

PROPRIEDADES MECÂNICAS DE LIGA NÍQUEL-CROMO UTILIZADA COMO BIOMATERIAL ODONTOLÓGICO¹

*André Rocha Pimenta²
Marília Garcia Diniz³
Carlos Antonio Freire Sanpaio⁴*

Resumo

Ligas de Ni-Cr são muito utilizadas para a fabricação de dispositivos odontológicos conhecidos como “pontes móveis” devido a sua excelente resistência à corrosão. Foram comparadas as propriedades mecânicas e aspectos referentes à fratura de uma liga Ni-Cr comumente utilizada em odontologia na situação conforme obtida por fundição em laboratórios de próteses e em duas condições diferentes: sem qualquer tratamento térmico e com tratamento térmico posterior. O objetivo do trabalho era conhecer melhor as propriedades da liga estudada e melhorar seu desempenho como biomaterial. Foram construídos corpos de prova da liga FITCAST- SB (Ni 61% – Cr 25% – Mo10,5% – Si 1,5% – Ti<1%, dados do fabricante) utilizando-se a técnica e equipamentos comumente usados em laboratórios de próteses. Foram realizados ensaios mecânicos de tração, além da utilização das técnicas de microscopia eletrônica de varredura (MEV), espectroscopia por dispersão de energia (EDS) e microscopia óptica para análise e comparação das amostras. Os corpos de prova testados apresentaram valores de limite de resistência e alongamento percentual superiores aos valores fornecidos pelo fabricante. Uma fractografia obtida de uma superfície fraturada revelou muitas estrias típicas de fratura por fadiga e a presença de “dimples” esféricos, típicos das fraturas dúcteis. Notou-se a presença abundante de microporos e dendritas de solidificação. Foi identificado um percentual de manganês em torno de 1,63% e uma possível presença de carbono foi considerada devido ao aspecto micrográfico obtido.

PALAVRAS CHAVES

Biomateriais; Tratamento térmico; Níquel

1- 6º ENEMET, 24 a 28 de julho de 2006, Rio de Janeiro.

2- Estudante de Engenharia Mecânica da UERJ

3- Orientadora do Projeto, Prof. Doutora da Faculdade de Engenharia da UERJ

4- Co-orientador do Projeto, Prof. Mestre do Faculdade de Odontologia da UERJ

1. INTRODUÇÃO

Várias ligas metálicas não ferrosas têm sido utilizadas para fabricação de próteses dentárias como biomateriais. A escolha destas ligas se baseia em sua excelente resistência à corrosão e uma boa resistência mecânica, além de não causarem danos ao organismo humano, tais como a liberação de elementos citotóxicos [1]

As ligas metálicas podem ser utilizadas sozinhas ou combinadas com outros materiais, geralmente porcelanas, por serem também resistentes e mais atrativas na repetição do formato e cor dos dentes naturais. 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 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 na escolha 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. [2]

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. Algumas destas ligas são à base de Níquel. Estas ligas apresentam propriedades mecânicas e químicas bastante favoráveis para a construção do referido sistema metal – cerâmico [2]

Os dispositivos odontológicos feitos de ligas à base de Níquel 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, o conhecido envelhecimento. Sabe-se que tal tratamento pode afetar o comportamento mecânico destas ligas e, portanto, sua resposta mediante os 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 níquel 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. [3]

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; o precipitado deverá 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. [4]

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. [5]

Existe grande importância na determinação de propriedades mecânicas de biomateriais. 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 teremos comportamentos bem diferentes quando a carga for aplicada de forma lenta e gradual ou se for aplicada de forma instantânea (impacto).

Dois propriedades mecânicas são muito importantes na seleção dos materiais: a resistência mecânica e a tenacidade. A resistência mecânica representa à capacidade de um material de suportar cargas estáticas e a tenacidade à energia absorvida pelo material até a sua ruptura.

Com o objetivo de comparar as propriedades mecânicas, aspectos referentes à fratura e também características metalúrgicas de uma liga Ni-Cr comumente utilizada em próteses odontológicas na situação conforme obtida por fundição em laboratórios de próteses e sem qualquer tratamento térmico versus a situação com um tratamento térmico posterior, espera-se conhecer mais sobre a referida liga, seu processo de fabricação e estrutura, com a finalidade de melhorar o seu desempenho como biomaterial.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O material utilizado no presente trabalho é uma liga de níquel, utilizada para fabricação de próteses odontológicas fixas, denominada comercialmente FIT-CAST SB. A composição química (% em peso) fornecida pelo fabricante é de 61% de Ni, 25% de Cr, 10,5% de Mo, 1,5% de Si e Ti < 1% [<http://www.talladium.com.br>].

