

ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DAS LIGAS Ti-8Nb-13Zr E Ti-18Nb-13Zr PARA APLICAÇÃO COMO BIOMATERIAL

H.M. da Silva^{1*}; S.G. Schneider¹, C. de Moura Neto²

¹ Faculdade de Engenharia Química de Lorena – Departamento de Engenharia de Materiais

² Instituto Tecnológico de Aeronáutica – Divisão de Engenharia Mecânica - Aeronáutica

Palavras-chave: Biomateriais, Ligas Ti-β, Propriedades mecânicas

RESUMO

Titânio puro e suas ligas são os materiais mais atrativos para aplicações biomédicas. No entanto, pesquisas recentes estão direcionadas à ligas Ti-β, por apresentarem menor módulo de elasticidade. Este trabalho apresenta o estudo do comportamento mecânico das ligas Ti-8Nb-13Zr e Ti-18Nb-13Zr. Estas ligas foram produzidas partindo-se de uma fusão a arco seguida de tratamentos térmico-mecânicos. Por meio de microscopia óptica avalia-se a microestrutura das ligas nas condições como fundida e forjada. A caracterização mecânica das ligas forjadas consiste de ensaios mecânicos de tração e microdureza. Verificou-se que o comportamento mecânico das ligas está relacionado com a variação do percentual de Nb.

ABSTRACT

Pure titanium and its alloys are the most attractive materials for biomedical applications. However, recent researches are directed to β-Ti alloys because they can exhibit an elastic modulus lower than others alloys. This work describes the study of the mechanical behavior of the Ti-8Nb-13Zr and Ti-18Nb-13Zr alloys. These alloys have been produced using arc melting and thermo-mechanical processing. Microstructural analyses of the materials in the as-cast and swaged conditions are performed using light microscopy. Mechanical characterization of these alloys is based on tensile and hardness tests. Mechanical behavior of the alloys has a relation with the variation of the percentage of Nb.

1. INTRODUÇÃO

O uso do titânio e suas ligas como biomaterial tem aumentado devido ao baixo módulo de elasticidade, maior biocompatibilidade e melhor resistência à corrosão comparado aos materiais convencionais, aços inoxidáveis e ligas de cobalto. A liga Ti-6Al-4V (do tipo α+β) tem sido a principal liga de titânio utilizada com este propósito. Entretanto, outras ligas foram desenvolvidas, devido ao problema de toxicidade dos elementos Al e V, além do valor do módulo de elasticidade (110 a 114 GPa), ainda alto comparado ao osso (17 a 35 GPa) [1-3].

Dentre as ligas de titânio desenvolvidas, as do tipo β apresentam menores módulos de elasticidade, maior relação resistência/peso e peso específico ligeiramente superior

dentre as ligas de titânio [4]. Apesar de possuírem mais vantagens que desvantagens, as ligas titânio β ainda têm uma participação inexpressiva no mercado de ligas de titânio, do qual a liga Ti-6Al-4V(α+β) responde por 65%. As razões para isso são diversas, mas provavelmente inclui o custo relativamente mais elevado e a insuficiência de dados para projetos das ligas titânio β [5].

Os estudos realizados por Okazaki et al (1993), envolvendo os sistemas Ti-Zr-Nb-Ta-Pd e Ti-Sn-Nb-Ta-Pd, mostram o efeito da adição de estabilizadores β e de outros elementos diferentes do Al e V na microestrutura e nas propriedades mecânicas de ligas à base de titânio. Verifica-se que, para o sistema Ti-Zr, a variação da adição de Nb não causa uma alteração significativa no limite de resistência, no limite de escoamento, no alongamento e na redução em área. Verifica-se, também, como esperado, que os elementos Nb e Ta atuam como estabilizadores da fase β e formam soluções sólidas homogêneas, enquanto que Zr atua como elemento neutro para formar soluções sólidas homogêneas nas fases α e β [6].

O presente trabalho tem como objetivo apresentar o comportamento mecânico das ligas Ti-8Nb-13Zr e Ti-18Nb-13Zr visando avaliar a aplicabilidade destas em implantes médico-odontológicos.

