

ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DA LIGA Ti-41,1Nb-7,1Zr PARA APLICAÇÃO COMO BIOMATERIAL

Sandra Giacomini Schneider

Faculdade de Engenharia Química de Lorena – FAENQUIL

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAR, Polo Urbo Industrial – Gleba AI6, Mondesir – Lorena, SP - C.P. 116 – CEP 12600-000 – sandra@demar.fauenquil.br

Helena Marques da Silva

Instituto Tecnológico de Aeronáutica – ITA

Pça Marechal do Ar Eduardo Gomes, 50, Vila das Acácias, São José dos Campos – SP, CEP 12228-904 - helenam@ita.br

Sergio Schneider

Faculdade de Engenharia Química de Lorena – FAENQUIL

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAR, Polo Urbo Industrial – Gleba AI6, Mondesir – Lorena, SP - C.P. 116 – CEP 12600-000 – sergiosch@demar.fauenquil.br

Miguel Justino Ribeiro Barboza

Faculdade de Engenharia Química de Lorena – FAENQUIL

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAR, Polo Urbo Industrial – Gleba AI6, Mondesir – Lorena, SP - C.P. 116 – CEP 12600-000 – mbarbosa@demar.fauenquil.br

Fabiana Malvisi

Faculdade de Engenharia Química de Lorena – FAENQUIL

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAR, Polo Urbo Industrial – Gleba AI6, Mondesir – Lorena, SP - C.P. 116 – CEP 12600-000 - fab_i_malvisi@zipmail.com.br

Resumo - O Titânio e algumas de suas ligas são atualmente biomateriais dominantes devido a sua boa biocompatibilidade. Dentre essas ligas de Ti destacam-se aquelas classificadas como Ti-**b**, por apresentarem o menor módulo de elasticidade, além de propriedades físicas e químicas adequadas. Das ligas estudadas por Niinomi (1998), a liga Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr, do tipo Ti-**b**, apresenta o menor módulo de elasticidade, importante nas aplicações dessa natureza. Neste trabalho, a liga Ti-41,1Nb-7,1Zr foi produzida como uma variação da liga Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr, substituindo-se a quantidade atômica de Ta por Nb. O material foi obtido em forma de barras com diâmetro de 6mm segundo uma rota de processamento que compreende a fusão a arco em atmosfera de argônio, tratamento térmico de solubilização, conformação plástica a frio e tratamento térmico de recristalização. A caracterização inicial do material foi feita por meio de avaliação microestrutural e ensaios de microdureza. Dos ensaios de tração à temperatura ambiente foram obtidas as propriedades mecânicas convencionais. Foi realizado estudo frutográfico via MEV das amostras ensaiadas, com objetivo de se determinar os principais micromecanismos de fratura.

Palavras-chave: biomaterial, liga Ti-Nb-Zr, propriedade mecânica.

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, dentre os vários metais utilizados como material para implantes cirúrgicos, a exemplo do aço inox AISI 316L e ligas Co-Cr, destaca-se o aumento significativo do emprego de ligas à base de Ti com ênfase para a liga Ti-6Al-4V ELI (Extra Low Interstitial) (Okazaki, 2001). Contudo, a dissolução de Al e V observada em ensaios de desgaste em meio fisiológico conduziu a restrições ao uso extensivo desta liga (Khan, 1999 e Morant, 2003). Tendo em vista que, os íons Al e V apresentam citotoxicidade a partir de uma concentração $\geq 0,2$ ppm, e que a ocorrência do mal de Alzheimer tem sido associada à presença do Al, novas ligas de Ti sem a adição desses elementos vêm sendo desenvolvidas para aplicação em implantes médicos (Zardiackas, 1996).

Com base nos resultados de citotoxicidade e na relação entre biocompatibilidade e resistência de polarização de metais puros e materiais de implante cirúrgico apresentados por Kawahara (1963) e Steimemann (1980), os elementos Ti, Nb, Ta e Zr foram selecionados para projetos de novas ligas de Ti tipo β com baixo módulo de elasticidade, maior resistência mecânica e maior resistência a corrosão (Kuroda, 1998; Okazaki, 2001 e Geetha, 2004). A Tab. (1) mostra as propriedades físicas destes elementos (<http://nautilus.fis.uc.pt>, 2004).

Tabela 1. Propriedades físicas dos elementos Ti, Nb, Ta e Zr (<http://nautilus.fis.uc.pt>, 2004).

