condicionadas por C_1 .
- 5 – A alteração dimensional dos materiais M_4 e M_5 não se modificou em função do tempo, enquanto as de M_1 , M_2 e M_3 sofreram este efeito apenas no intervalo de t_0 a t_1 .
- 6 – As condições causaram igual intensidade de efeitos no nível t_0 . Os demais níveis considerados foram diferentes de t_0 , porém, iguais entre si em cada condição. A condição C_2 apresentou magnitude de efeitos maior que a condição C_1 , a partir do nível t_1 .

LEONARDI, P. *et alii* – Aesthetic facets resins for fixed prosthesis. I. Alteration of weight in function of : materials, condition of warehousing and time. **Rev. Odont. UNESP**, São Paulo, **18**:241-248, 1989.

ABSTRACT: The authors verified the dimensional alteration presented by the aesthetic facets resins of fixed prosthesis during and after polymerization upon conditions and time of warehousing influences. The results showed that all studied resins presented contraction of polymerization that varied among the materials, and that the proof bodies immersed in water were not able to compensate this contraction, but proportioned better results when compared with the dry ones. It was also observed that the 24 hours gap presented significant alterations.

KEY-WORDS: Fixed prosthesis; aesthetic facets; resin.

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. ASMUSSEN, E. – The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. I. *Acta odont. scand.*, 32: 161-71, 1974.
3. ASMUSSEN, E. – Composite restorative resins: composition versus wall-to-wall polymerization contraction. *Acta odont. scand.*, 33: 337-44, 1975.
4. ASMUSSEN, E. – Marginal adaptation of restorative resins in acid etched cavities. *Acta odont. scand.*, 35: 125-34, 1977.
5. BOWEN, R. L. – Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J am. dent. Ass.*, 66: 57-64, 1963.
6. BOWEN, R. L. – Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in directfilling materials during hardening. *J. am. dent. Ass.*, 74: 439-45, 1967.
7. BOWEN, R. L.; RAPSON, J. E. & DICKSON, G. – Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J. dent. Res.*, 61: 654-8, 1982.
8. CRAIG, R. G. – Chemistry, composition and properties of composite resins. *Dent. Clin. North Am.*, 25: 219-39, 1981.
9. DENNISON, J. B. – Status report on microfilled composite restorative resins. *J. am. dent. Ass.*, 105: 488-92, 1982.
10. DENNISON, J. B. & CRAIG, R. G. – Physical properties and finished surface texture of composite restorative resins. *J. am. dent. Ass.*, 85: 101-8, 1972.
11. FARNEZI, G. G. – *Contribuição ao estudo da contração de polimerização, sorção de água e expansão higroscópica em diferentes tipos de resinas restauradoras.* Araraquara, Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, 1980 (Tese de Mestrado).
12. HARMAN, I. M. – Effects of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. *J. am. dent. Ass.*, 38: 188-203, 1949.
13. KORNFELD, B. – Study of clinical behavior of resins in operative dentistry. In: GENERAL MEETING OF IADR. 31., Philadelphia, 1953. *Apud J. dent. Res.*, 32: 714-5, 1953.
14. KRAUS, E. E. & KRAUS, L. L. – Evaluation of the auto-polymer direct plating filling materials. In: GENERAL MEETING OF IADR, 29., Frahn Lick, Ind., 1951. *Apud J. dent. Res.*, 30: 498, 1951.
15. MACCHI, R. L. & CRAIG, R. G. – Physical and mechanical properties of composite restorative materials. *J. am. dent. Ass.*, 78: 328-34, 1969.
16. MICHL, R. J. – Isosit: a new dental material. *Quintess. Int.*, 9: 29-33, 1978.
17. PAFFENBARGER, G. C. – Significant physical properties. In: GENERAL MEETING OF IADR, 29, Frahn Lick, Ind., 1951. *Apud J. dent. Res.*, 30: 497-8, 1951.
18. 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.
19. PHILLIPS, R. W. – Past, present, and future composite resin systems. *Dent. Clin. North Am.*, 25: 209-18, 1981.
20. RAPTIS, C. N.; FAN, P. L. & POWERS, J. M. – Properties of microfilled an visible light-cured composite resin. *J. am. dent. Ass.*, 99: 631-3, 1979.

21. RIBEIRO, S. C. – *Contribuição para o estudo da infiltração de corante na interface resina acrílica-liga de ouro, em coroas metaloplásticas (influência da retentividade da caixa vestibular; do ciclo de polimerização da resina acrílica; do tempo de armazenamento e de variações térmicas, na solução corante de imersão)*. São Paulo, Faculdade de Odontologia, USP, 1972. (Tese de Doutorado)
22. SMITH, D. L. & SCHOONOVER, I. C. – Direct filling resins: dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. *J. am. dent. Ass.*, 46: 540-4, 1953.
23. SWEENEY, W. T. – Denture base material: acrylic resins. *J. am. dent. Ass.*, 26: 1863-73, 1939.
24. SWEENEY, W. T.; PAFFENBARGER, G. C. & BEALL, J. R. – Acrylic resins for dentures. *J. am. dent. Ass.*, 29: 7-33, 1942.
25. VINHA, D. – *Efeitos de instrumentos rotatórios de corte e de desgaste na superfície de compósitos, com anterior análise da forma e da variação de tamanho das partículas de carga e das quantidades de partes orgânicas e inorgânicas*. Ribeirão Preto, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP, 1980. (Tese de Livre Docência)

Recebido para publicação em 29.4.1988