

LIGAS DE PRATA E ESTANHO PARA FUNDIÇÕES ODONTOLÓGICAS: AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE CERVICAL EM RESTAURAÇÕES M.O.D., OBTIDAS A PARTIR DE DIFERENTES TÉCNICAS DE FUNDIÇÃO

Carlos Alberto dos Santos CRUZ*
Willian Celso RETTONDINI*
Gelson Luis ADABO*
Deiwes Nogueira de SÁ*
Francisco Pedro Monteiro da SILVA FILHO*
Antonio Carlos GUASTALDI**

- **RESUMO:** Foi avaliado o desajuste cervical de restaurações metálicas fundidas, obtidas com ligas de prata e estanho (Superalloy, D.F.L. e Pratalloy), a partir de diferentes técnicas de fundição. Os padrões foram obtidos com cera azul regular em troquel metálico de aço inoxidável simulando cavidade M.O.D., sem cobertura de cúspides. Onze técnicas foram empregadas, combinando-se diferentes temperaturas de aquecimento do anel (650°C e 500°C) e de sua transferência para o centrifugador (650°C, 500°C, 400°C, 300°C, 200°C e 50°C). As fundições foram realizadas em centrífuga elétrica Degussa e, após a desinclusão, os corpos de prova foram jateados internamente com óxido de alumínio, por 1 minuto, e assentados sobre o troquel, sob carga estática de 9 kg, durante 5 minutos. O desajuste foi medido em microscópio Carl Zeiss-Jena, com precisão de 0,0025 mm, em três pontos previamente marcados em cada face proximal. Os resultados mostraram desajuste cervical médio estatisticamente semelhante para as três ligas estudadas. O fator Técnica de Fundição mostrou variabilidade significativa em nível de 5%, com menor desajuste para as técnicas que empregaram temperaturas de fundição de 650°C e 500°C. Temperaturas de fundição inferiores proporcionaram médias de desajuste cervical progressivamente maiores. A temperatura inicial de aquecimento do anel, 650°C ou 500°C, não alterou estatisticamente a magnitude da adaptação.
- **PALAVRAS-CHAVE:** Ligas dentárias; técnica de fundição odontologica; desajuste cervical.

Introdução

A substituição das ligas de ouro na obtenção de restaurações metálicas fundidas tem desafiado clínicos e pesquisadores. Entretanto, apesar da evolução do processo

* Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese - Faculdade de Odontologia - UNESP - 14801-903 - Araraquara - SP.

** Departamento de Físico-Química - Instituto de Química - UNESP - 14800-900 - Araraquara - SP.

odontológico de fundição, permanece ainda, para as ligas alternativas, comportamento e desempenho clínico pouco satisfatórios.^{2,5,6}

Segundo Weiss,¹⁶ índices ideais de adaptação marginal, desempenho mecânico e resistência à corrosão somente serão alcançados com as ligas alternativas se houver compreensão de que são completamente diferentes das ligas nobres e que, por esse motivo, devem ser manipuladas mediante técnicas também diferentes. Todavia, em levantamento realizado por Zanarotti et al.,¹⁷ junto a laboratórios de prótese, pode-se verificar que ainda são empregadas as mesmas técnicas desenvolvidas para as ligas de ouro e que pequenas variações são decorrentes de observações empíricas ou mesmo instruções inadequadas por parte dos fabricantes.

Na odontologia brasileira, as ligas de prata e estanho ocupam papel de destaque principalmente por apresentarem grande facilidade de manipulação, sendo adequadamente fundidas por meio de maçaricos convencionais gás-ar.^{2,7,12} Entretanto, ainda que alguns procedimentos técnicos tenham sido propostos por Simonetti,¹³ por Corrêa et al.,³ e por Santos Jr. et al.¹¹ grande é a controvérsia em relação ao tipo de revestimento a ser empregado, à temperatura de aquecimento do anel para expansão do molde, ao momento apropriado para a injeção da liga fundida e à forma mais adequada para o resfriamento após a fundição.

