

FORJAMENTO DE HASTES DE PRÓTESES FEMORAIS EM LIGA DE TITÂNIO TIPO β

G.T. Aleixo¹, S.T. Button¹, R. Caram¹

1. Universidade Estadual de Campinas, C.P. 6122, Campinas, SP, 13083-970, Brasil; email: giorgia@fem.unicamp.br

RESUMO

Ligas de titânio formam a classe mais versátil de ligas para uso em implantes ortopédicos. Devido a sua ótima combinação de propriedades como alta resistência mecânica, boa resistência à corrosão e elevada biocompatibilidade, as ligas de titânio do tipo β são as mais promissoras como biomaterial. O objetivo deste trabalho foi avaliar o processo de forjamento da liga Ti-35Nb (% em peso) e produzir através do mesmo uma haste metálica semelhante às utilizadas em próteses totais de quadril. Para tanto, ligas Ti-35Nb foram fundidas, tratadas termicamente e conformadas. As amostras foram caracterizadas por microscopia ótica e por medidas de dureza Vickers em diferentes regiões. Os resultados obtidos indicam que o tratamento termo-mecânico de ligas Ti-35Nb leva a microestruturas diferenciadas quanto a bandas de deformação, o que resulta em distinto comportamento mecânico.

Palavras-chave: ligas de titânio, microestrutura, transformação de fase.

INTRODUÇÃO

Materiais metálicos como a liga Co-Cr e o aço 316L são largamente utilizados como biomateriais na fabricação de implantes ortopédicos devido a ótima combinação de alta resistência mecânica e elevada resistência à corrosão.⁽¹⁾ Entretanto, toxicidade e problemas alergênicos somados a altos módulos de elasticidade são características típicas desses materiais, as quais constantemente levam a cirurgias de revisão dos dispositivos implantados⁽¹⁾.

Em uma situação oposta encontram-se o titânio e suas ligas. Tais materiais, em função da alta biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e propriedades mecânicas favoráveis são considerados como a classe de biomateriais mais promissora quando a questão tratada refere-se a implantes ortopédicos⁽²⁾. O titânio comercialmente puro foi inicialmente aplicado em implantes ortopédicos no início dos anos 60. Como sua resistência mecânica não é considerada apropriada em caso de solicitação mecânica elevada, os dispositivos para implantes ortopédicos passaram a ser confeccionados com as ligas de titânio.

Dessas ligas, certamente a mais utilizada atualmente refere-se à liga $\alpha+\beta$ Ti-6Al-4V. Tal material foi desenvolvido para ser aplicado no campo militar e aeronáutico e suas características levaram-na a ser utilizada como biomaterial. Como o vanádio é tido como um elemento pouco tolerado pelo corpo humano, estudos levaram ao desenvolvimento de outras ligas do tipo $\alpha+\beta$, em particular aquelas à base de Nb e Fe⁽³⁾.

Entretanto, em se tratando de ligas do tipo $\alpha+\beta$, o módulo de elasticidade das mesmas é muito elevado em comparação com o de ossos corticais, pois diversos estudos sugerem que a transferência inadequada de esforços entre a prótese e os ossos da região implantada pode levar à rejeição e perda do implante.

Como alternativa nesse caso, uma nova classe de ligas de titânio denominada tipo β e constituídas, por elementos altamente biocompatíveis passou a ser desenvolvida. Exemplos dessas ligas incluem a liga Ti-13Nb-13Zr, a Ti-5Mo-5Zr-3Al e a Ti-29Nb-3Ta-4,5 Zr, que além de exibirem baixo módulo elástico combinado com alta resistência mecânica, exibem ainda elevada biocompatibilidade. Nessas ligas, o nióbio que é um elemento β estabilizador, permite reduzir sensivelmente o módulo de elasticidade da liga. Além disso, a presença controlada da fase β na microestrutura abre a possibilidade de utilizar tratamentos térmicos que resultem no endurecimento por envelhecimento⁽⁴⁾.

Processamentos termomecânicos são freqüentemente utilizados em ligas de Ti para obter uma combinação de propriedades favoráveis, bem como conformar o material na forma do produto final. No caso de implantes ortopédicos fabricados a partir do titânio, a técnica de forjamento a quente é o processo mais utilizado. Nesse processo, a amostra é aquecida em altas temperaturas onde a fase β é estável e em seguida, conformada plasticamente. Tal temperatura não pode ser muito elevada

sob risco de provocar oxidação demasiada da amostra, como também não pode estar fora dos limites onde a fase β é estável. Essa última condição tem sua origem nos mecanismos de deformação plástica das fases α e β .