Elemento	Temperatura de Fusão (°C)	Massa específica (g.cm ⁻³)	Raio atômico (pm)	Massa atômica (g.mol ⁻¹)
Titânio	1660	4,5	144,8	47,9
Nióbio	2468	8,6	142,9	92,9
Tântalo	2996	16,7	143,0	180,9
Zircônio	1852	6,5	155,0	91,2

Dentre as ligas de Ti utilizadas para aplicação como material de implante cirúrgico, mostradas na Tab. (2), destacam-se aquelas desenvolvidas especificamente com este objetivo (Niinomi, 1998).

Observando os valores das propriedades mecânicas das ligas de Ti (α , $\alpha+\beta$ e β), nota-se que o limite de resistência encontra-se entre 500 e 1000 MPa e o alongamento em torno de 10 e 20%, estando dentro de valores considerados satisfatórios para aplicações cirúrgicas (Niinomi, 1998).

Os módulos de elasticidade dos biomateriais mais usados como o aço inoxidável e as liga de Co-Cr correspondem a 206 e 240 GPa, respectivamente. As ligas de Ti, apresentadas na Tab. (2), possuem valores menores referentes aos módulos de elasticidade, destacando as ligas Ti- β , cujos módulos encontram-se na faixa de 55 a 80 GPa (Kuroda, 1998). Porém, estes valores são ainda inadequados quando comparado ao do osso que se encontra na faixa 17 a 35 GPa, obtido por meio do ensaio de tração (Zavaglia, 1993).

As ligas Ti- β apresentam as maiores relações resistência/peso dentre todas as ligas de titânio, embora possuam também densidades ligeiramente superiores às demais ligas. Geralmente elas apresentam menores valores do módulo de elasticidade, condição desejável no caso de aplicações biomédicas. Apesar de algumas vantagens, as ligas Ti- β ainda têm uma participação inexpressiva no mercado de ligas de titânio, do qual a liga Ti-6Al-4V ($\alpha+\beta$) responde por 65%, sendo um dos fatores prováveis o custo relativamente mais elevado e a insuficiência de dados disponíveis na literatura (Bania, 1994). É de grande interesse, portanto, o estudo do comportamento mecânico desses materiais, relacionando-o à microestrutura e ao processamento termo-mecânico (Tang, 2000 e Kobayashi, 1998).

Dentre as ligas de Ti do tipo β , a liga Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr merece atenção por apresentar menor módulo de elasticidade (55 GPa) (Niinomi, 1998).

Tabela 2. Ligas de Ti desenvolvidas para aplicação como material de implante cirúrgico (Niinomi, 1998).

DENOMINAÇÃO	TIPO	Limite de Resistência (MPa)	Limite de Escoamento (MPa)	Alongamento (%)	Módulo de elasticidade (GPa)
Ti puro grau 1	α	240	170	24	102,7
Ti puro grau 2	α	345	275	20	102,7
Ti puro grau 3	α	450	380	18	103,4
Ti puro grau 4	α	550	485	15	104,1
Ti-6Al-4V ELI	$\alpha+\beta$	860-965	795-875	10-15	101-110
Ti-6Al-4V	$\alpha+\beta$	895-930	825-869	6-10	110-114
Ti-6Al-7Nb *	$\alpha+\beta$	900-1050	880-950	8,1-15	114
Ti-5Al-2,5Fe *	$\alpha+\beta$	1020	895	15	112
	rica em β				
Ti-5Al-3Mo-4Zr *	$\alpha+\beta$	925-1080	820-930	15-17	110
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0,2Pd *	$\alpha+\beta$	860-1109	790	21-10	89-103
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0,2Pd *	$\alpha+\beta$	715-919	1020	28-18	94-99
Ti-13Nb-13Zr *	próximo β	973-1037	836-908	10-16	79-84
	β				
Ti-12Mo-6Zr-2Fe *	β	1060-1100	1000-1060	18-22	74-85
Ti-15Mo *	β	874	544	21	78
Ti-16Nb-10Hf *	β	851	544-736	10	81
Ti-15Mo-5Zr-3Al	β	852-1100	838-1060	25-22	80
Ti-15Mo-2,8Nb-0,2Si *	β	979-999	945-987	16-18	83
Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr *	β	596,5	547,1	19	55,0
Ti-29Nb-4,6Zr *	β	911	864	13,2	80

Onde * refere-se as ligas desenvolvidas para aplicação biomédica.

O Nb e o Ta, são estabilizadores da fase β nas ligas de Ti, atuando na formação de uma solução sólida homogênea, enquanto o Zr age como elemento neutro na formação de solução sólida nas fases α e β (Bania, 1994 e Okazaki, 1993).

Estudos realizados sobre o sistema Ti-Nb-Ta-(Zr), demonstram que as transformações de fases são sensíveis à taxa de resfriamento e a composição química. A Fig. (1) ilustra uma representação esquemática do diagrama de transformação de resfriamento contínuo para ligas quaternárias contendo aproximadamente 7% em peso em Zr (Tang, 2000). O elemento Zr aumenta a estabilidade da fase β evitando a formação da martensita α' após resfriamento ao ar, conduzindo a temperatura do início de transformação martensítica (M_s) abaixo da temperatura ambiente.

