

CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA E METALÚRGICA DA LIGA À BASE DE COBALTO FIT FLEX¹

Marília Garcia Diniz²
André Rocha Pimenta²
Carlos Antonio Freire Sampaio³
Mauro Sayão de Miranda³

Resumo

Foram obtidas propriedades mecânicas, metalúrgicas e aspectos referentes à fratura de uma liga Co-Cr utilizada na confecção de próteses dentárias conhecidas como pontes móveis ou removíveis. Corpos de prova da liga comercialmente conhecida como FIT FLEX (resistência 711MPa, Co 60% – Cr 29% – Mo 6,2% – Si < 1,0% – Mn < 1% - C < 1,0%, dados do fabricante) foram submetidos a ensaios de tração, além das técnicas de microscopia eletrônica de varredura (MEV), espectroscopia por dispersão de energia (EDS) e microscopia óptica. Fractografias revelaram a presença abundante de microporos e dendritas de solidificação. A microestrutura gerada pelo processo de fundição utilizado por protéticos gerou uma matriz rica em cobalto com carbeto precipitados e algumas vezes em forma dendrítica com tamanhos e distribuições heterogêneos. Al foi identificado em quantidades significativas e os limites de resistência para materiais sem qualquer tratamento térmico variaram no entorno de $798,11 \pm 76,25$ MPa. O processo de fabricação dos dispositivos dentários gerou peças com microestruturas heterogêneas. Um tratamento térmico de envelhecimento está em fase de testes e busca-se melhorar as propriedades mecânicas do material.

Palavras-chave: Biomaterial odontológico; Caracterização mecânica e metalúrgica; Liga de cobalto-cromo.

MECHANICAL AND METALLURGICAL CHARACTERIZATION OF A COBALT BASED ALLOY FIT-FLEX

Abstract

Mechanical, metallurgical properties and referring aspects to the fracture of a Co-Cr alloy had been gotten used in the confection of dental prostheses. Bodies of test of alloy FIT FLEX (711MPa, Co 60% – Cr 29% – Mo 6,2% – Si < 1,0% – Mn < 1% - C < 1,0%, - manufacturer 's data) had been submitted the traction assays, beyond the techniques of scanning electron microscopy (MEV), energy dispersive spectroscopy (EDS) and optic microscopy. Fractographies had disclosed to the abundant presence of micropores and solidification dendrites. A rich matrix in cobalt presented carbides precipitated with heterogeneous sizes and distribution. Aluminum had been identified and the tensile strength for materials without any thermal treatment had varied in $798, 11 \pm 76, 25$ MPa. The process of manufacture of the dental devices generated parts with heterogeneous microstructures.

Key words: Dental biomaterial; Mechanical and metallurgical characterization; Cobalt-chromium alloy.

¹ Contribuição técnica ao 62º Congresso Anual da ABM – Internacional, 23 a 27 de julho de 2007, Vitória – ES, Brasil.

² Prof. Adjunto, Depto. Engenharia Mecânica, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, CEP 20550-013, Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

³ Prof. Assistente, Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, CEP 20550-013, Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

1 INTRODUÇÃO

Falhas deixadas por dentes ausentes podem fazer com que os dentes remanescentes girem ou se movam para espaços vazios, resultando em mordidas erradas, doenças da gengiva e disfunções da articulação temporomandibular. As próteses que substituem dentes ficam submetidas aos mais variados esforços mecânicos, dependendo de sua localização e hábitos do seu usuário, tais como a mastigação de alimentos de elevada dureza. Suas propriedades mecânicas e seus aspectos de comportamento mediante os mecanismos de fratura tornam-se importantes nas escolhas do material adequado quando se deseja maior longevidade dos dispositivos. As próteses por vezes sofrem fraturas que as inutilizam, podendo acarretar acidentes, além da perda econômica.⁽¹⁾