A maioria dos elementos metálicos cristaliza-se com estruturas altamente densas, ou seja, as estruturas cúbica de corpo centrado (CCC), cúbica de face centrada (CFC) e hexagonal compacta (HC). Uma análise dos mecanismos de deformação plástica por deslizamento de planos revela que a facilidade de deformação plástica é maior nas estruturas CFC, é intermediária na estrutura CCC e menor nas estruturas HC. Portanto, no caso do titânio, esse tipo de análise permite explicar a elevada ductilidade da fase β quando a mesma é comparada à fase α . Em uma estrutura hexagonal compacta pode-se afirmar que o número de sistemas de deslizamento é igual a três. Em contrapartida, no caso das estruturas CCC, esse número é 12. Por outro lado, a facilidade de deformação plástica de um metal pode ser avaliada pela distância mínima necessária para um plano se deslizar, $b_{\min}^{(5)}$. Tal distância refere-se ao espaçamento interatômico dividido pelo respectivo parâmetro de rede, a . Enquanto a estrutura HC exibe $b_{\min}=1 \cdot a_{HC}$, a estrutura CCC exibe $b_{\min}=0,87 \cdot a_{CCC}$. Tais valores permitem concluir que a energia necessária ao movimento de planos, ou seja, à deformação plástica é menor na estrutura CCC (fase β) que na HC (fase α).

Assim, a utilização de ligas do sistema Ti-Nb na fabricação de implantes ortopédicos pode ser bastante interessante pelas seguintes razões: o nióbio é um elemento altamente biocompatível, sua adição ao titânio leva à estabilização da fase β à temperatura ambiente. Tal estabilização leva à redução do módulo de elasticidade do titânio de valores próximos a 110 GPa a valores próximos a 70 GPa, o que depende de tratamentos térmicos subseqüentes. Além disso, a presença da fase β na microestrutura conduz ao aumento da conformabilidade, facilitando o processo de forjamento, sem que para isso temperaturas muito elevadas sejam aplicadas. Em adição, vale ainda lembrar que a presença da fase β permite que através de tratamentos térmicos em baixas temperaturas, a resistência mecânica do produto final seja significativamente aumentada pela precipitação de outras fases.

Neste contexto, a principal motivação para o desenvolvimento do presente trabalho é realizar o processo de forjamento da liga Ti-35Nb (% em peso) e produzir através do mesmo uma haste metálica semelhante às utilizadas em próteses totais de quadril.

MATERIAIS E MÉTODOS

Amostras da liga Ti-35Nb foram fundidas em forno a arco voltaico sob atmosfera controlada de argônio, utilizando eletrodo de tungstênio não-consumível e cadinho refrigerado a água. Os materiais de partida utilizados foram Ti (99,84%) e Nb (99,99%).

As amostras obtidas por meio de fusão em forno a arco foram deformadas a quente através de forjamento rotativo. O objetivo dessa conformação foi o de modificar a microestrutura do estado bruto de fusão, tornando-a refinada, além de fornecer amostras com dimensões que permitissem a obtenção de corpos de prova. O procedimento do forjamento rotativo a quente pode ser resumido em aquecimento até a temperatura de trabalho em um forno resistivo, nesse caso, entre 780 a 860°C, seguido pela redução das dimensões iniciais e posterior resfriamento ao ar. O tempo para a estabilização da amostra na temperatura de trabalho foi de 20 minutos, sendo que entre duas etapas de deformação, a amostra era reaquecida por aproximadamente 5 minutos. Ao final do processo foi possível obter cilindros com aproximadamente 12,0 mm de diâmetro e 130,0 mm de comprimento. Esses cilindros foram usinados para se obter a geometria mostrada na figura 1. Essas amostras foram encapsuladas em um tubo de quartzo com atmosfera de Ar para tratamento térmico de 1 h a 1000°C visando a homogeneização química e a eliminação do possível encruamento. Posteriormente, as amostras foram temperadas em água. As amostras resultantes foram então forjadas com o intuito de obter os dispositivos para implante. Inicialmente, as amostras sofreram dobramento a quente (850°C) com encharque de 15 minutos em ferramentas com lubrificante (graxa com MoS₂ e óleo mineral) aquecidas a aproximadamente 200°C. A figura 2 exibe detalhes de um corpo de prova após o dobramento.



