

PERLAKUAN TERMOMEKANIKAL INGOT PADUAN Ti-Al-Mo

Fendy Rokhmanto^{1*}, Galih Senopati², Cahya Sutowo³

^{*123}Pusat Penelitian Metalurgi dan Material – LIPI

*E-mail: fendy.rokhmanto@lipi.go.id

ABSTRAK

Paduan titanium, khususnya Ti-Al-V dikenal sebagai salah satu material implan, namun unsur Vanadium dalam tubuh manusia bersifat racun. Vanadium dalam paduan Ti-Al dapat disubstitusi dengan Molibdeum. Proses pembuatan material implan paduan titanium dapat dilakukan dengan proses arc melting. Pada penelitian ini dilakukan pembuatan ingot paduan Ti-Al-Mo, kemudian dilakukan pengamatan struktur mikro dan kekerasannya setelah mengalami perlakuan termomekanikal. Ingot dibuat dengan memadukan Ti-6%Al-6%Mo (%berat) dalam tungku busur listrik(arc melting), kemudian dilakukan homogenisasi pada temperature 1100 °C selama 24 jam, hot roll dengan pemanasan awal 1100 °C selama 1 jam dan stress relief annealing selama 8 jam dengan variasi temperatur 500, 700 dan 900 °C. Mikrostruktur yang terbentuk tampak adanya fasa α dan β yang terdistribusi secara homogen dan penurunan nilai kekerasan akibat perlakuan termomekanikal stress relief annealing terhadap ingot paduan Ti-Al-Mo

Kata kunci: Ingot, Ti-6Al-6Mo, Arc melting, perlakuan termomekanikal, Stress relief annealing

ABSTRACT

Titanium alloys, especially Ti-Al-V known as implant material, but the Vanadium cause an allergic and toxic in the human body. Vanadium in Ti-Al alloys can be substituted by Molybdenum. Titanium alloys implant material manufactured by arc melting process. In this study an ingot Ti-Al-Mo alloys re-melted in vacuum arc furnace than observed the microstructure and hardness after being subjected thermo mechanical treatment. The composition of alloys are Ti-6%Al-6%Mo (% weight). As cast Ti-6Al-6Mo homogenized at 1100 °C for 24 h, than hot rolled with pre heat 1100 °C for 1h, and stress relief annealing in various temperature 500, 700 and 900 °C for 8 h. Microstructure of ingot Ti-6Al-6Mo alloys is alpha-beta phase that distributed homogenously and the hardness decrease due to the stress relief annealing treatment.

Keywords: Ingot Ti-6Al-6Mo, Arc melting, Thermo mechanical treatment, Stress relief annealing

PENDAHULUAN

Kerusakan tulang akibat kecelakaan lalu lintas ataupun kecelakaan kerja tidak dapat dihindarkan meski prosedur keselamatan telah banyak dikembangkan. Tulang merupakan organ vital dalam tubuh manusia, oleh karena itu berbagai cara dikembangkan untuk memperbaiki kerusakan tulang. Salah satu usaha perbaikan tulang yaitu dengan metode implan. Pada metode implan ini perlu disiapkan material implan yang memenuhi persyaratan implan material yaitu material yang dapat diterima oleh tubuh (biokompatibel).

Pada kondisi tertentu, tim medis ortopedik membutuhkan material implan yang biokompatibel sebagai pengganti tulang rusak atau patah. Material implan logam lebih banyak

digunakan karena sifat mekanik yang dimiliki, yaitu kekuatan dan ketangguhan yang lebih tinggi dibandingkan dengan keramik dan polimer. Menurut Ninomi N. Mitsuo (2002), material implan logam yang biokompatibel yaitu stainless steel free Ni, paduan kobalt (Co) dan paduan Ti.