Paralelamente, parece ser incorreto o fato de alguns fabricantes recomendarem, para as ligas de prata e estanho, o resfriamento do anel antes da fundição, uma vez que a reprodutibilidade está diretamente relacionada à temperatura do molde de revestimento¹⁰ e que este, ao ser resfriado, não apresenta a mesma alteração dimensional observada durante sua expansão.^{9,10,13}

Assim motivados, e tendo em vista o desenvolvimento de técnica específica para esse tipo de liga odontológica, decidimos estudar o desajuste cervical de restaurações M.O.D., obtidas com ligas de prata e estanho, a partir de diferentes técnicas de fundição.

Material e método

Na presente investigação foram utilizadas as ligas metálicas relacionadas na Tabela 1.

Para a confecção dos corpos de prova, foi empregado troquel metálico confeccionado em aço inoxidável, simulando cavidade tipo M.O.D., sem cobertura de cúspides. Os padrões foram obtidos com cera azul regular, liquefeita em estufa a $75 \pm 5^\circ\text{C}$ e injetada diretamente na cavidade do troquel. Constatada a integridade do padrão, foi fixado à sua superfície oclusal fio de cera, em forma de *U*, com 2 mm de diâmetro e 25 mm de comprimento, visando formar condutos de alimentação com espessura e tamanho padronizados. Cada padrão foi então fixado a base de borracha formadora de cadinho, pincelado com líquido redutor de tensão superficial e seco com suaves jatos de ar.

Tabela 1 – Ligas de prata e estanho utilizadas

Código	Marca Comercial	Fabricante / Distribuidor	Composição química*		Contração de fundição** (%)
			Ag	Sn	
L ₁	Superalloy	Dentária Napoleão Santos Ltda. Rio de Janeiro-RJ	76,5	21,9	1,46 + 0,03
L ₂	D. F. L.	Dental Fillings Ind. & Com. Ltda. Rio de Janeiro-RJ	76,9	21,5	1,46 + 0,03
L ₃	Pratalloy	Coimpa Soc. Indl. de Metais Preciosos da Amazônia Ltda. Manaus-AM Degussa S/A-Campinas-SP	77,2	19,9	1,45 + 0,03

* Análises realizadas nos laboratórios da Comissão Nacional de Energia Nuclear-CNEN, Poços de Caldas, MG.

** CRUZ, C. A. S. Ligas de prata e estanho para fundições odontológicas: estudo da composição e contração de fundição. (No prelo)

A seguir, o anel para fundição, revestido internamente com tira de amianto umedecida, foi fixado e preenchido, sob vibração, com revestimento Cristobalite – Kerr, proporcionado segundo instruções do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo. A seleção desse revestimento, aglutinado por gesso, baseou-se no intervalo de fusão das ligas estudadas^{6,12,14} e em sua contração de fundição (Tabela 1).

Onze técnicas foram investigadas, combinando-se diferentes temperaturas de aquecimento do anel e de sua transferência para o centrifugador. Para expansão do molde foram selecionadas as temperaturas de 500°C e 650°C, que representam os limites de aquecimento para que ocorra a completa eliminação da cera¹ sem que haja contaminação da liga metálica.^{8,10} Para a fundição, foram empregadas as temperaturas de 650°C, 500°C, 400°C, 300°C, 200°C e 50°C, observadas em trabalhos anteriores^{3,6,8,11,13,15} ou fornecidas pelos fabricantes, como orientação.

O aquecimento foi realizado em forno elétrico Bravac, equipado com termocontrolador digital Eurocontrol, elevando-se lentamente a temperatura, a partir da ambiente, por aproximadamente 1 hora. Para as técnicas que empregaram transferência do anel a temperaturas inferiores, o forno foi programado e desligado, permanecendo o anel em seu interior até a fundição.

As fundições foram realizadas em centrífuga elétrica Degussa, modelo ET4. Aproximadamente 5 g da liga metálica foram colocados no interior do cadinho e, observada sua fusão, foi transferido o anel e disparado o centrifugador. Após a desinclusão, o corpo de prova foi submetido internamente a jato de óxido de alumínio, por 1 minuto com o objetivo de remover pequenos resíduos de revestimento.