2. METODOLOGIA

As ligas Ti-8Nb-13Zr e Ti-18Nb-13Zr (% em peso), foram obtidas utilizando-se forno a arco com cadinho de cobre refrigerado a água com capacidade de aproximadamente 140 g, sob atmosfera de argônio. Foram utilizados metais de pureza comercial na forma de chapas dos elementos Ti, Nb e Zr. Inicialmente, as chapas foram cortadas e decapadas (HF e HNO₃) e posteriormente pesadas nas proporções desejadas, para ambas as ligas. A fusão ocorreu em três etapas, com oito passes cada, e após cada uma o lingote foi virado com o objetivo de se obter ligas de composição e microestrutura homogêneas. A corrente de fusão foi mantida a 400 A sob uma pressão de argônio de 150 Torr.

Após a fusão, os lingotes (φ ≈ 18,0 mm e comprimento de 140,0 mm) foram decapados e encapsulados a vácuo em tubo de quartzo. A seguir, foram submetidos a tratamento térmico a 1000°C/1 h e resfriados em água, para posterior forjamento rotativo a frio até o diâmetro final de 6,0 mm (redução em área de 89%).

* e-mail: marques.helena@bol.com.br

As barras obtidas, após forjamento, foram encapsuladas e tratadas termicamente a 900°C/30 min e resfriadas em água. Para caracterização microestrutural das ligas utilizou-se um microscópio óptico Leica DMIRN com câmera digital SCC-131 acoplada e programa de aquisição de imagens Leica Qwin. As amostras analisadas foram preparadas empregando-se técnicas convencionais para análise metalográfica e ataque químico com a solução “Kroll” modificada (3ml HF + 8ml HNO₃ + 100ml H₂O) para revelar a microestrutura [7].

A caracterização mecânica foi realizada em um sistema servo-hidráulico com atuador axial da MTS, modelo 810.23M, com capacidade de 250kN. Foram realizados cinco ensaios de tração, para cada liga. Os corpos-de-prova de tração foram produzidos seguindo a norma ASTM E8, como mostra a Figura 1. Foram feitas também medidas de microdureza Vickers (mínimo de 20 medidas em cada amostra) utilizando-se equipamento Micromet 2004, sendo a carga adotada de 100g e tempo de 20 segundos.

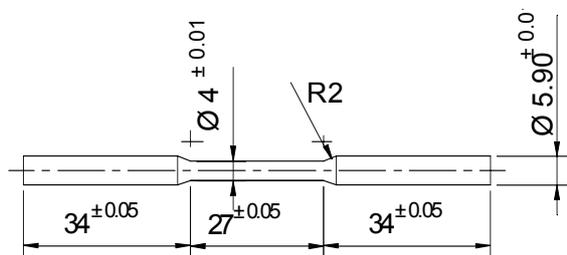


Figura 1 - Forma e dimensões dos corpos-de-prova de tração.

3. RESULTADOS

A rota de processamento das ligas, descrita anteriormente, permite a obtenção de uma microestrutura homogênea matensítica α' . As Figuras 2 e 3 representam microestruturas das ligas Ti-8Nb-13Zr e Ti-18Nb-13Zr, após tratamento de recristalização (900°C/30min), respectivamente.

Nota-se que o tamanho médio dos grãos é similar para as duas ligas estudadas. Entretanto, percebe-se que a microestrutura é mais fina para a liga Ti-8Nb-13Zr, com base nas fases presentes.

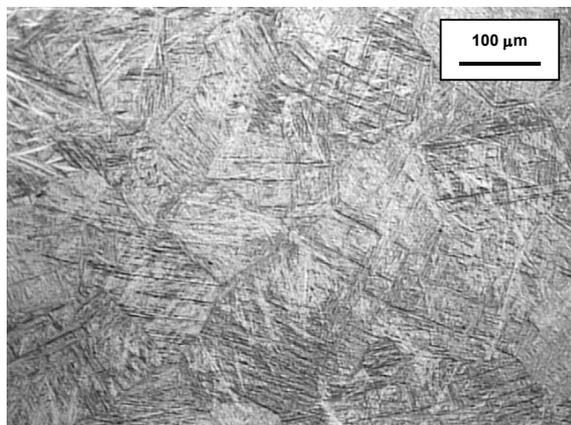


Figura 2 – Microestrutura da liga Ti-8Nb-13Zr após tratamento de recristalização.