Paduan Ti untuk pembuatan komponen material implan pada umumnya mengandung 6% Al dan 2 – 4% V. Kandungan Al berfungsi sebagai penguat (reinforce) karena membentuk fasa intermetalik $TiAl_3$ (fasa alfa), sedangkan unsur V berfungsi sebagai pembentuk fasa beta. Fasa beta yang terbentuk dalam matrik alfa pada paduan Ti-6%Al meningkatkan kekuatan, kekerasan, dan mampu bentuk pada logam paduan (N Mitsuo, 1998). Fasa intermetalik

TiAl₃ mempunyai struktur kristal HCP, sedangkan fasa beta berstruktur BCC (Donachie Matthew J. Jr, 2002). Oleh karena itu dalam proses pengerjaannya paduan ini perlu dilakukan dalam kondisi dimana semua fasa dalam struktur BCC yaitu pada suhu diatas temperatur beta transfus yaitu 995 °C (Obasi G.C dkk, 2012).

Vanadium sebagai penstabil fasa beta yang berperan memperbaiki mampu bentuk paduan dalam tubuh manusia menyebabkan alergi dan bersifat racun (N Mitsuo 2002). Oleh karena itu pada penelitian ini dilakukan pembuatan paduan Ti sebagai material implan yang tidak mengandung V, hingga fungsi unsur V ini disubstitusi dengan unsur logam lain yaitu Mo sebagai unsur pembentuk fasa beta. Pembuatan paduan ini dilakukan dengan proses peleburan, yang kemudian ingot hasil peleburan dikarakterisasi dengan foto mikro SEM-EDX dan uji kekerasan setelah dilakukan proses temomekanikal untuk mengetahui karakteristiknya.

METODE

Pembuatan ingot material implan Ti-Al-Mo dilakukan dengan proses arc melting dalam tungku vakum arc furnace. Komposisi almunium dan Molibdenumnya masing-masing sebesar 6% dalam persen berat. Ingot hasil paduan kemudian dilakukan karakterisasi awal dan dilakukan proses termomekanikal, diawali dengan proses homogenisasi pada temperatur 1100 °C selama 24 jam. Proses selanjutnya adalah hot roll dengan pemanasan awal 1100 °C dan waktu tahan 1 jam yang kemudian dilakukan quenching, setelah proses hot roll selesai dilakukan, ingot paduan kemudian dilakukan stress relief annealing selama 8 jam dengan variasi temperatur 500, 700 dan 900 °C.

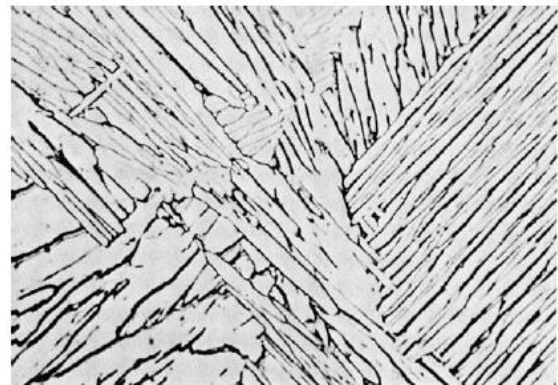
Pengamatan struktur mikro didahului dengan proses polishing hingga 3 mikron menggunakan pasta alumina dan etsa menggunakan larutan HF : HNO₃ : H₂O = 10 : 5 : 85. Ingot paduan kemudian dilakukan pengamatan SEM-EDX dan uji kekerasan dengan metode Rockwell.

HASIL DAN PEMBAHASAN

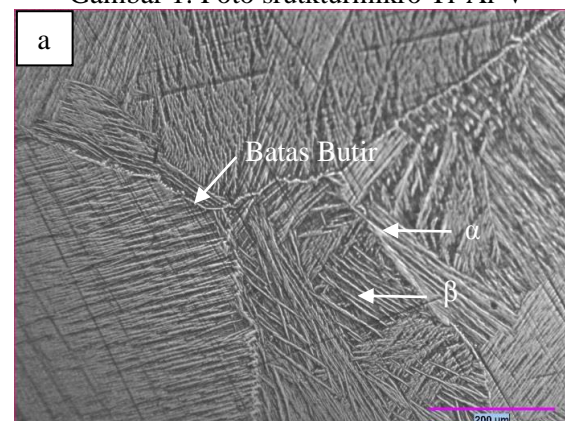
Gambar 1. merupakan struktur mikro paduan Ti-Al-V. Gambar 2. adalah struktur mikro paduan Ti-6Al-6Mo pada kondisi as cast (a), setelah hot roll (b), setelah annealing

