

ESTUDO DA DEFORMAÇÃO EM LIGAS DE Ti-Nb-Si PARA USO EM IMPLANTES ORTOPÉDICOS¹

Helton José Rodrigues Cabral²
 Patrícia Gomes de Andrade Borges²
 Andrea Macleybiane Gois Tavares³
 Sandra Andreia Stewart de Araujo Souza⁴
 Sandro Griza⁵
 Wilton Walter Batista⁶

Resumo

Este trabalho apresenta um estudo referente à deformação por compressão em ligas de Ti-Nb-Si, com o objetivo de avaliar as variações microestruturais e de microdureza em diferentes composições dessas ligas. Foram produzidas quatro ligas com 35% em peso de Nb, e com a quantidade de Si variando entre 0,15% e 0,55%. As ligas foram homogeneizadas a 1.000°C por 8 horas e resfriadas em forno. Dos lingotes homogeneizados foram retirados corpos de prova para a deformação. Foi produzida uma matriz de compressão para tornar a deformação mais homogênea. Os resultados mostraram que a composição Ti-35Nb-0,15Si foi a que sofreu maior deformação e que à medida que se aumentou a quantidade de Si a deformação foi menor. A liga com composição Ti-35Nb-0,55Si apresentou um comportamento frágil.

Palavras-chave: Ligas de titânio; Biocompatibilidade; Deformação; Microdureza.

STUDY OF DEFORMATION IN Ti-Nb-Si ALLOYS FOR USE IN ORTHOPEDIC IMPLANTS

Abstract

This paper presents a study on the compressive deformation in Ti-Nb-Si alloys, in order to evaluate changes in microstructure and hardness in different compositions of these alloys. Four alloys were produced with 35 wt% of Nb, and Si with the amount varying between 0.15% and 0.55%. The alloys were homogenized at 1.000°C for 8 hours and cooled in oven. Homogenized ingots were removed specimens for deformation. It was produced a compression matrix to make more homogeneous deformation. The results showed that the composition Ti-35Nb-0,15Si was suffered greater deformation and that as it increased the amount of Si was smaller deformation. The alloy with composition Ti-35Nb-0, 55Si it behaved fragile.

Key words: Titanium alloys; Biocompatibility; Deformation; Hardness.

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

² Mestrandos, Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Sergipe, SE, Brasil.

³ Doutoranda, Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Sergipe, SE, Brasil.

⁴ Doutora em Engenharia Mecânica pela Universidade Estadual de Campinas, e Pesquisadora da Universidade Federal de Sergipe, SE, Brasil.

⁵ Doutor em Engenharia de Minas, Metalúrgica, e de Materiais pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), e professor adjunto da Universidade Federal de Sergipe, SE, Brasil.

⁶ Doutor em Engenharia Mecânica pela Universidade Estadual de Campinas (Unicamp), e Professor adjunto da Universidade Federal de Sergipe, SE, Brasil.

1 INTRODUÇÃO

O campo de materiais para aplicações biomédicas vem recebendo uma grande atenção nos últimos anos, sendo alvo de diversos estudos devido à necessidade de substituir tecidos humanos desgastados por próteses artificiais.⁽¹⁾ O crescente número de acidentes, aliado à expectativa de vida cada vez maior do ser humano, aumentou consideravelmente a demanda por próteses artificiais nos últimos anos. Por esse motivo, tem havido uma busca intensa por materiais que possam melhorar a eficiência dos implantes, diminuindo a necessidade de cirurgia de correção. O titânio e suas ligas têm sido amplamente utilizados para este fim devido à sua combinação satisfatória de propriedades tais como boa resistência mecânica, elevada resistência à corrosão, alta conformabilidade e densidade menor em comparação com outros metais que lhes confere elevada relação resistência/peso.⁽²⁾ Por esses motivos, essas ligas tendem a substituir os implantes feitos com outros materiais, como os aços inoxidáveis.

