

Efeito de consecutivas refusões de ligas de Ni-Cr utilizadas em prótese fixa

Effect of recasting Ni-Cr alloys used in prosthetic procedures

Juliana Carvalho SÁ

Nierlly Karinni de Almeida Maribondo GALVÃO

Doutoranda – Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais – Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN – Natal – RN – Brasil

Manuella Bessa de Magalhães ALVES

Aluna de iniciação científica – Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais – Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN – Natal – RN – Brasil

Márcio Williams Duarte MENDES

Doutorando – Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais – Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN – Natal – RN – Brasil

Clodomiro ALVES JÚNIOR

Professor Titular – Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais – Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN – Natal – RN – Brasil

RESUMO

Para a confecção de coroas metalocerâmicas, uma série de etapas devem ser realizadas. A mudança nesses passos pode ocasionar alterações tanto na liga metálica como na porcelana e como conseqüência, na adesão entre elas. Um fator que deve ser levado em consideração, consiste em analisar o efeito das refusões, uma vez que nos laboratórios protéticos torna-se comum a prática do seu reaproveitamento. Tal fato pode ocasionar perda qualitativa e quantitativa dos elementos de liga e como conseqüência, diferença em suas propriedades, sendo um grande indicativo de falhas em certas coroas. O objetivo deste trabalho foi analisar o efeito do número de refusões sobre a microestrutura, porosidade e dureza dessa liga, contribuindo, desta forma, para uma melhoria dos trabalhos protéticos na realização das coroas metalocerâmicas. Deste modo, coroas de ligas refundidas em 1 e 2 vezes, foram comparadas com aquelas apenas fundidas em dois laboratórios de prótese de Natal-RN. As microestruturas foram observadas por microscopia óptica. Utilizando-se o programa de análise de imagem, Image Pro-Plus, avaliou-se a porosidade existente nessas amostras. A amostra fundida apresentou regiões com porosidade máxima de 9% no laboratório 1 e 11% no laboratório 2, enquanto que as amostras das ligas refundidas e refundidas 2 vezes apresentaram porosidades até 14% e 86% respectivamente no laboratório 1 e 12% e 70% no laboratório 2. Com relação à microdureza, os resultados indicaram que, na medida em que se aumenta o número de refusões, a dureza diminui para ambos os laboratórios.

UNITERMOS

Metalocerâmica; refundição; ligas odontológicas.

INTRODUÇÃO

Diversas ligas metálicas são comumente utilizadas para substituir parte dos elementos dentários perdidos. Estas possuem alta resistência a fraturas, que é a propriedade de absorver energia quando submetidas a um aumento de tensão antes que a fratura ocorra, são mais dúcteis, algumas são resistentes a corrosão, permitindo assim, resistirem satisfatoriamente aos esforços mastigatórios e ao meio bucal. Com o passar dos anos, a preocupação pela estética exigiu modificações dos materiais¹.

Foram introduzidas, então, as porcelanas odontológicas que apresentam vantagens como a translucidez, cor e textura reproduzidas de forma semelhante ao dente natural, oferecem baixa condutividade térmica e elétrica, têm boa resistência à compressão, bom comportamento químico e dureza elevada. Todavia, elas possuem baixa resistência flexural, pequena resistência a forças de tração e são bastante frágeis. De acordo com Nathanson², 1996, uma das principais características de um material frágil é a falta de um comportamento plástico e a incapacidade de suportar deformação quando submetido ao stress.

No final dos anos 50, um avanço ocorreu na tecnologia que influenciou significativamente a fabricação de restaurações dentárias: o recobrimento da subestrutura de um metal com porcelana odontológica¹.

A sua longevidade nos mostra que coroas e pontes metalocerâmicas constituem um tratamento estético e resistente às forças mastigatórias, visto que são utilizados até hoje com sucesso.

O metal antigamente utilizado era o ouro, todavia, segundo Moffa et al^{3,4}, 1973, os constantes aumentos no seu custo e o relativo baixo custo das ligas de metais básicos recentemente desenvolvidas para aplicação da porcelana, estimularam um considerável interesse por essas novas ligas.

