

ANÁLISE QUALITATIVA E QUANTITATIVA DE LIGAS METÁLICAS PARA PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS

Carlos Eduardo VERGANTI*

Paulo LEONARDI*

Ana Lucia Machado CUCCI*

Eunice Teresinha GIAMPAOLO*

- **RESUMO:** A estrutura metálica de uma prótese parcial removível é composta por elementos rígidos e flexíveis que, atuando em conjunto, promovem adequada retenção e estabilidade à prótese. Desta forma, a composição das ligas utilizadas na sua confecção torna-se um aspecto relevante, pois pequenas alterações na concentração relativa dos elementos componentes podem produzir um desequilíbrio nas propriedades físicas e químicas, tornando estas ligas impróprias para a sua finalidade. Estes aspectos motivaram-nos a estudar a composição de três ligas do sistema cobalto-cromo: Biosil (L₁), Steldent (L₂) e Duracrom (L₃), na forma como elas são apresentadas no mercado comercial. As análises da concentração de cobalto, cromo, molibdênio, manganês, silício e níquel foram efetuadas pela técnica de espectrometria a plasma, sendo que o carbono foi analisado pelo método de combustão direta. Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente, e as conclusões foram as seguintes: 1. as ligas analisadas qualitativa e quantitativamente apresentaram composição clássica de liga base (Co-Cr); 2. todas as ligas apresentaram percentuais de carbono acima dos valores adequados, sendo duas vezes maior na liga L₂ (Steldent) e três vezes nas L₁ (Biosil) e L₃ (Duracrom); 3. relativamente à composição, a liga L₂ foi a que mais se aproximou de uma composição ideal.
- **PALAVRAS-CHAVE:** Prótese parcial removível; ligas de cobalto-cromo; análise espectral.

Introdução

A estrutura metálica de uma prótese parcial removível é constituída por elementos rígidos e flexíveis que, atuando em conjunto, devem proporcionar adequada retenção e estabilidade à prótese e dentes de suporte durante o uso pelo paciente.

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

A estabilização da prótese está diretamente relacionada aos componentes rígidos, que também são responsáveis pela obtenção de um equilíbrio biomecânico, na medida em que previnem a incidência de forças laterais sobre os dentes de suporte. Entretanto, os braços de retenção dos grampos devem apresentar flexibilidade para que possam ultrapassar as áreas de maior convexidade dos dentes, alojando-se nas áreas retentivas e proporcionando, assim, adequada retenção para a prótese.

Dessa forma, o desenho da estrutura metálica, e sua composição são aspectos fundamentais relacionados às propriedades mecânicas das ligas e, conseqüentemente, ao seu desempenho clínico.

Atualmente, as ligas de cobalto-cromo têm sido utilizadas na grande maioria das próteses parciais removíveis, devido ao seu baixo custo em comparação com as ligas de metais nobres, sua alta resistência à corrosão e suas propriedades mecânicas superiores às do ouro. Estas ligas apresentam uma composição básica de 70% de cobalto e 30% de cromo, na qual algumas modificações têm sido introduzidas no sentido de melhorar determinadas propriedades mecânicas como a ductilidade, que, segundo Asgar et al.,³ quando deficiente, é a maior responsável pelas fraturas dos grampos.

O conteúdo de carbono é, de todos os constituintes, o mais crítico. Variações pequenas na sua concentração apresentam influência pronunciada sobre a resistência mecânica e a ductilidade da liga. Esse elemento está presente sob a forma de carbetos e, quando a sua concentração aumenta, estes se apresentam mais compactos, com tendência a se tornarem contínuos nos limites granulares, produzindo uma liga mais dura e menos dúctil.

Phillips,¹³ em 1984, informa que o cobalto e o níquel são intercambiáveis e que, à medida que o níquel substitui o cobalto, a resistência à tração, a dureza e o módulo de elasticidade são diminuídos, enquanto a ductilidade é aumentada.

Outros elementos, como o manganês e o silício, são incluídos na liga com o objetivo de torná-la mais fluida no estado de fusão ou para reduzir esta fase, ou ainda para atuarem como desoxidantes. Entretanto, estes elementos são normalmente endurecedores da solução sólida e, dependendo da sua concentração, podem tornar as ligas frágeis e impróprias.

Assim, pequenas diferenças na concentração relativa desses vários elementos podem representar papel maior na alteração de algumas propriedades físicas.