Considerando que os elementos Ta e Nb possuem o mesmo raio atômico, o tântalo pode ser substituído pelo nióbio na liga Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr (% em peso), de modo que a nova liga Ti-41,1Nb-7,1Zr (% em peso) torna-se mais promissora, já que o nióbio possui menor densidade, menor temperatura de fusão e custo mais baixo, da ordem de 9 vezes menor que do tântalo.

Neste trabalho serão realizados estudos preliminares das propriedades mecânicas da liga Ti-41,1Nb-7,1Zr, como uma variação da composição da liga Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr, mantendo-se o Zr fixo e substituindo o Ta por Nb (em % atômico). A liga será produzida a partir dos elementos Ti, Nb e Zr de pureza comercial, pelo processo de fusão em forno a arco, seguido de tratamentos térmicos e forjamento rotativo a frio.

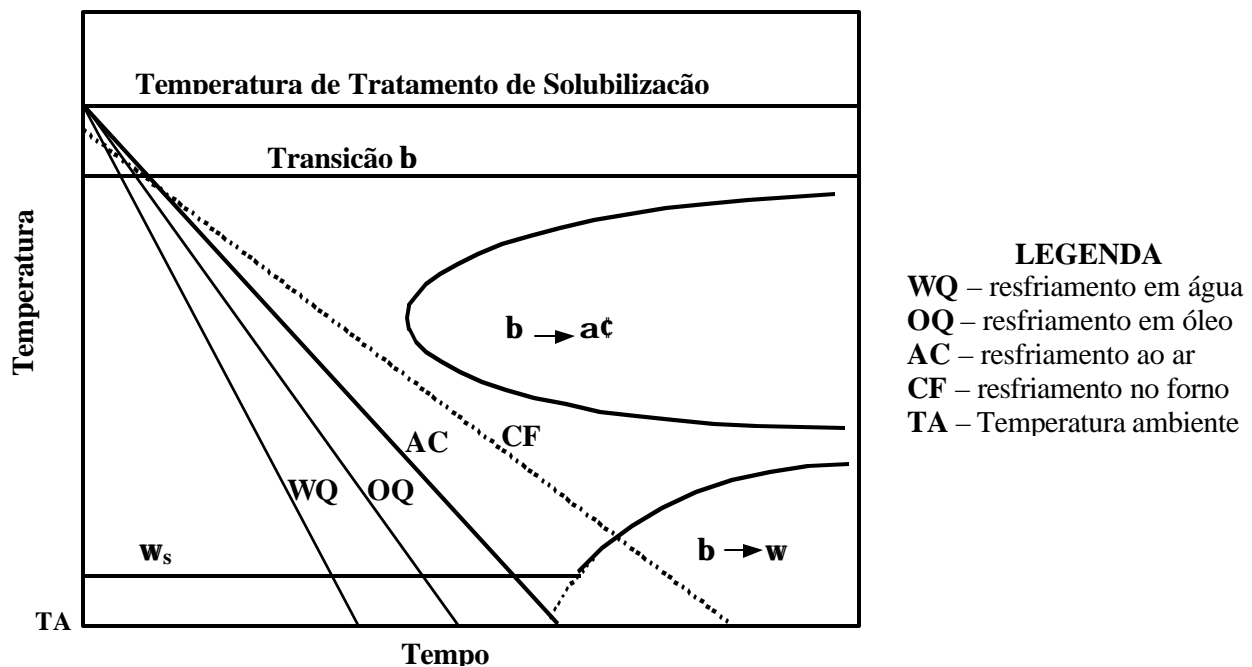


Figura 1. Representação esquemática do diagrama de transformação de resfriamento contínuo para ligas Ti-Nb-Ta-(Zr), contendo aproximadamente 7% em peso em Zr (Tang, 2000).

2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

2.1. Obtenção da Liga Ti-41,1Nb-7,1Zr

A liga Ti-41,1Nb-7,1Zr foi produzida em forno a arco com eletrodo não consumível de tungstênio em atmosfera de argônio. Como material de partida, foram empregadas chapas de Ti, Nb e Zr, de pureza comercial, previamente cortadas e decapadas em meio ácido (HF e HNO₃). Foram obtidos lingotes de 140g e para garantir sua homogeneidade foram realizados múltiplos passes.