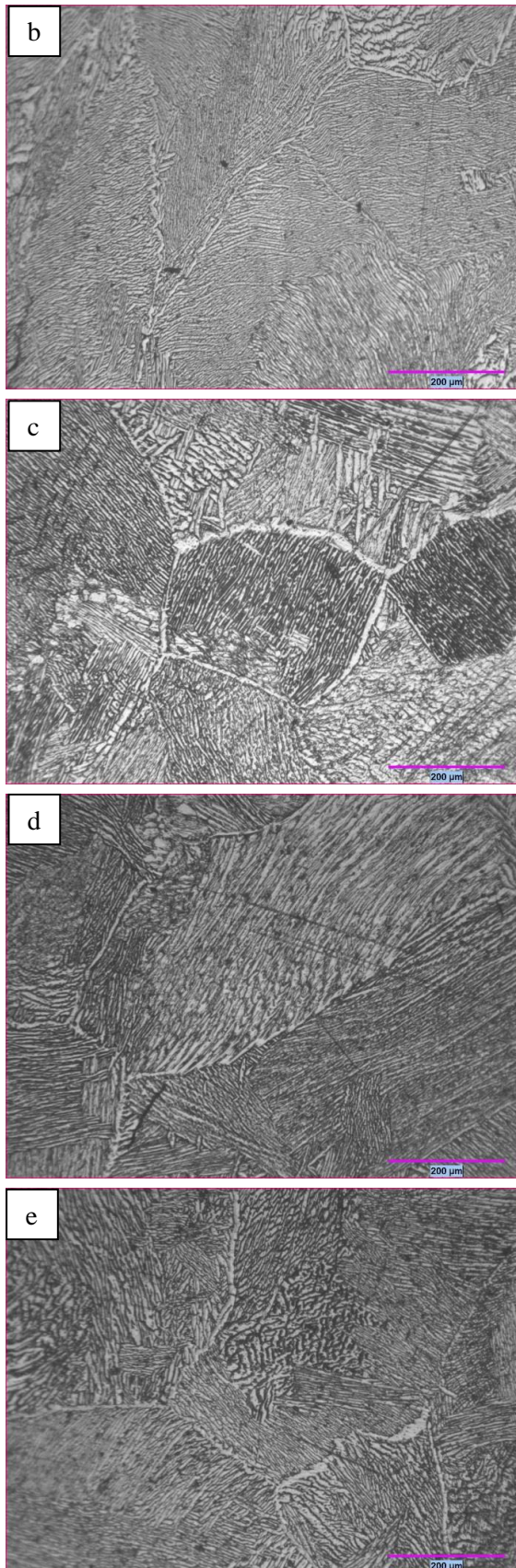
500 °C (c), annealing 700 °C (d), annealing 900 °C (e). Pada Gambar 2. tampak bahwa struktur mikro yang terbentuk adalah perpaduan antara fasa alfa dan beta, hal ini sama seperti pada paduan Ti-Al-V pada Gambar 1. Fasa alfa terbentuk akibat adanya Alumunium sebagai pensatbil fasa alfa sedangkan fasa beta terbentuk akibat adanya Molibdenum sebagai pensatbil fasa beta. Pada temperatur tinggi paduan Ti-Al-Mo berada pada fasa beta (M Kimura dan H Kihimoto, 1999), sedangkan fasa alfa akan mulai terbentuk dibawah temperatur beta transfus (Obasi G.C dkk, 2012).

Pada Gambar 2. fasa alfa adalah bagian yang berwarna terang sedangkan fasa beta adalah bagian yang berwarna gelap. Berdasarkan struktur mikro yang terbentuk, paduan Ti-6Al-6Mo merupakan paduan Ti α-β. Paduan ini mempunyai sifat mekanis yang seimbang apa bila dibandingkan dengan paduan Ti α maupun Ti β, dan mempunyai ketahanan korosi tinggi ditemperatur ruang (Donachie Matthew J. Jr, 2002). Ketahanan korosi inilah yang mendasari paduan Ti α-β cocok untuk digunakan sebagai material implan.