1.1 O Titânio e Suas Ligas

As ligas de titânio geralmente apresentam duas estruturas cristalinas básicas: hexagonal, denominada fase α e cúbica de corpo centrado, conhecida por fase β . Dessa forma as ligas de Ti são classificadas em três grupos principais: ligas do tipo α , do tipo β e do tipo $\alpha + \beta$. Isso ocorre pelo fato do Ti sofrer uma transformação alotrópica ao atingir a temperatura de 883°C.⁽³⁾ Elementos como Al, C, O e N, são conhecidos por α -estabilizadores, ou seja, ampliam o campo da fase α , elevando a temperatura de transformação. Os elementos β -estabilizadores ampliam o campo da fase β , diminuindo a temperatura de transformação. Dessa forma, é possível a obtenção da fase β em temperaturas menores, até mesmo à temperatura ambiente. Dentre estes elementos destacam-se Nb, Mo, V, Ta entre outros.⁽⁴⁾

Devido à transformação alotrópica que o Ti sofre, é possível obter, com a adição de outros elementos, estruturas cristalinas diferentes com propriedades distintas. Ligas de Ti do tipo α têm excelente resistência mecânica e alto módulo de elasticidade, porém pouca conformabilidade devido à estrutura hexagonal compacta que possui apenas três sistemas de escorregamento.⁽⁵⁾ As ligas do tipo β têm como característica boa conformabilidade, já que a estrutura cúbica de corpo centrado possui um número maior de sistemas de escorregamento, o que facilita o movimento das discordâncias, e, conseqüentemente, a deformação plástica.⁽⁶⁾ Ligas deste tipo têm um módulo de elasticidade menor quando comparadas com ligas do tipo α . A Tabela 1 apresenta o módulo de elasticidade de algumas ligas de Ti. Ligas do tipo α possuem valores de módulo de elasticidade superiores a 100 GPa, enquanto as do tipo β têm valores menores, chegando a 55 GPa.⁽⁷⁾ A alotropia do Ti possibilita que algumas ligas deste elemento, quando submetidas a tratamentos térmicos, exibam grande variedade de microestruturas. Além da α e β , podem ser formadas fases metaestáveis quando o equilíbrio termodinâmico não é alcançado, são as fases martensíticas α' e α'' e a fase ω .⁽⁸⁾

Tabela 1. Módulo de elasticidade de algumas ligas de Ti⁽⁷⁾

Liga	Microestrutura	Módulo de Elasticidade (GPa)
Ti	α	105
Ti-6Al-4V	$\alpha + \beta$	110
Ti-6Al-7Nb	$\alpha + \beta$	105
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	β	74
Ti-35Nb-5Ta-7Zr	β	55

1.2 Aplicações Biomédicas

O uso do Ti como implante ortopédico foi durante muito tempo limitado ao Ti puro e à liga Ti-6Al-4V. Esta liga foi projetada inicialmente para uso militar e aeronáutico, e começou a ser usada como material biomédico a partir da década de 1960 quando foi substituindo o Ti puro por promover aumento da resistência mecânica dos implantes.⁽⁹⁾ No entanto ressalvas devem ser feitas em relação ao uso de vanádio e o alumínio como biomateriais, já que estes podem causar efeitos nocivos ao corpo humano. Estudos realizados sugerem que o vanádio pode reagir com tecidos do corpo humano e que o alumínio pode estar associado a desordens neurológicas e ao mal de Alzheimer. Por isso, tem-se intensificado o estudo de ligas de Ti contendo elementos biocompatíveis. Além da biocompatibilidade, outra propriedade importante para um bom implante é o módulo de elasticidade das ligas que deve ter valores próximos ao módulo do osso. A grande diferença entre os módulos ocasiona o fenômeno da reabsorção óssea e a soltura do implante que são responsáveis por grande parte das cirurgias de correção.⁽¹⁰⁾

Ligas de Ti-Nb do tipo β são promissoras para o uso em implantes ósseos devido ao baixo módulo de elasticidade, alta resistência à corrosão e mínima citotoxicidade.⁽¹¹⁾

No entanto, o módulo dessas ligas ainda é relativamente distante do módulo do osso. Esse fato faz com que se busque adicionar outros elementos à liga Ti-Nb com o intuito de reduzir seu módulo de elasticidade. Em trabalho realizado por Kim et. al.,⁽¹²⁾ foi adicionado à liga Ti-Nb o elemento Si e foi verificado que para quantidades de até 1% em átomos, o Si atua reduzindo o módulo da liga Ti-Nb.