Foram confeccionados quatro corpos de prova para os ensaios de tração.

Foram utilizados corpos de prova com 2,5mm de diâmetro, o menor permitido por norma, devido a limitações nos equipamentos de fundição de protéticos utilizados na confecção dos mesmos.

A Figura 1 mostra a geometria do corpo de prova de tração.

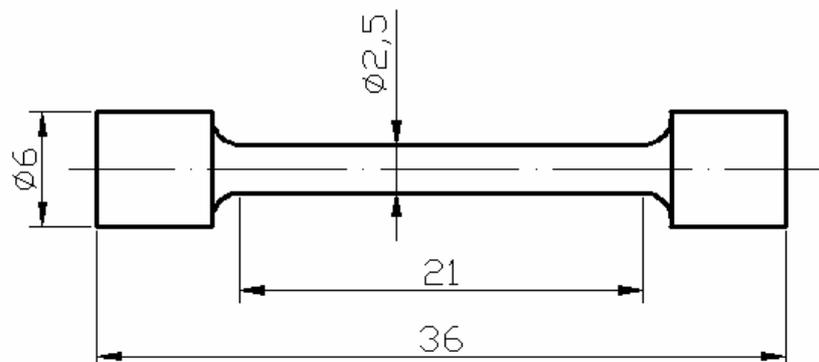


Figura 1. Desenho do corpo de prova.

O processo de fundição utilizado na confecção dos corpos de prova foi exatamente o mesmo que é comumente praticado na fabricação das próteses dentárias, no qual é confeccionado um molde de resina e a fundição é por centrifugação.

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.

Apenas um corpo de prova foi submetido a um tratamento de homogeneização permanecendo três horas a 1000 °C e com posterior resfriamento ao ar tranqüilo até a temperatura ambiente, seguido de um envelhecimento em duas etapas, a primeira com oito horas a 720 °C e a segunda com dezoito horas a 620 °C, entre as duas etapas não houve resfriamento a temperatura ambiente, apenas a temperatura do forno foi reduzida de 720 °C para 620 °C. O resfriamento, ao final das duas etapas, foi realizado ao ar tranqüilo até a temperatura ambiente.

Foi utilizado para os tratamentos térmicos um forno elétrico com capacidade para 1000 °C.

Os ensaios de tração foram realizados em uma máquina hidráulica com capacidade para seis toneladas.

Parte de um dos corpos de prova, após realização do ensaio de tração, foi embutido em resina para a obtenção de amostra metalográfica. Em seguida foi lixada em lixadeira automática seguindo a seqüência de granulometria das lixas 80, 220, 440 e 600. Ao final polimento com pasta de diamante na granulometria 1µm, 1/2 µm e 1/4 µm. Em seguida a amostra foi atacada com solução à base de ácido nítrico e fluorídrico. O ataque foi realizado em capela, devido à exalação de gases dos ácidos envolvidos, por um minuto e trinta segundos.

A observação da microestrutura foi feita em um microscópio óptico com captura digital de imagem através de uma câmera e software.

Uma das superfícies de fratura gerada pelo ensaio de tração foi analisada pela técnica de microscopia eletrônica de varredura (MEV, modelo KS400 ZEISS, operando a 20kV, DSM 960 e 80µA), onde também se determinou a composição química semi-quantitativa do material através da técnica de espectroscopia por dispersão de energia (“Electron Dispersive Spectroscopy” –EDS).

3. RESULTADOS

Entenda-se por: CP 1 – primeiro corpo de prova, que foi ensaiado sem ser submetido a tratamento térmico; CP 2 – segundo corpo de prova, que foi ensaiado sem ser submetido a tratamento térmico; CP 3 – terceiro corpo de prova, que foi ensaiado após ser submetido ao tratamento térmico de envelhecimento descrito no item 2.

A Tabela I apresenta os resultados obtidos nos ensaios de tração realizados para os corpos de prova sem tratamento térmico. A Tabela II apresenta os resultados obtidos para o único corpo de prova submetido ao tratamento térmico.

Tabela I – Resultados do ensaio de tração sem tratamento térmico.