Para a determinação do desajuste cervical, as peças foram colocadas no troquel e submetidas à carga estática de 9 kg, durante 5 minutos. Removida a carga, o conjunto foi levado à mesa do microscópio Carl Zeiss-Jena, com precisão de 0,0025 mm, para as leituras, que foram efetuadas diretamente em três pontos previamente marcados em cada face proximal. Foram executadas três leituras em cada ponto, perfazendo total de 18 medidas para cada corpo de prova.

Resultado e discussão

A Tabela 2 apresenta os valores originais médios para cada corpo de prova:

Tabela 2 - Valores originais para desajuste cervical (μm)

Liga	Réplica	Técnica de fundição										
		F ₁	F ₂	F ₃	F ₄	F ₅	F ₆	F ₇	F ₈	F ₉	F ₁₀	F ₁₁
L ₁	R ₁	73,333	92,500	105,694	106,111	176,528	164,722	75,833	94,306	110,000	167,083	158,056
	R ₂	85,556	53,472	114,028	132,083	125,139	180,972	95,972	90,139	121,944	117,083	123,194
	R ₃	52,278	98,194	125,139	126,111	171,528	167,917	62,083	123,472	149,861	151,250	163,889
	R ₄	70,417	85,556	123,889	149,167	150,417	174,306	97,361	145,278	108,889	164,167	187,500
L ₂	R ₁	89,722	99,306	99,861	110,833	197,222	174,306	87,778	133,472	132,778	124,306	160,972
	R ₂	65,139	73,472	109,306	129,028	108,472	201,361	79,028	100,972	107,222	115,972	173,611
	R ₃	84,583	66,111	89,167	119,306	144,444	175,556	65,139	84,583	135,556	171,667	201,250
	R ₄	71,250	60,972	85,417	125,278	126,389	179,167	74,306	75,972	130,833	157,639	171,389
L ₃	R ₁	76,806	76,389	129,722	151,667	190,833	160,694	84,444	103,750	120,694	117,778	164,167
	R ₂	78,882	89,167	82,778	139,167	147,917	208,056	55,556	102,222	145,278	162,083	185,694
	R ₃	107,913	95,139	94,444	107,500	164,722	130,556	84,583	93,889	139,028	160,972	190,139
	R ₄	80,833	80,000	89,683	136,944	113,611	180,972	89,583	120,833	154,306	144,028	186,667

Após tratamento estatístico (Tabela 3), evidenciou-se variabilidade significativa apenas para o fator Técnica de Fundição. Todavia, para fins comparativos, foi construída a Tabela 4, que apresenta as médias, erro padrão e valor crítico em nível de 5% pelo teste de Duncan para o fator Liga, isoladamente.

A Tabela 4 evidenciou a igualdade estatística observada na análise de variância (Tabela 3) para o fator Liga Metálica. Assim, independentemente da técnica de fundição empregada, as ligas L₁ (Superalloy), L₂ (D.F.L.) e L₃ (Pratalloy) apresentaram médias estatisticamente semelhantes de desajuste cervical. Tal fato, provavelmente, relaciona-se à contração de fundição também semelhante observada na Tabela 1, em função da semelhança de composição química entre as ligas estudadas, e reafirma a importância do conhecimento prévio dessa propriedade nos procedimentos laboratoriais a serem adotados.

Tabela 3 – Análise de variância para desajuste cervical

Fonte de variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F ₀
Liga	2	710,25	355,125	0,93 ns
Técnica de Fundição	10	154.472,80	15.447,280	40,50 *
Liga x Téc. Fundição	20	4.541,50	227,075	0,60 ns
Resíduo	99	37.760,00	381,414	
Total	131	197.484,50		

* = significativa em nível de 5%.

ns = não significativa.

Tabela 4 – Médias, erro padrão e valor crítico para desajuste cervical, segundo Ligas (μm)

L ₁ – Superalloy	L ₂ – D.F.L.	L ₃ – Pratalloy
123,078*	119,798*	125,454*
Erro padrão = 2,944		

Valor crítico a 5% : D₂ = 8,244.

* Valores estatisticamente semelhantes.

