

ESTUDO DA ANÁLISE DE FALHA DE UMA PRÓTESE DENTARIA FEITO DE LIGA COBALTO-CROMO¹

Emerson de Andrade Monteiro²

Silvando Vieira Santos³

Marco Antonio Ramos⁴

Carla Porto⁵

Sandro Griza⁶

Resumo

Uma das aplicações da liga CoCr é na fabricação de próteses parciais removíveis (PPRs) através do processo de fundição de precisão (cera perdida). O componente analisado neste trabalho trata-se de uma PPR que sofreu fratura. A análise de falha foi realizada com o auxílio de microscópio eletrônico de varredura (MEV), onde foram observados os aspectos morfológicos e micromecanismos de fratura. Através de metalografia foi possível observar os aspectos microestruturais relacionados à fratura. Observou-se que a fratura é predominantemente interdendrítica apresentando estrias de fadiga e microrrechupes oriundos do processo fabril. Com as mesmas condições de fundição/fabricação da PPR, ou seja, espessura e temperatura de fusão, foram fundidos corpos-de-prova para a realização de ensaios de tração com o objetivo de analisar a tensão de escoamento, resistência máxima, alongamento e estrição, para comparar com a especificação da ASTM-F75-12. Foi observado a partir do ensaio de tração que esse material não atendeu as especificações da norma ASTM-F75-12.

Palavras-chave: Liga Co-Cr; Fundição; Microestrutura; PPR.

ANALYSIS STUDY OF FAILURE OF AN IMPLANT DENTARIA MADE COBALT-CHROME ALLOY

Abstract

One application of the Co-Cr alloy is in the manufacture of partial removable dental prosthesis (PPRs). It is manufactured by investment casting. The component analyzed in this study is a PPR which fractured in use. A failure analysis was performed in scanning electron microscope (SEM), where it was observed the morphology and micromechanics of fracture. Metallography analysis was performed to allows for the observation of the microstructural aspects related to fracture. It was observed that the fracture is predominantly interdendritic, showing fatigue striations and shrinkages. Samples for tensile tests were manufactured in the same way of the PPR, i.e., with the same thickness and melting temperature. Tensile tests were performed in order to analyze the yield strength, ultimate strength, elongation and necking to compare with the specification of ASTM F75-12. It was observed from the tensile test that this material did not meet the specification.

Key words: Co-Cr alloy; Casting; Microstructure; PPR.

¹ *Contribuição técnica ao 68º Congresso Anual da ABM - Internacional, 30 de julho a 2 de agosto de 2013, Belo Horizonte, MG, Brasil.*

² *Graduado em Ciências e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Sergipe, São Cristovão, SE, Brasil.*

³ *Graduado em Ciências e Engenharia de Materiais. Mestrando. Programa de Pós Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais (P2CEM), Universidade Federal de Sergipe, São Cristovão, SE, Brasil.*

⁴ *Graduado em Odontologia. Doutorando, P2CEM, Universidade Federal de Sergipe, São Cristovão, SE, Brasil.*

⁵ *Graduado em Odontologia. Doutorando, P2CEM, Universidade Federal de Sergipe, SE, Brasil.*

⁶ *Engenheiro de materiais. Dr., Prof. Universidade Federal de Sergipe, São Cristovão, SE, Brasil.*