	Diâmetro inicial (mm)	Resultado (kgf)	Limite de resistência (MPa)
CP 1	2,52	254	499,08
CP 2	2,50	240	479,15
Média	-----	247	489,12
Desvio Padrão	-----		

As Figuras 2, 3 e 4, apresentam os diagramas tensão (δ) x deformação (ϵ) obtidos para todos os ensaios de tração realizados.

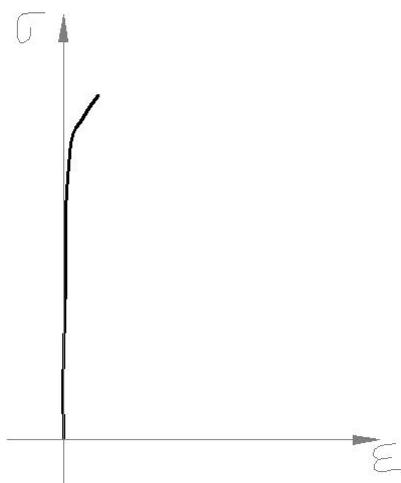


Figura 2 – Diagrama tensão x deformação CP 1.

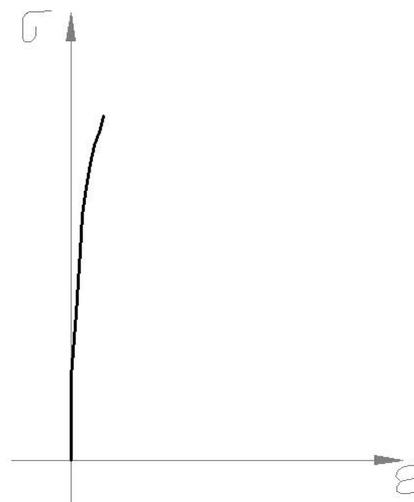


Figura 3 – Diagrama tensão x deformação CP 2.

Tabela II – Resultados do ensaio de tração com tratamento térmico.

	Diâmetro inicial (mm)	Resultado (kgf)	Limite de resistência (MPa)
CP 3	2,52	208	408,69

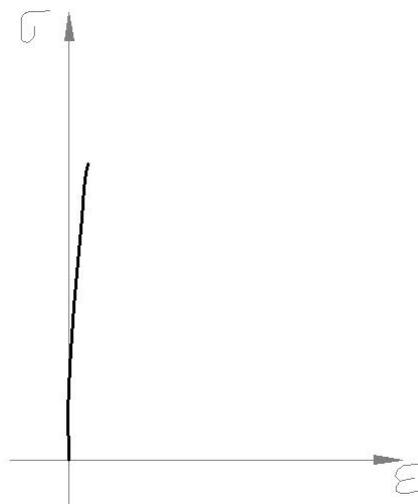


Figura 4 – Diagrama tensão x deformação CP 3.

Todas as imagens micrográficas foram obtidas da amostra retirada do CP 1, que não foi submetido a tratamento térmico. As Figuras 5 (a) e 5 (b) apresentam as micrografias obtidas para a liga de níquel estudada neste trabalho.

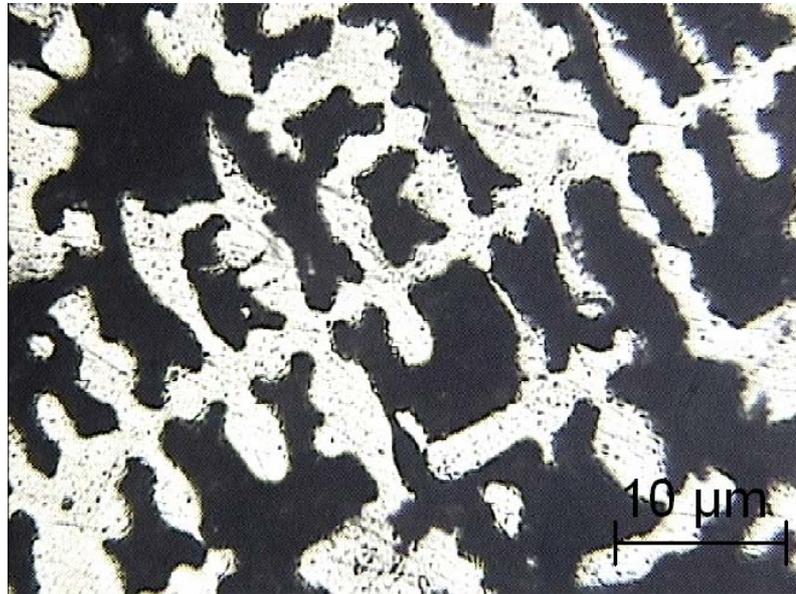


Figura 5 (a)– Aspecto micrográfico da liga FIT-CAST SB, CP 1, região 1, Ataque: HF + HNO₃ aumento: 50X