Figura 1. Detalhes do corpo de prova após usinagem e pronto para o forjamento.



Figura 2. Detalhes do corpo de prova após o dobramento a quente.

A etapa seguinte foi a conformação do protótipo da haste da prótese femoral. As amostras aquecidas a 900°C com encharque de 15 minutos foram forjadas através de ferramentas (moldes na forma de haste femoral) com lubrificante (graxa com MoS₂ e óleo mineral) aquecidas a aproximadamente 200°C.

As amostras foram cortadas longitudinalmente e a preparação metalográfica tradicional envolveu lixamento até lixa grana 1200 e posterior polimento com pasta de diamante de 6, 3 e 1 μm lubrificado com álcool etílico. As amostras foram submetidas ao ataque químico em solução de Kroll consistindo em 5% em volume de HF, 30% em volume de HNO₃ e 65% em volume de H₂O para microscopia ótica (Olympus BX60M). Os ensaios de dureza Vickers serviram para caracterizar as regiões deformadas quanto ao comportamento mecânico básico. A superfície da amostra foi preparada para micro-análise, isto é, bem polida. As medidas foram elaboradas em diferentes regiões microestruturais. Em cada região foram feitas cinco impressões, nas quais foram medidas as diagonais do losango impresso na superfície. Os valores de dureza Vickers foram obtidos pela aplicação de uma carga de 1000 gf durante período tempo de 15 segundos.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A figura 3 apresenta as micrografias de amostras Ti-35Nb fundidas em forno a arco, forjadas e tratadas termicamente a 1000°C durante 1 hora e submetidas a duas diferentes taxas de resfriamento. A liga Ti-35Nb resfriada sob taxa de 4°C/s produz microestrutura formada essencialmente pela fase β. Nos contornos de grão, eventualmente a fase α pode se precipitar. Ao se resfriar tal liga com taxa de 160°C/s, o resultado é uma combinação da fase β com a fase martensítica ortorrômbica α". Tais informações podem ser confirmadas através da análise da

figura 3. A figura 3(a) mostra microestrutura formada essencialmente pela fase β , enquanto que a figura 3.(b) apresenta microestrutura formada por martensita α'' e pela fase β .

