

Influência do processo de fabricação de reconstruções metalocerâmicas na microestrutura de liga níquel-cromo

André Rocha PIMENTA^{a,b}, Marília Garcia DINIZ^a, Sidnei PACIORNIK^c,
Carlos Antonio Freire SAMPAIO^d, Mauro Sayão de MIRANDA^d, José Maria Paolucci PIMENTA^b

^aPrograma de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Mecânica,
UERJ – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 20940-903 Rio de Janeiro - RJ, Brasil

^bDepartamento de Mecânica, IFRJ – Instituto Federal do Rio de Janeiro, 26600-000 Paracambi - RJ, Brasil

^cDepartamento de Engenharia de Materiais, PUC-Rio – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro,
22451-900 Rio de Janeiro - RJ, Brasil

^dFaculdade de Odontologia, UERJ – Universidade do Estado do Rio de Janeiro,
20551-030 Rio de Janeiro - RJ, Brasil

Pimenta AR, Diniz MG, Paciornik S, Sampaio CAF, Miranda MS, Pimenta JMP. Manufacture process of metal-ceramic reconstructions influence on the nickel-chromium alloy microstructure. Rev Odontol UNESP. 2011; 40(1): 18-24.

Resumo

Introdução: Durante a fabricação de reconstruções dentárias, que utilizam sistemas metalocerâmicos, é utilizado um tratamento térmico para promover a adesão da porcelana ao metal. Entretanto, sabe-se que tratamentos térmicos podem alterar a microestrutura do material metálico, modificando suas propriedades. **Objetivo:** Este trabalho objetivou avaliar as possíveis modificações causadas na microestrutura de liga à base de níquel-cromo utilizada para reconstruções metalocerâmicas, quando a mesma é submetida ao tratamento térmico para adesão da porcelana. **Material e método:** O material pesquisado foi dividido nos grupos CR, F e TT, que representam, respectivamente, o material como recebido do fabricante, o material apenas submetido ao processo de fundição e o material após fundição e tratamento térmico. Os grupos CR e F foram submetidos à análise química quantitativa. A caracterização microestrutural dos três grupos foi realizada através da técnica de microscopia eletrônica de varredura, com um sistema de Energy Dispersive Spectroscopy. Técnicas de análise e processamento digital de imagens foram aplicadas às micrografias dos grupos F e TT, para determinação de possíveis modificações quantitativas nas fases presentes. **Resultado:** A microestrutura da liga era formada por uma matriz de estrutura dendrítica de coloração cinza, rica em níquel; uma segunda fase interdendrítica de coloração branca e aspecto rendilhado, rica em molibdênio, e precipitados de coloração preta, podendo ser ricos em silício ou titânio. Também foram identificadas porosidades. **Conclusão:** A microestrutura após o processo de fundição apresentou um tamanho da fase interdendrítica menor. Não foram identificadas mudanças na microestrutura e na composição química das fases após o tratamento térmico. **Palavras-chave:** Níquel; tratamento térmico; técnica de fundição odontológica.

Abstract

Introduction: Manufacturing process of metal-ceramic dental reconstructions systems includes heat treatment to promote adhesion of the porcelain in the metal. However, it is known that heat treatment can promote changes in the microstructure of metallic materials, thereby affecting their properties. **Objective:** This work evaluated the microstructure stability of dental quality nickel base alloy submitted to the heat treatment aiming at achieving porcelain adhesion. **Material and method:** The samples divided into three sets, CR, F and TT, representing, respectively, the material received from the manufacturer, the material just before the casting process and the material after casting end heat treatment. The CR and F sample sets were submitted to quantitative chemical analysis. The samples of CR, F and TT sets was submitted to the microstructural characterization by scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy. Digital images processing techniques were applied to micrographics of F and TT sets to determine the changes in the material microstructure before and after heat treatment. **Result:** The alloy microstructure exhibits a gray dendritic structure in a clear matrix, rich in nickel, and a white inter-dendritic second phase, rich in molybdenum, with scattered precipitates, rich in titanium or silicon, and porosity. **Conclusion:** The microstructure has an average size of the interdendritic phase less than the alloy after casting. Changes in the microstructure and in the chemical composition of each phase were not identified, whether before nor after thermal treatment.

Keywords: Nickel; thermic treatment; dental casting technique.

INTRODUÇÃO

A necessidade de reconstrução de partes do corpo humano que tenham sido deterioradas – por doenças, acidentes ou desgaste por utilização – leva a estudos cada vez mais aprofundados de materiais, procedimentos e técnicas cirúrgicas.