Este trabalho teve como objetivo produzir diferentes composições da liga Ti-Nb-Si e posteriormente submetê-las à deformação por compressão para avaliar seu efeito na microestrutura e na microdureza das ligas.

2 MATERIAL E MÉTODOS

2.1 Produção das Ligas

A produção das ligas foi realizada em forno a arco com eletrodo não consumível de tungstênio e cadinho de cobre refrigerado a água. As quantidades de Ti e Nb foram mantidas constantes enquanto o Si foi adicionado em quantidades variadas. A Tabela 2 mostra as composições das ligas produzidas.

Tabela 2. Composição das ligas

Ligas	Percentual em Peso dos Componentes
1	Ti-35Nb
2	Ti-35Nb-0,15Si
3	Ti-35Nb-0,35Si
4	Ti-35Nb-0,55Si

O Si foi utilizado em forma de pó enquanto o Ti e o Nb foram cortados em pedaços e decapados quimicamente com o intuito de remover impurezas. As amostras produzidas foram aquecidas a 1.000°C por 8 horas e resfriadas em forno para garantir uma maior homogeneidade composicional.

2.2 Deformação

Para que a deformação fosse mais homogênea e concentrada em uma única direção, foi projetada e produzida uma matriz de compressão composta por duas partes que se conectam e com uma cavidade central na parte inferior (Figura 1).

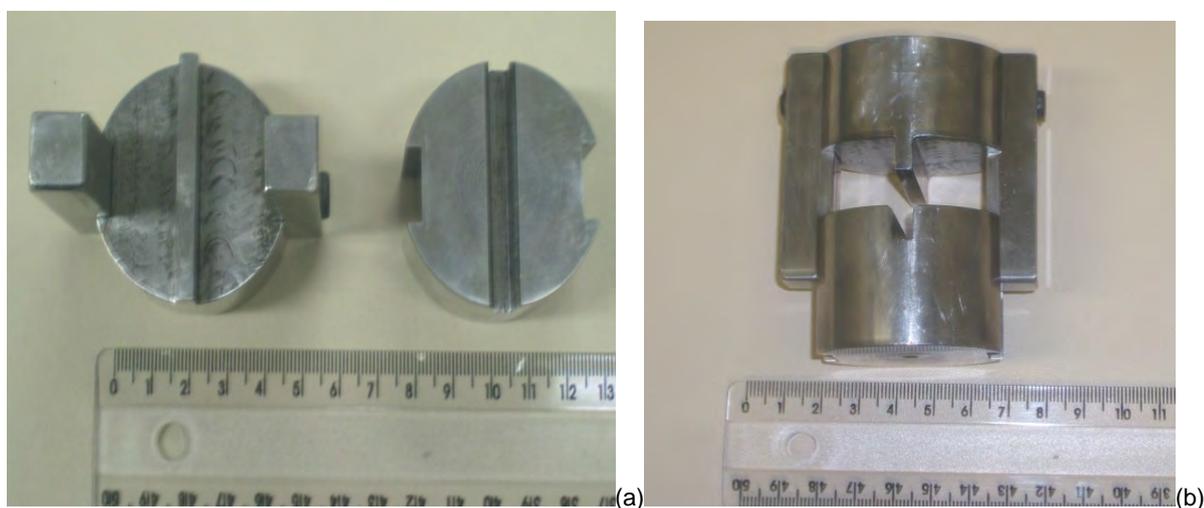


Figura 1. Matriz de compressão: (a) partes separadas, (b) partes unidas.