Para o novo sistema, concomitante aos avanços da cerâmica, novas ligas de ouro foram introduzidas, já que as utilizadas para construção de infra-estrutura para restaurações metalocerâmicas teriam que apresentar propriedades mecânicas (resistência, dureza), que até então as tradicionais ligas de ouro não apresentavam. Além disso, o coeficiente de expansão térmica destas novas ligas precisava ser semelhante ao das cerâmicas para minimizar o estresse na interface⁵.

A escolha da liga que fará parte da estrutura metálica da coroa metalocerâmica é baseada em vários fatores, dentre os quais podemos citar: a biocompatibilidade, facilidade de fusão, fundição, soldagem e polimento, pouca contração na solidificação, boa resistência ao desgaste e à deflexão e, resistência à corrosão. Estes fatores limitam o uso de ligas para próteses dentais, e a escolha específica da aplicação deve ser cuidadosamente determinada por profissionais competentes⁶.

As técnicas laboratoriais representam uma fase sensível na produção da estrutura metálica visto que a fundição é uma etapa importante, que será responsável pela vida útil da peça protética.

São diversas as ligas utilizadas para a confecção de coroas metalocerâmicas. Em um estudo feito junto com laboratórios de prótese dental e com representantes do Rio grande do Norte, chegou-se ao resultado que 37% dos laboratórios utilizam a liga comercial Kromalit. Optou-se, portanto, por realizar o nosso estudo com este material para que se tenham resultados úteis para a realidade do nosso Estado⁷.

Sabe-se que, para a confecção de coroas metalocerâmicas, uma série de etapas devem ser realizadas. A mudança em seu procedimento pode ocasionar alterações tanto na liga metálica, como na porcelana e como conseqüência, na adesão entre elas. Um outro fator que deve ser levado em consideração consiste em analisar o efeito das refusões das sobras de fundição, uma vez que nos laboratórios protéticos torna-se comum a prática do seu reaproveitamento. Tal fato pode ocasionar perda qualitativa e quantitativa dos elementos de liga e como conseqüência, diferença em suas propriedades, sendo um grande indicativo de falhas em certas coroas⁶.

O objetivo deste trabalho foi obter maiores informações sobre as coroas metalocerâmicas assim como analisar o efeito do número de refusões sobre a microestrutura, porosidade e dureza desta liga, contribuindo, desta forma, para uma melhoria dos trabalhos protéticos na realização das coroas metalocerâmicas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Preparação das amostras

Para a realização do estudo foram confeccionados corpos de prova de uma liga de níquel-cromo comercial Kromalit, da Knepel (Figura 1). Sua composição está presente na tabela 1.

Tabela 1 – Composição da liga Kromalit

	Ni	Cr	Mo	Si	C, Mn, P, S, Cu, Al, Fe
Porcentagem	66,93%	22,19%	5,9%	3,63%	< de 1%



Figura 1 – Botões da liga Kromalit

Essas amostras foram confeccionadas em padrões de cera, presos por condutos de alimentação pré-fabricados (Figura 2A) e posicionadas numa base formadora de cadinho sobre a qual foi posicionado um anel. Para a inclusão dos padrões foi utilizado um revestimento a base de cerâmica granulada Microfine 1700 (Talladium Inc, USA), com a proporção pó/água de acordo com a indicada pelo fabricante (Figura 2B). A mistura foi feita em uma cubeta de borracha com espátulação manual por 15 s seguida de uma espátulação à vácuo durante 60 s. Verteu-se, em seguida, o revestimento no anel e esperou-se a presa. A base formadora de cadinho foi retirada e o revestimento levado ao forno elétrico por 30 min a 700°C para a completa eliminação da cera. A fundição a 1250°C foi realizada em uma centrífuga potencializada com 2 voltas em sua mola (Figura 2C). O maçarico utilizado continha uma mistura de metano e oxigênio, como indicados pelo fabricante. Após a centrífuga parar de girar completamente e, conseqüentemente, toda a liga fundida ter penetrado no anel, o resfriamento foi realizado à temperatura ambiente e o revestimento fragmentado. Uma limpeza foi executada com jato de óxido de alumínio 50µm. A primeira fundição foi obtida (Figura 2D). O restante do material tanto do spue quanto do botão foi refundido e se obteve a segunda fundição. Por fim, o material excedente foi fundido novamente e se obteve amostras fundidas

pela terceira vez (Figura 2E). Metade das amostras foi confeccionada em um determinado laboratório de prótese e a outra metade em outro.