Os materiais que trabalham interagindo com um sistema biológico são denominados biomateriais. Biomaterial pode, assim, ser definido como “um material usado em um dispositivo médico que está em interação com um sistema biológico”¹. Um biomaterial, em geral, deve possuir alta resistência mecânica, resistência ao desgaste e, principalmente, ser biocompatível, o que inclui no contexto não acarretar reações adversas quando inserido no corpo humano^{2,3}.

O procedimento cirúrgico mais frequentemente realizado em humanos é a extração de dentes⁴, o que vem corroborar a grande demanda por pesquisas que melhorem o desempenho dos materiais e das técnicas odontológicas.

O material ideal para reconstrução odontológica deve satisfazer requisitos funcionais e estéticos, além de prover confiança por um longo tempo⁵.

Ligas metálicas são utilizadas desde a antiguidade para reconstrução de dentes. Os romanos, chineses e astecas utilizavam o ouro para este fim há mais de 2000 anos⁴. Os metais oferecem alta resistência mecânica e alta tenacidade à fratura, mostrando-se ideais para os esforços existentes durante o processo de mastigação. Contudo, não são esteticamente desejáveis, pois não são capazes de imitar um dente natural.

Em 1962, o Dr. Abraham Weinstein obteve duas patentes para recobrimento de ligas de ouro com porcelana, técnica conhecida como restauração metalocerâmica⁶. Esta técnica permite aliar as boas propriedades mecânicas dos metais ao bom acabamento estético das porcelanas, que são capazes de imitar um dente natural. Desde então, diversas pesquisas são realizadas com o intuito de melhorar os comportamentos mecânicos e de biocompatibilidade do sistema formado pelo metal e pela porcelana.

Devido ao grande aumento no preço do ouro, vários pesquisadores têm-se dedicado ao desenvolvimento de ligas metálicas de menor custo; esta preocupação é tão remota que, em 1915, Roebuck sugeriu a utilização de uma liga de alumínio na reconstrução de dentes⁷. Atualmente, as ligas que utilizam ouro como principal elemento não são usadas com tanta frequência, sendo as ligas à base de níquel as mais aplicadas para reconstruções metalocerâmicas⁸.

As ligas de níquel foram introduzidas no mercado da Odontologia na década de 1930 e apresentam elevada resistência mecânica e dureza, aliada a uma alta tenacidade à fratura⁹.

Para a correta adesão da porcelana no metal, é necessário que o sistema metal-porcelana seja submetido a uma série de ciclos térmicos, procedimento que recebe o nome de “queima da porcelana”¹⁰. Durante este processo, o sistema metal-porcelana é aquecido a temperaturas que podem chegar a 1000 °C, temperatura próxima ao ponto de fusão de algumas ligas de níquel.

Sabe-se que quando um material metálico é submetido a ciclos térmicos, podem ocorrer mudanças em sua microestrutura, alterando, assim, as propriedades do material. Tais mudanças podem ocorrer por processo difusional ou pelo surgimento de uma nova microestrutura, devido à velocidade de resfriamento¹¹.

O objetivo deste estudo foi determinar se o tratamento térmico de queima para adesão da porcelana, utilizado em restaurações metalocerâmicas, acarreta modificações na microestrutura de uma liga odontológica à base de níquel, conhecida comercialmente por FITCAST-SB.

MATERIAL E MÉTODO

O material utilizado neste trabalho foi uma liga à base de níquel, comercializada pela Talladium do Brasil sob o nome comercial de FIT CAST-SB Plus. A composição química fornecida pelo fabricante é: 60,75% Ni; 25% Cr; 10% Mo; 2% Si e <1% Ti. A principal característica da liga é a ausência de berílio, elemento geralmente adicionado às ligas de níquel para diminuir a temperatura de fusão, porém de biocompatibilidade duvidosa^{6,8,9}.

Seis amostras foram fundidas através da técnica de fundição por centrifugação e cera perdida, comumente utilizada em laboratórios de próteses dentárias. Para o processo de fundição, foi utilizado o revestimento Micro Fine 1700 e um maçarico, sendo que, este último, operou com gás liquefeito de petróleo e oxigênio. A técnica de fundição seguiu as recomendações dadas pela Talladium do Brasil, fabricante da liga.

Três das seis amostras foram submetidas ao tratamento térmico para adesão da porcelana, procedimento que foi realizado em um forno PHOENIX QUICK COOL, específico para esta aplicação. O tratamento térmico consistiu em cinco etapas:

Etapa 1, denominada etapa de oxidação: o forno é pré-aquecido a 650 °C, o material é inserido e permanece por 3 minutos nesta temperatura. Em seguida, o forno é aquecido até 980 °C, com taxa de 55 °C/min. Após atingir a temperatura de 980 °C, o material é mantido nesta temperatura por 2 minutos, seguido de resfriamento dentro do forno até 650 °C e, posteriormente, resfriado ao ar tranquilo.