Gambar 1. Foto srutkturmikro Ti-Al-V

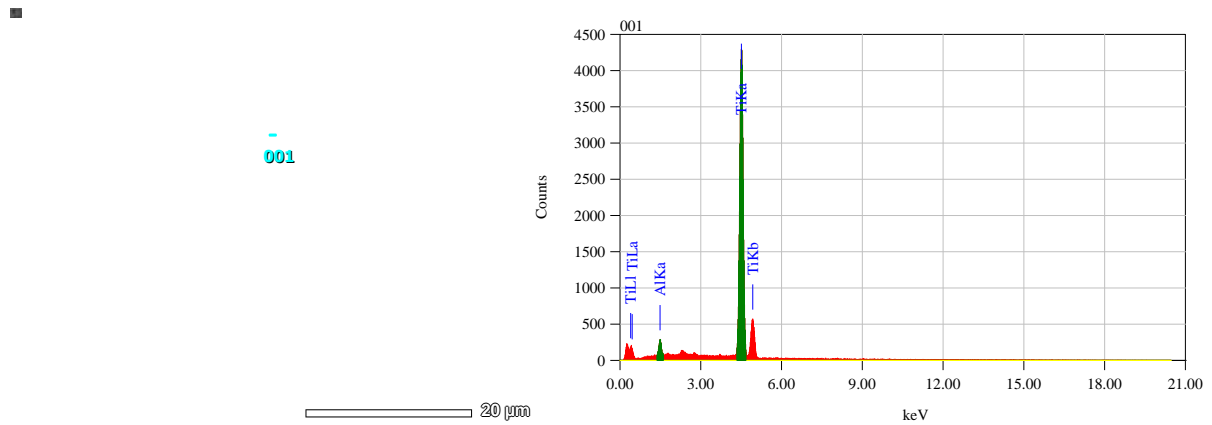




Gambar 2. Struktur mikro paduan Ti-6Al-6Mo as cast (a), hot roll (b), annealing 500 °C (c), annealing 700 °C (d), annealing 900 °C (e) Perbesaran 100x. Etsa HF : HNO₃ : H₂O = 10 : 5 : 85

Hasil analisa semi kuantitatif menggunakan SEM-EDX juga menunjukkan bahwa paduan Ti-6Al-6Mo terdiri dari fasa alfa dan beta. Pada Gambar 3. yang merupakan foto EDX pada kondisi as cast, tampak bahwa titik 001 adalah fasa alfa. Fasa alfa ini terkonfirmasi akibat adanya Aluminium sebagai penstabil fasa alfa sebesar 2.65%. Pada Gambar 4. yang merupakan foto EDX kondisi setelah annealing 700 °C, fasa beta yang terbentuk ditandai dengan adanya Molibdenum sebesar 6.71%, seperti yang ditunjukkan pada titik 004. Sama halnya dengan kondisi-kondisi perlakuan yang lain juga terkonfirmasi adanya unsur Mo pada fasa beta dan tanpa unsur Mo pada fasa alfa.

Proses termo mekanikal pada ingot paduan Ti-6Al-6Mo juga mempengaruhi strukturmikro yang terbentuk. Pada kondisi as cast ingot paduan Ti-6Al-6Mo tampak memiliki fasa alfa yang lebih dominan dibandingkan fasa beta, ukuran butir juga nampak lebih kecil seperti terlihat pada Gambar 2a. Pada kondisi setelah proses hot roll butiran menjadi lebih pipih dan perbandingan fasa alfa dan beta tampak lebih berimbang, seperti yang tampak pada Gambar 2b. Pembentukan fasa beta yang lebih banyak ini diakibatkan adanya proses homogenizing sebelum proses hot roll. Sedangkan bentuk butir menjadi lebih pipih karena adanya deformasi akibat proses hot roll. Proses *stress relief annealing* juga mengakibatkan distribusi fasa alfa dan beta menjadi lebih merata.

