

PERLAKUAN TERMOMEKANIKAL PADUAN Ti-Al-V SEBAGAI MATERIAL IMPLAN

Fendy Rokhmanto^{1*}, Galih Senopati², Cahya Sutowo³, I Nyoman Gede Putrayasa⁴

^{1,2,3,4}Pusat Penelitian Metalurgi dan Material – LIPI

*E-mail: fendy.rokhmanto@gmail.com

ABSTRAK

Paduan titanium, khususnya Ti-Al-V dikenal sebagai salah satu material implan, oleh karena itu perlu untuk diketahui karakteristik mekanisnya, salah satunya adalah kekerasan material. Dalam ilmu metalurgi kekerasan erat kaitannya dengan struktur mikro dan transformasinya dalam proses termomekanikal. Pada penelitian ini dilakukan pengamatan struktur mikro Ti-Al-V dalam setiap proses termomekanikal dan pengujian kekerasan. Proses pengamatan dimulai dari kondisi material awal, setelah proses homogenisasi, setelah proses *hot forging* dan setelah proses *solution treatment* dengan berbagai macam media pendingin yaitu air, oli dan udara. Proses homogenisasi dilakukan pada temperatur 1100 °C selama 12 jam, proses *hot forging* dilakukan pemanasan awal pada temperatur 1100 °C selama 1 jam dengan reduksi 50% dan *solution treatment* dilakukan pada temperatur 1100 °C selama 30 menit, kemudian didinginkan dengan air, oli dan udara. Material paduan kemudian diamati secara mikroskopis menggunakan mikroskop optik dan SEM serta dilakukan uji keras dengan metode Rockwell. Pengamatan metalografi menunjukkan adanya fasa alfa, alfa prime dan beta, pertumbuhan butir dan struktur mikro yang berbentuk equiaxed. Nilai kekerasan paduan meningkat dari 46,7 HRc pada material awal menjadi 51,6 HRc pada pendinginan air, 53,5 HRc pada pendinginan oli dan 56,8 HRc pada pendinginan udara.

Kata kunci: Ti-Al-V, Material implan, Termomekanikal proses

ABSTRACT

Titanium alloys, especially Ti-Al-V known as implant material, therefore it is necessary to know the mechanical properties, one of which is hardness. In metallurgist the hardness is related with microstructure and the transformation during thermomechanical treatment. This paper investigate microstructure Ti-Al-V during thermomechanical treatment and the hardness. Investigation starts at raw material, after homogenizing, after hot forging and after solution treatment with various cooling media which is water, oil and atmospheric. The alloys homogenized at 1100 °C for 12 hour, then hot forging with preheat 1100 °C for 1 hour, 50% reduction, then solution treated at 1100 °C for 30 minutes then cooled with water quench, oil cooling and atmospheric cooling. The alloys characterized with optical microscope and SEM to investigate the microstructure and Rockwell test to investigate the hardness. Metallographic shows that the structure is equiaxed with alpha, alpha prime and beta phase and grain growth transformation. The hardness enhanced from 46.7 HRc at raw material to 51.6 HRc at water quenched, 53.5 HRc at oil cooling and 56.8 HRc at atmospheric cooling.

Keywords: Ti-Al-V, Implant material, Thermomechanical treatment

PENDAHULUAN

Material implan sudah sejak lama dikembangkan. Material logam lebih banyak digunakan karena sifat mekanik yang dimiliki, yaitu kekuatan dan ketangguhan yang lebih tinggi dibandingkan dengan keramik dan polimer. Tidak semua logam bersifat

biokompatibel beberapa diantaranya adalah stainless steel free Ni, paduan kobal (Co) dan paduan Ti (N Mitsuo, 2002).

Paduan Ti-Al-V merupakan salah satu material implan yang sudah banyak digunakan, oleh karena itu perlu untuk diketahui karakteristik sifat mekanisnya.