2.2. Processamento Termo-Mecânico

Os lingotes foram decapados e encapsulados a vácuo em tubos de quartzo, passando em seguida por um tratamento de homogeneização (1000°C/2 h, resfriamento em água). Na sequência o material foi forjado a frio com 89% de redução em área atingindo um diâmetro de 6mm, e conduzido à três condições diferentes de tratamento térmico: 900°C/1h, 1000°C/1h e 1000°C/2h, todas seguidas de resfriamento em água, com o objetivo de recuperar suas características iniciais.

2.3. Caracterização microestrutural e mecânica

Foram retiradas amostras do material nas condições solubilizada e recristalizada para análise microestrutural por microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e microdureza Vickers. Após avaliar a melhor condição de tratamento térmico de recristalização, foram realizados de ensaios de tração para caracterização mecânica.

2.4. Procedimentos para os Ensaios de Tração

Corpos-de-prova de tração foram confeccionados segundo a norma ASTM E8. Os ensaios mecânicos foram realizados com atuador sevo-hidráulico da MTS, modelo 810-23M, com capacidade de 250kN. Para controlar a deformação durante os ensaios foi empregado extensômetro adequado a tração MTS mod. 634.12F21.

3. RESULTADOS

A microestrutura obtida a partir do tratamento de solubilização do lingote ($1000^{\circ}\text{C}/2\text{h}$ e resfriado em água) apresenta-se, conforme mostra a Fig.(2), constituída de uma matriz dendrítica contendo precipitados. Com base na discussão da Fig.(1) e considerando o tipo de resfriamento empregado acredita-se que os precipitados sejam do tipo ω (ortorrômbica). Não sendo observada a formação martensítica α' (Tang, 2000 e Geetha, 2001).

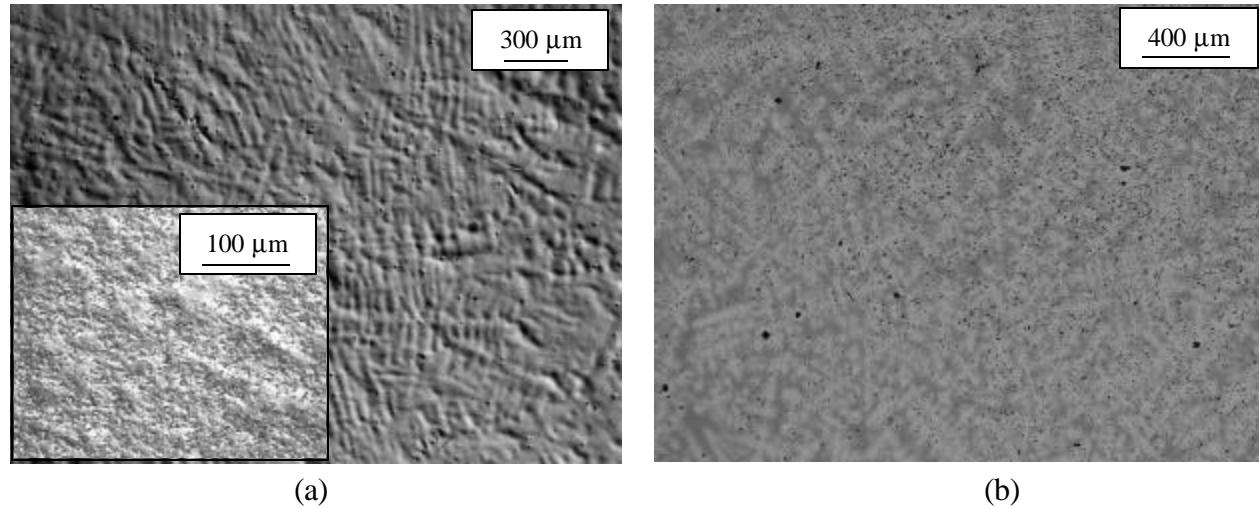


Figura 2. Lingote solubilizado a $1000^{\circ}\text{C}/2\text{h}$ resfriado em água: (a) microscopia óptica e (b) microscopia eletrônica de varredura (MEV).

A Fig.(3) representa a microestrutura do material forjado a frio, com redução em área de 89%, após tratamento térmico de recristalização em duas condições: (a) $900^{\circ}\text{C}/1\text{h}$ resfriada em água e (b) $1000^{\circ}\text{C}/1\text{h}$ resfriada em água. Observa-se que a fase ω não se encontra evidente, e que as marcas devido ao processo de acomodação da deformação imposta ao material encontram-se ainda presentes, indicando que a recristalização não foi concluída. Nota-se que o aumento da temperatura foi responsável por uma eliminação parcial destas marcas e um relativo crescimento de grão.