Etapa 2, denominada etapa Opac I: o forno é pré-aquecido a 403 °C, o material é inserido e permanece por 6 minutos nesta temperatura. Em seguida, o forno é aquecido até 900 °C, com taxa de 80 °C/min. Após atingir a temperatura de 900 °C, o material é mantido nesta temperatura por 2 minutos, seguido de resfriamento dentro do forno até 403 °C e, posteriormente, resfriado ao ar tranquilo.

Etapa 3, denominada etapa Opac II: igual à etapa anterior, isto é, repete-se o procedimento da etapa Opac I.

Etapa 4, denominada etapa Dentina I: o forno é pré-aquecido a 403 °C, o material é inserido e permanece por 3 minutos nesta temperatura. Em seguida, o forno é aquecido até 870 °C, com taxa de 60 °C/min. Após atingir a temperatura de 870 °C, o material é mantido nesta temperatura por 3 minutos, seguido de resfriamento dentro do forno até 403 °C e, posteriormente, resfriado ao ar tranquilo.

Etapa 5, denominada etapa Dentina II: O forno é pré-aquecido a 403 °C, o material é inserido e é imediatamente aquecido até 870 °C, com taxa de 60 °C/min. Após atingir a temperatura de 870 °C, o material é mantido nesta temperatura por 4 minutos, seguido de resfriamento dentro do forno até 403 °C e, posteriormente, resfriado ao ar.

O material pesquisado foi dividido em três grupos, CR, F e TT, que representam, respectivamente, o material como recebido do fabricante, o material apenas submetido ao processo de fundição para obtenção de dispositivos odontológicos e o material após fundição e tratamento térmico para adesão da porcelana.

Os grupos CR e F foram submetidos à análise química quantitativa em um espectrômetro de emissão atômica, modelo Optima 4300 CV, fabricado pela Perkin Elmer Instruments. Nos testes, foram verificados os percentuais de níquel, cromo e molibdênio, os três principais elementos químicos supostamente presentes na liga.

Antes de submeter as amostras à Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), as mesmas foram preparadas com técnicas metalográficas de lixamento e polimento, sendo esta última realizada com pastas de diamante.

A Microscopia Eletrônica de Varredura foi utilizada para obtenção de imagens das microestruturas, utilizando-se o modo elétrons retroespalhados (*backscattered X-Ray electrons*, BSE). Um sistema de EDS (*X-Ray Energy Dispersive Spectroscopy*) acoplado ao MEV foi utilizado para análise qualitativa dos elementos químicos existentes. O MEV utilizado foi da marca JEOL, modelo JSM-6460, operando a 20 kV e 80 µA. As três amostras de cada um dos grupos F e TT, além de uma amostra do grupo CR, foram submetidas ao MEV, tendo sido obtidas dez imagens de regiões aleatórias de cada amostra analisada, de forma a permitir a realização de processamento digital de imagem.

O processamento digital de imagem (PDI) foi realizado com o programa ImLab. O objetivo da utilização desta técnica foi a determinação de possíveis variações na microestrutura do material, antes e após o tratamento térmico de queima para adesão da porcelana. O PDI permite a determinação das quantidades das fases presentes e do tamanho médio dos grãos de cada fase.

Foram realizadas etapas de pré-processamento, com o objetivo de melhorar a qualidade da imagem a ser processada, de segmentação, em que a imagem é transformada em uma imagem binária, sendo possível diferenciar objetos em branco de um fundo preto e etapas de pós-processamento, em que foram melhorados os resultados da segmentação. Finalmente, os objetos das imagens foram quantificados¹².

Testes de Hipóteses foram realizados nos resultados obtidos pelo PDI, com o objetivo de determinar se houve variação significativa entre os resultados dos grupos pesquisados. Foi utilizado o teste de Hipótese nula (H_0) com distribuição *t*-Student para grupos de pequenas quantidades de amostras ($n < \text{ou igual a } 30$), com aplicação prévia do teste F para verificar se há diferença entre as variâncias populacionais, já que o teste *t*-Student prevê uma metodologia diferente para populações com mesma variância e populações com variâncias diferentes¹³.

Todos os testes foram realizados para 95% de confiabilidade com distribuição bilateral ou $\alpha = 0,05$. A Hipótese nula considerou que as medidas pertencem a uma mesma família, isto é, que as médias são as mesmas e que, portanto, não existe variação na propriedade considerada.