Paduan Ti-Al-V merupakan paduan titanium tipe alfa beta, hal ini dipengaruhi oleh Aluminium yang merupakan penstabil fasa alfa dan Vanadium yang merupakan penstabil fasa beta. Aluminium dalam paduan bertindak sebagai reinforce dengan membentuk fasa intermetalik $TiAl_3$ yang berfungsi untuk meningkatkan kekuatan dan kekerasan paduan, sedangkan Vanadium bertindak sebagai penstabil fasa beta yang dapat meningkatkan mampu bentuk paduan (N Mitsuo, 1998). Fasa intermetalik $TiAl_3$ mempunyai struktur kristal HCP, sedangkan fasa beta berstruktur BCC (Matthew J. D. Jr, 2000).

Pada penelitian ini digunakan paduan Ti-6Al-4V (*commercial product*) untuk diamatai karakteristik mikrostruktur dan kekerasannya ketika dilakukan proses *thermomechanical treatment*. Proses *thermomechanical treatment* dilakukan pada temperatur diatas beta transus yaitu 995 °C (Obasi G.C dkk, 2012), hal ini dilakukan karena paduan diatas temperatur tersebut berada pada fasa beta yang mempunyai struktur kristal BCC sehingga material mudah untuk dibentuk.

METODE

Pada penelitian ini menggunakan paduan Ti-6Al-4V (*commercial product*) berbentuk *rod bar*, dengan diameter 250 mm dan panjang 1,5 m. Material awal kemudian dipotong dengan panjang 5mm.

Material awal (*rod bar*) dihomogenisasi pada temperatur 1100°C selama 12 jam, kemudian dilakukan proses *hot forging* dengan pemanasan awal 1100 °C selama 1 jam, reduksi 50% lalu dilakukan proses *solution treatment* pada temperatur 1100 °C selama 30 menit, kemudian didinginkan dengan air, oli dan udara. Material *rod bar* maupun hasil *hot forging* dan hasil *solution treatment* dengan variasi media pendingin kemudian diamati secara mikroskopis serta dilakukan uji keras dengan metode Rockwell.

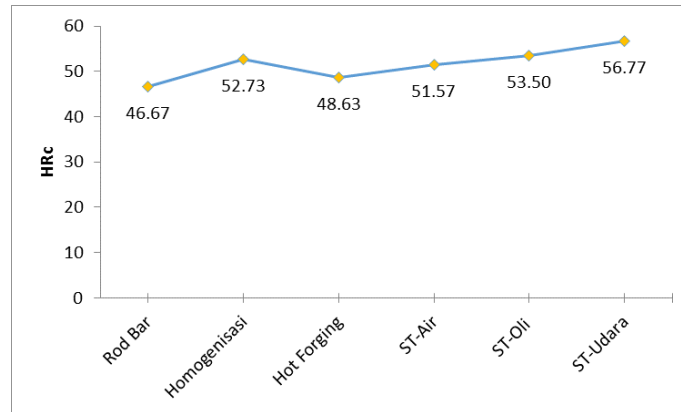
Pengamatan metalografi dilakukan dengan mikroskop optik dan SEM (*scanning electron microscopy*). Sampel diampelas menggunakan kertas ampelas hingga grid 1200,

dilanjutkan polishing dengan larutan poles alumina hingga grid 0,01 μ m. Sampel hasil polishing kemudian dietsa menggunakan HF.