Baseados nessas informações, nós nos propusemos a realizar uma análise qualitativa e quantitativa de três ligas de cobalto-cromo presentes no mercado comercial, pois estes aspectos estão diretamente relacionados ao desempenho clínico das estruturas metálicas das próteses parciais removíveis.

Material e método

As ligas utilizadas neste estudo estão relacionadas e identificadas com suas respectivas siglas no Quadro I, a seguir:

Quadro 1

Marca comercial	Sigla	Fabricante ou distribuidor
Biosil	L ₁	Degussa S. A.
Steldent	L ₂	Eriez - Produtos magnéticos e metalúrgicos Ltda.
Duracrom	L ₃	Dental Gaúcho Marquart & Cia. Ltda.

Com a finalidade de verificarmos a variabilidade da composição, seis amostras de cada uma das três ligas (L₁, L₂ e L₃) foram adquiridas no mercado comercial e submetidas à análise das suas composições, utilizando um espectrômetro de emissão óptica a plasma (Jarell Ash, modelo ICAP 9.000, fabricado por Thermo Jarrell Ash Corporation).

Com esse aparelho foi realizada a análise qualitativa e quantitativa dos seguintes elementos: Co, Cr, Si, Mo, Ni e Mn. A análise da concentração de carbono foi realizada pelo método de combustão direta no aparelho Leco CS-46, fabricado por Leco Corporation.

Estes dois métodos de análise serão descritos a seguir.

Análise em espectrômetro de emissão ótica a plasma

Inicialmente, a amostra adquirida no mercado foi codificada para identificação. Posteriormente, para a análise em espectrômetro, uma de suas superfícies foi desgastada com lixa em politriz. Em função do pequeno tamanho das amostras, foi idealizado um dispositivo especialmente confeccionado para a sua apreensão durante a realização da análise química. Este dispositivo era composto por um corpo cilíndrico de latão que apresentava na região central uma perfuração com 12 mm de diâmetro e 25 mm de profundidade. Com quatro parafusos equidistantes e localizados lateralmente, efetuou-se a apreensão da amostra na região central da perfuração.

Todo o conjunto foi então levado ao aparelho, sendo que o dispositivo para apreensão da amostra manteve uma posição previamente estabelecida por meio de dois pinos guias.

A seguir, o aparelho foi ativado e todo o processo de análise qualitativa e quantitativa era realizado automaticamente, sendo que os resultados da porcentagem em peso de cada elemento eram evidenciados através de um monitor.

Análise da porcentagem de carbono

A porcentagem de carbono foi determinada no aparelho Leco CS-46 pelo método de combustão direta. Para isso, aproximadamente 1,0 g da mesma amostra utilizada no espectrômetro foi retirado e submetido à limpeza com acetona em ultra-som durante dois minutos. Após a secagem em papel absorvente, a amostra foi pesada em uma balança eletrônica acoplada ao aparelho, que gravava na memória este peso e o transmitia ao equipamento. Posteriormente, a amostra foi colocada em um cadinho de alumina juntamente com um acelerador de combustão. Ao se ativar o equipamento, este cadinho penetrava em um forno de indução elétrica, onde se processava a fusão da amostra a uma temperatura próxima de 2.000°C. Durante a fusão ocorria a formação de monóxido de carbono (CO) e dióxido de carbono (CO₂), sendo que o carbono contido nestes gases era analisado quantitativamente pelo aparelho, que indicava, por meio de mostradores digitais, a porcentagem em peso deste elemento na amostra.

Resultado e discussão

Os dados da análise qualitativa e quantitativa dos elementos das três ligas compõem a Tabela 1, na qual podemos notar que se trata de ligas clássicas de cobalto-cromo com teores de molibdênio, silício e manganês próximos da liga base Stellite 21, porém com elevado conteúdo de carbono.

As três ligas analisadas compõem-se basicamente de uma solução sólida de 70% de cobalto e 30% de cromo, proporção esta que está de acordo com a proposta de especificação apresentada por Taylor & Sweeney¹⁶ e ratificada pela Associação Dentária Americana,¹ que estabelece um conteúdo mínimo de 85% relativo à somatória das porcentagens de cobalto, níquel e cromo.