RESULTADO

A Tabela 1 apresenta os resultados dos testes de análise química para os grupos CR e F, comparando os valores obtidos com os indicados pelo fabricante.

As imagens das Figuras 1a, b e c exemplificam os aspectos microestruturais obtidos para os grupos CR, F e TT, respectivamente.

Os espectros de EDS realizados em regiões grandes das amostras indicaram a presença significativa de níquel, cromo, molibdênio, além de pequenas quantidades de silício, ferro e alumínio. Não houve variações nos resultados dos grupos CR, F e TT.

A técnica de EDS também foi utilizada para realizar uma análise elementar de cada fase presente; os resultados indicaram que a matriz de cor cinza era formada principalmente por níquel e cromo, contendo menores quantidades de molibdênio. A segunda fase, interdendrítica, de cor branca e aspecto rendilhado, mostrou-se rica em molibdênio.

Todos os testes realizados, em todas as amostras, de todos os grupos, apresentaram espectros semelhantes para todos os pontos realizados na matriz cinza e na segunda fase branca. Porém, as regiões pretas variavam entre precipitados de silício, de titânio ou, simplesmente, porosidade do material.

O objetivo do processamento digital de imagem é quantificar as fases presentes na liga e, posteriormente, determinar se houve variação após o tratamento térmico. Para que o computador possa realizar a quantificação de forma automática, é necessário transformar a imagem em uma imagem dita binária, na qual existam apenas as cores preto e branco. O computador irá interpretar as regiões pretas como um fundo e as regiões brancas como os objetos a serem quantificados.

A Figura 2a exemplifica uma imagem da microestrutura do material obtida por MEV e na condição TT; as Figuras 2b e c apresentam esta mesma imagem após sua submissão às etapas de processamento digital de imagens, já prontas para a quantificação das fases presentes. Na Figura 2b, apenas as regiões pretas, os precipitados e as porosidades foram considerados objetos a serem quantificados pelo computador; na Figura 2c, apenas os grãos da fase interdendrítica, rica em molibdênio, foram considerados.

A Tabela 2 apresenta a percentagem e o desvio padrão de cada região presente na microestrutura, para os grupos F e TT, respectivamente. Os valores apresentados na Tabela 2 representam a média das três amostras analisadas.

Os resultados do teste *t*-Student foram aplicados apenas aos resultados das regiões da matriz e da segunda fase interdendrítica, uma vez que não foi possível determinar o que eram as regiões pretas. A Tabela 3 apresenta os valores de *f* e *t* calculados para

os testes de F e *t*-Student, assim como os valores de f_c (f crítico) e t_c (t crítico). Como o f calculado é menor que o f_c , as variâncias das duas populações podem ser consideradas iguais, fato que determina a metodologia correta a ser aplicada do teste *t*-Student. Os valores de t calculado menores que t_c indicam que a hipótese nula foi aceita e que as duas famílias de resultados pertencem a uma mesma família.

A Figura 3 apresenta a distribuição dos tamanhos (área) dos grãos da fase interdendrítica de coloração branca. Este gráfico apresenta o resultado para cada uma das amostras analisadas de cada grupo, sendo as amostras do grupo F denominadas “A 01 F”, “A 02 F” e “A 03 F”, e as amostras do grupo TT, denominadas “A 01 TT”, “A 02 TT” e “A 03 TT”. A Figura 4 apresenta os resultados com maior detalhamento para os tamanhos entre 3 e 26 μm^2 .

DISCUSSÃO

Os resultados da análise química indicam que a composição do material conforme recebido (CR) está de acordo com o especificado pelo fabricante. Para os elementos analisados, pode-se, ainda, observar que não houve variação da composição química da liga, antes e após o processo de fundição. Amostras do grupo TT não foram submetidas à análise química, pois se sabe que tratamentos apenas térmicos, diferentemente dos chamados tratamentos termoquímicos, não alteram a composição química do material; portanto, os resultados obtidos para o grupo F também podem ser atribuídos ao grupo TT¹¹.

O MEV foi escolhido para realizar a caracterização microestrutural em lugar do microscópio óptico devido à simplicidade do método, que não exigiu ataques químicos,

tal como seria necessário para a observação microestrutural em sistema óptico. Existe uma já comprovada dificuldade em encontrar ataques químicos eficientes que revelem com clareza a microestrutura das ligas de níquel de aplicação odontológica¹⁰.

Todas as regiões observadas das amostras possuíam a mesma aparência microestrutural, o que demonstrou uma homogeneidade do material, principalmente no que se refere ao caráter da matriz dendrítica entremeada por uma segunda fase interdendrítica, num aspecto típico de processo de fabricação por fundição. Deve-se ainda ressaltar que para os grupos F e TT, nos quais três amostras de cada grupo foram observadas, não havia variação nas imagens obtidas de uma amostra para outra.