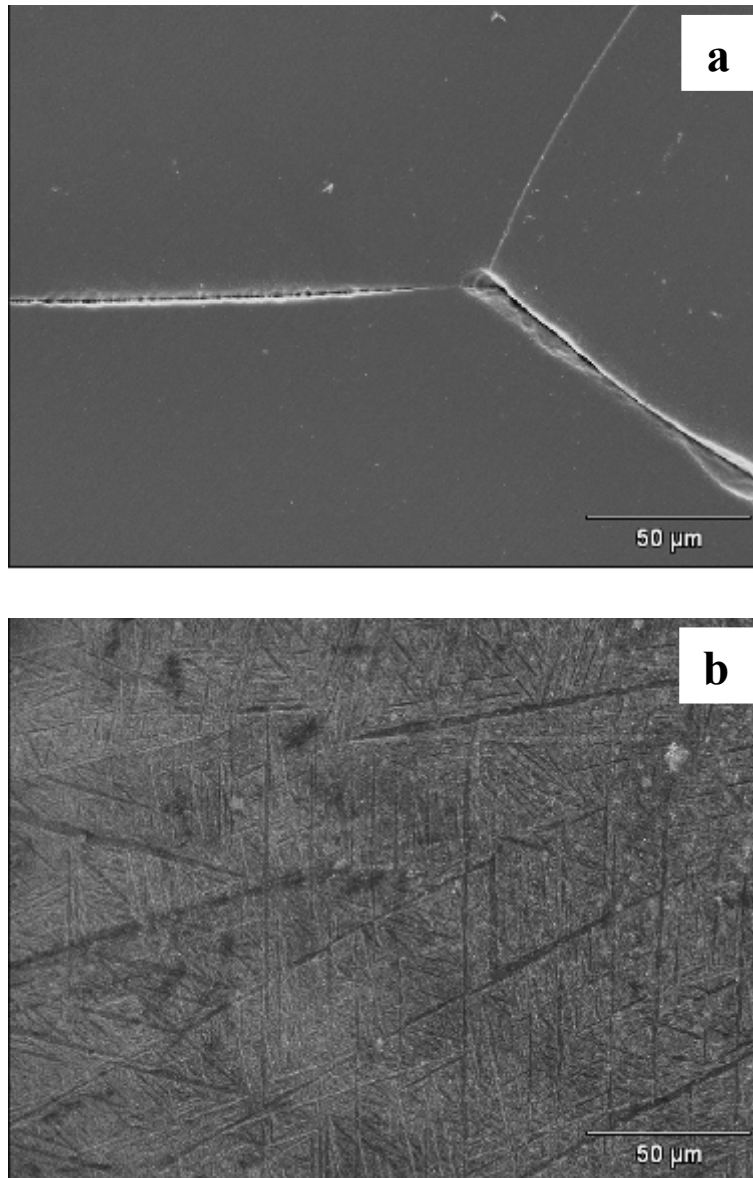


Figura 3. Micrografias de MEV da liga Ti-35Nb que sofreu forjamento rotativo a quente, usinagem e tratamento térmico a 1000°C por 1 hora seguido de (a) resfriamento sob 4°C/s e (b) resfriamento sob 160°C/s.

Tal ocorrência se deve a alta taxa de resfriamento (aproximadamente 160°C/s). Isso é confirmado pela análise de difração de raios-X realizada nas amostras nas duas condições de resfriamento, figura 4.