Foram produzidos corpos de prova para deformação com 5,0 mm de espessura; 9,0 mm de altura e 14,0 mm de comprimento. Os corpos de prova foram colocados na cavidade da parte inferior e a carga foi aplicada na parte superior da matriz. As ligas foram deformadas por compressão utilizando uma prensa hidráulica Marcon modelo MPH com capacidade de carga de 15 toneladas.

2.3 Microscopia Óptica

Após a deformação, as amostras foram embutidas em resina de cura a frio e lixadas com lixas de grana 80, 180, 500 e 1.200 e, posteriormente, polidas com o auxílio de uma politriz Arotec modelo Aropol-V2 e panos com abrasivo de suspensão de diamante de 6.0 e 3.0 e 1.0 μm , sequencialmente. Antes do polimento em cada pano, as amostras foram submetidas a banho de ultrassom em uma lavadora ultrassônica digital da Sanders Medical, modelo soniclean 2PS, para garantir uma maior limpeza. Em seguida, as amostras foram atacadas quimicamente com solução de Kroll para a revelação da microestrutura e então analisadas e fotografadas em um microscópio óptico modelo Carl ZEISS Axio Scope A.1.

2.4 Microdureza

Para a obtenção da microdureza, foi utilizado um microdurômetro da Shimadzu, modelo HMV-2T, com carga de 200 gf e tempo de impressão de 15 segundos. Foram feitas cinco impressões em cada amostra, a partir das quais foram calculados os valores médios de microdureza Vickers.

3 RESULTADOS

3.1 Deformação das Ligas

As amostras foram deformadas por compressão e em seguida foram medidas suas dimensões. A Tabela 3 mostra as dimensões dos corpos de prova antes e após a deformação.

Tabela 3. Dimensões dos corpos de prova antes e após a deformação

Liga	Carga (toneladas)	Medidas Iniciais (mm)	Medidas Finais (mm)
Ti-35Nb	15	5,0 x 9,0 x 14,0	5,0 x 8,0 x 16,0
Ti-35Nb-0,15Si	15	5,0 x 9,0 x 14,0	5,0 x 5,5 x 18,0
Ti-35Nb-0,35Si	15	5,0 x 9,0 x 14,0	5,0 x 8,0 x 16,0
Ti-35Nb-0,55Si	15	5,0 x 9,0 x 14,0	Fratourou

3.2 Microscopia Óptica

As Figuras de 2 a 5 mostram as microestruturas das ligas antes e após a deformação.

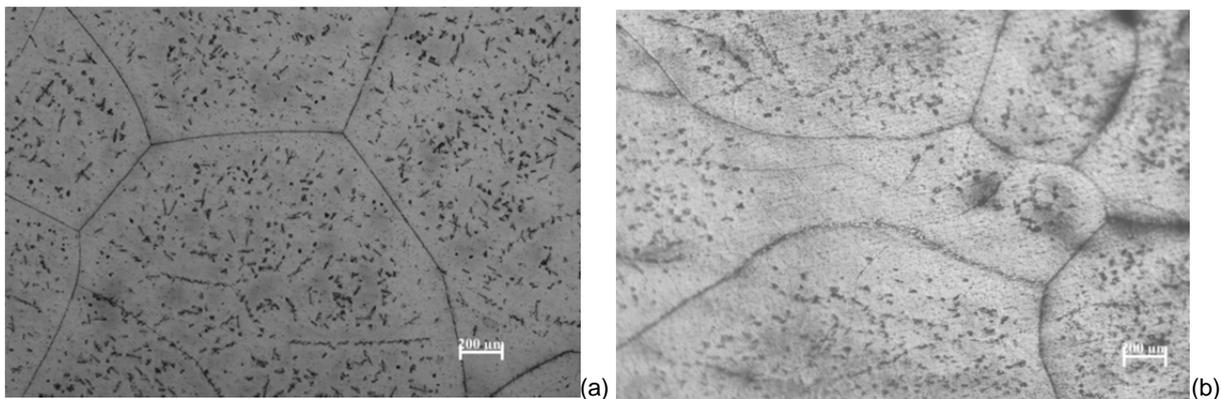


Figura 2. Liga Ti-35Nb com aumento de 50 vezes: (a) antes da deformação e (b) após a deformação.