1 INTRODUÇÃO

No início do século XX, os materiais metálicos tornaram-se disponíveis para utilização em procedimentos odontológicos restauradores. Sua introdução no mercado de implantes foi possível graças ao desenvolvimento do processo de fundição de precisão mais conhecido como cera perdida. As ligas metálicas inicialmente utilizadas na confecção das restaurações fundidas eram compostas, invariavelmente, de ouro e platina, que proporcionavam bons resultados biológicos e mecânicos. A compatibilidade do ouro ao meio bucal era colocada em evidência. Porém seu alto custo tornou-se um obstáculo para a manufatura de restaurações complexas, surgindo assim a necessidade do desenvolvimento de ligas alternativas. Tais ligas alternativas deveriam ser compostas de metais básicos que pudessem adequar-se às técnicas de manufatura até então conhecidas e ao mesmo tempo, apresentar as propriedades das ligas nobres e semi-nobres, com custo relativamente menor. Atualmente, a liga Cr-Co vem sendo muito empregada em biomateriais. Inicialmente concebida para o uso em elevadas temperaturas, graças a sua resistência a fluência, esta liga apresenta sua microestrutura constituída por uma matriz de solução-sólida austenítica com os compostos intermetálicos e carbonetos dispersos. Este sistema Cr-Co apresenta valor de dureza, resistência a tração e módulo semelhantes às das ligas de Ni-Cr. No entanto, as peças fundidas de Co-Cr, em geral, possuem menos ductilidade do que as ligas à base de Ni-Cr. O cromo é um componente chave desta liga por causa da sua resistência a corrosão. No entanto, a adição de mais de 30% de cromo torna a liga de difícil fundibilidade e pode resultar em uma fase sigma frágil. Portanto, as ligas obtidas por fundição para implantes dentários não podem conter mais do que 30% de cromo de acordo com a ASTM F75-12.⁽¹⁾ O Cobalto aumenta o módulo de elasticidade e resistência a níveis mais elevados do que o níquel. O Molibdênio é adicionado para diminuir o coeficiente de expansão térmica e aumenta a resistência à corrosão. O Tungstênio aumenta a resistência à corrosão e reduz áreas intermetálicas de cromo empobrecido. O níquel aumenta a ductilidade enquanto reduz a dureza da liga. O Silício, o carbono, o manganês e ferro são elementos de liga adicionais em ligas à base de cobalto. Muitos destes elementos de liga podem reagir com o carbono para formar os carbonetos e, assim, alterar as propriedades das ligas de Co-Cr. Com o grande número de elementos de liga, as ligas de Co-Cr apresentam uma microestrutura não homogênea semelhante ao das ligas de Ni-Cr.^(2,3)

As ligas à base de Cobalto são utilizadas há mais de meio século pela Odontologia na confecção de próteses devido às suas características como: biocompatibilidade, resistência mecânica, resistência ao desgaste e à oxidação, baixa densidade e boa fundibilidade. Estes tipos de liga são amplamente utilizados em substituições totais de quadris, joelhos, dispositivos dentários e estruturas de apoio para válvulas cardíacas. As ligas de cobalto-cromo são preferidas para aplicações articulares onde há contato metal-metal, uma vez que as propriedades tribológicas são superiores em comparação com as das ligas de titânio. É possível que esse melhor desempenho esteja associado à formação de carbonetos duros que reduzem a possibilidade de formação de partículas de desgaste (debris). Mas, a incidência de falhas de próteses odontológicas é um grande problema que representa inconvenientes e gastos tanto para os usuários como para o sistema de saúde pública. Provavelmente, a falta de um controle mais rígido dos parâmetros do processo de fundição na odontologia como temperatura de vazamento, temperatura do molde e atmosfera ambiente

propicie a formação de defeitos (microrrechupe, microsegregação, porosidades) que prejudicam as propriedades mecânicas e facilitam o processo de fratura.⁽⁴⁻⁶⁾

O processo de fundição de precisão ou cera perdida é muito utilizado para produção de peças de engenharia. Este processo de fundição vem sendo utilizado desde 5000 a.c, onde o homem primitivo empregava para o fabrico de ferramentas rudimentares. É uma técnica amplamente utilizada na fundição no qual uma cera padrão é formada juntamente com os canais de alimentação para a fluidez do metal fundido até o molde, sendo o molde colocado em um forno para a remoção da cera, com o objetivo de gravar a forma da peça no molde. Após a remoção da cera é realizada a fundição do metal. O vazamento do metal líquido é feito através de uma centrifuga. É importante frisar as características superficiais e dimensionais, ou seja, a não presença de rugosidades é crucial para a eficiência do processo fabril. A fundição de precisão (cera perdida) produz peças de formato complexo, melhor acabamento superficial, tolerâncias menores e geralmente sem macho. São produzidas ligas de alumínio, de níquel, de cobre, de cobalto, de berílio-silício, bronze-silício, de latão ao silício, de ligas resistentes ao calor, além de aço comum e inoxidável. Este processo é bastante eficaz na produção de peças pequenas e aparentemente inviáveis por outros processos de fundição.^(7,8)