Os resultados obtidos por Paffenbarger et al.¹¹ indicaram também que as propriedades físicas e químicas das ligas contendo 70% de cobalto e 30% de cromo eram superiores quando comparadas com outras proporções estudadas.

A maioria dos autores é unânime em atribuir a alta resistência à oxidação e corrosão das ligas de cobalto-cromo ao efeito passivador produzido pelo cromo

(Eamshaw,⁵ Osborne & Lammie,¹⁰ Paffenbarger et al.¹¹ e Phillips¹³). Entretanto, deve haver um equilíbrio na sua concentração máxima, pois, como adverte Paffenbarger et al.,¹¹ se esse elemento atingir concentrações acima de 32%, as ligas podem tornar-se extremamente duras e friáveis pela formação de compostos intermetálicos. Com relação a esse elemento, os nossos resultados são concordantes com aqueles autores, indicando uma concentração de cromo abaixo de 32%.

Tabela 1 – Médias dos elementos das três ligas com seus respectivos desvio padrão e intervalos de confiança

Elementos	Ligas	Médias %	D. P.	E. P.	Li	Ls
Co	L ₁	63,98	0,5263	0,2149	63,42	64,53
	L ₂	62,37	0,5611	0,2291	61,78	62,95
	L ₃	61,80	0,5958	0,2432	61,17	62,42
Cr	L ₁	28,41	0,2327	0,0950	28,16	28,65
	L ₂	29,86	0,4602	0,1879	29,37	30,34
	L ₃	29,23	1,0904	0,4451	28,08	30,37
Mo	L ₁	5,61	0,1027	0,0419	5,50	5,71
	L ₂	4,59	0,1783	0,0728	4,40	4,77
	L ₃	5,71	0,4089	0,1668	5,28	6,13
Si	L ₁	0,58	0,1724	0,0704	0,39	0,76
	L ₂	1,03	0,0695	0,0284	0,95	1,10
	L ₃	0,96	0,1037	0,0423	0,85	1,06
Mn	L ₁	0,38	0,0137	0,0056	0,36	0,39
	L ₂	0,70	0,0075	0,0031	0,69	0,71
	L ₃	0,76	0,0225	0,0092	0,73	0,78
C	L ₁	0,65	0,0432	0,0176	0,60	0,69
	L ₂	0,46	0,0063	0,0026	0,45	0,47
	L ₃	0,57	0,0471	0,0192	0,52	0,61
Ni	L ₁	0,19	0,0103	0,0042	0,17	0,20
	L ₂	0,35	0,3454	0,1410	0,01	0,71
	L ₃	0,25	0,1477	0,0603	0,09	0,40

Na Tabela 1, podemos verificar que todas as ligas analisadas neste estudo apresentam concentrações de cromo acima de 25%, o que poderia indicar alguma deficiência em termos de ductilidade.⁷

Tanto o cobalto como o cromo conferem às ligas altos valores de resistência à tração, módulo de elasticidade e dureza, mas baixos valores de alongamento, de

acordo com Phillips.¹³ Entretanto, Harcourt⁶ ressalta que o alongamento é uma das principais propriedades das ligas de cobalto-cromo, pois está diretamente relacionado à flexibilidade dos grampos de retenção de uma prótese parcial removível.

Apesar dos trabalhos de Panchokha¹² e de Morris et al.⁸ demonstrarem alguns benefícios obtidos com tratamentos térmicos, parece evidente que a inclusão de níquel substituindo parcialmente o cobalto é o melhor método para compensar os efeitos desfavoráveis do cromo sobre a ductilidade da liga, como afirmam Osborne & Lammie,¹⁰ Earnshaw⁵ e Phillips.¹³ Mohammed & Asgar⁷ sugerem uma concentração de 30% de níquel para a obtenção de melhores valores de alongamento; entretanto, os resultados obtidos por Asgar et al.³ evidenciaram que, quando o níquel se apresentava em concentrações muito elevadas (37,5%), as ligas demonstravam excessiva ductilidade.

De acordo com os nossos resultados, que demonstram as baixas concentrações de níquel apresentadas por todas as ligas analisadas, nenhuma alteração da composição clássica foi realizada no sentido de reduzir os efeitos desfavoráveis de cromo e cobalto sobre a ductilidade dessas ligas. Dessa forma, outros aspectos como desenho dos grampos, técnicas de fusão e tratamentos térmicos tornam-se ainda mais importantes para a obtenção de adequada flexibilidade dos grampos de retenção das próteses parciais removíveis fundidas com as ligas analisadas neste estudo.