Análise metalográfica

Para a análise metalográfica, as amostras foram embutidas em resina epóxica e, após a sua completa polimerização, um lixamento manual foi realizado com lixas de granulometria 80, 150, 220, 360, 500, 600 1200 e 2000 e polidas com alumina. O lixamento manual foi realizado de forma que, na lixa subsequente, a amostra sofresse uma rotação de 90° em relação ao seu eixo para que os riscos provocados pela lixa anterior fossem visualmente eliminados. Após o uso da lixa 2000, a peça passou por um polimento na politriz APL-4 da Arotec revestidas com feltro onde se gotejou alumina 1 m. Para revelação microestrutural utilizou-se um reagente com 3 ml de ácido fluorídrico a 40% e 80 ml de ácido nítrico a 65%.

As fotomicrografias foram obtidas em aumento de 100 e 200 vezes por meio de um analisador de Imagens *Image-Pro Plus*® (Figura 3) e de um microscópio Olympus BX60M com uma câmera Express-Series acoplada.

Determinação da porosidade máxima

Após obtidas as micrografias em aumento de 100 vezes, as imagens foram salvas e transferidas para o programa de imagem Imago. Este programa possui uma ferramenta que permite a contagem da porosidade da imagem selecionada. Foram obtidas 4 imagens de cada amostra de regiões variadas e o valor máximo de porosidade foi observado.

Determinação dos valores de dureza

O teste de dureza Vickers foi realizado num Microdurômetro Modelo HVS 1000A da Pantec. Neste trabalho foi utilizada uma carga de 100 gramas por 15 s para se obter os resultados. Identificações foram feitas tanto na extremidade quanto no centro das amostras.

Análise estatística

Uma análise estatística foi realizada através do programa Statistica 7.0, versão para windows, onde se realizou uma análise de variância pelo processo de Fisher.

RESULTADOS

A liga Kromalit caracteriza-se por uma matriz de solução sólida em disposição dentrítica típica

de estado bruto de fusão (fase primária) e uma fase interdendrítica (secundária) regularmente distribuída. Essa organização foi constante em todas as amostras, mostrando o aspecto metalográfico padrão das ligas de níquel-cromo. Todavia, a porosidade diferiu entre os corpos de prova. A amostra fundida apresentou regiões com porosidade máxima de 9% no laboratório 1 (Figura 4A) e 11% no laboratório 2 (Figura. 5A), enquanto que as amostras das ligas refundidas e refundidas 2 vezes apresentaram porosidades até 14% e 86% respectivamente no laboratório 1 (Figura 4B e 4C) e 12% e 70% no laboratório 2 (Figura 5B e 5C).