Desde 1960, as combinações entre ligas metálicas e porcelanas vêm sendo utilizadas por dentistas para a construção de dispositivos de restauração oral. A combinação entre ligas metálicas em peças fundidas e o revestimento de porcelanas promove uma excelente combinação entre resistência mecânica de uma superestrutura metálica e a aparência estética de dentes de porcelana, criando a ilusão de que as restaurações são verdadeiros dentes. As ligas metálicas têm sido desenvolvidas para formarem uma forte adesão com as porcelanas, com ligações estáveis e duráveis. Várias ligas metálicas não ferrosas têm sido utilizadas para fabricação de próteses dentárias. A escolha destas ligas se baseia em sua excelente resistência à corrosão e uma boa resistência mecânica, além de não causarem danos, tais como a liberação de elementos citotóxicos.⁽²⁾

Algumas destas ligas são à base de cobalto e elas apresentam propriedades mecânicas e químicas bastante favoráveis para a construção do referido sistema metal – cerâmico,⁽¹⁾ além de uma alta resistência à corrosão requerida para implantes em humanos.⁽³⁾

Os dispositivos odontológicos feitos de ligas à base de cobalto são normalmente obtidos por processos de fundição por centrifugação e em laboratórios de próteses os quais não realizam tratamentos térmicos posteriores nas ligas metálicas processadas, como por exemplo, envelhecimento. Sabe-se que tal tratamento pode afetar o comportamento mecânico destas ligas e, portanto, sua resposta frente aos processos de fratura. Problemas como a presença de grãos dendríticos, grãos grosseiros e uma má distribuição de carbeto através da matriz de fase rica em cobalto são alguns dos exemplos que podem gerar certos mecanismos de fraturas que podem ser estudados e alterados através de processos de tratamentos térmicos após a fundição do material.⁽⁴⁾

O envelhecimento de uma liga metálica tem a finalidade de aumentar a resistência mecânica do material utilizando a dispersão de precipitados; a técnica requer tratamentos térmicos onde tempo e temperatura são os parâmetros fundamentais. As características do produto serão de uma matriz macia e dúctil e o precipitado ou segunda fase deverá possuir alta dureza, ter aspecto geométrico arredondado e descontínuo, em partículas pequenas e numerosas. Geralmente, quanto maior o número de partículas de segunda fase, maior a resistência mecânica do material. O envelhecimento ou o endurecimento por precipitação produz uma dispersão uniforme de precipitados do tipo coerentes na matriz macia.^(5,6)

Buscando-se cumprir os requisitos para escolha de materiais biocompatíveis, os materiais metálicos apresentam ampla aplicação e o estudo de suas propriedades mecânicas e dos seus mecanismos de fratura se valida pela importância na obtenção de melhor qualidade e menor custo do material em aplicações

odontológicas ⁽⁷⁾. Realçando a grande importância na determinação de propriedades mecânicas de biomateriais, nota-se que peças com geometrias idênticas reagem de forma diferente quando submetidas às mesmas solicitações mecânicas e este fenômeno ocorre porque cada material possui propriedades diferentes; estas propriedades determinam o comportamento do material quando submetido a esforços mecânicos. Também a forma de aplicação das cargas influencia determinantemente no comportamento do material. Por exemplo, ao aplicar-se numa mesma peça, uma carga de 100N, ela terá comportamentos bem diferentes quando a carga for aplicada de forma lenta e gradual ou se for aplicada de forma instantânea (impacto).

O objetivo desse trabalho é caracterizar as propriedades mecânicas, aspectos referentes à fratura e também características metalúrgicas de uma liga Co-Cr comumente utilizada em próteses odontológicas na condição de como fundida em laboratórios de próteses e sem qualquer tratamento térmico. Deseja também comparar os resultados obtidos com as propriedades da liga após ser submetida a um tratamento térmico de envelhecimento (etapa em andamento). Espera-se conhecer mais sobre a referida liga, seu processo de fabricação, propriedades e microestrutura, com a finalidade de buscar melhorias no seu desempenho como biomaterial.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

O material do presente trabalho é uma liga de cobalto, utilizada para fabricação de próteses odontológicas removíveis, denominada comercialmente FIT-FLEX. A composição química (% em peso) fornecida pelo fabricante é de Co 60% – Cr 29% – Mo 6,2% – Si < 1,0% – Mn < 1% - C < 1,0% [http://www.talladium.com.br, consulta em 7 de agosto de 2006].

Foram confeccionados três corpos de prova para os ensaios de tração, com 2,5mm de diâmetro, o menor permitido por norma, devido às limitações nos equipamentos de fundição de protéticos na obtenção dos mesmos. A Figura 1 mostra a geometria do referido corpo de prova de tração.