Osborne & Lammie¹⁰ informam que o molibdênio previne a corrosão intragranular, além de favorecer a homogeneidade da liga. Com relação a estes aspectos, podemos supor que as três ligas (L₁, L₂ e L₃) apresentam características favoráveis. Entretanto, Earnshaw⁵ indica a concentração máxima de 5% de molibdênio, pelo fato deste elemento se combinar com o carbono presente na liga, formando carbetos que poderiam produzir um aumento excessivo da dureza. Os resultados de Asgar et al.³ confirmam essas informações, pois estes autores verificaram que em concentrações de molibdênio acima de 4,75% a dureza da liga era aumentada e o alongamento era reduzido. Dessa forma, é de se supor que a liga L₂ apresenta a concentração mais adequada desse elemento, prevenindo os seus efeitos desfavoráveis.

Durante a fusão da liga, ocorre a formação de óxidos que podem reagir com alguns elementos, oxidando-os. Dessa forma, o manganês é incluído na liga para atuar como fundente, combinando-se com os óxidos e sulfetos presentes, formando uma película protetora sobre a superfície do metal fundido (Osborne & Lammie¹⁰). Entretanto, o manganês pode causar maior fragilidade na liga, pois atua como endurecedor. Baseado nessas informações, Earnshaw⁵ indica uma concentração máxima de 1% desse elemento. Harcourt⁶ salienta que o silício aumenta significativamente a fluidez da liga, fator importante no que se refere ao preenchimento total do molde durante a fundição, principalmente nas áreas de difícil penetração, como é o caso das pontas dos grampos de retenção.

Com relação aos dois últimos aspectos, as ligas L₂ e L₃ apresentam concentrações favoráveis de manganês e silício, sugerindo que estas ligas possuem adequada

fluidez e menor oxidação durante a fundição em comparação com a liga L₁, que apresenta menor concentração desses dois elementos.

Phillips¹³ e Earnshaw⁵ concordam que, entre todos os elementos presentes na liga, o carbono é o mais crítico, pois pequenas variações na sua concentração produzem efeitos pronunciados na resistência e na ductilidade. Dessa forma, Osborne & Lammie¹⁰ indicam que o limite máximo de carbono deve ser de 0,4%, pois acima desta concentração a dureza da liga é excessivamente elevada, produzindo fundições com maior friabilidade. Segundo Asgar & Peyton², esse elemento pode se combinar com os outros componentes da liga para formar carbetos que se depositam nos limites granulares. Esses autores verificaram que, à medida que estes carbetos eram dispostos de forma contínua nos limites granulares, observavam-se baixos valores de alongamento, sendo que a redução desta propriedade é, segundo Asgar et al.,³ o principal fator responsável pelas fraturas dos grampos.

Analisando a concentração de carbono das ligas estudadas (Tabela 1), podemos notar que todas apresentam concentrações acima da recomendada por Osborne & Lammie¹⁰ e Strandman,¹⁴ os quais indicam concentração máxima de 0,4%. Baseados nessas informações, podemos inferir que provavelmente estas ligas não devam apresentar propriedades adequadas de ductilidade e dureza. As ligas L₁ e L₃ apresentaram valores estatisticamente iguais e maiores de concentração de carbono que a L₂. Apesar da liga L₂ demonstrar uma concentração próxima do limite máximo, indicado por esses autores, devemos considerar que, dependendo da técnica de fundição empregada, esta concentração pode se elevar a níveis mais críticos, como foi verificado por Osborne⁹ e por Strandman.¹⁵ Diante dessas concentrações de carbono, devemos ressaltar a importância de se confeccionar grampos com comprimento adequado, como ressalta Bates,⁴ com o objetivo de evitar a sua deformação permanente durante a inserção e remoção da prótese parcial removível.

Conclusão

Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística, e as conclusões foram as seguintes:

1. as ligas analisadas qualitativa e quantitativamente apresentaram composição clássica de liga base (Co-Cr);
2. todas as ligas apresentaram percentuais de carbono acima dos valores adequados, sendo duas vezes maior na liga L₂ (Steldent) e três vezes na L₁ (Biosil) e L₃ (Duracrom);
3. relativamente à composição, a liga L₂ foi a que mais se aproximou de uma composição ideal.