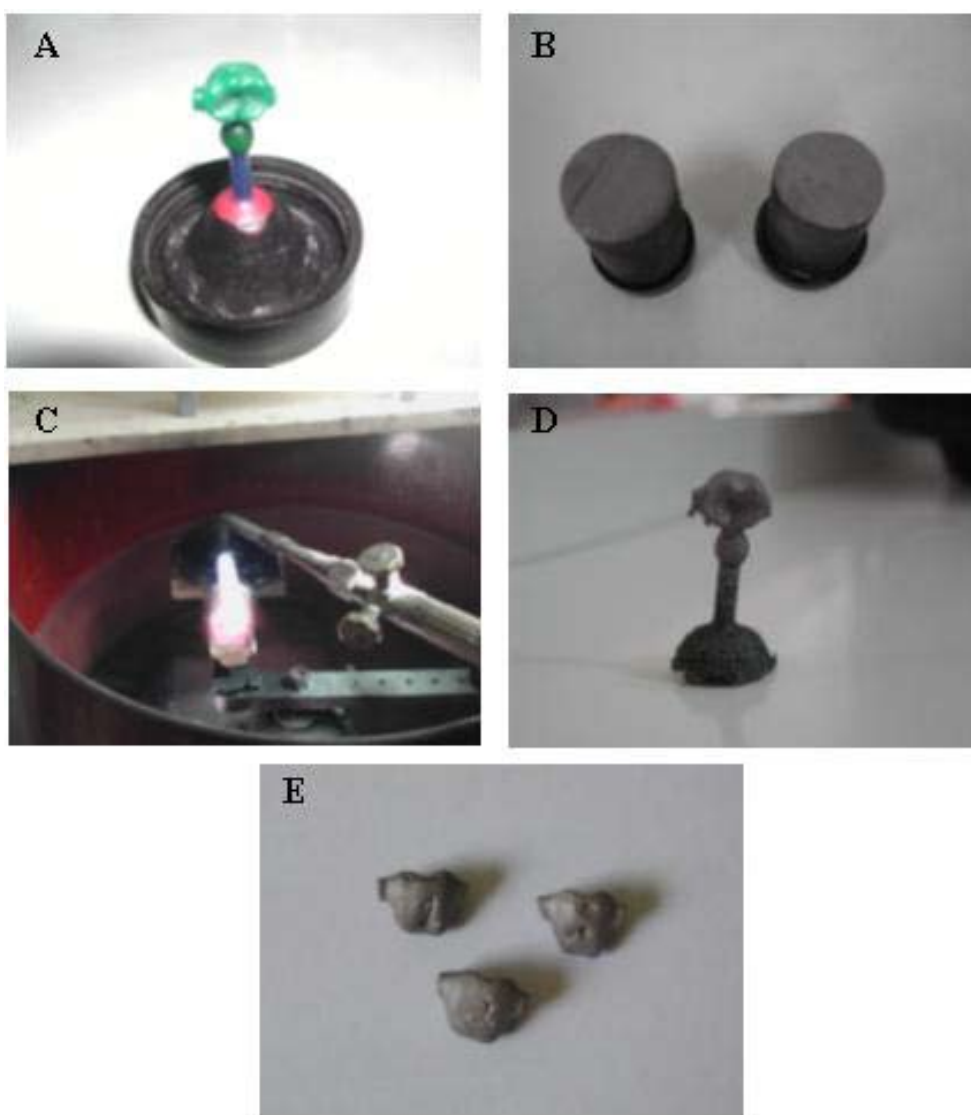


Figura 2 – Padrão de cera (A), Inclusão em revestimento (B), Fundição da liga (C), Primeira fundição obtida (D), Amostras finais (E).

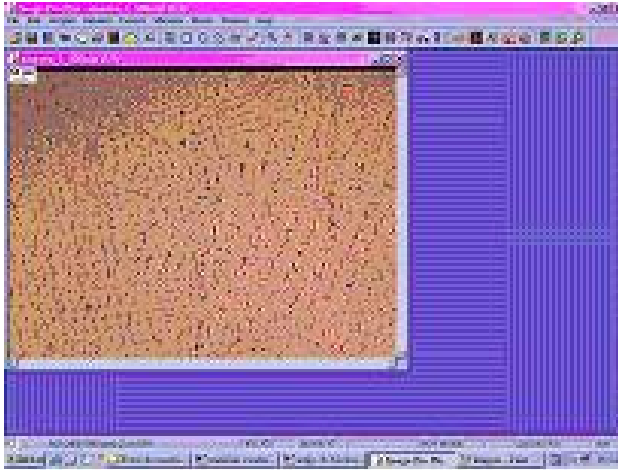


Figura 3 – Programa Image Pro-plus

A dureza Vickers se baseia na resistência que o material oferece à penetração de uma pirâmide de diamante de base quadrada e ângulo entre as faces de 136 graus, sob uma determinada carga e tempo. O valor de dureza Vickers (HV) é o quociente da carga aplicada (F) pela área de impressão (A) deixada no corpo ensaiado. A máquina que faz esse ensaio não fornece o valor da área de impressão da pirâmide, mas permite obter, por meio de um microscópio acoplado, as medidas das diagonais formadas pelos vértices opostos da base da pirâmide. Nos ensaios de microdureza, uma carga de 100 gramas foi aplicada durante 15 segundos em 6 regiões de cada amostra. Os resultados indicaram que, na medida em que se aumenta o número de refusões, a dureza diminui para ambos os laboratórios (Tabelas 2 e 3).