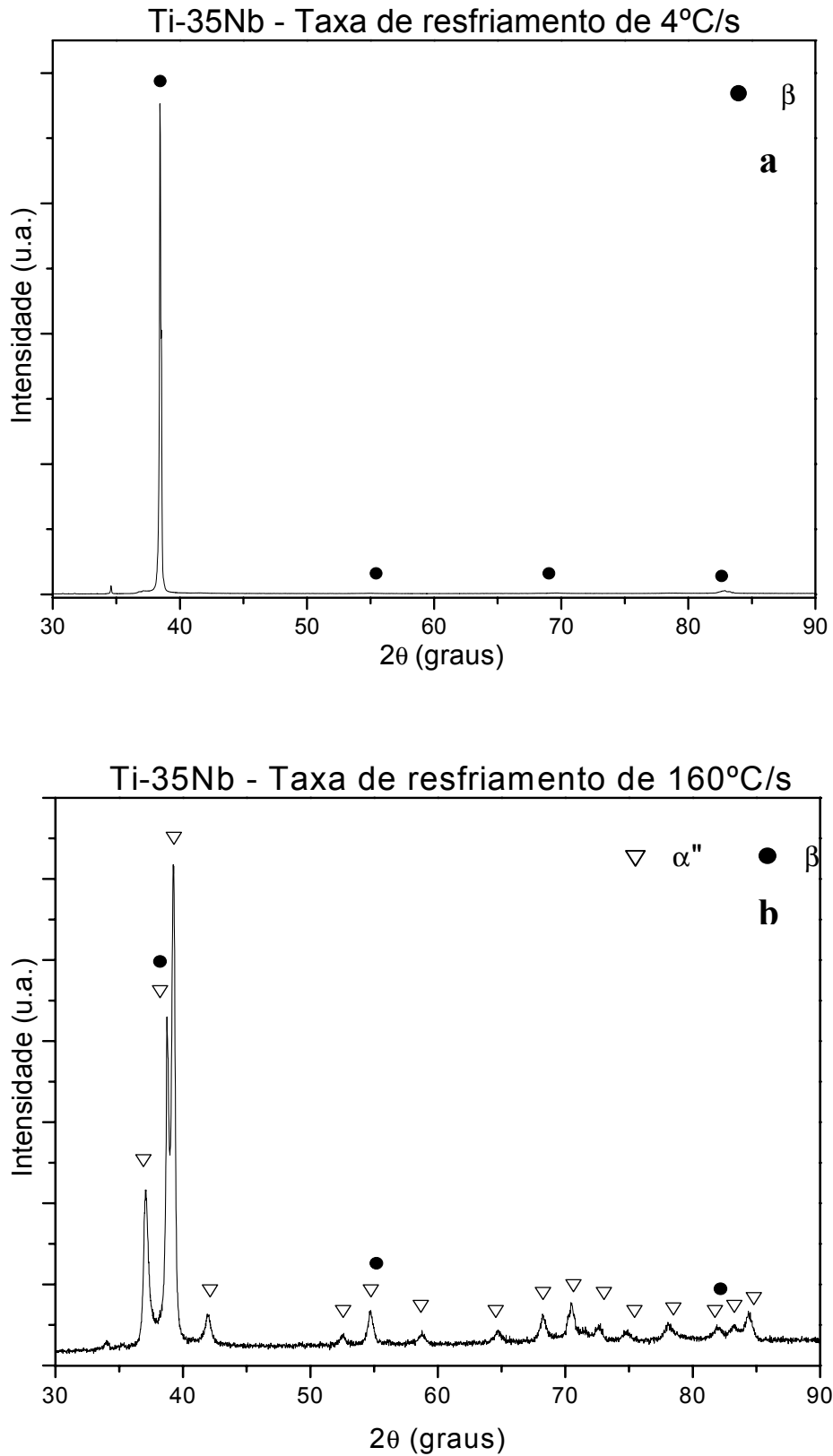


Figura 4. Difratomogramas de raios-X das amostras Ti-35Nb (a) taxa de resfriamento de 4°C/s e (b) taxa de resfriamento de 160°C/s.

De acordo com Mello⁽⁸⁾, amostras da liga Ti-35Nb homogeneizadas em alta temperatura e conformadas a quente mostraram resistência mecânica máxima, sob tração, igual a 559 ± 30 MPa e alongamento de $32,04 \pm 4,67$ %.

No presente trabalho a mesma liga, quando solubilizada em altas temperaturas, conformada plasticamente e resfriada ao ar exibiu módulo de elasticidade determinado através de ensaios acústicos de 67 GPa. Ao ser resfriada rapidamente em água a mesma liga exibiu módulo de elasticidade de 75 GPa. Esse conjunto de informações subsidiou o presente processo de forjamento. A figura 5 apresenta a haste femoral após o forjamento.



Figura 5. Detalhe da haste femoral forjada.

Obteve-se boa qualidade superficial, sem ocorrências de trincas aparentes. A carga de conformação foi de aproximadamente 82 ton. A figura 6 apresenta corte longitudinal da haste femoral forjada.



Figura 6. Macroestrutura da haste femoral forjada antes do acabamento.

Notam-se duas regiões distintas na microestrutura: uma interna e outra periférica. A região periférica tem sinais evidentes de deformação plástica. A figura 7 apresenta microestruturas de uma região periférica com as bandas de deslizamentos presentes. Na figura 7.(a) tem-se a região escura como sendo a

interna e a região mais clara a borda da amostra. A figura 7(b) é um aumento da região periférica salientando as bandas de deformação. Pode-se notar na figura 7(b) a existência de diferentes orientações das bandas de deslizamento de um grão para outro. Tal fenômeno resulta de grãos com diferentes orientações cristalográficas. Tais bandas de deslizamento são indícios de encruamento decorrentes do forjamento a quente realizado nas amostras para a confecção da haste femoral. A figura 8 apresenta um mapeamento de dureza Vickers realizado nas duas distintas regiões.