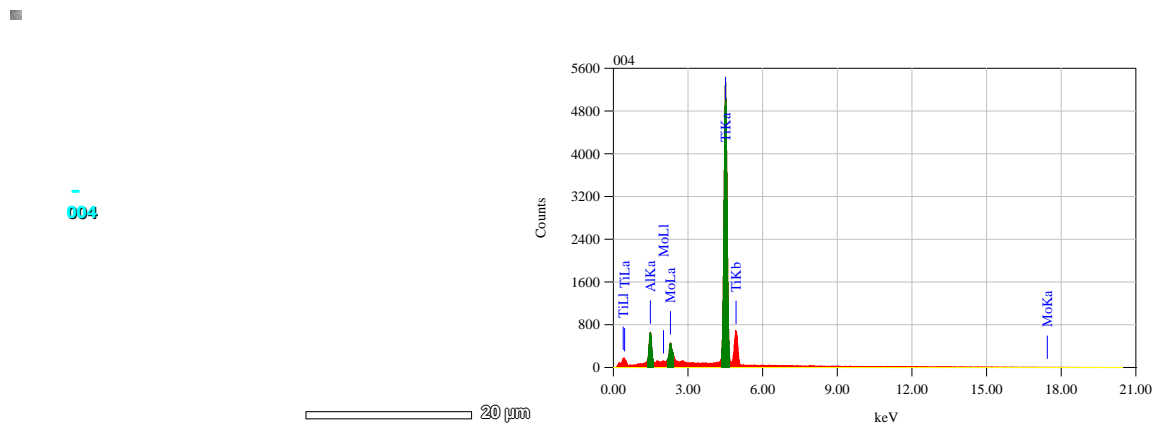


ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.2466

Element	(keV)	Mass%	Error%	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
Al K	1.486	2.65	0.29	4.60				1.5898
Ti K	4.508	97.35	0.39	95.40				98.4102
Total		100.00		100.00				

Gambar 3. SEM-EDX paduan Ti-6Al-6Mo kondisi as cast

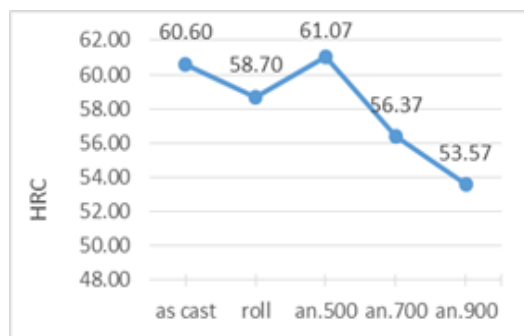


ZAF Method Standardless Quantitative Analysis

Fitting Coefficient : 0.2439

Element	(keV)	Mass%	Error%	Atom%	Compound	Mass%	Cation	K
Al K	1.486	4.41	0.26	7.83				2.7991
Ti K	4.508	88.88	0.36	88.83				91.2010
Mo L	2.293	6.71	0.55	3.35				5.9999
Total		100.00		100.00				

Gambar 4. SEM-EDX paduan Ti-6Al-6Mo kondisi anealing 700 °C



Gambar 5. Grafik uji keras ingot paduan Ti-6Al-6Mo

Gambar 5. menunjukkan nilai uji keras paduan Ti-6Al-6Mo. Nilai uji keras terukur sebesar 60.6 HRC pada kondisi as cast, kemudian turun menjadi 58.7 HRC pada kondisi setelah hot roll, meningkat kembali menjadi 61.1 HRC setelah anealing 500 °C dan kemudian turun menjadi 56.4 HRC pada annealing 700 °C dan 53.4 HRC pada annealing 900 °C

Nilai kekerasan pada kondisi setelah hot roll lebih rendah bila dibandingkan dengan kondisi as cast. Penurunan nilai kekerasan ini bukan berarti mekanisme strain hardening akibat proses hot roll tidak terjadi, melainkan

lebih disebabkan karena tidak homogenya ingot paduan pada kondisi as cast. Unsur pemadu dalam ingot Ti-6Al-6Mo mempunyai perbedaan titik lebur yang cukup signifikan, oleh karena itu fenomena segregasi bisa terjadi dalam paduan. Penurunan nilai kekerasan pada kondisi setelah hot roll juga terjadi akibat dominasi fasa alfa pada kondisi as cast seperti yang tampak pada Gambar 2a. Fasa alfa yang merupakan fasa intermetalik $TiAl_3$ dengan struktur kristal HCP mempunyai karakteristik keras dan getas.

