

# Alteração dimensional de uma liga de gálio versus amálgama de prata

Susana Maria Werner Samuel\*  
Daniela Beilner\*\*  
Cátia Rubinstein\*\*  
Léo Werner Süffert\*

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a alteração dimensional de uma liga de gálio e compará-la com quatro ligas para amálgamas.

Os resultados mostraram que os amálgamas atenderam à especificação nº 1 da Associação Dentária Americana e Grupo Brasileiro de Materiais Dentários, que permitem uma alteração dimensional de  $0 \pm 20 \mu\text{m/cm}$ . O mesmo não ocorreu com a liga de gálio que mostrou uma expansão de  $27,38 \mu\text{m/cm}$ .

## SUMMARY

The aim of this study was to evaluate the dimensional change of a gallium alloy in comparison with four dental amalgams.

The results showed that the amalgams satisfied the nº 1 A.D.A. specification which allows  $0 \pm 20 \mu\text{m/cm}$  dimensional change. The same did not occur with the gallium alloy which showed an expansion of  $27,38 \mu\text{m/cm}$ .

## DESCRITORES

Liga de Gálio, Amálgama, Alteração Dimensional.

## Introdução

Há muitas décadas, o amálgama de prata tem sido o material de escolha para restauração de dentes posteriores, devido às suas satisfatórias propriedades físicas como resistência à compressão, à tração, ao cisalhamento, alteração dimensional, escoamento e dureza. Além disso, apresenta baixo custo, fácil manipulação, biocompatibilidade e larga utilização pela classe odontológica com ampla experiência clínica<sup>5</sup>.

Entretanto o seu uso tem sido contestado e até contra-indicado por possuir na sua composição o mercúrio metálico, um metal pesado, que provoca poluição ambiental e compromete a saúde dos profissionais quando manipulado inadequadamente<sup>4</sup>.

Em 1956, Smith e Caul<sup>9</sup> analisaram algumas ligas de gálio que potencialmente poderiam substituir o amálgama de prata, no entanto concluíram que essas ligas possuíam propriedades inadequadas para servirem de restaurações. Além disso ensaios biológicos também deveriam ser realizados. Mais tarde, Smith, Caul e Sweeney<sup>10</sup> concluíram que, de

todas as ligas de gálio analisadas, a mais promissora, para uso clínico, seria a base de gálio-cobra-estanho, faltando apenas dados sobre corrosão e biocompatibilidade. Em 1964, Waterstrat e Longton<sup>12</sup> mostraram que ligas a base de gálio-paládio possuíam algumas propriedades superiores aos amálgamas de prata. Após várias observações e procedimentos experimentais, Waterstrat<sup>11</sup>, em 1969, mostrou que as ligas de gálio-paládio-estanho possuíam muitas das propriedades desejáveis para um material restaurador, entretanto para sua indicação clínica, ainda seria necessário um maior acompanhamento de suas propriedades biológicas. Somente em 1991, Okamoto e Horibe<sup>4</sup> apresentaram uma liga de gálio como substituta para o amálgama de prata. Segundo os autores, entre outras vantagens, a liga não possui efeitos tóxicos ao corpo humano. Sua porção líquida é a base de Ga-In-Sn e o pó, a base de Ag-Pd-Sn-Cu-Zn. Esta nova liga de gálio passou a ser comercializada citando como vantagem o selamento marginal precoce da restauração, decorrente de uma expansão apresentada

durante a presa do material. Além disso, duas horas após a trituração o material apresentaria de 70 a 90% de suas propriedades físicas, permitindo o acabamento e polimento da restauração na mesma sessão.

Apesar de a expansão ser apontada como a grande vantagem deste novo material, foram constatadas, num trabalho clínico, realizado na Faculdade de Odontologia de Bauru (SP), sob a coordenação da Professora Maria Fidela Navarro, relatos de sensibilidade pós-operatória e algumas fraturas nas estruturas dentárias restauradas com a liga de gálio\*. Uma das possíveis causas desta sensibilidade pós-operatória e fraturas coronárias poderia ser uma expansão exagerada do material restaurador, por isso, propusemo-nos avaliar *in vitro*, a alteração dimensional da liga de gálio e compará-la com a alteração dimensional de diferentes ligas para amálgama de prata.