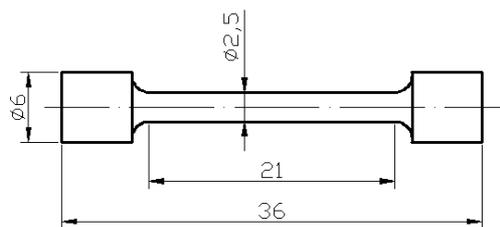


Figura 1. O corpo de prova utilizado (dimensões em milímetros).

O processo de fundição dos corpos de prova foi exatamente o mesmo que é comumente praticado na fabricação das próteses dentárias, onde um molde de resina é obtido da peça e a fundição é por centrifugação. A principal limitação do método de fundição e dos equipamentos utilizados pelos protéticos em geral são as dimensões das peças fundidas que podem ser obtidas, pois as centrífugas dos mesmos são preparadas para trabalhar com objetos de pequenas dimensões, o que levou a utilização de corpos de prova com dimensões mínimas permitidas pela norma, além de ter impossibilitado a obtenção de corpos de prova para ensaios de

impacto. Como o processo de fundição não proporciona uma superfície bem acabada, optou-se pela usinagem dos corpos de prova depois de fundidos. Para não aumentar o volume de material fundido, o que dificultaria o processo de fundição, utilizou-se sobremetal de 0,5mm para ser retirado na usinagem. Tendo em vista o tamanho do corpo de prova e a dificuldade em usiná-lo, apenas a sua parte útil foi usinada, permanecendo as cabeças com o acabamento de fundição.

Após a fundição, o sobremetal foi usinado em torno convencional Nardini com rotação de 600 rpm e ferramenta VBMT 11 02 02-UF H13A, própria para usinagem em superligas.

Os ensaios de tração foram realizados em uma máquina hidráulica com capacidade para seis toneladas e com velocidade de 6N/mm².s. Os corpos de prova, após realização dos ensaios de tração, foram embutidos em resina para a obtenção de amostras metalográficas. Em seguida foram lixadas em lixadeira automática seguindo a seqüência de granulometrias das lixas 80, 220, 440 e 600. Ao final da etapa de lixamento seguiram-se polimentos com pasta de diamante nas granulometrias 1µm, 1/2 µm e 1/4 µm. As amostras foram então atacadas com solução de persulfato de amônia. O ataque foi realizado em capela, devido à exalação de gases, por dois minutos.

A observação das microestruturas foi feita em um microscópio óptico com captura digital de imagem através de uma câmera digital e software apropriado.

As superfícies de fratura dos corpos de prova sem tratamento térmico e geradas pelos ensaios de tração foram analisadas pela técnica de microscopia eletrônica de varredura (MEV, modelo ZEISS DSM 960, operando a 20kV e 80µA), onde também se determinou a composição química semi-quantitativa do material através da técnica de espectroscopia por dispersão de energia (EDS).

3 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta os resultados obtidos nos ensaios de tração realizados para os corpos de prova sem tratamento térmico.

Tabela 1 - Resultados dos ensaios de tração.

	Limite de resistência (MPa)
CP 1	849,16
CP 2	690,32
CP 3	854,85
Média	798,11
Desvio Padrão	76,25

As Figuras 2 (a) e 2 (b) apresentam exemplos dos aspectos micrográficos obtidos para amostras retiradas dos corpos de prova e sem qualquer tratamento térmico. As micrografias obtidas revelaram aspectos micrográficos típicos de fundição de ligas de cobalto, onde a estrutura consiste muito provavelmente em carbeto (regiões mais escuras) em formatos que variaram de esféricos à dendríticos, precipitados em uma matriz rica em outros tipos de carbeto (mais claros).⁽⁸⁾