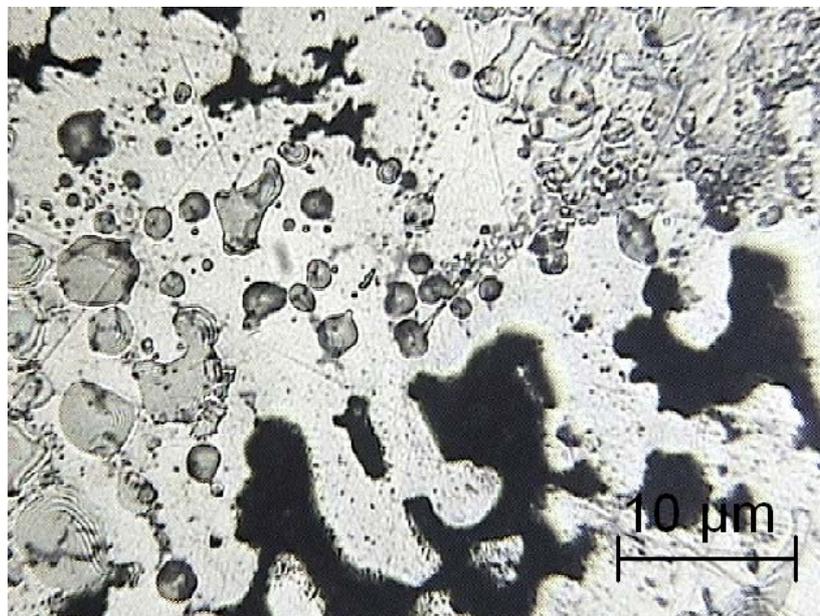


Figura 5 (b) – Aspecto micrográfico da liga FIT-CAST SB, CP 1, na região 2., Ataque: HF + HNO₃ aumento: 50X

Com o objetivo de analisar a superfície de fratura obtida no ensaio de tração foi utilizada a técnica de MEV no CP 1. As fractografias obtidas são apresentadas pelas imagens das Figuras 6,7 e 8.

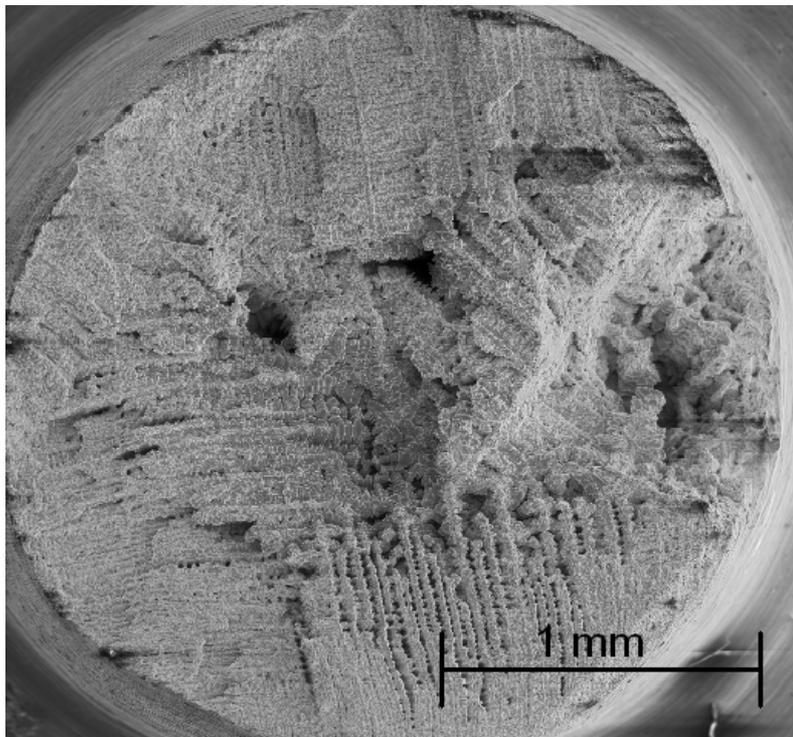


Figura 6 – Superfície da fratura do CP 1, 39X, elétrons secundários (SE).