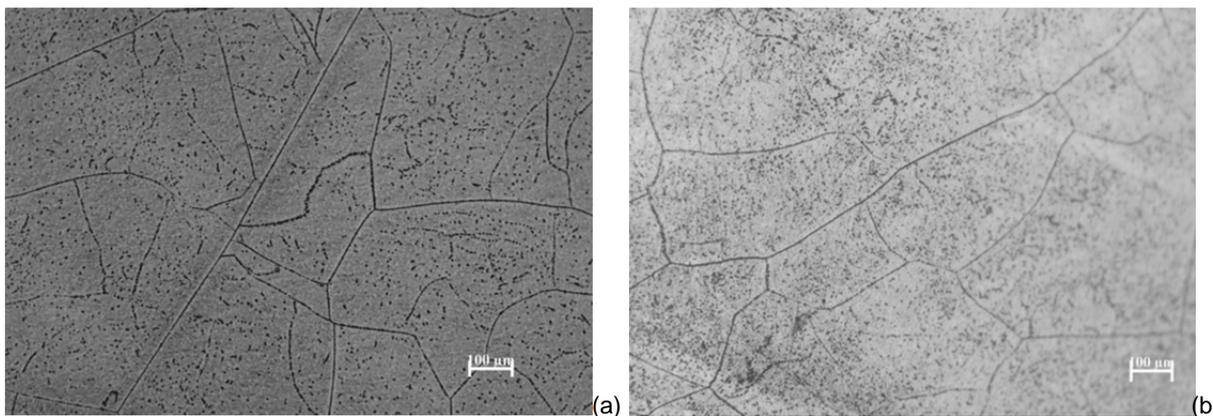


Figura 3. Liga Ti-35Nb-0,15Si com aumento de 100 vezes: (a) antes da deformação e (b) após a deformação

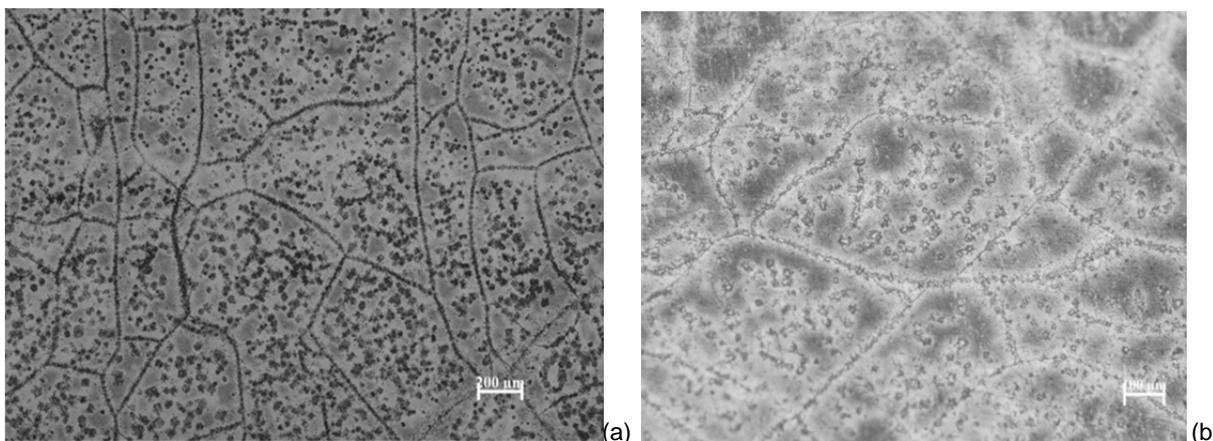


Figura 4. Liga Ti-35Nb-0,35Si: (a) não deformada com aumento de 50 vezes e (b) deformada com aumento de 100 vezes.