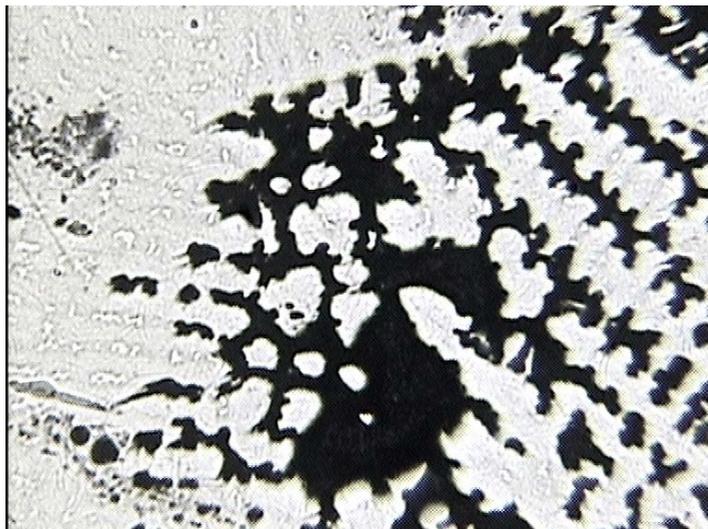


Figura 2 (a) – Aspecto micrográfico da liga FIT- FLEX. Ataque: Persulfato de amônia, aumento: 500X.

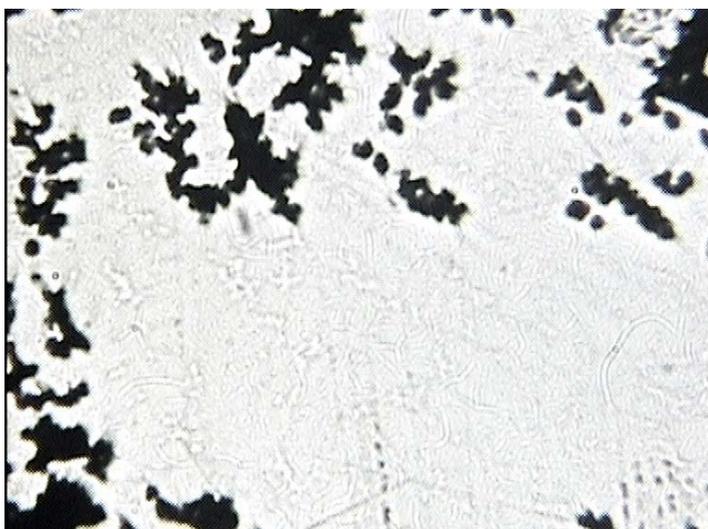


Figura 2 (b) – Aspecto micrográfico da liga FIT- FLEX. Ataque: Persulfato de amônia, aumento: 500X.

As fractografias obtidas para amostras sem qualquer tratamento térmico são exemplificadas pelas imagens das Figuras 3,4 e 5. Elas apresentam um aspecto de fratura típico de materiais frágeis (Figuras 3 e 5), além da presença de dendritas de solidificação (Figura 4) e poros na estrutura gerada pelo processo de fundição utilizado.

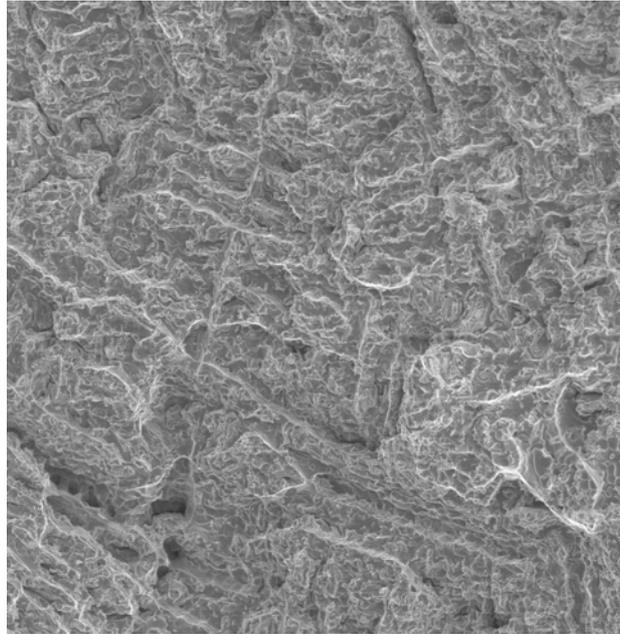


Figura 3 – Superfície da fratura do CP 1, 200X, elétrons secundários (SE).