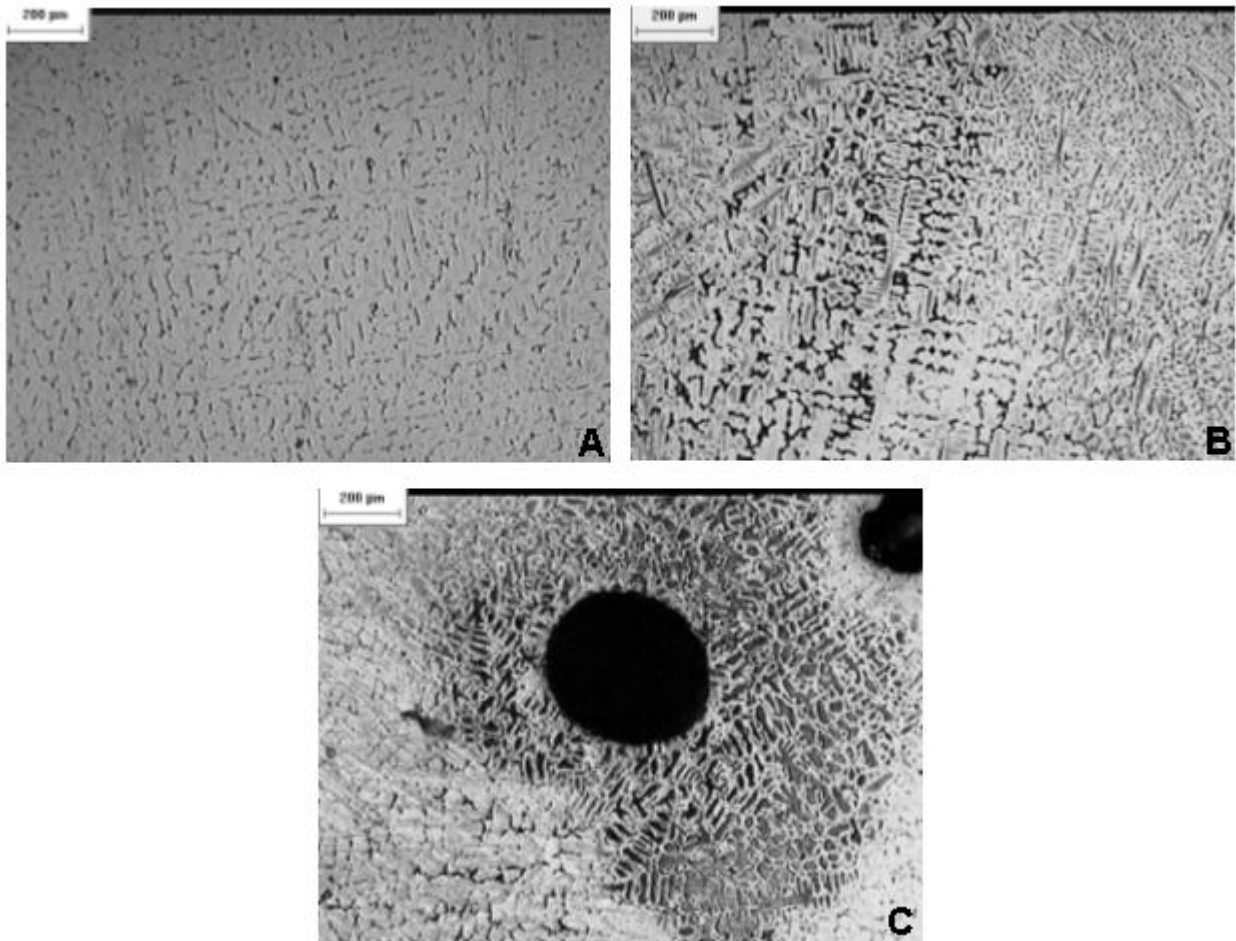


Figura 4 – Amostra fundida (A), refundida (B) e refundida duas vezes (C) no laboratório 1.