Este trabalho tem por objetivo fazer uma breve análise da estrutura do componente através de ensaios destrutivos, do processo fabril das próteses e evidenciar a principal causa dos microrrechupes.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

As análises de falha normalmente são realizadas através das observações macroscópicas e microscópicas, onde é possível a determinação de diversas características do material, inclusive a determinação das causas de fraturas, desgastes prematuros e outros tipos de falhas.

A primeira análise a ser realizada é a macroscópica, onde se utiliza uma lupa de baixo aumento. Em seguida observam-se as amostras em microscopia ótica (MO), se necessário, e finalmente utiliza-se o microscópio eletrônico de varredura (MEV), caracterizando a análise microscópica. A microscopia eletrônica de varredura (MEV) desempenha papel importante no estudo de falhas devido a sua alta resolução, profundidade de foco e utilização de recursos analíticos, que possibilitam a realização *in situ* de microanálise ou mapeamento químico da superfície da amostra.

2.1 Análise de Fratura em Baixo Aumento

A peça foi cortada em uma maquina de precisão para materiais não ferrosos e limpa em seguida para retirada de impurezas em toda a amostra. Foi realizada a observação macroscópica em lupa (Zeiss Stemi 2000C), a fim de visualizar os aspectos macroscópicos da fratura e as condições superficiais da amostra nas adjacências do plano de fratura.

2.2 Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura

As superfícies de fratura foram analisadas em microscopia eletrônica de varredura (JEOL JCM 5700) para verificar os micromecanismos de fratura.

2.3 Análise Microestrutural

A amostra cortada e analisada na lupa de baixo aumento foi embutida para a realização da metalografia e avaliar a condição microestrutural do material, e ainda, observar um plano metalográfico paralelo ao de fratura. Em seguida a amostra foi lixada com lixas d'águas (grana 80 até 1.200) e por fim polida com um disco de feltro com pasta de diamante com granulometrias 6 μ m, 3 μ m e 1 μ m. O ataque foi feito com 30ml HCL, 7ml H₂O, 3ml 30% H₂O₂.⁽⁹⁾

2.4 Ensaios de Dureza Vickers

Foram realizados vários ensaios de dureza Vickers, em varias regiões da amostra para avaliar a dureza média do material e se a dureza encontra-se dentro da norma ASTM-F75-12.⁽¹⁾

2.5 Ensaios de Tração

Com as mesmas condições de fundição/fabricação da PPR, ou seja, espessura e temperatura de fusão, foram fundidos corpos-de-prova para a realização de ensaios de tração com o objetivo de analisar a tensão de escoamento, resistência máxima, alongamento e estrição, para comparar com a especificação da ASTM-F75-12.⁽¹⁾

3 RESULTADOS

3.1 Análise de Fratura em Baixo Aumento

Foi possível observar a presença de microrrechupes, a visibilidade dos defeitos na superfície da prótese parcial removível, a quantidade desse defeito presente, e também foi observada a superfície de fratura da prótese, ilustrados nas Figuras 8 e 9. Na Figura 9 é observável o aspecto rugoso da superfície da peça.

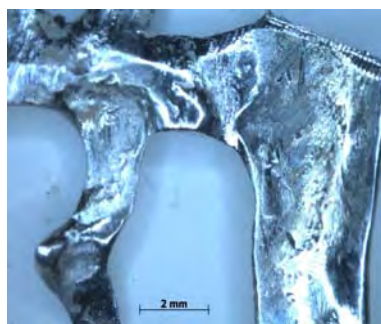


Figura 1. Superfície lateral.