\* Professores de Materiais Dentários da UFRGS.

\*\* Bolsistas de Iniciação Científica PROPEP e CNPq.

## Materiais e Métodos

Os materiais utilizados no trabalho estão apresentados na tabela 1.

**TABELA 1**  
**Materiais**

Marca Comercial	Fabricante	Lote
Gálio Alloy GF	Tokuriki Honten Co	9037020922
DFL Alloy	DFL	06269210
Argent alloy	Rhos	93192
True Dentalloy II	SS White	00E
Dispers alloy	Johnson & Johnson	24152

Para a confecção dos corpos de prova das ligas de amálgama foi utilizada a relação liga/mercúrio de 1:1, em peso. O mercúrio foi proporcionado no dosador Kerr Alloy Proportioner modelo II, calibrado para liberar 2 gotas de 300mg, totalizando 600mg, medida previamente conferida na balança de precisão Mettler P 1200. A mesma quantidade de limalha (600mg) também foi pesada na balança de precisão. Os dois materiais, já proporcionados, foram colocados numa cápsula rosqueável, sem pistilo, adaptada ao amalgador mecânico Duomat (Degussa). O tempo de trituração foi aquele sugerido pelo fabricante, ou seja, 23seg para a liga DFL alloy e 15seg para as demais ligas para amálgama.

A liga de gálio avaliada é pré-dosada e encapsulada, e o fabricante indica um período de trituração de 7seg, na velocidade *low*, num amalgamador Varimix II - (Caulk).

Oito corpos de prova de cada material foram confeccionados segundo a especificação nº 1 da A.D.A. (American Dental Association)1.

A matriz metálica indicada pela especificação consiste de:

1. suporte metálico com 25mm de altura e 26mm de diâmetro interno;
2. espaçador nº 1 com 25mm de diâmetro e 6mm de altura, que apresenta, no centro, um orifício circular de 6mm de diâmetro;
3. espaçador nº 2 em forma de trampolim com 2mm de espessura; onde, na sua extremidade arredondada há uma fissura de 6mm;
4. cilindro metálico com 25mm de diâmetro externo e 25mm de comprimento, que apresenta um canal de 4mm de diâmetro, onde serão introduzidos os materiais e os pinos;
5. pino menor, de 13mm de comprimento

e 4mm de diâmetro, com um espaço em uma de suas extremidades em forma de cone, reservado para a colocação de uma ponta metálica, que

ficará sobre o corpo de prova após a sua confecção;

6. pino maior, de 26mm de comprimento e 4mm de diâmetro.

Após a trituração, o amálgama foi inserido na matriz devidamente montada, com o auxílio de um condensador de Eames nº 2, enquanto a liga de gálio foi inserido na matriz com o auxílio dos instrumentos protegidos com *teflon*, pelo fabricante. Preenchida a cavidade da matriz, foi colocado o pino maior e, 30seg após a trituração, com o auxílio de uma prensa, foi aplicada a carga de 14 MPa para padronizar a condensação dos corpos de prova.