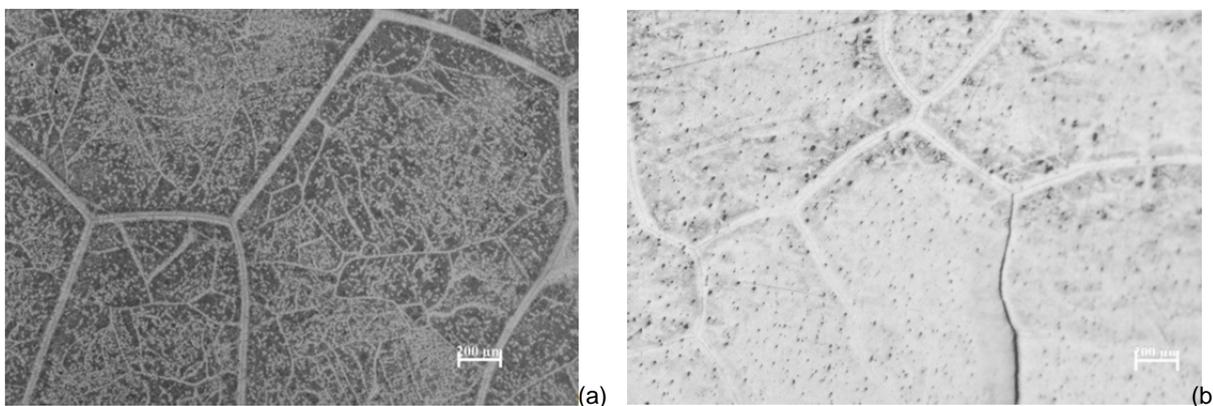


Figura 5. Liga Ti-35Nb-0,55Si com aumento de 50 vezes: (a) não deformada e (b) deformada.

3.3 Microdureza Vickers

A Tabela 4 mostra os valores de microdureza obtidos para as ligas antes e depois da deformação.

Tabela 4. Microdureza das ligas

Liga	Carga aplicada em toneladas	Dureza Vickers antes da deformação	Dureza Vickers após a deformação
Ti-35Nb	15	275 ± 6	364 ± 6
Ti-35Nb-0,15Si	15	301 ± 6	328 ± 5
Ti-35Nb-0,35Si	15	313 ± 5	390 ± 10
Ti-35Nb-0,55Si	15	322 ± 9	450 ± 6

4 DISCUSSÃO

4.1 Deformação

Analisando-se os resultados mostrados na Tabela 3, percebe-se que a espessura de todas as amostras após a deformação foi a mesma de antes da deformação, indicando que não houve deformação lateral das amostras que foi impedida pelas paredes da matriz. A liga Ti-35Nb-0,15Si foi a que teve maior deformação, já que a altura de seu corpo de prova foi reduzida de 9,00 mm para 5,5mm. Esse resultado pode ser explicado pelo fato de o Si atuar como estabilizador da fase β do Ti, que é mais dúctil que a fase α . Além disso, Kim, Kim e Lim⁽¹²⁾ mostraram que o Si atua como supressor da fase ω metaestável que é uma fase muito dura. Para quantidades de Si superiores a 15%, as ligas apresentaram maior dificuldade na deformação à medida que a quantidade de Si foi aumentada. Isso pode ser devido à presença de compostos intermetálicos, como $(Ti,Nb)_3Si$, que se formam quando o limite de solubilidade do Si na liga Ti-Nb é atingido. Como este limite é baixo, esses compostos começam a se formar mesmo em ligas com pequenas quantidades de Si.⁽¹³⁾ A liga Ti-35Nb-0,55Si fraturou, o que pode ser explicado pela presença de quantidade elevada de compostos intermetálicos em sua composição.

4.2 Microscopia Óptica

Através de análise das microestruturas mostradas nas Figuras 2 a 5, é possível notar que as ligas são formadas por grãos da fase β , com precipitados em seu interior. À medida que se aumentou a quantidade de Si, a presença de precipitados no interior dos grãos foi maior. Após a deformação, os grãos apresentaram uma tendência de ficarem alongados na direção longitudinal. A Figura 5b mostra a microestrutura da liga Ti-35Nb-0,55Si deformada, onde é possível visualizar uma trinca que se propaga pelos contornos dos grãos, confirmando sua característica frágil.