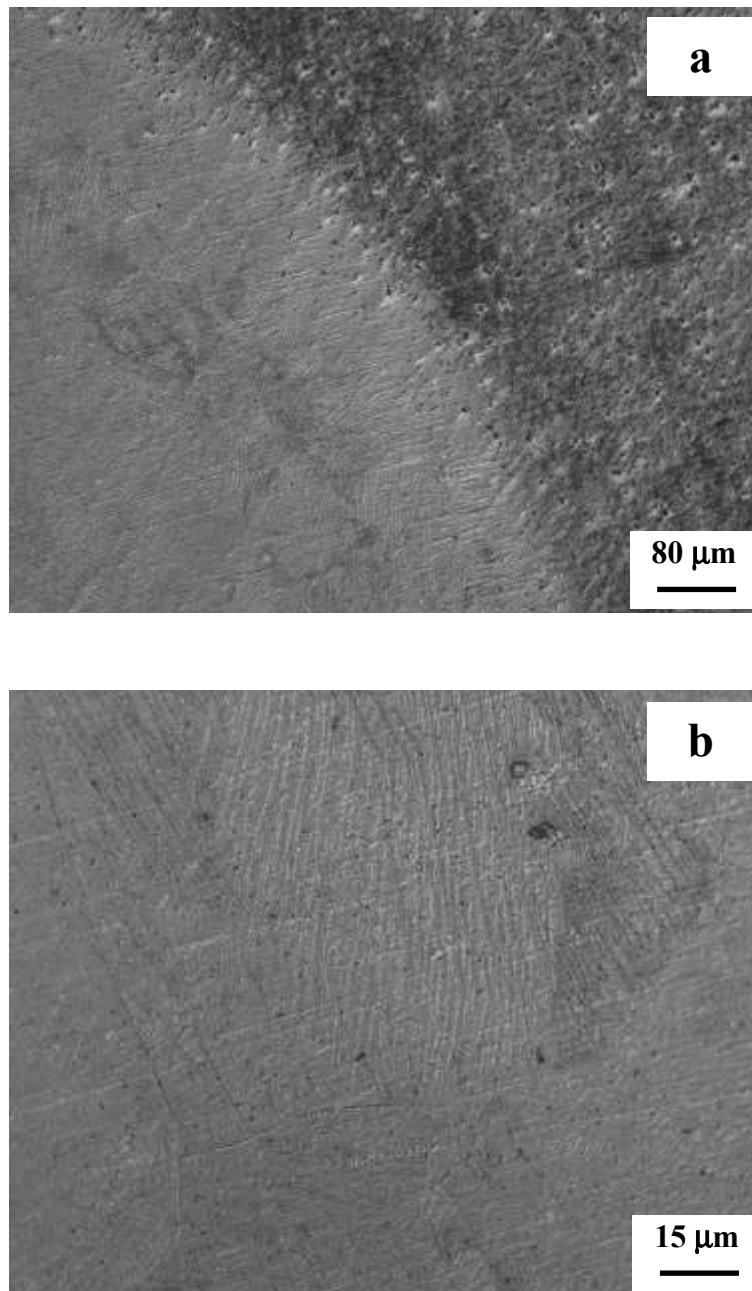


Figura 7. Microestruturas da região periférica da haste femoral, evidenciando bandas de deslizamento.

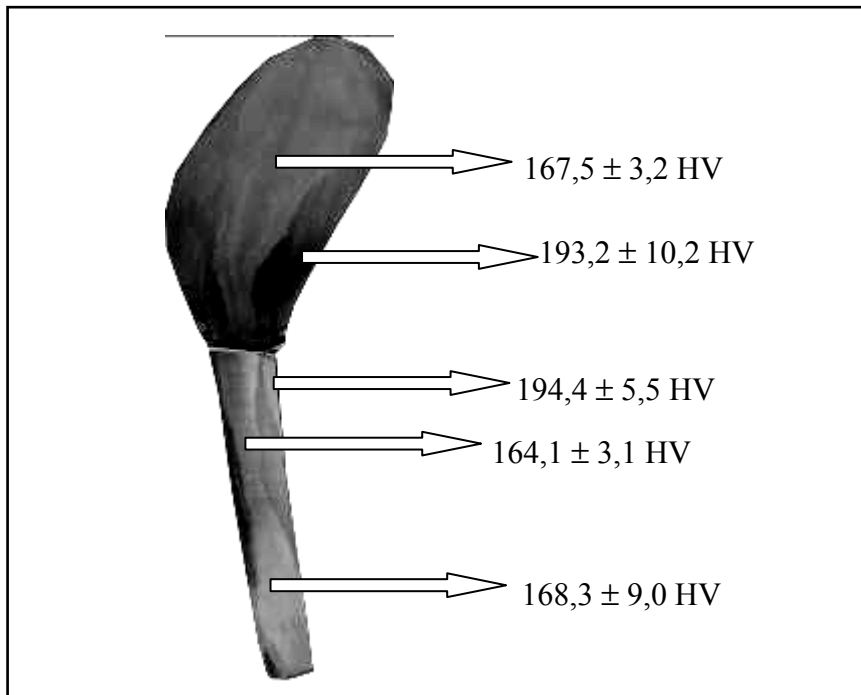


Figura 8. Distribuição de dureza Vickers ao longo da seção longitudinal da amostra processada por forjamento rotativo a quente, usinagem, tratamento térmico a 1000°C / 1 h, têmpera em água (TA) até a temperatura ambiente e posterior, forjamento a quente na forma final de haste femoral.