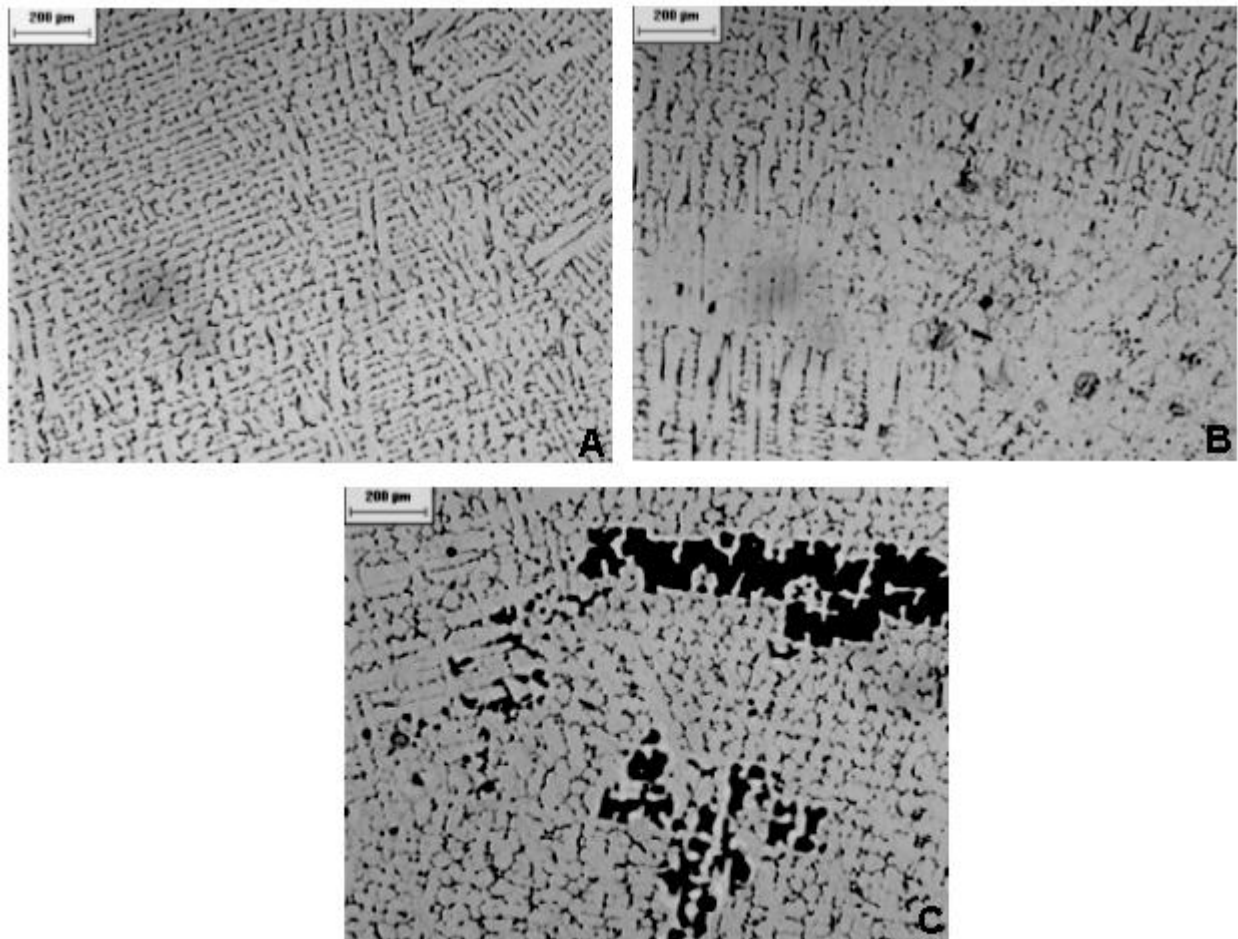


Figura 5 – Amostra fundida (A), refundida (B) e refundida duas vezes (C) no laboratório 2.

Tabela 2 – Média e desvio padrão das microdurezas das amostras do laboratório 1.

	Fundida	Refundida	Refundida 2 vezes
Média e desvio padrão	253±20	246±12	220±20

Tabela 3 – Média e desvio padrão das microdurezas das amostras do laboratório 2.

	Fundida	Refundida	Refundida 2 vezes
Média e desvio padrão	237±10	228±8	202±12

DISCUSSÃO

Devido a fatores econômicos, é bastante comum a prática do reaproveitamento de ligas odontológicas. Nos laboratórios protéticos, se utiliza o sprue (conduto de alimentação) ou os botões que sobram de uma fundição e os reutiliza para a próxima fundição, acrescido ou não de liga virgem. Reisbick e Brantley⁸, 1995, afirmam que é muito comum a reutilização dessas ligas porque sempre sobra material da fundição antiga. Há muito tempo vem se discutindo esta prática, todavia, não se tem um real consenso.

