PROSES PERLAKUAN TERMOMEKANIS PADA PADUAN α/β Ti-6Al-6Mo SEBAGAI ALTERNATIF BARU UNTUK APLIKASI

THERMOMECHANICAL TREATMENT PROCESS OF α/β Ti-6Al-6Mo ALLOY AS NEW ALTERNATIVE MATERIALS FOR BIOMEDICAL APPLICATION

Cahya Sutowo¹, Fendy Rokhmanto¹, dan Galih Senopati^{1,*}

¹Pusat Penelitian Metalurgi dan Material, Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia, Gedung 470, Kawasan Puspiptek Serpong, Tangerang Selatan, Banten, Indonesia

*E-mail: gali002@lipi.go.id

ARTICLE INFO

Article history

Received date:

17 November 2016

Received in revised form date:

6 Februari 2017

Accepted date:

2 March 2017

Available online date:

31 May 2017

Abstract

Ti-6Al-6Mo has been casted by arc remelting furnace and followed by the momechanical processing homogenization and hot rolled at 900, 1.000, and 1.100 °C. Ti-6Al-6Mo plate, the product of hot rolled, was characterized using optical microscope and electron microscope to identify the microstructure. X-ray diffraction was conducted to identify phase. Hardness test was conducted by Rockwell method to confirm hardness value of Ti-6Al-6Mo plate. The microstructure of as rolled Ti-6Al-6Mo was α titanium and deformed β titanium. The α and β phase were observed by X-ray diffraction pattern. The hardness value showed the highest hardness value reached at 1.100 °C.

Keywords: *Ti-6Al-6Mo, Arc remelting furnace, Thermomechanical processing, Hot rolled*

Kata kunci:

Ti-6Al-6Mo

Arc remelting furnace

Proses perlakuan termomekanik

Pengerolan panas

Abstrak

Telah dilakukan proses pengecoran paduan Ti-6Al-6Mo menggunakan *arc remelting furnace* dan dilanjutkan dengan proses perlakuan termomekanis berupa homogenisasi dan pengerolan panas pada temperatur 900, 1.000, dan 1.100 °C. Pelat Ti-6Al-6Mo hasil pengerolan panas dikarakterisasi menggunakan mikroskop optik dan mikroskop elektron untuk mengidentifikasi struktur yang terbentuk, analisis pola difraksi sinar-x dilakukan untuk mengidentifikasi fasa yang terbentuk, dan uji keras dengan metode Rockwell dilakukan untuk mengetahui harga kekerasan pelat Ti-6Al-6Mo. Struktur mikro hasil pengerolan berupa struktur titanium α dan titanium β terdeformasi. Fasa titanium α dan titanium β juga teridentifikasi pada grafik pola difraksi sinar-x. Hasil pengujian kekerasan menunjukkan kekerasan tertinggi dicapai pada pengerolan pada temperatur 1.100 °C.

PENDAHULUAN

Biomaterial merupakan material implan yang berfungsi untuk menggantikan maupun memulihkan jaringan hidup beserta fungsinya (Park 1984). Ada beberapa jenis biomaterial berdasarkan jenis material yang digunakan, yaitu biomaterial berbahan logam, keramik, dan polimer. Logam titanium dan paduannya merupakan biomaterial yang paling sesuai untuk digunakan sebagai material implan dibandingkan biomaterial logam lain seperti baja tahan karat maupun paduan Kobal karena keunggulannya seperti modulus elastisitas yang lebih rendah serta ketahanan korosi yang lebih baik (Niinomi, Nakai, and Hieda 2012). Paduan titanium yang sudah sering digunakan untuk aplikasi implan adalah Ti-6Al-4V. Akan tetapi elemen vanadium yang terkandung pada paduan Ti-6Al-4V belakangan diketahui memiliki efek negatif pada tubuh manusia. Oleh sebab itu penelitian untuk mencari paduan alternatif pengganti Ti-6Al-4V dengan paduan lain merupakan tantangan yang harus dijawab (Ribeiro et al. 2009).