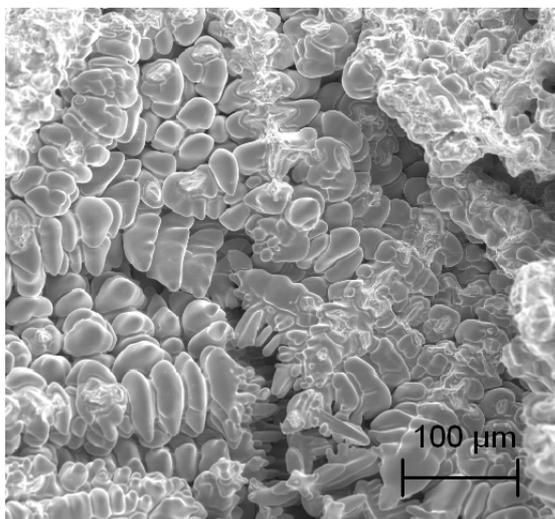


Figura 7 –CP1, região 1, 200X, SE.

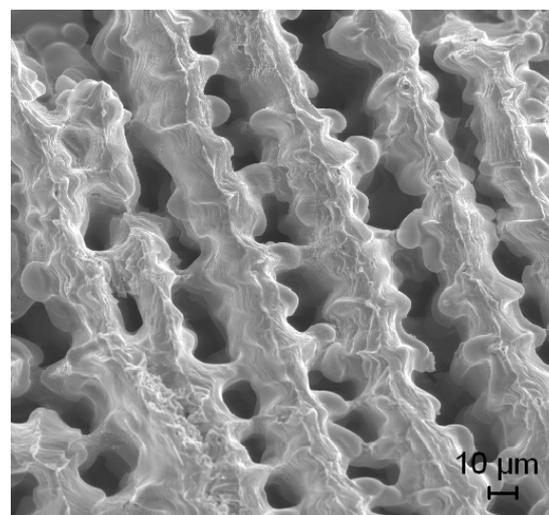


Figura 8 – CP1, região 2, 500x, SE.

4. DISCUSSÃO

Como pode ser observado na Tabela I, o material fundido e sem qualquer tratamento térmico possui uma resistência mecânica relativamente alta, maior do que a fornecida pelo fabricante. A análise de sua tenacidade ficou comprometida pelo tamanho reduzido do corpo de prova, que desfavorece a estrição. 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 centrifugas 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 e também impossibilitou 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. Assim, para a obtenção de mais informações se o material possui um comportamento frágil ou dúctil, foram obtidas imagens da superfície de fratura no MEV, que permitiu a análise de aspectos da situação da fratura.

A composição química (análise semi-quantitativa, % em peso) da liga em estudo, realizada, encontra-se na Tabela II.1

Tabela III – Análise química por espectroscopia

Elemento Químico	% em peso (amostra 1)	% em peso (amostra 2)	% em peso (Média)
Ni	65,56	63,12	64,34
Cr	23,74	21,47	22,61
Mo	7,17	8,79	7,98
Mn	1,63	4,85	3,24
Si	1,90	1,76	1,83

A presença de Mn foi detectada por espectroscopia por dispersão de energia no entorno de 1,63% e a possível presença do C foi considerada devido ao aspecto micrográfico obtido. Tais elementos não constam nas informações fornecidas pelo fabricante da liga utilizada.

A análise da fractografia obtida, revelou, conforme pode ser observado nas Figuras 6 a 8, a existência de uma significativa quantidade de microporos na estrutura fundida. Além disso, a presença de “dimples” esféricos associados à presença de estrias típicas de fratura por fadiga mostram que regiões de fratura dúctil apresentam-se de modo alternado à regiões com pontos de concentração de tensões gerados pela presença dos pequenos vazios que causaram o aspecto de superfície fraturada por fadiga.

A presença dos vazios na fundição pode ser atribuída às limitações do processo de fabricação na obtenção da espessura da peça fundida, que apesar de ser a mínima permitida por norma (2,5mm mais 1mm de sobremetal totalizando espessura de fundição de 3,5mm), ainda é cerca de 100% maior do que as próteses normais que costumam ter cerca de 2mm nas partes mais espessas. Caso o processo de fundição utilizado pelos protéticos em geral promova a presença destes mesmos microvazios entre dendritas de solidificação nas próteses de uso em geral, as propriedades mecânicas das peças estarão comprometidas.

A Figura 5 (a) apresenta uma estrutura típica de fundição onde uma matriz rica em níquel apresenta-se com carbeto precipitados em forma dendrítica, porém a Figura 5 (b) revela que esses prováveis carbeto estão distribuídos de modo heterogêneo na fase rica em níquel. .