Aos 45seg retirou-se a carga e o espaçador nº 2. Aos 50seg aplicou-se

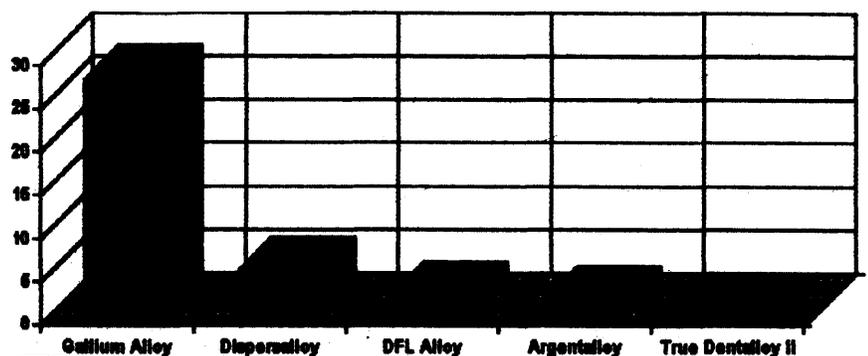
ao interferômetro Seton Rochwite Instruments - USA - Serial nº 129 e 130, à temperatura ambiente, onde seria avaliada a alteração dimensional. O interferômetro possui uma lâmpada de hélio que emite luz monocromática, que atravessa uma placa de quartzo fundido e atinge uma base de basalto. A placa de vidro é suportada por um tripé: 2 pinos fixos de aço-inox e um terceiro que é a amostra. Os 2 pinos permanentes e a amostra devem estar na mesma altura para que a placa de quartzo e a base estejam paralelas entre si.<sup>7,8</sup>

A luz de hélio emitida atravessa a placa de vidro e atinge a superfície plana do basalto, de onde é refletida e novamente atravessa o quartzo, desenvolvendo raios de interferência de luz, que podem ser observadas na ocular do interferômetro.<sup>7,8</sup>

Cada raia clara ou escura mede 0,5 µm. A medida que o corpo de prova sofre alteração dimensional, muda o ângulo do vidro em relação à base. Essa alteração modifica o número de raios de interferência para mais, quando há expansão e para menos, quando há contração.<sup>7,8</sup>

A medida inicial do número de raios foi realizada 5min após a trituração e a medida final, 24 horas depois. A diferença entre a medida final e a inicial em relação ao comprimento do corpo de prova, corresponde à alteração dimensional do material. A medida do comprimento das amostras foi obtida com o micrômetro Tesamaster.

**GRÁFICO 1**  
**Alteração dimensional das ligas de Gálio e Amálgama de Prata (µm/cm)**



novamente a carga, aguardando a finalização do processo, que se deu aos 90seg.

Passados os 90seg, a matriz foi retirada da prensa e o corpo de prova removido exercendo-se uma leve pressão sobre o pino maior, fazendo com que esse extruísse a amostra. Esta, foi colocada sobre uma placa de vidro, para ser levada

## Resultados

O gráfico 1 apresenta, sob forma de um gráfico de barras, os valores médios da alteração dimensional das ligas.

As medidas obtidas através do interferômetro foram submetidas à análise estatística através do teste de Duncan e os resultados estão apresentados na tabela 2.

**TABELA 2**  
Análise estatística com o teste de Duncan para a alteração dimensional

Marcas	Médias	Duncan 5%
Gallium Alloy GF	27,38	C
Dispersalloy	5,09	B
DFL Alloy	2,18	A B
Argentalloy	1,76	A B
True Dentalloy II	0,43	A

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si ao nível de 5%.

## Discussão

Como foi constatado a partir da revisão da literatura, uma característica comum à maioria das diversas combinações metálicas experimentais, para formação de ligas de gálio, é a ocorrência de expansão durante e/ou após a presa do material<sup>4,9,10,11,12</sup>

O fabricante da liga Gallium Alloy GF, Tokuriki Honten Co., confirma que a liga sofre expansão durante a presa e aponta este fato como uma vantagem do material, pois provocaria um selamento precoce da restauração. Entretanto, o valor médio da expansão apresentado pelo fabricante é de 16 µm/cm, o que não corresponde aos valores obtidos neste experimento, onde a expansão média ultrapassou o limite máximo permitido pela especificação nº 1 da A.D.A.<sup>1</sup>. Portanto, pelo menos com relação à alteração dimensional, a liga de gálio deixa a desejar quando comparada ao amálgama de prata. Com relação a manipulação da liga de gálio, observamos que possui um tempo de trabalho reduzido e apresenta uma pegajosidade aos condensadores que necessitam ser protegidos com *teflon*. Além disso, seu custo é extremamente superior ao amálgama de prata.

Segundo Okamoto e Horibe<sup>4</sup>, o interesse pelo gálio surgiu devido ao fato de ele ocupar o segundo lugar entre todos os metais em termos de ponto de fusão mais baixo (29,75°C), perdendo apenas para o mercúrio. Esta característica atraiu a atenção ao gálio como possível substituto do mercúrio, que tem sido motivo de tanta polêmica.