Em todas as imagens, nota-se a estrutura dendrítica para fase cinza, uma segunda fase branca interdendrítica e precipitados pretos, além da presença de porosidades. Nota-se que o processo de fundição comumente utilizado pelos protéticos (grupo F) não alterou a geometria dendrítica do material fornecido pelo fabricante (grupo CR); entretanto, tal processo parece ter aumentado o tamanho médio das dendritas. Além disso, uma observação qualitativa não permite apontar diferenças entre os aspectos microestruturais dos grupos F e TT, fato que sugere não terem ocorrido modificações microestruturais durante o tratamento térmico para adesão da porcelana.

Um estudo que examinou o efeito do tratamento térmico para adesão da porcelana na microestrutura de duas ligas à base de níquel para aplicação odontológica, denominadas Matchmate (composição química: 62,2% Ni; 25% Cr; 9,5% Mo; 3,3% Si) e Dsign10 (composição química: 75,4% Ni; 12,6% Cr; 8% Mo; 3,3% Al; 0,2% Si; 0,5% Fe), encontrou para a liga Matchmate, um aspecto microestrutural muito semelhante ao deste trabalho. Os autores concluíram que a liga Matchmate sofreu pequenas modificações causadas pelo tratamento térmico para adesão da porcelana, enquanto a liga Dsign 10 permaneceu inalterada¹⁴.

Uma pesquisa que examinou a microestrutura das ligas denominadas Cast-V (Composição química: 14% Cr; 8,5% Mo; 1,8% Be; 1,7% Al; Bal. Ni) e Tilitte Star (Composição química: 13,5% Cr; 6% Mo; 4% Ti; Bal. Ni), para aplicações odontológicas, ambas à base de níquel-cromo, encontrou uma estrutura composta por uma matriz cinza (dendrítica) e uma segunda fase rendilhada (interdendrítica). Na liga Tilitte Star, que possui titânio em sua composição, a presença de precipitados foi realçada

Tabela 1. Resultado da análise química quantitativa

Elemento	Quantidade (% em peso)		
	Fabricante	Ensaio grupo CR	Ensaio grupo F
Ni	60,75	61	62
Cr	25	24,7	24,7
Mo	10	10,5	10,8

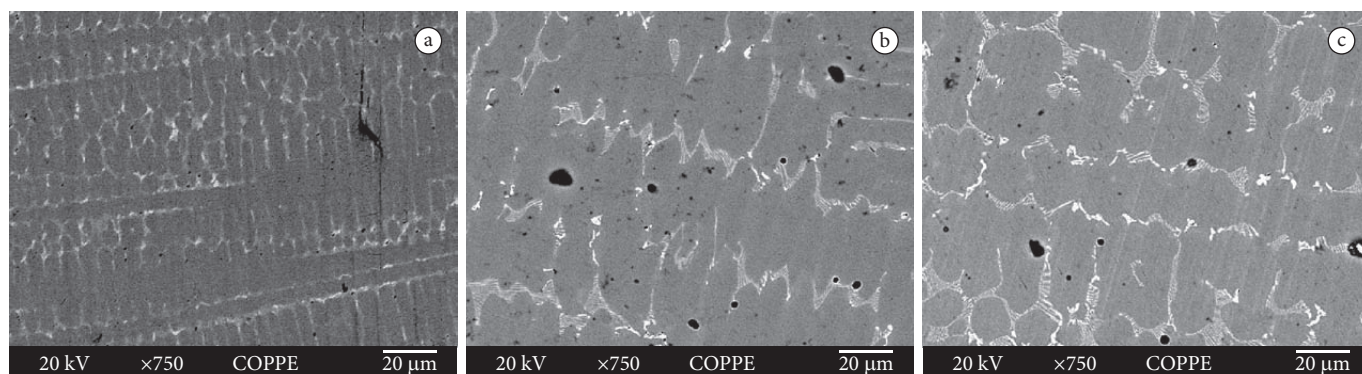


Figura 1. Aspecto microestrutural, aumento 750 \times , MEV, modo BSE. a) grupo CR; b) grupo F; c) grupo TT.



Figura 2. Microestrutura na condição TT, antes e após a etapa de segmentação.