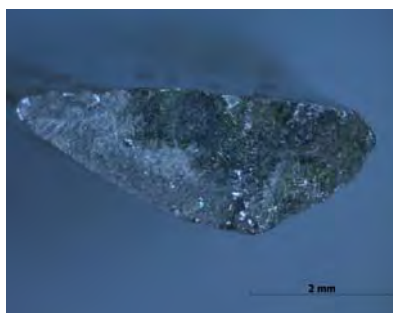


Figura 2. Superfície de fratura.

3.2 Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura

A superfície observada no microscópio eletrônico de varredura mostrou um aspecto de fratura interdendrítica (Figura 3). Na Figura 3, podemos observar a presença de vazios na microestrutura, indicados pelas setas. Em uma amplitude maior, podemos observar a presença de poros, pontos escuros indicados na Figura 4. Na Figura 5 é observado o provável caminho trilhado pela fadiga, região essa em formatos de 'degraus' e na Figura 6 estão presentes as estrias de fadiga. Na Figura 7 podemos observar a superfície de fratura com formação interdendrítica.

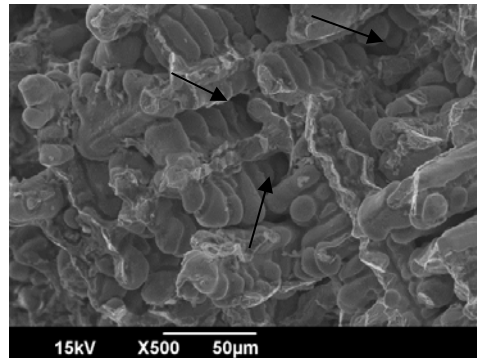


Figura 3. Microestrutra Interdendrítica.

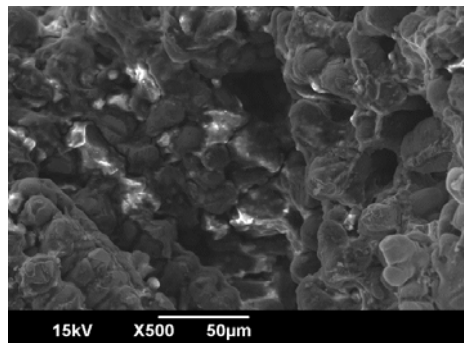


Figura 4. Poros.

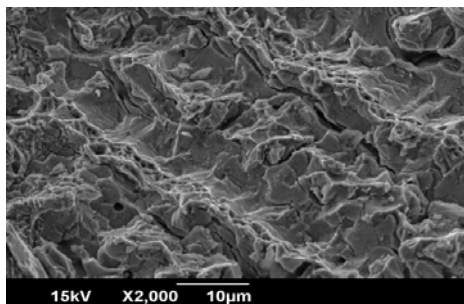


Figura 5. Caminho da fadiga.

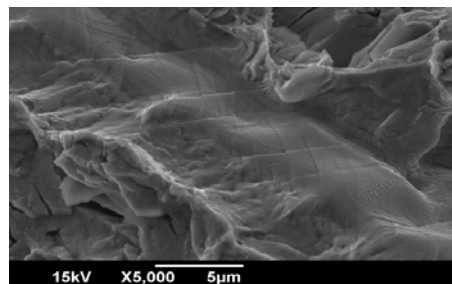


Figura 6. Estrias de fadiga.

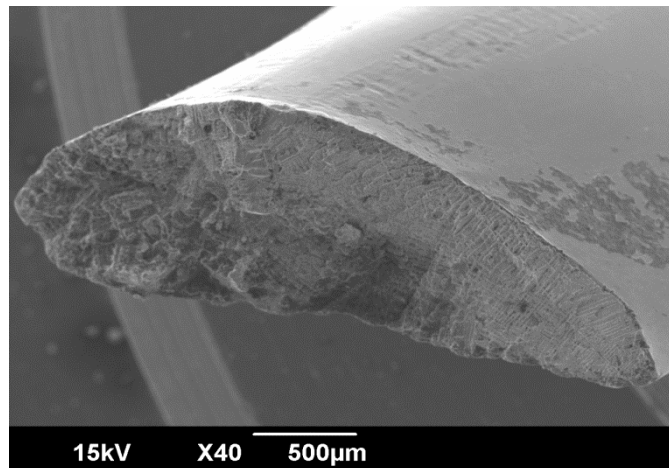


Figura 7. Superfície de fratura.