O tratamento térmico que teve como objetivo obter uma estrutura mais homogênea e de maior resistência mecânica, com carbeto menores e mais homogêneamente dispersos na matriz, não atingiu seu objetivo, pois quando os valores da Tabela I são comparados com os da Tabela II, nota-se uma redução de 17% na resistência mecânica após o tratamento térmico de envelhecimento proposto. Como o aspecto da distribuição dos carbeto após o tratamento térmico realizado não foi ainda obtido, pode-se concluir que se estes últimos estiverem em menores tamanhos e melhor distribuídos pela fase matriz rica em níquel, a presença acentuada de vazios na estrutura de fundição, por falha no processo de fabricação do CP testado, pode ter causado a falha prematura do material e que, portanto, apresentou um menor limite de resistência. Do contrário o tratamento térmico proposto deverá ser alterado em seus valores de tempo e/ ou temperaturas.

5. CONCLUSÃO

O tratamento térmico proposto promoveu uma redução apreciável na resistência mecânica do material, conforme pode ser observado pelo valor da resistência mecânica obtida pelo ensaio de tração. Pode-se concluir que a ductilidade do material aumentou, o que mostrou a ineficácia do tratamento térmico ora proposto, muito embora este fato não seja observado no diagrama tensão x deformação do CP 3 (Figura 4). Isto pode ser explicado devido a grande quantidade de vazios existentes no interior do corpo de prova que provocaram a diminuição de área resistente e fizeram o material falhar de modo prematuro. A presença de inúmeros microvazios foi provocada pelo processo de fundição utilizados. Espera-se que as peças de próteses reais, por serem menos espessas que os corpos de prova testados não apresentem a mesma quantidade de vazios e outras falhas típicas de processo de fabricação por fundição, o que provavelmente faria com que a prótese depois do tratamento térmico apresentasse maior resistência mecânica, com carbeto finamente distribuídos de modo mais homogêneo..

São necessários mais testes para a confirmação destes resultados, incluindo análises com próteses reais para observação da possível presença de carbeto, microvazios oriundos durante o processo de solidificação da liga e etc.

AGRADECIMENTOS

Ao Laboratório de Engenharia Mecânica da UERJ, pela realização dos ensaios e tratamentos.

Aos Técnicos do Laboratório da UERJ, pelo incentivo ao trabalho.

Ao meu pai e amigo, Paolucci pelo constante incentivo na minha profissão.

ABSTRACT

Ni-Cr alloys are very used in the production of odontology devices known as "movable bridges" for their excellent corrosion resistance. The mechanical properties and aspects regarding to the fracture of a Ni-Cr alloy commonly used in odontology in the situation as obtained by foundry in prostheses laboratory and in two different conditions were compared: without any thermal treatment and with a subsequent thermal treatment. The objective of the work is to know the alloy properties better and to improve its performance as a biomaterial. Specimen of FITCAST - SB alloy (Ni 61% - Cr 25% - Mo10,5% - Si 1,5% - Ti<1%, the manufacturer's data) were built, using the technique and equipments commonly used in prostheses laboratory. Traction test were done, besides the use of the techniques of electronic microscopia of sweeping (MEV), espectroscopia for dispersion of energy (EDS) and optical microscopy for analysis and comparison of the samples. Specimen presented values of rupture strength and strain (%) higher then the ones supplied by the manufacturer. A fractografia obtained from a fractured surface revealed many grooves normally found in fatigue fractures and the presence of spherical "dimples", normally found in ductile fractures. An abundant presençe of microporos and solidification dendrites were observed. About 1,63% of manganês was identified and a possible presence of carbon was considered due to the micrographic aspect obtained.

KEY-WORDS

Biomaterial, Nickel, thermal treatment

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICA

- [1] Handbook of Biomaterials Evaluation, Andreas F. Von Recum, editor, 2^a edição, Taylor & Francis, London, 1999.
- [2] Medical and Dental Materials, Willians, D. F., VCH Publishers Inc., New York, USA, 1992.
- [3] Fractography of Modern Engineering Materials: Composites and Metals, Second Volume, John Masters and Leslie N. Gilbertson, editors, ASTM Publication, Philadelphia, 1993.
- [4] The Science and Engineering of Materials, Donald R. Askeland, 3^a edição, International Thompson Publishing, Boston, 1994.
- [5] Biocompatibility, Silver, F. & Doillon, C., VCH Publishers Inc., New York, USA, 1989