Diversos autores aprovam esta prática afirmando que pode-se reaproveitar uma liga em até 10 vezes sem haver danos, como o trabalho de Jochen et al⁹ em 1991, que refundiu ligas de prata-paládio e realizou o teste de flexão de quatro pontos para saber se havia comprometimento na adesão desta liga reaproveitada e a porcelana. Chegou a conclusão que pode-se reaproveitar até 50% da liga. Sabe-se, todavia, que cada vez que a liga é refundida, ela passa por um tratamento térmico que afeta as propriedades desta liga, além do que, pode ocorrer o acúmulo de impurezas sendo um grande indicativo de falhas das coroas metalocerâmicas.

Papazoglou¹⁰, em 1998, afirma em sua discussão que, apesar de, no seu estudo de refusão de ligas de prata-paládio não ter havido grandes comprometimentos à liga, uma análise na microestrutura, na composição química e nas propriedades físicas torna-se necessárias para realizar tal procedimento e utilizá-lo clinicamente.

Em nosso estudo, na medida em que se refundiu a liga de Ni-Cr, a microdureza diminuiu em ambos os laboratórios. Através da análise de variância pelo processo de Fisher realizada pelo programa Statística 7.0, encontrou-se uma diferença estatisticamente significativa em pelo menos uma das variáveis. Essa análise leva em consideração o grau de liberdade e o coeficiente de Fisher. Se o coeficiente de Fisher fornecido pelo programa através dos valores das microdurezas for maior do que o coeficiente de Fisher encontrado através do grau de liberdade (Tabela 4), então pode-se dizer que pelo menos uma das variáveis é diferente estatisticamente. Essa hipótese foi verdadeira para ambos os laboratórios e representa 95% de confiabilidade, $\alpha=5$ (Tabela 5).

Observou-se que também que, ao se fundir e refundir as amostras, a diferença nas microdurezas esteve dentro do desvio padrão encontrado, tanto no laboratório 1 quanto no 2. Todavia, ao se realizar a refusão pela segunda vez, obteve-se um valor médio de microdureza fora do desvio padrão para ambos os laboratórios. Esses resultados foram concordantes com os trabalhos de Hesby et al¹¹, 1980, onde houve um pequeno decréscimo da dureza ao se refundir. Outro estudo realizado por Nelson¹², 1986, encontrou resultados divergentes. Ao se reutilizar, as microdurezas aumentaram e as outras propriedades não se alteraram. Neste artigo, o mesmo autor acrescenta que, em um estudo anterior, as propriedades alteraram e ele atribui ao fato de, na pesquisa, ter se tomado todos os cuidados com a limpeza e com o protocolo rigidamente seguido. Papazoglou¹⁰, 1998, faz um comentário bastante interessante onde afirma que, os resultados de suas pesquisas divergiam de outros e ele atribui este fato aos diferentes testes utilizados para se observar a mesma propriedade.

É importante acrescentar ainda que, na medida em que se realizam consecutivas refusões, a porosidade das amostras foi aumentando, principalmente nas amostras refundidas e refundidas duas vezes. Tal fato deve-se às impurezas que contaminam a liga tais como, gorduras, elementos provenientes do revestimento, óxido de alumínio proveniente do jateamento, dentre outros.

Deve-se, portanto, conscientizar a classe odontológica e protética que o reaproveitamento de ligas metálicas pode causar alterações nas propriedades físicas e químicas da liga, e como conseqüência ser um dos fatores responsáveis pelos insucessos das coroas metalocerâmicas. Evitando esta prática, poderá-se alcançar maiores sucessos na clínica odontológica e maior longevidade das coroas metalocerâmicas.

CONCLUSÕES

Ao se realizar consecutivas refusões, a liga foi apresentando uma maior porosidade e uma menor microdureza, diminuindo, portanto, suas propriedades mecânicas.

Tabela 4 – Tabela de Fisher com $\alpha=5$.

GLIB numerador denominador	1	2	3
1	161,4	199,5	215,7
2	18,51	19,00	19,16
3	1,13	9,55	9,28
4	7,71	6,94	6,59
5	6,61	5,79	5,41
6	5,99	5,14	4,76
7	5,59	4,74	4,35
8	5,32	4,46	4,07
9	5,12	4,26	3,86
10	4,96	4,10	3,71
11	4,84	3,98	3,59
12	4,75	3,88	3,49
13	4,67	3,80	3,41
14	4,60	3,74	3,34
15	4,54	3,68	3,29

Tabela 5 – Valores dos coeficientes de Fisher e graus de liberdade.