Fusayama,⁴ em 1964, tomando como referências a rugosidade interna das restaurações e a espessura de película prevista nas Especificações, admitiu desajuste cervical entre 5 e 30 μm , resultando em linha de cimentação nunca superior a 40 μm . Embora nossos resultados tenham sido bem superiores, deve-se ressaltar o caráter comparativo do ensaio, onde as peças foram jateadas com óxido de alumínio apenas para limpeza, não sofrendo internamente qualquer tipo de desgaste.

Para a verificação do efeito do fator Técnica de Fundição sobre o desajuste cervical, foi construída a Tabela 5, que apresenta os conjuntos de médias estatisticamente semelhantes, bem como erro padrão e valor crítico em nível de 5% pelo teste de Duncan para o referido fator, isoladamente.

A Tabela 5 evidenciou a existência de cinco grupos de médias estatisticamente semelhantes: no conjunto A encontram-se as técnicas F₁, F₂ e F₇, que empregaram temperaturas mais elevadas do molde no momento de sua transferência para a centrífuga (650°C e 500°C). A seguir, em ordem crescente de desadaptação, figuram os conjuntos B (Técnicas F₃ e F₈); C (Técnicas F₄ e F₉); D (Técnicas F₅ e F₁₀) e E (Técnicas F₆ e F₁₁), nos quais os corpos de prova foram fundidos em moldes a temperaturas progressivamente inferiores (400°C, 300°C, 200°C e 50°C).

Tabela 5 – Médias, erro padrão, valor crítico e conjuntos de médias estatisticamente semelhantes para desajuste cervical, segundo Técnicas de Fundição (μm)

Conjunto	Técnica de Fundição	Aquecimento do anel ($^{\circ}\text{C}$)	Temperatura de Fundição ($^{\circ}\text{C}$)	Desajuste cervical médio (μm)
A	F ₁	650	650	78,309
	F ₂	650	500	80,857
	F ₇	500	500	79,306
B	F ₃	650	400	104,086
	F ₈	500	400	105,741
C	F ₄	650	300	127,766
	F ₉	500	300	129,699
D	F ₅	650	200	151,435
	F ₁₀	500	200	146,169
E	F ₆	650	50	174,965
	F ₁₁	500	50	172,211

Erro padrão = 5,638

Valor crítico a 5%: $D_2 = 15,786$.

Paralelamente, comparações realizadas dentro de cada conjunto mostraram não haver qualquer influência da temperatura de aquecimento do anel sobre a magnitude da adaptação, uma vez que os valores observados nas Técnicas F₁ ou F₂, F₃, F₄, F₅ e F₆, com aquecimento inicial a 650 $^{\circ}\text{C}$, foram, respectivamente, estatisticamente semelhantes aos verificados para as Técnicas F₇, F₈, F₉, F₁₀ e F₁₁, com aquecimento a 500 $^{\circ}\text{C}$.

Phillips,¹⁰ em 1984, ressaltando a possibilidade de contaminação da liga metálica por compostos de enxofre, provenientes de revestimentos aglutinados por gesso a temperaturas próximas a 700 $^{\circ}\text{C}$, indicou, para as ligas de ouro, temperatura de 650 $^{\circ}\text{C}$ como ideal para a eliminação da cera, expansão térmica do revestimento e transferência do anel para a centrífuga. Assinalou, entretanto, que a utilização de revestimentos compostos predominantemente por cristobalita permitiria a obtenção de fundições bem adaptadas já a partir de moldes aquecidos a 500 $^{\circ}\text{C}$, temperatura esta suficiente para garantir, de acordo com a Especificação n. 4 da A.D.A.,¹ a completa eliminação do padrão de cera.

Silva,¹² Mondelli,⁶ e Valera & Mondelli,¹⁴ estudando o intervalo de fusão e a contração de fundição de ligas de prata e estanho, indicaram temperaturas de fundição semelhantes às empregadas para as ligas de ouro. Todavia, Panzeri et al.⁸ verificaram aspecto superficial pouco satisfatório em fundições obtidas em moldes aquecidos a

650°C, evidenciando, assim, possível incompatibilidade entre este tipo de liga metálica e revestimentos a temperaturas mais elevadas. Por outro lado, e talvez até pelos motivos expostos acima, instruções dos próprios fabricantes determinam o resfriamento do anel antes de sua transferência para a centrífuga, conduta esta, segundo Santos Jr. et al.,¹¹ atribuída a interpretações equivocadas sobre a verdadeira composição das ligas de prata e estanho, confundidas com as ligas de baixa fusão estanho-antimônio. Tal procedimento, entretanto, é condenado por Peyton et al.⁹ e por Phillips,¹⁰ que afirmam ser o resfriamento do molde causa de fundições inexatas e recomendam o aquecimento do anel apenas até a temperatura de fundição.