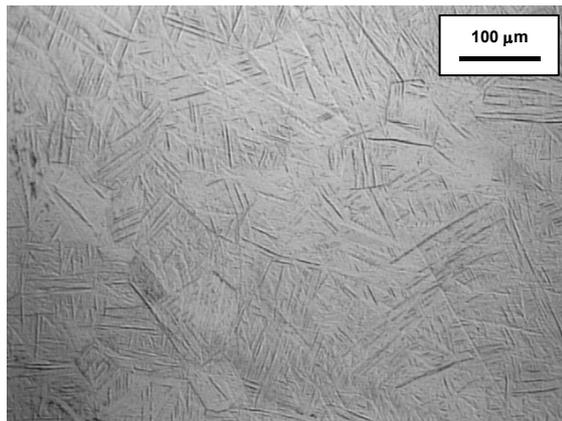


Figura 3 – Microestrutura da liga Ti-18Nb-13Zr após tratamento de recristalização.

As Figuras 4 e 5 representam as curvas tensão x deformação obtidas dos ensaios de tração para cinco corpos-de-prova na condição forjado e tratado a 900°C por 30 minutos e resfriado em água para as ligas Ti-8Nb-13Zr e Ti-18Nb-13Zr, respectivamente.

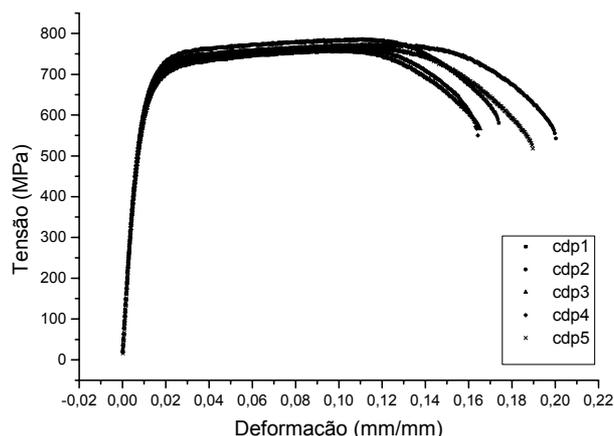


Figura 4 - Curvas tensão x deformação para a liga Ti-8Nb-13Zr.

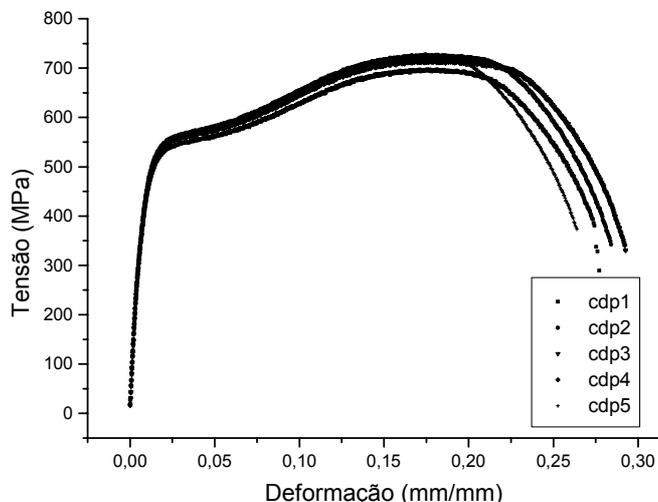


Figura 5 - Curvas tensão x deformação para a liga Ti-18Nb-13Zr.

A Tabela 1 apresenta as propriedades mecânicas em tração para as ligas em estudo.

Tabela 1 – Propriedades mecânicas para as ligas Ti-8Nb-13Zr e Ti-18Nb-13Zr.

Propriedades Mecânicas	Ti-8Nb-13Zr	Ti-18Nb-13Zr
Limite de resistência (MPa)	768,73 ± 8,78	715,55 ± 9,02
Limite de escoamento (MPa)	553,80 ± 21,97	416,59 ± 24,58
Módulo de elasticidade (GPa)	85,85 ± 0,87	69,60 ± 0,72
Redução em área (%)	50,14 ± 3,69	68,49 ± 11,07
Alongamento (%)	17,08 ± 1,34	26,83 ± 11,07

Os resultados obtidos com relação ao limite de resistência, redução em área e alongamento não apresentam uma variação significativa, estando em conformidade com a literatura [6]. A liga com 8% de Nb apresenta um maior valor para o limite de escoamento e menor valor de módulo de elasticidade, comparada à liga com 18% de Nb, fato que favorece a aplicação da liga Ti-18Nb-13Zr como biomaterial.