3.3 Análise Microestrutural

A análise microestrutural nos evidenciou a presença dos microrrechupes em uma grande quantidade, antes e depois do ataque na amostra de matriz de cobalto, conforme Figuras 8 e 9. Podemos observar que o defeito citado acima esta em cor esverdeado. Nos corpos-de-prova também foram observados a presença desses microrrechupes. Na Figura 11 podemos observar a presença do microrrechupe no corpo-de-prova 1.

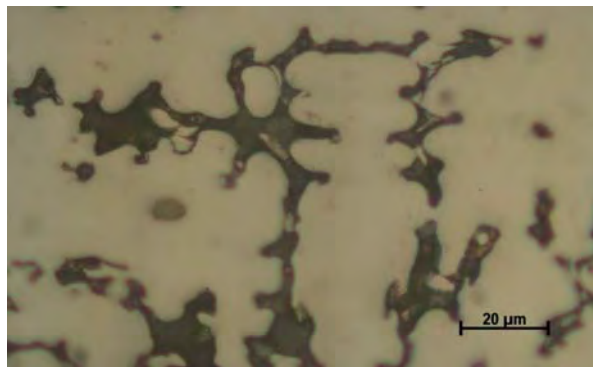


Figura 8. Microestrutura Co-Cr Antes do ataque.

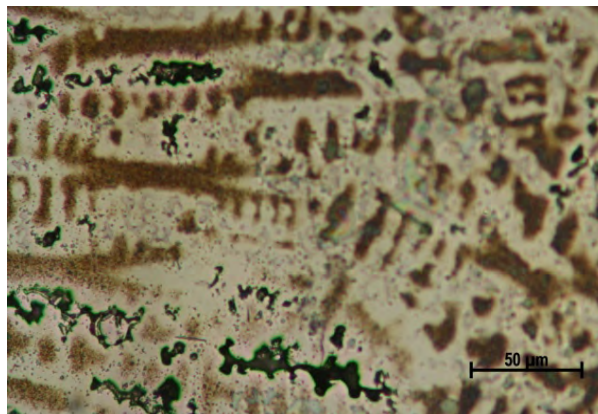


Figura 9. Microestrutura Co-Cr Depois do ataque.

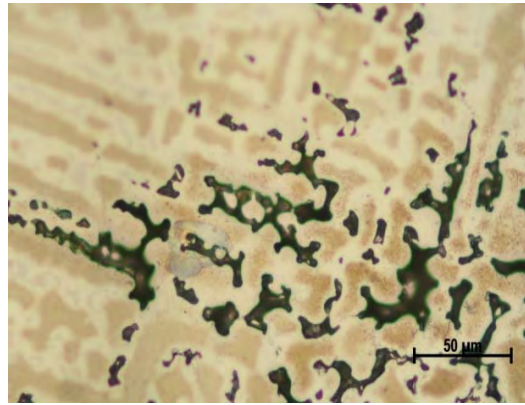


Figura 10. Microrrechupe.

3.4 Ensaio de Dureza Vickers

Foram obtidas seis medições da dureza vickers em toda a região da amostra, onde o resultado em média foi de 401,5 HV que corresponde a 40,71 HRC. De acordo com a norma da ASTM F75-12⁽¹⁾ a dureza tem que estar no intervalo de 25-35 HRC. Neste caso a dureza obtida não encontra-se dentro desse intervalo. Mas, baseado na norma citada acima esse valor de dureza é apenas informação e não deve ser usado como critério de rejeição.⁽¹⁰⁾

3.5 Ensaio de Tração

Os resultados obtidos pelo ensaio de tração serviram de comparação com a tabela da ASTM F75-12.⁽¹⁾ Na Tabela 2 podemos observar os valores do alongamento, tensão de escoamento e resistência máxima. Na Figura 11, através do gráfico podemos observar os comportamentos dos corpos-de-prova, que resultaram nos valores citados na Tabela 2.