Com base nas observações clínicas da Professora Maria Fidela Navarro e nos resultados de nosso trabalho, achamos lícito sugerir que a liga de gálio ainda não apresenta condições de ser utilizada. Nada impede, que com o tempo, após algumas alterações, a liga de gálio venha

a ser uma nova opção como material restaurador para dentes posteriores e não, como querem alguns, um substituto do amálgama de prata.

No momento, a despeito do desenvolvimento de vários materiais restauradores diretos, cada vez mais se reconhece que o amálgama satisfaz muitos dos aspectos de um material restaurador ideal, permanecendo como material de escolha para muitas aplicações clínicas, concordando com Phillips et al<sup>6</sup>. Além disso, apesar da pressão exercida pelos anti-amalgamistas em função da alegação da toxicidade do mercúrio, está claro que, quando o material é manipulado adequadamente, não oferece riscos ao ambiente nem compromete a saúde dos pacientes e/ou profissionais.<sup>2,3</sup>

## Conclusão

A liga de gálio, Gallium Alloy GF, submetida ao ensaio de alteração dimensional, não atendeu à especificação nº 1 da A.D.A., diferentemente de outras quatro ligas para amálgama que se mantiveram dentro dos limites estabelecidos pela norma.

## Agradecimentos

A análise estatística deste trabalho foi realizada pela bolsista Sandra, orientada pela Professora Elsa Mundstock, do Departamento de Estatística da UFRGS, às quais gostaríamos de externar nossos agradecimentos.

## Referências Bibliográficas

- COUNCIL ON DENTAL MATERIALS AND DEVICES. Revised american dental association specification nº 1 for alloy for dental amalgam. J. Am. Dent. Ass., Chicago, v.95, p.614-617, Sep. 1977.
- KLEMANN, D.; WEINHOLD, J.; STRUBEL, O. et al. Der Einfluss von Amalgamfüllungen auf die Quecksilberkonzentrationen in Fruchtwasser und Muttermilch. Dtsch. Zahnärztl. Z., v.45, n.3, p.142-145, Mar. 1990.
- MOLLIN, C. Amalgam - Fact and fiction. Scand. J. Dent. Res., v.100, n.1, p.66-73, Feb. 1992.
- OKAMOTO, Y., HORIBE, T. Liquid gallium alloys dor metallic plastic fillings. Br. Dent. J. London, v.170, n.1, p.23-26, Jan. 1991.
- PHILLIPS, R.W. Materiais Dentários de Skinner. 8ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1986. 467 p. cap.21, p.230-240.
- PHILLIPS, R.W.; JENDRESEN, M.; KLOOSTER, J. et al. Report of the committee on scientific investigation of american academy of restorative dentistry. J. Prosthet. Dent., St. Louis, v.62, n.1, p.70-101, Jan. 1989.
- SKINNER, E.W. The science of dental materials. 3ª ed. Philadelphia and London: Souders, 1946, cap. 28, p.304-307.
- SOUNDER, W. PAFFENBARGER, G.C. Physical properties of dental materials: Circular C 433 - National Bureau os Standards. Washington: Government Printing Office, 1942, p.3-9.
- SMITH, D.; CAUL, H. Alloys of gallium with powdered metals as possible replacement for dental amalgam. J. Am. Dent. Ass., Chicago, v.53, n.3; p.315-324, Sep. 1956.
- SMITH, D.; CAUL, H.; SWEENEY, W. Some physical properties of gallium-copper-tin alloys. J. Am. Dent. Ass., Chicago, v.53, n.4, p.677-685, Dec. 1956.
- WATERSTRAT, R. Evaluation of a gallium-palladium-tin alloy for restorative dentistry. J. Am. Dent. Ass., Chicago, v.78, n.3, p.536-541, Mar. 1969.
- WATERSTRAT, R.; LONGTON, R. Gallium-palladium alloy as dental filling material. Pub. Health Reports, v.79, n.7, p.638-642, July 1964.