Nossos resultados apontam para as técnicas F₁ (78,309 µm), F₂ (80,857 µm) e F₇ (79,306 µm), presentes no conjunto A de médias estatisticamente semelhantes. Todavia, em vista do exposto, a Técnica F₇, com temperaturas de aquecimento do anel e de fundição a 500°C, parece-nos mais segura e adequada, uma vez que não apresenta, aparentemente, os riscos de contaminação proporcionados pela Técnica F₁ (aquecimento do anel e fundição a 650°C), eliminando, ainda, os desnecessários aquecimento e resfriamento do molde verificados na Técnica F₂ (aquecimento do anel a 650°C e fundição a 500°C).

Acreditamos, de acordo com as opiniões de Santos Jr. et al.,¹¹ Man et al.⁵ e Araújo & Fichman,² que o escurecimento precoce das ligas de prata e estanho no meio bucal esteja realmente relacionado a procedimentos inadequados durante a fundição. Entendemos também que nossos resultados, complementados por novos ensaios sobre reprodutibilidade, resistência à corrosão e propriedades mecânicas, juntamente com informações precisas e completas por parte dos fabricantes, possam contribuir para o estabelecimento de técnica específica de fundição para esse tipo de liga alternativa, possibilitando, dessa forma, a obtenção de restaurações metálicas fundidas acessíveis e de boa qualidade clínica e laboratorial.

Conclusão

De acordo com a metodologia empregada e com os resultados obtidos, parece-nos lícito concluir que:

- 1) independentemente da técnica de fundição, o desajuste cervical médio das restaurações M.O.D. foi estatisticamente semelhante para as três ligas estudadas (L₁, Superalloy, 123,078; L₂, D.F.L., 119,778; L₃, Pratalloy, 125,454 µm);
- 2) o fator Técnica de Fundição, isoladamente, foi capaz de proporcionar médias estatisticamente diferentes de desajuste cervical, sendo estas menores com o emprego de temperaturas de fundição superiores (F₁, 650°C, 78,309 µm; F₂ e F₇, 500°C, 80,857 e 79,306 µm);

3) temperaturas de fundição inferiores (400°C, 300°C, 200°C e 50°C) proporcionaram médias de desajuste cervical progressivamente maiores (respectivamente, F₃ e F₈, 104,086 e 105,741 µm; F₄ e F₉, 127,766 e 129,699 µm; F₅ e F₁₀, 151,435 e 146,169 µm e F₆ e F₁₁, 174,965 e 172,211 µm);

4) a temperatura de aquecimento do anel para eliminação da cera e expansão térmica do revestimento (650°C ou 500°C) não interferiu no desajuste cervical médio das peças obtidas.

CRUZ, C. A. dos S. et al. Silver-tin alloys: evaluation of cervical fit in M.O.D. restorations casting by different procedures. *Rev. Odontol. UNESP*. São Paulo, v. 23, n. 1, p. 119-127, 1994.

■ **ABSTRACT:** In this paper, cervical fit was evaluated in silver-tin alloys (Superalloy, D.F.L. and Pratalloy), casting by different procedures. The patterns were built with type C blue wax in a stainless steel die with M.O.D. inlay preparation. Eleven techniques were employed, combining different heating (650°C and 500°C) and casting (500°C, 400°C, 300°C, 200°C e 50°C) temperatures. The castings were made in a Degussa casting machine, by electric resistance. After critical examination, the internal surface of the castings was blasted with aluminum oxide for 1 minute and fitted to the die under a static load of 9 kg for 5 minutes. The cervical fit was determined in a measurement Carl Zeiss-Jena microscope, graduated to 0.0025 mm, in three points of each proximal surface. The results showed similar cervical fit to the three alloys. The casting procedures presented a significant variability to the level of 5%, with lower average of cervical fit to those which employed 650°C and 500°C. Inferior casting temperatures allowed progressively higher averages of cervical fit. Oven temperature for wax elimination, 650°C or 500°C did not change adaptation.