Tabela 1. Propriedades Mecânicas – ASTM F75-12⁽¹⁾

Property	
Ultimate tensile strength, min, MPa (psi)	655 (95 000)
Yield strength, (0.2 % offset), min, MPa (psi)	450 (65 000)
Elongation, ^A min, %	8
Reduction of area, min, %	8

Tabela 2. Valores do ensaios de tração

ENSAIO DE TRAÇÃO			
CPs	σ_e (MPa)	σ_r (MPa)	A (%)
1*	245	493,23	2
2	340	784,27	3
3	446,93	723,67	4
4	353	755,11	4
5	505,14	739,88	4,5
6	282,75	770,03	4,5
média	362,1367	711,0317	3,666667
desvio	98,22079	108,8275	0,983192

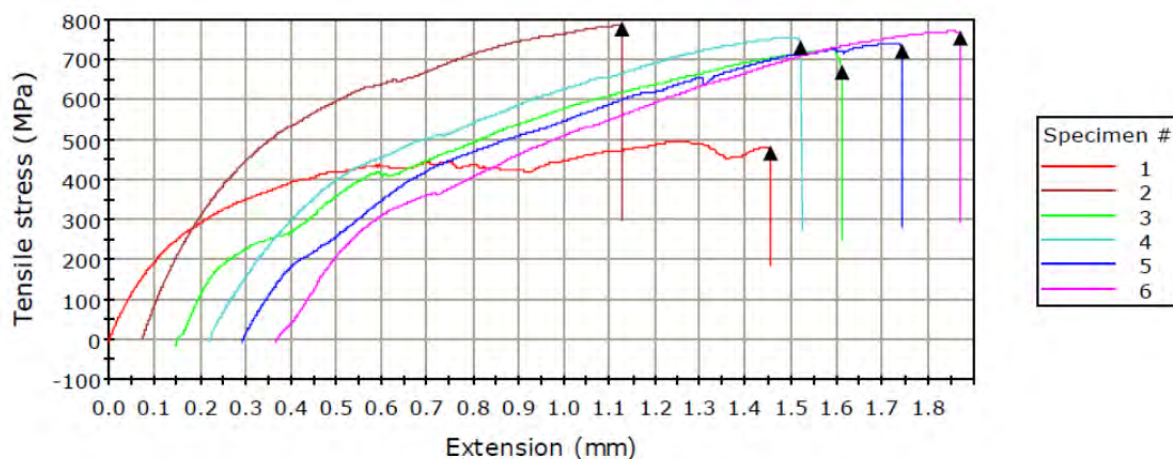


Figura 11. Gráfico mostrando o resultados dos ensaios de tração.

4 DISCUSSÃO

Com base nos estudos de J.Campbell,⁽¹¹⁾ qualquer peça fundida apresentará uma microestrutura interdendrítica, ou seja, em formato de ramificações. Os defeitos de contração, chamados de microrrechupes, são provenientes do insucesso da solidificação direcional, da distribuição da temperatura ao longo da peça⁽¹²⁾ e a inadequada localização dos canais de alimentação.⁽¹³⁾ As imagens no microscópio eletrônico de varredura nos mostraram as quantidades de defeitos presentes nas peças fundidas, o caminho trilhado pela fadiga, as estrias presentes. Os valores obtidos no ensaio de tração comparados com o da ASTM F75-12,⁽¹⁾ mostraram que os parâmetros não estão de acordo com a vigente norma, exceto a resistência máxima. Conforme a Tabela 2, o corpo-de-prova 1 não atingiu o valor de resistência máxima observado nos demais. Isso pode estar associado à formação de microrrechupes e indica que há no processo comumente usado para a fabricação de PPR's a possibilidade de obter peças de menor resistência. Essas peças defeituosas podem, conseqüentemente, experimentar a falha em serviço dependendo da combinação entre tensão aplicada e região defeituosa repleta de microrrechupes. Esses defeitos são provenientes do processo fabril e indicam a necessidade de desenvolver procedimentos de fusão mais confiáveis e/ou procedimentos de ensaios não destrutivos que sejam hábeis para identificar próteses defeituosas antes que elas sejam aplicadas ao uso.