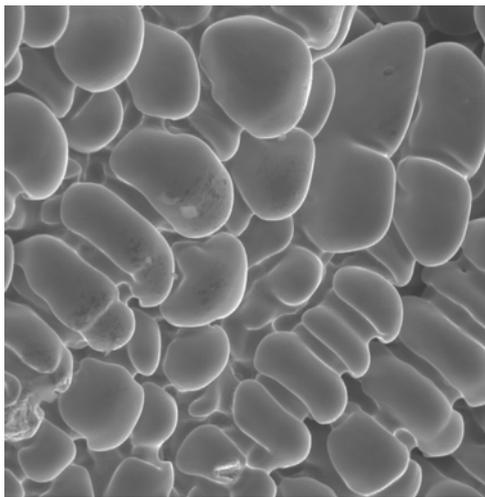


Figura 4 – CP2, 1000X, SE.

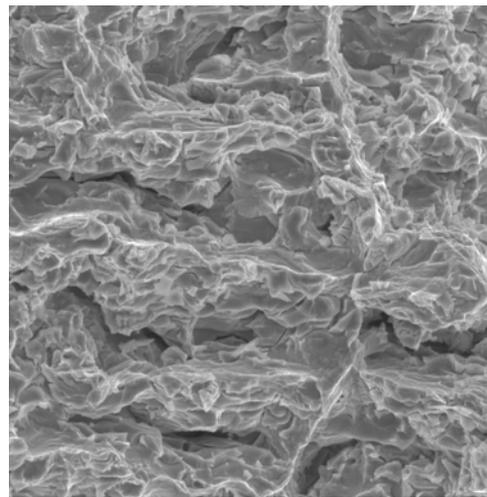


Figura 5 – CP3, 1000x, SE.

A Figura 6 apresenta um exemplo dos espectros de energia obtidos na análise semi-quantitativa de EDS realizada para os corpos de prova testados. É notável a presença dos picos de energia que caracterizam a presença significativa dos elementos Co, Cr, Al, Mo, Si e Fe.

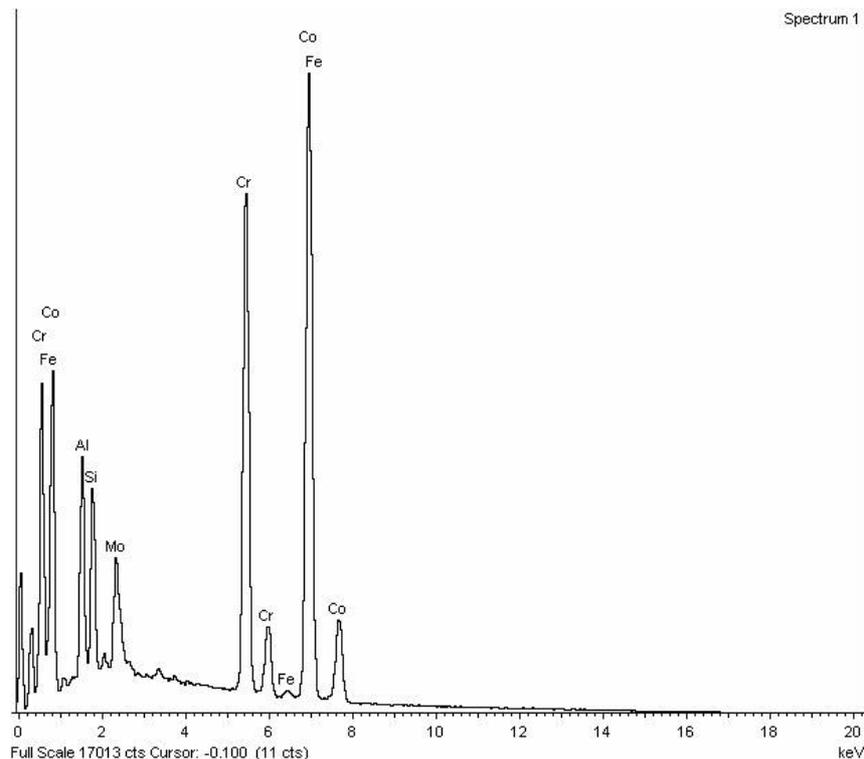


Figura 6 – Espectro de EDS típico mostrando a presença dos elementos Co, Cr, Al, Mo, Si e Fe em picos significativamente elevados.