As medidas de dureza revelaram que a região periférica exibe dureza mais elevada em relação à parte mais interna. Isso é fruto da deformação plástica mais intensa. Enquanto a região periférica exibe valores de dureza em torno de 190 HV, a região central exibe valores próximos a 160 HV. A taxa de resfriamento exercida pelo forjamento é superior ao resfriamento em ar, mas não suficiente para provocar a completa transformação martensítica da amostra. Dessa maneira, a estrutura predominante é a da fase β , com algumas regiões de martensita ortorrômbica provocada não apenas pelo resfriamento, mas também pela deformação plástica imposta.

CONCLUSÕES

A liga Ti-35Nb foi preparada através de fusão a arco, tratada termicamente e forjada a quente. A partir de ensaios de emissão acústica, o módulo de elasticidade foi medido, obtendo-se valores entre 67 e 75 GPa, de pendendo da taxa de

resfriamento imposta. Resultados relativos ao exame microestrutural indicam que o modo de deformação aplicado, bem como as taxas de resfriamento impostas redundou na estabilização da fase β , sem precipitação de fase α em volume que permitisse sua observação via microscopia óptica. Essa análise microestrutural revelou ainda a formação de martensita ortorrômbica em pequeno volume. A microestrutura do produto final após o forjamento pode ser dividida em duas regiões. Uma mais central com dureza Vickers próxima de 160 HV e outra, periférica, onde a dureza medida foi de aproximadamente 190 HV. A região periférica apresenta evidências do encruamento, com sinais de formação de bandas de deslizamento. Considerando que o processo de forjamento foi realizado com relativa facilidade, o que se deve à presença intensa da fase β , que o módulo de elasticidade medido dessa liga pode apresentar valor inferior a 70 GPa, que sua resistência mecânica é de 559 MPa, que o Nb é um elemento biocompatível, pode-se afirmar que tal liga tem condições para ser aplicada na fabricação de implantes ortopédicos.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPESP, CAPES e CNPq pelo suporte financeiro.

REFERÊNCIAS

1. T. Akahori, et. Al., Improvement in fatigue characteristics of newly developed beta type titanium alloy for biomedical applications by thermo-mechanical treatments, *Materials Science and Engineering C*, Vol.25, pp. 248-254, 2005.
2. Y. Okazaki, et. Al., Corrosion resistance and corrosion fatigue strength of new titanium alloys for medical implants without V and Al, *Materials Science and Engineering A*, Vol.213, pp. 138-147, 1996.
3. M. Geetha, et. Al., Effect of termomechanical processing on evolution of various phases in Ti-Nb-Zr alloys, *Journal of Alloys Compounds*, Vol.384, pp.131-144, 2004.
4. L. A. Matlakhova, et. Al., Properties and structural characteristics of Ti-Nb-Al alloys, *Materials Science and Engineering A*, Vol.393, pp.320-326, 2005.
5. C. Leyens, M. Peters, *Titanium and Titanium Alloys – Fundamentals and Applications*. DLR – German Aerospace Center – Institute of Materials Research, Wiley-VCH, Köln, Germany, p. 379, 2003.

6. M. Niinomi, T. Hattori, K. Morikawa, T. Kasuga, A. Suzuki, H. Fukui and S. Niwa, Development of Low Rigidity β -type Titanium Alloy for Biomedical Applications, *Materials Transactions*, Vol.43, pp.2970-2977, 2002.
7. Y-H. Hon, J-Y Wang and Y-N Pan, Composition/Phase Structure and Properties of Titanium-Niobium Alloys, *Materials Transactions*, Vol.44, No. 11, pp. 2384-2390, 2003.
8. G.M.R. Mello, Efeito de elementos betagênicos na estabilidade de fases e propriedades de ligas de titânio para implantes ortopédicos, tese de doutorado, Unicamp, 2004.

FORGING OF HIP PROSTHESIS MADE OF β TITANIUM ALLOY

ABSTRACT

Titanium alloys form a versatile class of biomedical metallic materials. Among them, the β alloys are the most promising as biomaterials due to their high mechanical strength, good corrosion resistance and elevated biocompatibility. The aim of this work was to carry out forging process of β Ti-35Nb alloys and in producing a hip replacement device. Therefore, Ti-35Nb alloys (wt% Nb) were arc melted, solution-treated and hot-worked. Characterization involved optical and scanning electron microscopy and X-ray diffraction. The Young's modulus was evaluated by acoustic techniques, while hardness of forged device was measured. The results obtained suggested that the thermo-mechanical processing led to a microstructure with different characteristics regarding formation of slip bands and hardness.

Keywords: titanium alloys, microstructure, phase transformation