Pada penelitian ini digunakan molibdenum sebagai elemen paduan penstabil fasa titanium beta untuk menggantikan elemen vanadium yang diketahui memiliki efek negatif pada tubuh manusia. Penggunaan molibdenum sendiri pernah dilakukan pada paduan biner Ti-Mo, paduan terner Ti-Mo-Nb, dan Ti-Mo-xCr (Cardoso et al. 2014; Xu et al. 2013; Senopati et al. 2016). Molibdenum dipilih karena merupakan elemen penstabil beta yang kuat dan harga molibdenum lebih murah dibandingkan penstabil fasa titanium beta lain seperti vanadium.

Pada penelitian sebelumnya telah dilakukan penelitian dengan melakukan substitusi vanadium dengan molibdenum (Marsumi and Pramono 2014). Akan tetapi, pada penelitian tersebut hanya fokus pada pengaruh penambahan elemen molib-

denum (pengaruh komposisi) pada paduan biner Ti-6Al. Padahal untuk mendapatkan material implan logam berbasis paduan titanium selain harus memerhatikan komposisi kimia tetapi juga harus memerhatikan proses termomekanis yang dilakukan (Kent, Wang, and Dargusch 2013). Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui proses termomekanis berupa homogenisasi dan rol panas pada paduan Ti-6Al-6Mo sebagai alternatif baru material implan paduan titanium.

METODE

Bahan baku yang digunakan pada penelitian ini terdiri dari titanium murni (99,9%), aluminium murni (99,9%), dan molibdenum murni (99,5%). Bahan baku tersebut kemudian dimasukkan ke dalam *chamber arc remelting furnace* dengan komposisi 6% berat Al, 6% berat Mo, dan 88% berat Ti untuk dilakukan proses *remelting*. Proses *remelting* dilakukan dalam suasana *inert* gas argon dan dilakukan berulang-ulang sebanyak delapan kali proses *remelting* dengan sampel dibolak-balik. Tujuannya adalah untuk mendapatkan kehomogenan dari ingot yang akan dihasilkan. Ingot yang dihasilkan dari proses *arc remelting* berupa *pancake ingot* dengan berat ingot 100 g, tebal 10 mm, dan diameter 150 mm.

Ingot tersebut kemudian dipotong dengan mesin potong merek *future tech* dengan ukuran tebal 5 mm panjang 5 mm dan lebar 5 mm untuk kemudian dilakukan proses termomekanis berupa homogenisasi dan proses rol panas. Sampel berbentuk balok yang dihasilkan kemudian dimasukkan dalam tabung kuarsa untuk melindungi ingot dari oksidasi karena logam titanium merupakan logam yang reaktif terhadap oksigen pada temperatur tinggi. Proses homogenisasi dilakukan dalam tungku tabung dalam suasana *inert* gas argon dan

dilakukan pada temperatur 1.100 °C, waktu tahan 24 jam, dan pendinginan dalam tungku. Ingot yang telah dihomogenisasi kemudian dilakukan pengerolan panas pada temperatur 900, 1.000, dan 1.100 °C hingga mencapai tebal 2 mm. Proses pengerolan panas dilakukan secara bertahap dalam tiga tahap, hal ini dilakukan karena memerhatikan kemampuan mesin rol dalam memberikan pembebanan dan mereduksi ukuran ingot.

Pelat Ti-6Al-6Mo dengan tebal akhir 2 mm kemudian dipotong untuk mendapatkan dimensi spesimen uji 2x10x10 mm. Spesimen yang telah dipotong kemudian di-*mounting* menggunakan resin untuk dipreparasi sebelum dilakukan pengamatan metalografi menggunakan mikroskop optic MEIJI Japan. Uji keras pada pelat Ti-6Al-6Mo yang dihasilkan dilakukan dengan menggunakan metode Rockwell. Pengamatan pola difraksi sinar-x dilakukan dengan menggunakan Rigaku Smartlab Diffractometer dengan radiasi Cu K α diopresikan pada tegangan 30 kV dan arus 15 mA. Pengamatan menggunakan mikroskop elektron dilakukan dengan menggunakan SEM JEOL.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Gambar 1 menunjukkan struktur mikro ingot paduan Ti-6Al-6Mo, paduan Ti-6Al-6Mo setelah dilakukan proses homogenisasi, dan paduan Ti-6Al-6Mo setelah proses rol panas pada temperatur 900, 1.000, dan 1.100 °C. Pada gambar tersebut teramati struktur mikro ingot Ti-6Al-6Mo tersusun atas fasa titanium α yang berbentuk

basketweave lath dan fasa titanium β fasa titanium α terbentuk karena adanya elemen aluminium sebagai penstabil fasa titanium α , sedangkan fasa titanium β terbentuk karena adanya unsur molibdenum sebagai penstabil fasa titanium β . Selain dipengaruhi komposisi elemen yang terkandung pada paduan titanium struktur mikro dari paduan titanium juga dipengaruhi oleh laju pendinginan saat proses pengecoran.