5 CONCLUSÃO

Este estudo foi realizado com o objetivo de identificar os fatores que levaram a prótese parcial removível a falhar. A análise indicou que a falha ocorreu por fadiga, mas o principal precursor dessa falha foi a grande quantidade de vazios (microrrechupes) encontrados tanto na amostra como nos corpos-de-prova ensaiados. Esses defeitos são provenientes do processo fabril e indicam a necessidade de desenvolver procedimentos de fusão mais confiáveis e/ou procedimentos de ensaios não destrutivos que sejam hábeis para identificar próteses defeituosas antes que elas sejam aplicadas ao uso.

Agradecimentos

Os autores agradecem as agências Capes, CNPq e Finep.

REFERÊNCIAS

- 1 ASTM F75 - 12 Standard Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants (UNS R30075). Pensilvania, 2012.
- 2 Avaliação da rugosidade superficial das amostras de infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes confeccionadas em ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo; Universidade Federal de Goiás - Faculdade de Odontologia; Aryane Morais Vieira de Castro Neves, Adérico Santana Guilherme; PIVIC/2010-2011.
- 3 Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants; Department of Biomedical Materials Research, University of Mississippi Medical Center School of Dentistry, 2500 North State Street, Jackson, MS 39216, USA; Michael Roach, MS;2007.
- 4 INFLUÊNCIA DO PERCENTUAL DE VAZIOS NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE LIGAS ODONTOLÓGICAS FUNDIDAS A BASE DE Co-Cr-Mo; W. J. Yamakami, R. C. Tokimatsu, J. Gallego, V. A. Ventrella, C. R. Sokei; 17^o CBECIMat - Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, 15 a 19 de Novembro de 2006, Foz do Iguaçu, PR, Brasil.
- 5 Powder metallurgical processing of Co–28%Cr–6%Mo for dental implants: Physical, mechanical and electrochemical properties; Powder Technology; Wilson Corrêa Rodrigues, Luiz Roberto Broilo, Lírio Schaeffer, Gerhard Knörnschild, Fidel Romel Mallqui Espinoza;2011.
- 6 INFLUÊNCIA DO PERCENTUAL DE VAZIOS NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS-DE LIGAS ODONTOLÓGICAS FUNDIDAS A BASE DE Co-Cr-Mo - W. J. Yamakami, R. C. Tokimatsu, J. Gallego, V. A. Ventrella, C. R. Sokei - Caixa Postal 31. Ilha Solteira / SP. CEP 15.385-000. wyser@dem.feis.unesp.br Departamento de Engenharia Mecânica – UNESP / Ilha Solteira - 17^o CBECIMat - Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, 15 a 19 de Novembro de 2006, Foz do Iguaçu, PR, Brasil.
- 7 CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO; TECNOLÓGICA DE SANTA CATARINA; GERÊNCIA EDUCACIONAL DE METAL MECÂNICA; CURSO TÉCNICO DE MECÂNICA INDUSTRIAL; Prof. Eng. Mec. Norberto Moro; Téc. Mec. André Paegle Auras – 2007.
- 8 Conversion of an investment casting sprue wax to a pattern wax by the modification of its properties. Senay Tascioglu , Burhanettin Inem , Neset Akar – 2003.
- 9 Standard Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castind and Casting Alloy for Surgical Implants;2012.
- 10 ASM Handbook, Volume 9: Metallography and Microstructure of Heat-Resistant Alloys;2004.
- 11 Castings (*Second Edition*), 2003, John Campbell
- 12 Case Studies in Engineering Failure Analysis; Failure analysis of Co–Cr hip resurfacing prosthesis during solidification; M. Alvarez-Vera, J.H. Garcia-Duarte, A. Juarez-Hernandez, R.D. Mercado-Solis, A.G. Castillo, M.A.L. Hernandez-Rodriguez ;2013.
- 13 Solidificação e Fundição de metais e suas ligas; Livros técnicos e científicos; editora S.A; Mauricio Prates de Campos Filho & Graeme John Davies; Rio de Janeiro-1978.