Tabela 2. Percentagem das regiões presentes nas microestruturas dos grupos F e TT

Amostra	Matriz cinza (%)	Segunda fase branca (%)	Regiões pretas (%)
F	86,64 ± 0,43	12,20 ± 0,60	1,16 ± 0,20
TT	87,15 ± 1,82	11,46 ± 0,78	1,40 ± 1,13

Tabela 3. Resultados da análise estatística

Famílias comparadas	f calculado	f _c	t calculado	t _c
Matriz cinza, grupos F e TT	1,69	19,00	1,307	2,447
Segunda fase branca, grupos F e TT	18,37	19,00	0,468	2,447

Nota: f_c = f crítico e t_c = t crítico.

pelos autores, cujos resultados são similares aos encontrados no material aqui pesquisado¹⁵. Estudos realizados sobre a liga NP XIII (composição química: 76,5% Ni; 14% Cr; 4,5% Mo; 2,5% Al; 1,6% Be; 0,5% Co; 0,4% Ti), para aplicações odontológicas e à base de níquel, também obtiveram uma microestrutura semelhante¹⁰.

Sabe-se que tratamentos térmicos podem afetar a microestrutura dos materiais metálicos; segundo a literatura, existem dois mecanismos principais pelos quais tal processo ocorre. O primeiro é através da difusão dos átomos, pois, em temperaturas elevadas, o processo difusional é favorecido, podendo acarretar o aparecimento de uma nova fase e/ou uma mudança dos percentuais das fases presentes, ou, ainda, uma mudança da geometria dos grãos. O segundo ocorre quando, durante as etapas de aquecimento ou resfriamento, uma fase deixa de ser termodinamicamente estável para a temperatura do tratamento térmico, acarretando o aparecimento de uma nova fase. A fase que irá se formar depende não só da temperatura como também das taxas de aquecimento e resfriamento¹¹.

Os resultados destas pesquisas mostram claramente que as ligas à base de níquel-cromo, quando submetidas ao tratamento térmico para adesão da porcelana, podem ou não apresentar modificações microestruturais. Este comportamento está, provavelmente, ligado à composição química das mesmas.

Os resultados de EDS indicaram a presença já esperada de níquel, cromo, molibdênio e silício, elementos indicados pelo fabricante como presentes na liga. Ferro e alumínio aparecem com pequena intensidade, quando comparados às presenças dos elementos principais, e não eram indicados pelo fabricante como presentes na liga. Deve-se ressaltar que a presença destes elementos provavelmente não está associada a nenhuma contaminação ocorrida durante o processo de fundição, uma vez que o grupo CR também continha picos de alumínio e ferro em seus espectros.

Pesquisadores analisaram, também através da técnica de EDS, os elementos presentes na liga Tilite Star, de composição similar à FIT-CAST SB, aqui utilizada. Apesar de o fabricante da Tilite Star também não indicar a presença de alumínio, os resultados obtidos pelo estudo indicaram que a liga continha este elemento em sua composição¹⁵.

Quando o EDS foi utilizado para realizar uma análise elementar de cada fase presente identificada, não foram observadas variações qualitativas na composição química das fases, antes e após o tratamento térmico.

A microestrutura da liga Matchmate, de composição química similar à liga objeto deste estudo, apresentou uma matriz rica em níquel e cromo, e uma segunda fase interdendrítica, rica em molibdênio e silício, além da existência de precipitados; contudo, não se sabe de que tipo eram os precipitados¹⁴.

Até o atual momento, não foram encontrados trabalhos na literatura que tenham quantificado a percentagem de cada fase existente em ligas de níquel para uso odontológico. Portanto, não foi possível a comparação destes resultados com outros trabalhos já publicados.

A Tabela 2 indica que houve uma significativa variação na quantidade de regiões pretas entre as amostras analisadas para o grupo TT, sendo o desvio padrão grande. Não se pode afirmar se esta variação ocorreu devido à quantidade/presença de precipitados ou na quantidade/presença de porosidades; porém, alguns autores apontam para o problema da baixa qualidade no processo de fabricação utilizado na Odontologia, o que acarreta porosidades no material. Esta variação na presença de objetos pretos (precipitados ou poros) não parece estar associada às questões relacionadas ao tratamento térmico dado para adesão da porcelana; entretanto, mais testes seriam necessários para confirmar tal afirmação^{7,16}.