Lütjering (1998) menyatakan laju pendinginan pada proses akan mempengaruhi besar butiran α lath. Laju pendinginan yang cepat akan menghasilkan α lath yang kecil dan tipis, sedangkan laju pendinginan yang lambat akan menghasilkan α lath yang lebih besar. Pada Gambar 1b terlihat paduan Ti-6Al-6Mo setelah proses homogenisasi pada 1.200 °C selama 24 jam dan didinginkan pada temperatur tungku memiliki struktur lamelar dengan fasa α lath yang kasar. Struktur lamelar yang kasar disebabkan karena pendinginan lambat dari temperatur β (pendinginan dalam tungku). Pada Gambar 1c-e teramati struktur mikro paduan Ti-6Al-6Mo tersusun atas fasa titanium α dan fasa titanium β berbentuk pipih yang merupakan ciri dari struktur mikro hasil deformasi plastis. Semakin tinggi temperatur rol panas, maka tampak butiran yang terbentuk semakin halus. Kumar mendapatkan hasil yang serupa pada material Titan 31 (Ti-6Al-4V) dengan melakukan rol panas pada 800-850 °C. Dimana besar butir yang dihasilkan semakin halus seiring meningkatnya temperatur rol panas (Kumar, Raghu, and Rajesham 2012).

Gambar 1. Struktur mikro paduan Ti-6Al-6Mo pada posisi ingot, setelah homogenisasi dan setelah proses rolling

Gambar 2 menunjukkan struktur mikro dengan menggunakan mikroskop elektron paduan Ti-6Al-6Mo setelah proses rol panas pada temperatur 900, 1.000, dan 1.100 °C. Pada Gambar 2a terlihat stuktur paduan Ti-6Al-6Mo hasil rol panas pada temperatur 900 terdiri atas fasa α dan fasa β yang terdeformasi. Pada temperatur 1.000 °C terlihat bahwa butiran yang terbentuk semakin halus (Gambar 2b), namun pada temperatur 1.100 °C butiran yang terbentuk lebih kasar.

Gambar 3 menunjukkan pola difraksi sinar-x ingot paduan Ti-6Al-6Mo, setelah dilakukan homogenisasi, dan setelah dilakukan rol panas pada temperatur 900, 1.000, dan 1.100 °C. Fasa titanium α dan titanium β terlihat pada semua kondisi. Keberadaan fasa titanium α dan titanium β sesuai dengan gambar struktur mikro hasil pengamatan mikroskop optik maupun mikroskop elektron.

Gambar 2. Foto SEM paduan Ti-6Al-6Mo setelah rol panas pada 900, 1.000, dan 1.100 °C

Gambar 3. Pola difraksi sinar-x ingot Ti-6Al-6Mo, setelah homogenisasi dan setelah rol panas pada 900, 1.000, dan 1.100 °C

Gambar 4. Nilai kekerasan paduan Ti-6Al-6Mo

Gambar 4 menunjukkan nilai kekerasan ingot Ti-6Al-6Mo, setelah homogenisasi pada 1.200 °C serta setelah rol panas pada temperatur 900, 1.000, dan 1.100 °C. Nilai kekerasan ingot Ti-6Al-6Mo adalah 41 HRC dan setelah dilakukan homogenisasi pada 1.200 °C nilai kekerasannya turun menjadi 35 HRC. Setelah dilakukan rol panas nilai kekerasan Ti-6Al-6Mo meningkat menjadi 36 HRC pada temperatur 900 °C, 37 HRC pada 1.000 °C dan 40 HRC pada 1.100 °C. Peningkatan nilai kekerasan disebabkan oleh besar butir yang dihasilkan semakin halus dengan semakin tingginya temperatur pengerolan. Selain itu juga dipengaruhi oleh fraksi volume β yang meningkat. Fraksi volume fasa β akan meningkat seiring dengan semakin dekat dengan temperatur β transus (Kumar, Raghu, and Rajesham 2012). Meningkatnya fraksi volume dari fasa β terlihat pula dari intensitas puncak fasa β pada temperatur 1.100 °C lebih tinggi dibandingkan dengan intensitas puncak fasa β pada temperatur 900 dan 1.000 °C.