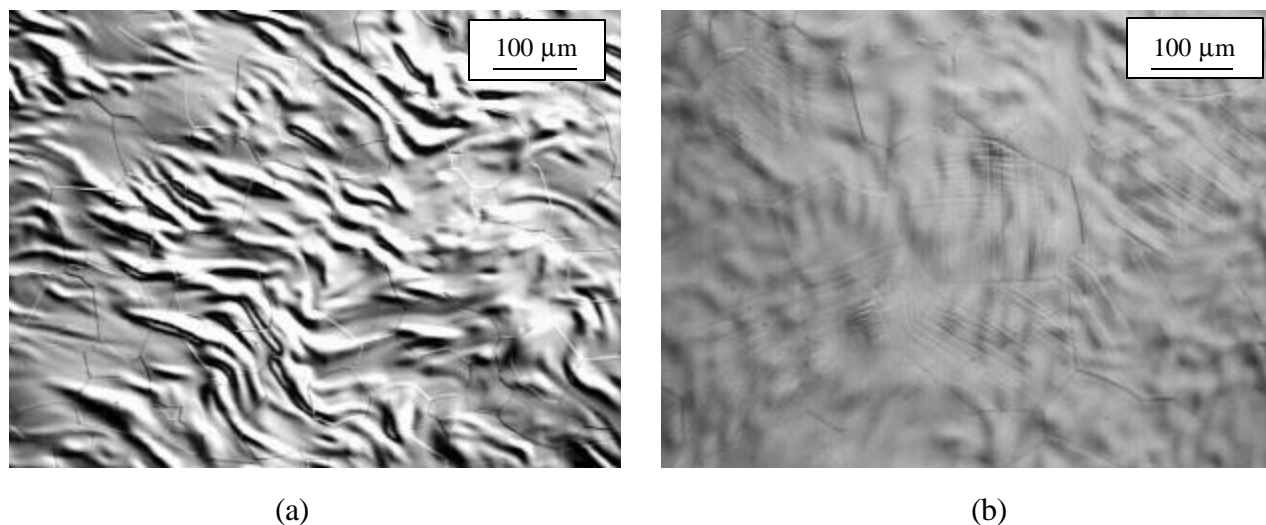


Figura 3. Forjada e tratada termicamente a: (a) $900^{\circ}\text{C}/1\text{h}$ resfriada em água e (b) $1000^{\circ}\text{C}/1\text{h}$ resfriada em água.

Uma completa recristalização foi obtida a partir da condição de tratamento a 1000°C/2h seguida de resfriamento em água, como mostra a Fig.(4). É possível que a microestrutura final seja composta das fases β e ω (Tang, 2000).

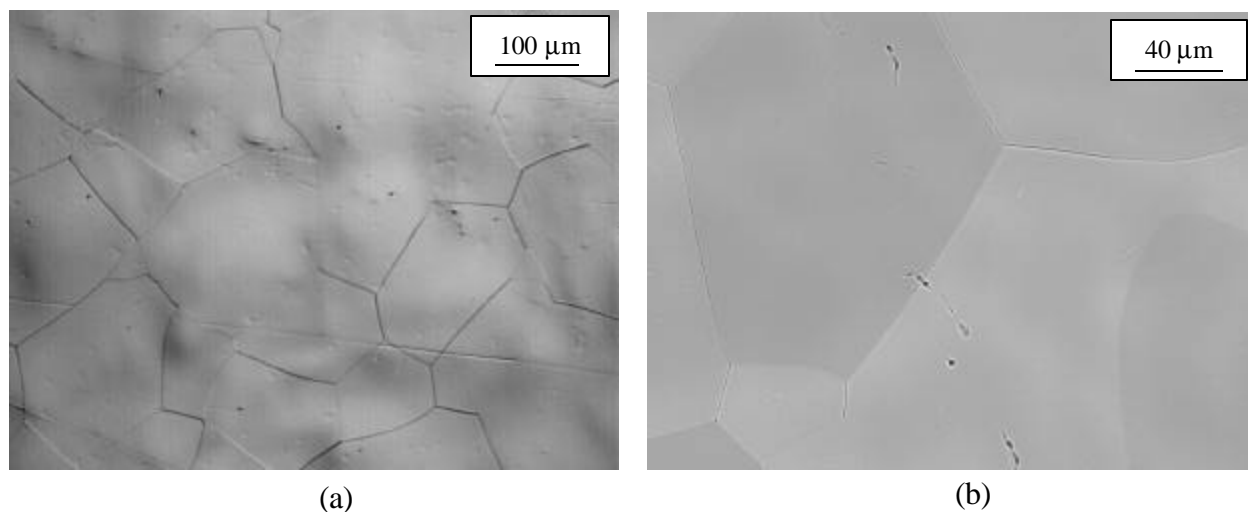


Figura 4. Forjada e tratada termicamente a 1000°C/2h resfriada em água: (a) microscopia óptica e (b) microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Foram realizadas microanálises para todas as condições de tratamento térmico descritas anteriormente, que reproduziram a composição nominal da liga.