■ **KEYWORDS:** Dental alloys; dental casting technique.

Referências bibliográficas

1. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Specification n. 4 for dental inlay casting wax. In: _____ *Guide to dental materials and devices*. 7 ed. Chicago, 1974-75. p. 181-4.
2. ARAÚJO, M. A. J., FICHMAN, D. M. Ligas alternativas para incrustações metálicas fundidas. *Rev. Paul. Odontol.*, v. 6, p. 50-5, 1985.
3. CORRÊA, A. A., GAVAZZI, J. C. C., SIMONETTI, E. L. Dentística restauradora em odontopediatria: coroas metálicas fundidas. *Ars Curandi Odontol.*, v. 4, n. 2, p. 3-10, 1977.
4. FUSAYAMA, T. Synthetic study on precision dental casting. *Bul. Tokyo Med. Dent. Univ.*, v. 11, p. 165-205, 1964.
5. MAN, C. S., CHILVARQUER, I., MATSON, E. Ligas não áuricas para restaurações metálicas fundidas. *Rev. Paul. Odontol.*, v. 5, p. 13-28, 1983.

6. MONDELLI, J. *Estudos sobre algumas propriedades de ligas metálicas, utilizadas na obtenção de incrustações dentais, como possíveis sucedâneas das ligas de ouro*. Bauru, 1967. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
7. MONDELLI, J. et al. Avaliação do desajuste de coroas totais, fundidas com diferentes ligas metálicas alternativas, relacionado com a contração de fundição. Técnicas de inclusão e tipos de revestimento. Parte 2. *Rev. Bras. Odontol.*, v. 46, n. 3, p. 26-34, 1989.
8. PANZERI, H. et al. Verificação da composição, da dureza superficial e da expansão térmica de uma liga a base de prata-estanho. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v. 34, p. 248-53, 1980.
9. PEYTON, F. A. et al. Compuestos del gipso. In: _____. *Materiales dentales restauradores*. Buenos Aires: Mundi, 1964. p. 195-216.
10. PHILLIPS, R. W. *Materiais dentários de Skinner*. 8 ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. p. 287-329.
11. SANTOS JUNIOR, J. et al. Análise qualitativa e verificação da distribuição microestrutural de amostras fundidas de ligas do sistema prata-estanho. *Ars Curandi Odontol.*, v. 4, p. 515-22, 1981.
12. SILVA, W. F. *Contribuição ao estudo das propriedades físicas das ligas de prata para fundições*. Recife, 1965. Tese (Cátedra em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade do Recife.
13. SIMONETTI, E. L. *Contribuição para o estudo de ligas metálicas do sistema prata-estanho: propriedades mecânicas – resistência à tração, alongamento e dureza Brinell – e técnica de fundição*. São Paulo, 1971. Tese (Doutoramento) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
14. VALERA, R. C., MONDELLI, J. Determinação de algumas propriedades de ligas metálicas não áureas empregadas na confecção de incrustações dentais. *Estomatol. Cult.*, v. 7, p. 42-53, 1974.
15. VECCHIO, G. M. F. et al. Avaliação do desajuste cervical de coroas totais metálicas fundidas com ligas alternativas a base de prata-estanho, relacionado com técnicas de inclusão. *Arq. Cent. Estud. Curso Odontol.*, Belo Horizonte, v. 27, p. 49-61, 1990.
16. WEISS, P. A. New design parameters: utilizing the properties of nickel-chromium superalloys. *Dent. Clin. N. Am.*, v. 21, p. 769-85, 1977.
17. ZANAROTTI, E., SHIDA, L. S., CRUZ, C. A. dos S. Técnicas de fundição para ligas alternativas: levantamento junto a laboratórios de prótese. In: JORNADA ACADÊMICA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA, 5, Araraquara, 1991. *Resumos...* Araraquara, 1991. p. 10.

Recebido em 24.3.1993.