VERGANI, C. E., LEONARDI, P., CUCCI, A. L. M., GIAMPAOLO, E. T. Qualitative and quantitative analysis of removable partial denture alloys. *Rev. Odontol. UNESP, São Paulo*, v. 23, n. 2, p. 297-305, 1994.

- **ABSTRACT:** *The metallic frame work structure of a removable partial denture is comprised by rigid and flexible elements that, when acting together, promote adequate retention and stability to the prothesis. Therefore, the composition of the utilized alloys during its confection becomes a relevant issue. Small alterations of the components are able to unbalance the physical and chemical properties, which make these alloys inadequate to use. These aspects motivated us to evaluate the composition of three Co-Cr system alloys: Biosil (L₁), Stelident (L₂) and Duracrom (L₃). The analysis of the concentration of Co, Cr, Mo, Mn, Si was performed by using a spectroscopy technique on plasma, being the analysed C upon direct combustion. The results were submitted to statistical analysis. It could be concluded that: 1. the analysed alloys showed a qualitative and quantitative classic composition of a Co-Cr basic alloy; 2. all the alloys showed C percentage higher than the ideal alloy suggested by Phillips;¹³ 3. regarding to the composition, the L₂ alloy had the most ideal composition.*
- **KEYWORDS:** *Denture, partial, removable; cobalt-chromium alloys; spectrum analysis.*

Referências bibliográficas

1. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, Chicago. Specification n. 14 for dental chromium-cobalt casting alloy. In _____. *Guide to dental materials and devices*. 6. ed. Chicago, 1972-1973. p. 207-9.
2. ASGAR, K., PEYTON, F. A. Effect of microstructure on the physical properties of cobalt-base alloys. *J. Dent. Res.*, v. 40, p. 63-72, 1961.
3. ASGAR, K., TECHOW, B. O., JACOBSON, J. M. A new alloy for partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, v. 23, p. 36-43, 1970.
4. BATES, J. F. Studies related to the fracture of partial dentures. The functional strain in cobalt-chromium dentures: a preliminary report. *Br. Dent. J.*, v. 125, p. 97-102, 1968.
5. EARNSHAW, R. Cobalt-chromium alloys in dentistry. *Br. Dent. J.*, v. 101, p. 67-75, 1956.
6. HARCOURT, H. J. The remelting of cobalt-chromium alloys. *Br. Dent. J.*, v. 112, p. 198-204, 1962.
7. MOHAMMED, H., ASGAR, K. A new dental superalloy sistem. I. Theory and alloy design. *J. Dent. Res.*, v. 52, p. 136-44, 1973.
8. MORRIS, H. F. et al. The influence of heat treatments on several types of base-metal removable partial denture alloys. *J. Prosthet. Dent.*, v. 41, p. 388-94, 1979.
9. OSBORNE, J. Improvement in cobalt-chromium alloys. *Rev. Belge. Med. Dent.*, v. 21, p. 303-10, 1966.
10. OSBORNE, J., LAMMIE, G. A. Some observations concerning chrome-cobalt denture bases. *Br. Dent. J.*, v. 94, p. 55-67, 1953.
11. PAFFENBARGER, G. C., CAUL, H. J., DICKSON, G. Base metal alloys for oral restorations. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 30, p. 852-62, 1943.

12. PANCHOKHA, V. P. Various methods of thermic treatment of cast chrome-cobalt alloy (CCA) for partial dentures. *Stomatologia* (Moskva), v. 55, p. 47-51, 1976. Apud *Oral Res. Abstr.*, v. 12, p. 831, 1977. (Abstract 6214)
13. PHILLIPS, R. W. *Materiais dentários de Skinner*. 8. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. p. 401-7.
14. STRANDMAN, E. The influence of carbon content on the mechanical properties in a cast dental Co-Cr alloy. *Odontol. Revy*, v. 27, p. 273-86, 1976.
15. _____. Influence of different types of acetylene-oxygen flames on the carbon content of a dental Co-Cr alloy. *Odontol. Revy*, v. 27, p. 223-38, 1976.
16. TAYLOR, D. F., SWEENEY, W. T. A proposed specification for dental chromium-cobalt casting alloys. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 54, p. 44-8, 1957.

Recebido em 29.3.1993.