Os resultados de microdureza encontram-se reunidos na Tab.(3). O maior valor de microdureza foi obtido para a condição solubilizada a 1000°C/2h seguida de resfriamento em água, que possivelmente encontra-se relacionada à presença dos precipitados da fase ω , a qual se encontra associada ao endurecimento de ligas de titânio, conforme observado na Fig.(2). Para o material tratado após o forjamento, em diferentes condições, onde não se observou a presença de precipitados da fase ω (Fig.3 e 4), não foi verificada uma variação significativa dos valores de microdureza.

Tabela 3. Resultados de Microdureza Vickers da liga para cada condição estudada.

Condição da liga Ti-41,1 Nb-7,1Zr	Medidas de microdureza (HV)
Estrutura bruta de fusão	173 ± 11
Solubilizada 1000°C/2h (WQ)	182 ± 11
Forjada tratada 900°C/1h (WQ)	166 ± 27
Forjada tratada 1000°C/1h (WQ)	172 ± 4
Forjada tratada 1000°C/2h (WQ)	169 ± 4

Considerando os resultados das avaliações microestruturais, microanálise e microdureza foram escolhidas duas condições de tratamento após forjamento para avaliação das propriedades mecânicas: 900°C/1h e 1000°C/2h seguidas de resfriamento em água. A Fig.(5) apresenta as curvas tensão versus deformação para estas condições.

A partir dos resultados dos ensaios de tração foram obtidos: o limite de resistência, de escoamento, módulo de elasticidade, redução % em área e alongamento %, conforme Tab.(4).

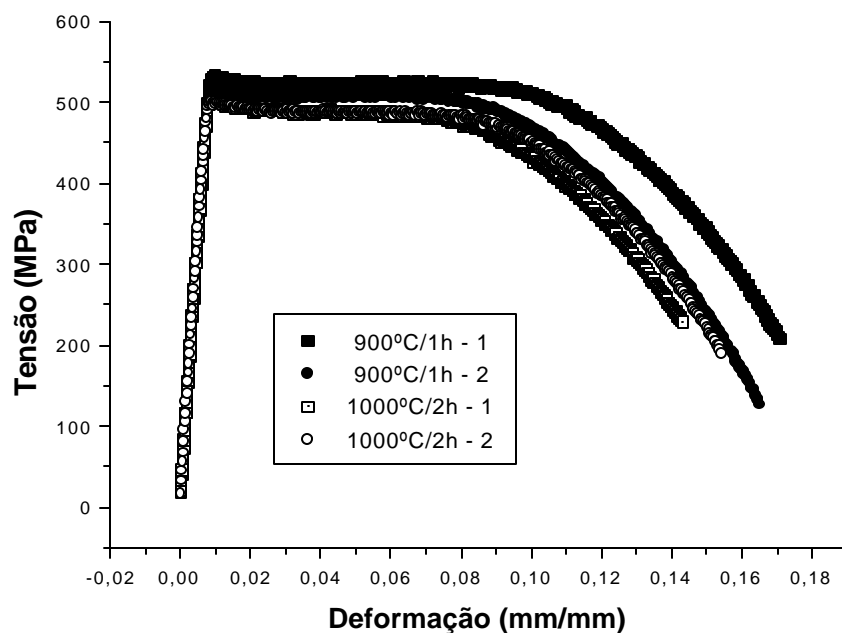


Figura 5. Curvas tensão versus deformação para a liga Ti-41,1 Nb-7,1Zr forjada tratada: 900°C/1h e 1000°C/2h seguida de resfriamento em água.

Tabela 4. Propriedades da liga Ti-41,1 Nb-7,1Zr forjada tratada: 900°C/1h e 1000°C/2h seguida de resfriamento em água.

Propriedades Mecânicas	Forjada e tratada 900°C/1h W.Q.	Forjada e tratada 1000°C/2h W.Q.
Limite de resistência (MPa)	515 ± 7	490 ± 27
Limite de escoamento (MPa)	515 ± 7	490 ± 27
Módulo de elasticidade (GPa)	64 ± 1	65 ± 1
Redução em área (%)	56 ± 6	83 ± 4
Alongamento (%)	16 ± 2	16 ± 2

O material apresenta um comportamento dúctil com razoável capacidade de deformação sem capacidade de encruamento. Isto confirma as observações microestruturais que apresentaram uma relativa facilidade de acomodação interna da deformação, demonstrando que as possíveis barreiras internas, como precipitados e estruturas de defeitos, são superadas, conduzindo a um comportamento típico de um material elástico perfeitamente plástico.