Como se pode verificar na Tabela 3, os valores de f calculados são menores que os valores de f_c; portanto, pode-se afirmar que

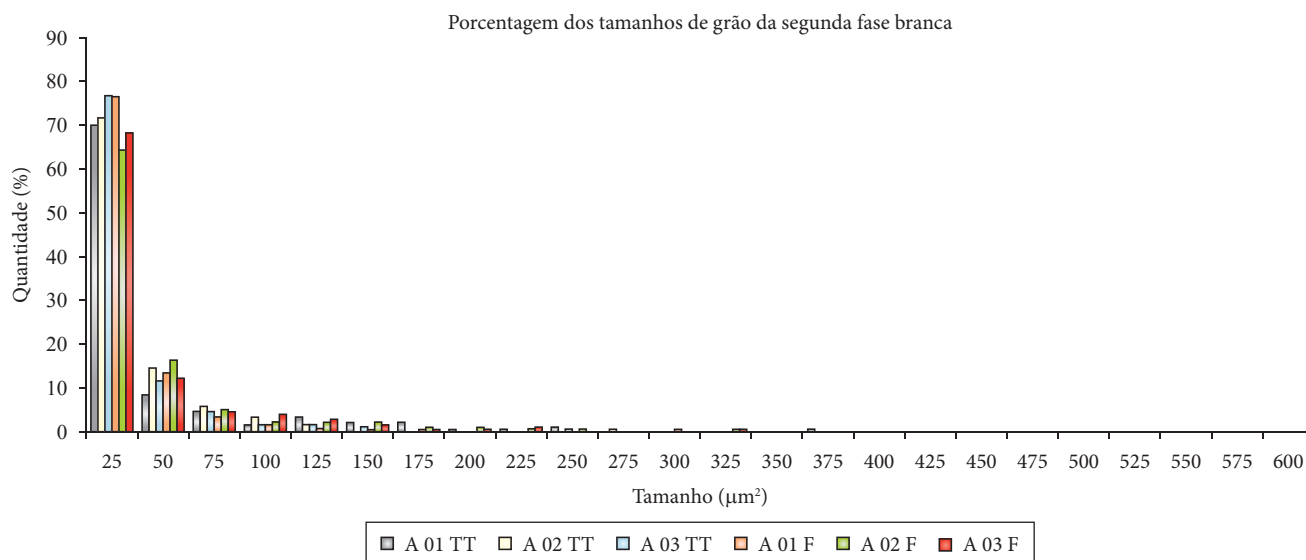


Figura 3. Percentagem dos tamanhos de grãos da fase branca, entre 25 e 600 μm^2 .

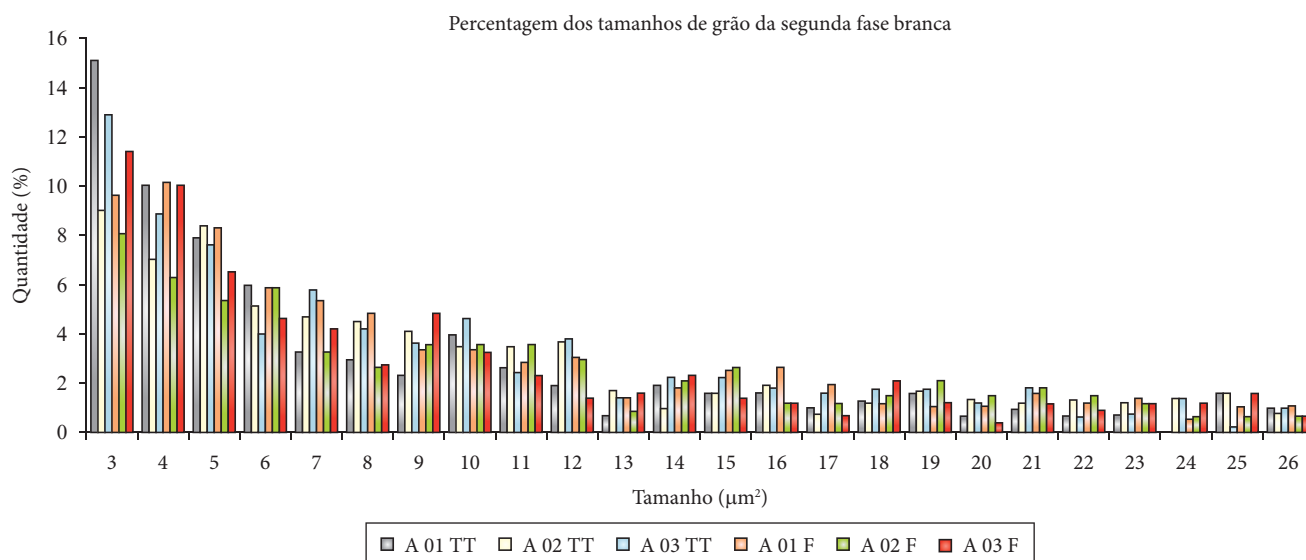


Figura 4. Percentagem dos tamanhos de grãos da fase branca, entre 3 e 26 μm^2 .

os grupos possuem a mesma variância. Os valores de t calculados também são menores que o t_c ; portanto, pode-se assumir com confiabilidade de 95% ($\alpha = 0,05$) que a Hipótese nula foi aceita e que os resultados para as quantidades das fases presentes para os grupos F e TT pertencem a uma mesma família de medidas. Pode-se considerar, assim, que não ocorreram mudanças na quantidade das fases presentes na microestrutura dos grupos F e TT.