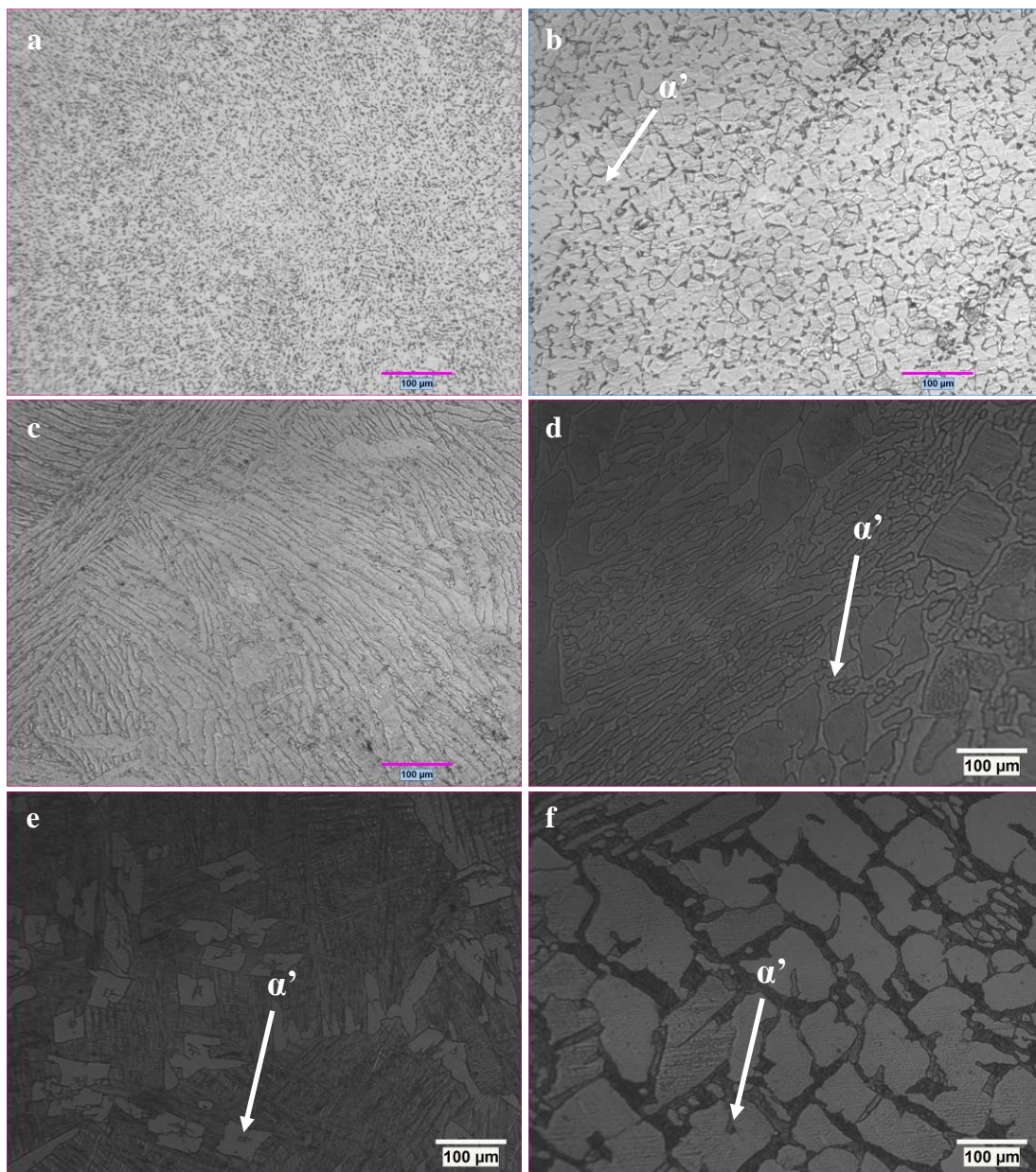
HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil uji keras paduan Ti-6Al-4V dapat dilihat pada Gambar 1. Tampak bahwa nilai kekerasan paduan Ti-6Al-4V pada setiap tahap proses *heat treatment* mengalami peningkatan, kecuali pada kondisi setelah proses *hot forging*. Pada kondisi *rod bar* nilai kekerasan paduan Ti-6Al-4V adalah 46,7 HRc, kemudian meningkat menjadi 52,7 HRc pada kondisi setelah homogenisasi, namun kemudian turun menjadi 48,6 HRc setelah proses *hot forging*. Pada kondisi setelah proses *solution treatment* terjadi peningkatan nilai kekerasan kembali dengan adanya variasi media pendingin. Nilai kekerasan meningkat berturut-turut pada variasi media pendingin air 51,6 HRc, media pendingin oli 53,5 HRc dan media pendingin udara 56, 8 HRc.