As propriedades mecânicas obtidas são bastante semelhantes para as duas condições de tratamento térmico estudadas, excetuando-se a redução em área, mostrando que para a condição do material tratado a 1000°C/2h configura maior ductilidade. Este efeito pode ser observado nas fractografias apresentadas na Fig. (6), em conjunto com um processo de deformação generalizada e a condução típica de estruturas alveolares.

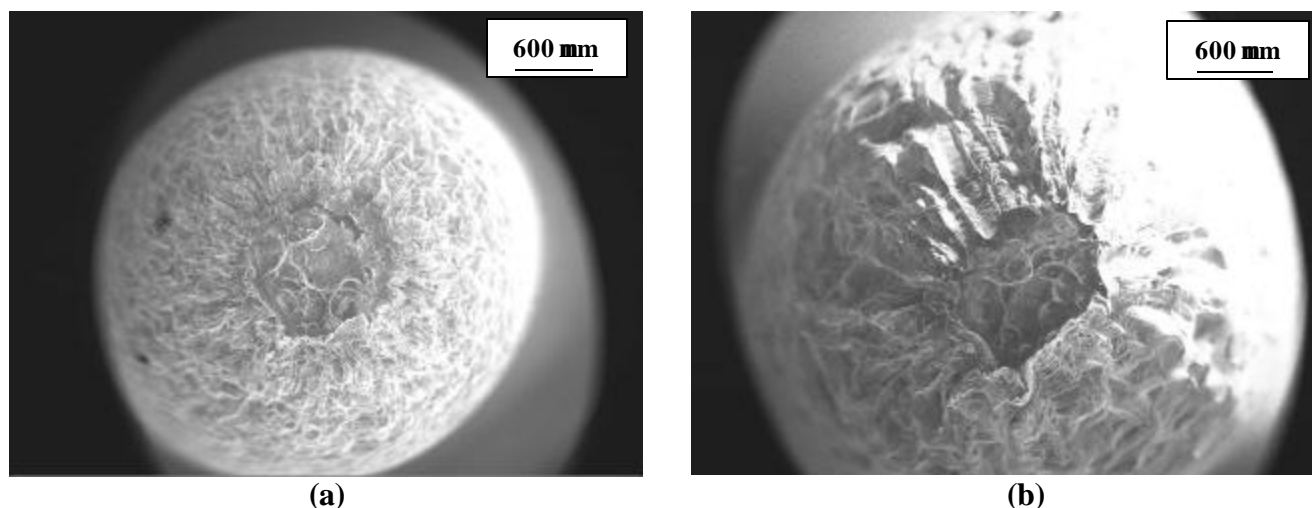


Figura 6. Fractografia da liga Ti-41,1Nb-7,1Zr forjada tratada a: (a) 900°C/1h (b) 1000°C/2h, e resfriada em água.

4.CONCLUSÕES

A liga Ti-41,1Nb-7,1Zr forjada e tratada a 1000°C/2h resfriada em água apresenta-se como a condição que reúne as melhores características dentre condições as estudadas. O limite de resistência e alongamento % dentro de valores considerados satisfatórios para aplicações cirúrgicas.

Quanto ao valor do módulo de elasticidade, 65 GPa, é maior que o da liga Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr, mas está dentre aqueles das ligas Ti- β considerados baixo. No entanto, estudos a respeito do envelhecimento da liga estudada, deverão ser realizados visando a conduzir a resultados melhorados.

5.REFERÊNCIAS

- Bania, P.J., 1994, “Beta Titanium Alloys and their Role in the Titanium Industry”, Journal of Metals, Vol.46, n.7, p.16-19.
- Geetha, M.; Singh, A.K.; Muraleedharan, K.; Gogia, A.K.; Asokamani, R., 2001, “Effect of thermomechanical processing on microstructure of a Ti-13Nb-13Zr alloy”, Journal of Alloys and Compounds, Vol.329, p.264-271.
- Geetha, M.; Mudalki, K. U.; Gogia, A. K.; Asokamani, R.; Raj, B., 2004, “Influence of microstructure and alloying elements on corrosion behavior of Ti-13Nb-13Zr alloy”, Corrosion Science, Vol. 46, p. 877-892.
- Khan, M.A.; Williams, R.L. and Williams, D.F. , 1999, “The Corrosion Behaviour of Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb and Ti-13Nb-13Zr in Protein Solutions”, Biomaterials, Vol.20, p.631-637
- Kobayashi, E.; Doi, H. Yoneyama, T.; Hamanaka, H.; Gibson, I. R.; Best, S. M.; Shelton, J. C.; Bonfield, W., 1998, “ Influence of aging heat treatment on mechanical properties of biomedical Ti-Zr based ternary alloys containing niobium”, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, Vol. 9, p. 625-630.
- Kuroda, D.; Niinomi, M.; Morinaga, M.; Kato, Y.; Yashiro, T., 1998, “Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implant material”, Materials Science Engineering A, Vol. 243, p. 244 – 249.
- Morant, C.; López, M.F.; Gutiérrez, A.; Jiménez, J.A., 2003, “AFM and SEM characterization of no-toxic vanadium-free Ti alloys used as biomaterials”, Applied Surface Science, Vol. 220, p.79-87.
- Niinomi, M., 1998, “Mechanical properties of biomedical titanium alloys”, Materials Science and Engineering A, Vol. 243, p. 231-236.