4 DISCUSSÃO

Como pode ser observado na Tabela 1, o material fundido e sem qualquer tratamento térmico possui uma resistência mecânica relativamente alta, maior do que a fornecida pelo fabricante (798,11MPa x 711MPa).

Devido às limitações no tamanho dos corpos de prova, para a obtenção de mais informações se o material possui um comportamento frágil ou dúctil, foram obtidas imagens da superfície de fratura no MEV, já que os ensaios de tração com corpos de prova reduzidos não permitiram precisão na obtenção de dados sobre o alongamento percentual do material.

A presença significativa de Al foi detectada por espectroscopia por dispersão de energia e a possível presença do C foi considerada devido aos aspectos micrográficos obtidos. Os elementos Al e C não constam nas informações fornecidas pelo fabricante sobre a composição química da liga utilizada e sabe-se que pequenas quantidades de carbono já são significativas para a formação de carbeto em ligas de cobalto.⁽⁶⁾ As imagens das Figuras 2 (a) e 2 (b) apresentam uma estrutura típica de fundição onde uma matriz rica em cobalto é muito provavelmente entremeada por dois tipos diferentes de carbeto (regiões mais claras e regiões mais escuras) em formatos que variaram de esféricos à dendríticos.⁽⁸⁾ Os prováveis carbeto (regiões escuras) encontram-se distribuídos, para as amostras não tratadas termicamente, com tamanhos e geometrias bastante variáveis dentro da fase rica em cobalto, além de apresentarem uma distribuição heterogênea.

As fractografias revelaram, conforme pode ser observado nas Figuras de 3 a 5, a existência de uma significativa quantidade de microporos na estrutura fundida. Estes vazios de fundição comportam-se como pontos de concentração de tensões. A presença dos vazios na fundição pode ser atribuída às limitações do processo de

fabricação na obtenção da peça fundida. O processo de fundição utilizado pelos protéticos em geral parece promover a presença de microvazios entre dendritas de solidificação, o que pode prejudicar o comportamento mecânico nas próteses de uso em geral, principalmente naquelas que ficam submetidas aos movimentos mais variados de fala e mastigação. A resistência à fadiga das peças estará comprometida devido à presença de microporos entre as dendritas de solidificação. Novos testes estão em andamento, incluindo a avaliação das superfícies de fraturas de amostras tratadas termicamente por envelhecimento.

5 CONCLUSÃO

O processo de fundição comumente utilizado por protéticos necessita de alterações e um maior controle sobre seus parâmetros na tentativa de minimizar a heterogeneidade nas microestruturas das peças das ligas de Co-Cr geradas, além de buscar menores tamanhos e geometrias mais suaves para os precipitados na matriz de cobalto.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Prof. José Roberto Moraes D'Almeida da PUC –Rio / UERJ pela sua inestimável contribuição.

REFERÊNCIAS

- 1 WILLIAMS, D. F., *Medical and Dental Materials*, VCH Publishers Inc., New York, USA, 1992.
- 2 VON RECUM, ANDREAS F., editor, *Handbook of Biomaterials Evaluation*, 2ª edição, Taylor & Francis, London, 1999.
- 3 VERON`SKI, A. & SUROVSKA, B. M., *Effect of heat treatment on the structure of cobalt alloys used as medical implant material*, Metal science and Heat Treatment, Vol. 34, n.3, march, 1992.
- 4 MASTERS, JOHN and GILBERTSON, LESLIE N., editors, *Fractography of Modern Engineering Materials: Composites and Metals*, Second Volume, ASTM Publication, Philadelphia, 1993.
- 5 ASKELAND, DONALD R., *The Science and Engineering of Materials*, 3ª-edição, International Thompson Publishing, Boston, 1994.
- 6 BROOKS, CHARLIE R., *Heat Treatment, Structure and Properties of Nonferrous Alloys*, American Society for Metals, Ohio, USA, 1982.
- 7 SILVER, F. & DOILLON, C., *Biocompatibility*, VCH Publishers Inc., New York, USA, 1989.
- 8 METALS HANDBOOK , 8ª edição, vol. 7, ASM Handbook Committee American Society for Metals, Metals Park, Ohio, 44073, 1964.