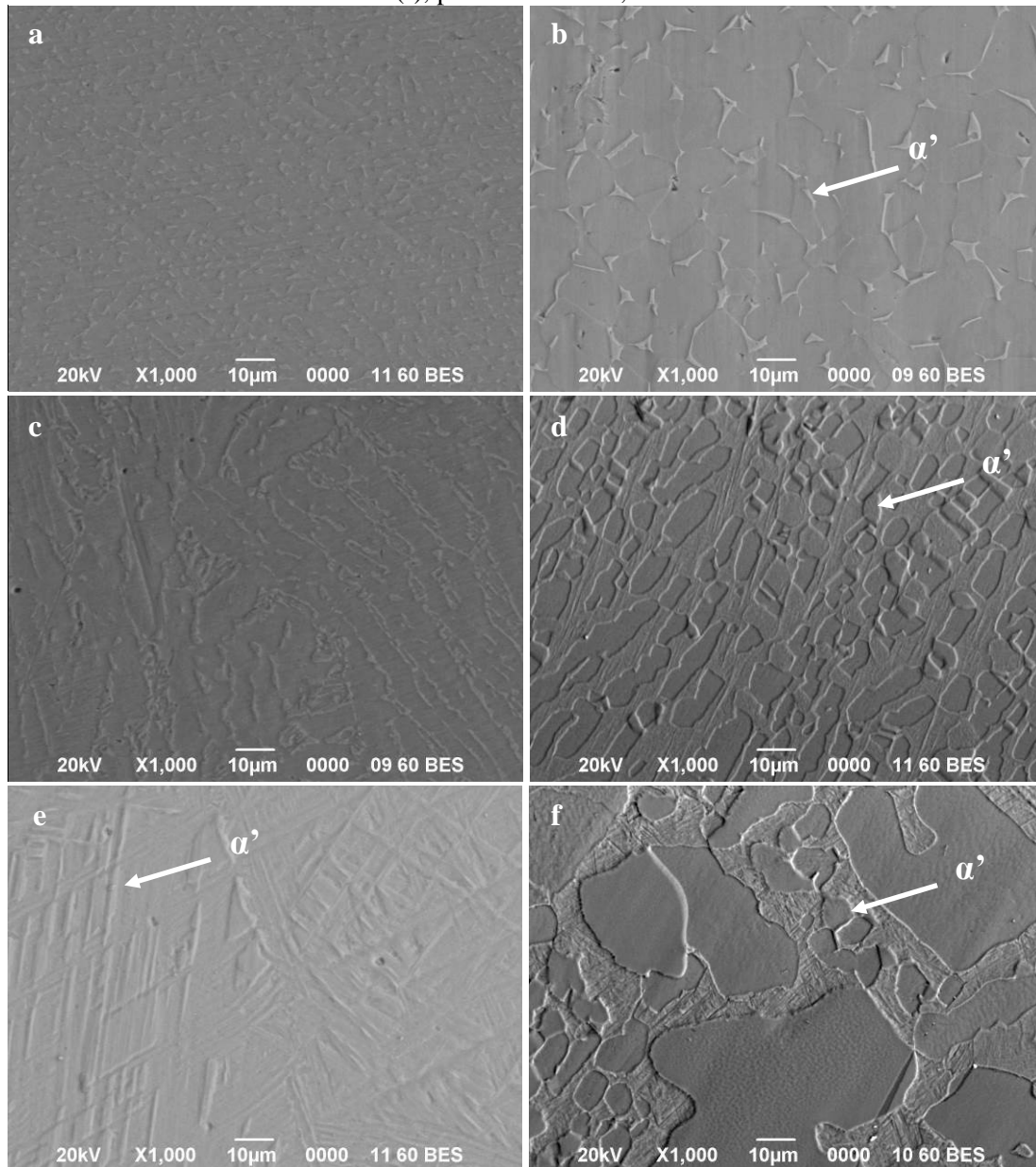
Gambar 2. menunjukkan struktur mikro paduan Ti-6Al-4V pada setiap tahap proses *heat treatment*. Gambar 2a pada kondisi *rod bar*, Gambar 2b pada kondisi setelah homogenisasi, Gambar 2c pada kondisi setelah *hot forging* dan berturut-turut pada kondisi setelah proses *solution treatment* dengan pendinginan air Gambar 2d, pendinginan oli Gambar 2e dan pendinginan udara Gambar 2f. Pada Gambar 2. tampak bahwa paduan Ti-6Al-4V memiliki bentuk butir equiaxed kecuali pada kondisi setelah *hot forging*, yaitu berbentuk plate karena efek deformasi ketika proses *forging*. Paduan Ti-6Al-4V memiliki dua fasa yaitu fasa alfa (α) berwarna terang, fasa beta (β) berwarna gelap dan tampak adanya fasa alfa prime (α') pada Gambar 2b, Gambar 2d, Gambar 2e dan Gambar 2f. Fasa alfa prime (α') terbentuk karena transformasi fasa β menjadi fasa α tidak terjadi secara sempurna sehingga membentuk fasa lain yang disebut fasa α' yang mempunyai struktur kristal sama dengan fasa α (HCP) (Ajeel S A. dkk, 2007).