É importante lembrar que as características de deformação de um metal não são corretamente indicadas pelo estudo da curva tensão-deformação de engenharia, já que a mesma é baseada nas dimensões originais do corpo de prova, e na realidade estas dimensões se alteram durante o ensaio. A tensão real é definida como sendo o quociente entre a carga em qualquer instante e a área de seção transversal do corpo – de - prova no mesmo instante. Sendo assim, tensão real (σ_r) e deformação real (δ) podem ser descritas como [8]:

$$\begin{aligned}\sigma_r &= \sigma(1 + \varepsilon), \\ \delta &= \ln(1 + \varepsilon),\end{aligned}\quad (1)$$

em que: σ é a tensão, ε é a deformação convencional. A curva tensão real x deformação real é descrita pela seguinte equação [8]:

$$\sigma_r = K\delta^n, \quad (2)$$

em que: K é o coeficiente de resistência, n é o coeficiente de encruamento.

No entanto, as ligas em estudo não apresentam um coeficiente de encruamento constante na zona plástica; logo, o tratamento dos dados seguindo a teoria descrita, quanto à tensão real, não representaria o comportamento das ligas. Assim, recomenda-se que seja realizado um estudo complementar com o objetivo de encontrar um modelo teórico mais apropriado ao comportamento encontrado nas curvas de tensão-deformação.

Os valores de microdureza Vickers para as ligas Ti-8Nb-13Zr e Ti-18Nb-13Zr, na condição de estrutura bruta de fusão., são 260 e 270 HV, respectivamente, enquanto que na condição de forjada recristalizada (900°C/30min), os valores para as ligas Ti-8Nb-13Zr e Ti-18Nb-13Zr são 270 e 230

HV, respectivamente. Comparando-se estes últimos valores, nota-se que a liga Ti-8Nb-13Zr apresenta maior valor de microdureza que a liga Ti-18Nb-13Zr. Este fato pode estar diretamente relacionado com a morfologia das ligas, pois a liga Ti-8Nb-13Zr apresenta microestrutura mais fina, originando então mais barreiras para o material, que dificultam o escorregamento planar.

4. CONCLUSÕES

A rota de processamento das ligas Ti-8Nb-13Zr e Ti-18Nb-13Zr (% em peso), permite a obtenção de uma microestrutura homogênea martensítica α' .

As propriedades mecânicas convencionais, limite de resistência, alongamento e redução em área, das ligas não sofrem uma variação em função da mudança do percentual de nióbio. Quanto às outras propriedades mecânicas (limite de escoamento e módulo de elasticidade) verifica-se que o aumento de Nb causa uma diminuição significativa: 550 para 415 MPa e 85 para 70 GPa, respectivamente. Dos valores de microdureza obtidos para as ligas, considerando a mesma condição de tratamento térmico-mecânico, observa-se que os valores de microdureza são maiores para a liga com menor percentual de nióbio. Do comportamento mecânico em tração das ligas, obtidas por esta rota de processamento, comprova-se que estas são adequadas para aplicação como biomaterial.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. GEETHA, M.; SINGH, A.K.; MURALEEDHARAN, K.; GOGIA, A.K.; ASOKAMANI, R., Effect of thermomechanical processing on microstructure of a Ti-13Nb-13Zr alloy. *Journal of Alloys and Compounds*, v.329, p264-271, 2001.
2. NIINOMI, M., Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering A*, v.243, p.231-236, 1998.
3. ZAVAGLIA, C.A.C., Aplicações de biomateriais em próteses ortopédicas. Campinas, 1993. Tese (Livre Docência) – Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).
4. ANKEM, S.; GREENE, C.A., Recent developments in microstructure/property relationships of beta titanium alloys. *Materials Science and Engineering A*, v.263, p. 127-131, 1999.
5. BANIA, P.J. Beta titanium alloys and their role in the titanium industry. *Journal of Metals*, v.46, n.7, p.16-19, 1994.
6. OKAZAKI, Y.; ITO, Y.; ITO, A.; TATEISHI T., Effect of alloying elements on medical properties of titanium alloys for medical implants. *materials transactions*, v.34, p. 1217-1222, 1993.
7. DAVIDSON, J.A.; MISHRA, A.K; KOVASC, P.; POGGIE, R.A., New surface-hardened, low-modulus, corrosion-resistant Ti-13Nb-13Zr alloy for total hip arthroplasty. *Bio-Medical Materials and Engineering*, v. 4, p.231-243, 1994.
8. SOUZA, S.A., *Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos*. 5ed. São Paulo: Edgar Blücher, 1990.