	Coeficiente de Fisher fornecido pelo programa	Grau de liberdade (numerador)	Grau de Liberdade (denominador)	Coeficiente de Fisher extraído da tabela
Laboratório 1	5,57	2	15	3,68
Laboratório 2	16,86	2	15	3,68

ABSTRACT

Metalceramic crowns are usually used in dentistry because they provide a resistant structure due to its metallic base and its aesthetics originating from the porcelain that recovers this structure. To manufacture metalceramic crowns, a series of stages should be accomplished in prosthetic laboratories and many variables may influence the success of this process. Changes in these variables cause alterations in metallic alloys and in the porcelains and, as a consequence, in the adhesion between them. The composition of the metal alloy can be modified by recasting alloys, a common practice in some laboratories. This fact can cause qualitative and quantitative losses of the alloy elements and as consequence, difference in its properties, being a cause of failures in some crowns. The aim of this paper was to carry out a systematic study investigating metalceramic crowns as well as analyzing the effect of recasting Ni-Cr alloys on the microstructure, porosity and microhardness of this alloy. Ni-Cr alloys were cast once, twice and 3 times in two laboratories of prosthesis in the city of Natal-RN. The microstructure was observed by optical microscopy. Micrographs were obtained using the software Image Pro-Plus and the porosity was evaluated. The alloy cast once exhibit a maximum porosity of 9% in the laboratory 1 and 11% in the laboratory 2. The alloys cast twice and 3 times exhibit porosity respectively up to 14% and 86% in the laboratory 1 and 12% and 70% in the laboratory 2. The microhardness decrease when the alloy was reused in both laboratories.

UNITERMS

Metalceramic; recasting; odontologic alloys.

REFERÊNCIAS

1. Phillips RW. Science of dental materials. 9th ed. St Louis: Mosby; 1993. p.469.
2. Nathanson D. Princípios de uso da porcelana como um material para inlay/onlay. In: Garber DA, Goldstein RE. Inlays e onlays de porcelana e resina composta. Chicago: Quintessence; 1996. p. 159.
3. Moffa JP et al. An evaluation of nonprecious alloys for the use with porcelain veneers. part I: physical properties. J Prosthet Dent. 1973 Oct.;30(4):424-31.
4. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restoration. J Prosthet Dent. 2002 Apr.; 87(4):351-62.
5. O'brien WJ, Kring JE, Ryge G. Heat treatment of alloys to be used for the fused porcelain technique. J Prosthet Dent. 1964 Sept.;14(5):955-60.
6. Bezzon OL, Barros C, Rollo JMDA, Lorenzo PL. Pilot study of the relationship between the hardness and abrasion resistance of two base metal alloys used for metal-ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2001 Feb.;85(2):19094-31.
7. Sá JC. Efeito das variáveis laboratoriais protéticas na adesão da porcelana com ligas de níquel-cromo [master thesis]. Natal: Universidade Federal do Rio Grande do Norte; 2006.
8. Reisbick MH, Brantley WA, Mechanical property and microestrutural variations for recast low-gold alloy. Int J Prosthodont. 1995;8:346-50
9. Jochen DG, Caputo AA, Matyas J. Reuse of a silver-palladium ceramic metal. J Prosthet Dent. 1991;65:588-91.
10. Papazoglou E, Brantley WA, Johnston WM, Carr AB. Effects of dental laboratory processing variables and in vitro testing medium on the porcelain adherence of high-palladium casting alloys. J Prosthet Dent. 1998 May;79(5):514-9.
11. Hesby DA, Kobes P, Garver DG, Pelleu GB. Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. J Prosthet Dent. 1980 Sept.;44(3):291-3.
12. Nelson DR, Palik JF, Morris HF, Comella MC. Recasting a nickel-chromium alloy. Res Educ 1986 Jan;55(1):122-7.

Recebido em 20/07/07
Aprovado em 22/02/08

Correspondência:
Juliana Carvalho SÁ
Programa de pós-graduação em Ciência e Engenharia de Materiais,
Campus Universitário,
cep 59072-970
Natal, RN, Brasil.
Email: jsa@ufrnet.br