Nilai kekerasan ingot paduan Ti-6Al-6Mo pada kondisi setelah annealing 500 °C meningkat dibandingkan pada kondisi setelah hot roll. Peningkatan ini juga diakibatkan adanya dominasi fasa alfa pada paduan dan akibat efek pengalusan butir seperti yang tampak pada gambar 2c. Pada kondisi setelah annealing 700 °C dan 900 °C nilai kekerasan turun, hal ini diakibatkan karena tegangan sisa akibat proses hot roll telah hilang karena proses stress relief annealing. Pada kondisi annealing 900 °C nilai kekerasan rendah karena pada kondisi ini mendekati dengan temperatur beta tranfus paduan, sehingga fasa beta sudah mulai banyak terbentuk meski masih tetap terbentuk fasa alfa, seperti yang nampak pada gambar 2e.

SIMPULAN DAN SARAN

Berdasarkan analisis yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa paduan Ti-6Al-6Mo merupakan paduan Titanium tipe alfa beta. As cast paduan Ti-6Al-6Mo tidak homogen sehingga perlu dilakukan proses termomekanikal untuk menghomogenkan nilai kekerasan. Proses stress relief annealing pada temperatur 700 °C memiliki nilai kekerasan yang moderat dengan perbandingan fasa alfa dan beta yang cukup berimbang. Perlu dilakukan uji tarik untuk memperoleh karakteristik sifat mekanis yang lebih banyak dan lebih baik.

UCAPAN TERIMAKASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada P2MM-LIPI atas pendanaan yang telah diberikan, serta untuk semua tim yang telah membantu dalam pelaksanaan pengujian penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

- H.J. Rack and J.I. Qazi, 2006. "Titanium alloy for Biomedical Applications", Elsevier Material Science and Engineering C 26 1269-1277
- Hasimoto, Keizo, et.al, 1994 "Alloy Design of Gamma Ti Alumunide Intermetallic Compounds", Nippon Steel Technical Report No 62.
- Kuroda Daisuke, et.al, 1998 "Design and Mechanical Properties of New β Type Ti Alloys for Implant Material", Journal of Material Science and Engineering A243.
- M. Kimura. M, and K. Hashimoto. K, 1999 "High-Temperature Phase Equilibria in Ti-Al-Mo System", Journal of Phase Equilibria Vol. 20 No. 3
- Matthew J. Donachie, Jr, ASM Hand Book Vol. 2, 1995 "Properties and Selection: Non-Ferrous Alloys and Special Purpose Materials", The Material Information Society, Fourth Printing.
- Matthew J. Donachie, Jr, ASM Hand Book, 2000 "Ti A Technical Guide", The Material Information Society, Second Edition.
- Ninomi Mitsuo, 1998 "Mechanical properties of biomedical Ti alloys", Elsevier Material Science and engineering A 243 231-236.
- Ninomi Mitsuo, 2002. Recent Metallic Materials for Biomedical Application. Journal of Metallurgical and Transaction A, Vol. 33A: 477
- Obasi, G.C. et al., 2012. "The influence of rolling temperature on texture evolution and variant selection during $\alpha \rightarrow \beta \rightarrow \alpha$ phase transformation in Ti-6Al-4V". Acta Materialia, 60 (17), pp.6013-6024.
- SUI Yan-wei et al 2008 "Microstruktur and hardness of Ti-6Al-4V alloy staging casting under centrifugal field" Transaction of Nonferrous Metal Society of China 18 291-296