KESIMPULAN

Dari studi proses termomekanis paduan Ti-6Al-6Mo yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa proses termomekanis berupa homogenisasi dan diikuti dengan proses rol panas berpengaruh terhadap struktur mikro dan sifat mekanik dari paduan Ti-6Al-6Mo. Setelah dilakukan proses homogenisasi struktur yang terbentuk menjadi homogen namun butiran fasa α yang berbentuk lamelar menjadi lebih kasar. Struktur yang terbentuk setelah proses rol panas menjadi lebih halus, sehingga harga kekerasan meningkat dibandingkan harga kekerasan pada saat setelah homogenisasi. Proses rol panas pada temperatur 900-1.100 °C cenderung menaikkan nilai kekerasan dari 35 HRC sampai 40 HRC.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Pusat Penelitian Metalurgi dan Material – LIPI yang telah mendanai penelitian ini melalui Kegiatan Tematik tahun 2016. Penulis juga mengucapkan terima kasih

kepada Profesor Kenta Yamanaka dari IMR Tohoku yang telah membantu dalam proses *remelting*.

DAFTAR ACUAN

- Cardoso, Flavia F., Peterson L. Ferrandini, Eder S.N. Lopes, Alessandra Cremasco, and Rubens Caram. 2014. "Ti-Mo Alloys Employed as Biomaterials: Effects of Composition and Aging Heat Treatment on Microstructure and Mechanical Behavior." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 32 (April). Elsevier: 31–38. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.11.021.
- Kent, Damon, Gui Wang, and Matthew Dargusch. 2013. "Effects of Phase Stability and Processing on the Mechanical Properties of Ti-Nb Based β Ti Alloys." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 28 (December). Elsevier: 15–25. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.07.007.
- Kumar, Anoop, T Raghu, and S Rajesham. 2012. "Influences of Temperature of Thermo Mechanical Working on Hardness of Titanium Alloy" 585: 381–86. doi:10.4028/www.scientific.net/AMR.585.381.
- Lütjering, G. 1998. "Influence of Processing on Microstructure and Mechanical Properties of (A+ β) Titanium Alloys." *Materials Science and Engineering: A* 243 (1): 32–45. doi:10.1016/S0921-5093(97)00778-8.
- Marsumi, Yuswono, and Andika Widya Pramono. 2014. "Influence of Niobium or Molybdenum in Titanium Alloy for Permanent Implant Application." *Advanced Materials Research* 900 (February): 53–63. doi:10.4028/www.scientific.net/AMR.900.53.
- Niinomi, Mitsuo, Masaaki Nakai, and Junko Hieda. 2012. "Development of New Metallic Alloys for Biomedical Applications." *Acta Biomaterialia* 8 (11). Acta Materialia Inc.: 3888–3903. doi:10.1016/j.actbio.2012.06.037.
- Park, Joon Boo. 1984. *Biomaterials Science and Engineering*. New York: PLENUM PRESS. doi:0.1007/978-1-4613-2769-1.
- Ribeiro, Ana Lúcia Roselino, Rubens Caram Junior, Flávia Farias Cardoso, Romeu Belon Fernandes Filho, and Luís Geraldo Vaz. 2009. "Mechanical, Physical, and Chemical Characterization of Ti-35Nb-5Zr and Ti-35Nb-10Zr Casting Alloys." *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 20 (8): 1629–36. doi:10.1007/s10856-009-3737-x.
- Senopati, Galih, Cahya Sutowo, I. Nyoman Gede P. A., Edy Priyanto Utomo, and M. Ikhlasul Amal. 2016. "Microstructure and Mechanical Properties of as-Cast Ti-Mo-xCr Alloy for Biomedical Application" 050005: 050005. doi:10.1063/1.4941631.
- Xu, Li Juan, Shu Long Xiao, Jing Tian, and Yu Yong Chen. 2013. "Microstructure, Mechanical Properties and Dry Wear Resistance of β -Type Ti-15Mo-xNb Alloys for Biomedical Applications." *Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition)* 23 (3). The Nonferrous Metals Society of China: 692–98. doi:10.1016/S1003-6326(13)62518-2.