Como se pode observar no gráfico da Figura 3, parece não haver diferença significativa entre os tamanhos individuais da fase de cor branca, antes e após o tratamento térmico para adesão da porcelana. Porém, como cerca de 70% das regiões individuais interdendríticas possuem tamanho de até 25 μm^2 , o gráfico da Figura 4 apresenta os resultados com maior detalhamento entre 3 e 26 μm^2 , o qual também indica que, muito provavelmente, não houve variação nos tamanhos da fase branca, antes e após o tratamento térmico de queima para adesão da porcelana.

CONCLUSÃO

A microestrutura da liga FIT CAST-SB, quando observada em MEV no modo BSE, é formada por uma matriz de estrutura dendrítica de coloração cinza, uma segunda fase interdendrítica de coloração branca e precipitados de coloração preta, apresentando também porosidades. Segundo os resultados de EDS, a matriz dendrítica é rica em níquel e cromo, a fase interdendrítica é rica em molibdênio e os precipitados são ricos em silício ou titânio.

A microestrutura do material, como fornecido pelo fabricante, possui um tamanho médio da fase interdendrítica menor que o da liga depois de fundida.

Não foram identificadas modificações na composição química de cada fase, antes e após o tratamento térmico.

Não ocorreram mudanças de fase durante o tratamento térmico, ou seja, as fases que estavam presentes antes do

tratamento são as mesmas que foram identificadas após o tratamento.

Pode-se afirmar, com 95% de confiabilidade, que, para o grupo de amostras utilizadas e analisadas, o tratamento térmico para adesão da porcelana, denominado de “queima da porcelana”, não acarretou mudanças na quantidade de cada fase presente

na microestrutura, nem nos tamanhos médios da segunda fase interdendrítica.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao IFRJ pelo suporte financeiro, aprovado no projeto PROCiência pelo Edital 80/2009.

REFERÊNCIAS

1. Williams D. Concise encyclopedia of medical and dental materials. Oxford: Pergamon Press; 1990.
2. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* 2002; 87: 351-63.
3. Manaranche C, Hornberger H. A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion. *Dent Mater.* 2007; 23: 1428-37.
4. Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. Biomaterials science an introduction to materials in medicine. San Diego: Academic Press; 1996.
5. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 652-61.
6. Asgar K. Casting metals in dentistry past present future. *Adv Dent Res.* 1988; 2(1): 33-43.
7. Olivieri KAN, Neisser MP, Souza PCR, Bottino MA. Mechanical properties and micro structural analysis of a NiCr alloy cast under different temperatures. *Braz J Oral Sci.* 2004; 3: 414-9.
8. Wassell RW, Walls AWG, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations materials selection. *Br Dent J.* 2002; 192: 199-211.
9. Morris HF, Manz M, Stoffer W, Weir D. Casting alloys the materials and the clinical effects. *Adv Dent Res.* 1992; 6: 28-31.
10. Lin HY, Bowers B, Wolan JT, Cai Z, Bumgardner JD. Metallurgical surface and corrosion analysis of Ni-Cr dental casting alloys before and after porcelain firing. *Dent Mater.* 2008; 24: 378-85.
11. Askeland DR, Phulé PP. The science and engineering of materials. Florence: Cengage Learning; 2008.
12. Gonzalez RC, Woods RE. Digital image processing. 3rd ed. New Jersey: Pearson Education; 2008.
13. Montgomery DG. Design and analysis of experiments. 5th ed. New York: John Wiley and Sons; 2001
14. Wylie CM, Shelton RM, Fleming GJP, Davenport AJ. Corrosion of nickel-based dental casting alloys. *Dent Mater.* 2007; 23: 714-23.
15. Bauer JRO, Loguercio AD, Reis A, Rodrigues LE. Microhardness of Ni-Cr alloys under different casting conditions. *Braz Oral Res.* 2006; 20: 40-6.
16. Pellizzer AJ, Bombonatti PE, Valerio WV. Fluidez de liga de níquel-cromo de procedência nacional ação da elevação da temperatura de estufagem dos revestimentos fosfatados. *Rev Odontol UNESP.* 1995; 24: 99-107.

AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

André Rocha Pimenta

Departamento de Mecânica, IFRJ – Instituto Federal do Rio de Janeiro, 26600-000 Paracambi - RJ, Brasil

e-mail: rochapimenta@gmail.com

Recebido: 29/10/10

Aceito: 28/02/2011