4.3 Microdureza Vickers

Pela análise dos valores de microdureza Vickers mostrados na Tabela 4, verificou-se que a microdureza das amostras aumentou com o acréscimo de Si. Esse fato está associado à presença de compostos intermetálicos. Após a deformação, houve aumento da dureza das ligas por encruamento.

5 CONCLUSÃO

Analisando-se os resultados obtidos neste trabalho, foi possível concluir que a matriz de compressão projetada foi eficiente para impedir a deformação lateral das amostras, fazendo com que fosse concentrada em uma única direção. Concluiu-se ainda que a deformação aplicada foi eficiente em aumentar a dureza das amostras por encruamento.

Das ligas estudadas, a Ti-35Nb-0,15Si apresentou os melhores resultados de deformação. As ligas Ti-35Nb e Ti-35Nb-0,35Si deformaram pouco com a carga e os corpos de prova utilizados. A liga Ti-35Nb-0,55Si mostrou um comportamento muito frágil, devido à presença de compostos intermetálicos.

Para uma melhor avaliação dos resultados, sugere-se a utilização das técnicas de Microscopia Eletrônica de Varredura e Microscopia Eletrônica de Transmissão para uma melhor investigação das fases que constituem as ligas.

Agradecimentos

Ao CNPq e a CAPES pelo suporte financeiro e à Universidade Federal de Sergipe por disponibilizar os equipamentos e laboratórios.

REFERÊNCIAS

- 1 NIINOMI, M. Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare Goods. *Science and Technology of Advanced Materials*, v.4, p. 445 - 454, 2003.
- 2 KIM, H.S. et al. Stress-induced martensitic transformation of metastable β -titanium alloy. *Materials Science and Engineering A*, p. 322 – 325, 2007.
- 3 DORAISWAMY, D.; ANKEM, S. The effect of grain size and stability on ambient temperature tensile and creep deformation in metastable beta titanium alloys. *Acta Materialia*, v.51, p. 1607-1619, 2003.
- 4 PETERS, M. et al. Structure and properties of titanium and titanium alloys. In: LEYENS, C.; PETERS, M. (Ed), *Titanium and titanium alloys: fundamentals and applications*. Germany: Wiley-VCH, 2003, cap. 1, 2003, p. 1 – 36.
- 5 CALLISTER, W.D. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. Rio de Janeiro: LTC, 2008.
- 6 ASKELAND, D.R.; PHULÉ, P.P. *Ciência e engenharia dos materiais*. São Paulo, Cengage Learning, 2008.
- 7 LIU, X.; CHU, P.K.; DING, C. Surface modification of titanium, titanium Alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering R*, p. 49-121, 2004.
- 8 MANTANI, Y.; TAJIMA, M. Phase transformation of quenched α'' martensite by aging in Ti-Nb alloys. *Materials Science and Engineering A*, p. 315-319, 2006.
- 9 EINSENBARTH, E. et al. Biocompatibility of β -stabilizing elements of titanium alloys. *Biomaterials*, v. 25, p. 5705-5713, 2004.
- 10 RACK, H.J.; QAZI, J.I. Titanium alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering C*, v.26, p. 1269-1277, 2006.
- 11 HANADA, S.; MATSUMOTO, H.; WATANABE, S. Mechanical compatibility of titanium implants in hard tissues. *International Congress Series*, v. 1284, p. 239-247, 2005.
- 12 KIM, H.S.; KIM, W.Y.; LIM, S.H. Microstructure and elastic modulus of Ti-Nb-Si ternary alloys for biomedical applications. *Scripta Materialia*, v. 54, p. 145-163, 2006.
- 13 XU, H. et. al. Isothermal section at 1000° C of the Nb-Ti-Si system. *Journal of Alloys and Compounds*, v. 394, p. 235-239, 2005.