- Okazaki, Y.; Ito, Y.; Tateishi T., 1993, "Effect of Alloying Elements on Medical Properties of Titanium Alloys for Medical Implants", Materials Transactions, Vol. 34, p. 1217-1222.
- Okazaki, Y., 2001, "A new Ti-15Zr-4Nb-4Ta alloy for medical applications", Currensnt Opinion in Solid State and Materials Science, Vol.5, p.45-53.
- Tang, X., Ahmed, T., Rack, H.J., 2000, "Phase transformation in Ti-Nb-Ta and Ti-Nb-Ta-Zr alloys", Journal of Materials Science, Vol. 35, pp. 1805-1811.
- Zardiackas, L. D.; Mitchell, D. W.; Disegi, J. A., 1996, "Characterization of Ti-15Mo Beta Titanium Alloy for Orthopedic Implant Applications", In: BROWN, S.A.; LEMONS, J.E., Eds. Medical Applications of Titanium and its Alloys. American Society for Testing and Materials, p.60-75. (The Material and Biological Issues, ASTM STP 1272).
- Zavaglia, C. A. C., 1993, "Aplicações de biomateriais em próteses ortopédicas. Campinas", Tese (Livre Docência) – Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).
- Disponível em < <http://nautilus.fis.uc.pt>> acessado em janeiro de 2004.

STUDY OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF THE ALLOY Ti-41,1Nb-7,1Zr FOR BIOMATERIAL APPLICATIONS

Sandra Giacomini Schneider

Faculdade de Engenharia Química de Lorena – FAENQUIL

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAR, Polo Urbo Industrial – Gleba AI6, Mondesir – Lorena, SP - C.P. 116 – CEP 12600-000 – sandra@demar.faenquil.br

Helena Marques da Silva

Instituto Tecnológico de Aeronáutica – ITA

Pça Marechal do Ar Eduardo Gomes, 50, Vila das Acácias, São José dos Campos – SP, CEP 12228-904 - helenam@ita.br

Sergio Schneider

Faculdade de Engenharia Química de Lorena – FAENQUIL

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAR, Polo Urbo Industrial – Gleba AI6, Mondesir – Lorena, SP - C.P. 116 – CEP 12600-000 – sergiosch@demar.faenquil.br

Miguel Justino Ribeiro Barboza

Faculdade de Engenharia Química de Lorena – FAENQUIL

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAR, Polo Urbo Industrial – Gleba AI6, Mondesir – Lorena, SP - C.P. 116 – CEP 12600-000 – mbarbosa@demar.faenquil.br

Fabiana Malvisi

Faculdade de Engenharia Química de Lorena – FAENQUIL

Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAR, Polo Urbo Industrial – Gleba AI6, Mondesir – Lorena, SP - C.P. 116 – CEP 12600-000 - fabim_malvisi@zipmail.com.br

Abstract: *Pure titanium and its alloys are the most attractive materials for biomedical applications. Among those alloys of Ti stand out those classified as Ti-**b** for present the smallest module of Young, besides physical and chemical properties appropriate. The alloys Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr, of the type Ti-**b**, it presents the smallest module of Young 55MPa, among the alloys presented in the literature. In this work, it intends to produce the alloy Ti-41,1Nb-7,1Zr as a variation of the alloy Ti-35,3Nb-5,1Ta-7,1Zr, where the atomic amount of Ta will be substituted by Nb. The produced ingots (≈140g and \varnothing ≈18mm) for arch fusion will be submitted a work sequence to cold and thermal treatment (\varnothing ≈6,3mm). The initial material characterization was performed by the microstructural analyses and microhardness tests. According to the tensile test at room temperature the conventional mechanical properties were obtained. Furthermore, fractures of tensile tested alloys were analysed, by using the SEM, to identify the main micromechanisms of fracture.*

Key-Words: *biomaterial, Ti-Nb-Zr alloy, mechanical properties*