Gambar 1. Grafik uji keras paduan Ti-6Al-4V



Gambar 2. Mikrostruktur paduan Ti-6Al-4V, *Rod bar* (a), Homogenisasi (b), *Hot forging* (c), *Solution traetment* pendinginan air (d), *Solution traetment* pendinginan oli (e), *Solution traetment* pendinginan udara (f), perbesaran 200x, Etsa HF



Gambar 3. SEM paduan Ti-6Al-4V, *Rod bar* (a), Homogenisasi (b), *Hot forging* (c), *Solution traetment* pendinginan air (d), *Solution traetment* pendinginan oli (e), *Solution traetment* pendinginan udara (f), perbesaran 200x, Etsa HF

Gambar 3. menunjukkan foto SEM paduan Ti-6Al-4V pada setiap tahap proses *heat treatment*. Gambar 3a pada material *rod bar*, Gambar 3b pada kondisi setelah homogenisasi, Gambar 3c pada kondisi setelah *hot forging* dan berturut-turut pada kondisi setelah proses *solution treatment* dengan pendinginan air Gambar 3d, pendinginan oli

Gambar 3e dan pendinginan udara Gambar 3f. Pada Gambar 3. juga teramati bahwa paduan Ti-6Al-4V memiliki 2 fasa yaitu fasa alfa (α) berwarna terang, fasa beta (β) berwarna gelap dan tampak adanya fasa alfa prime (α') pada Gambar 3b, Gambar 3d, Gambar 3e dan Gambar 3f.

Berdasarkan foto struktur mikro pada Gambar 2 dan foto SEM pada Gambar 3 dapat dimengerti bahwa paduan Ti-6Al-4V mengalami perubahan nilai kekerasan. Nilai kekerasan pada proses homogenisasi lebih tinggi dibandingkan material *rod bar* meski memiliki ukuran butir yang lebih besar. Nilai kekerasan meningkat dikarenakan pada kondisi setelah proses homogenisasi terbentuk fasa α' yang memiliki struktur kristal HCP, seperti terlihat pada Gambar 2b dan Gambar 3b.

Pada kondisi setelah *hot forging* terjadi penurunan nilai kekerasan menjadi 48,6 HRc, hal ini diakibatkan karena besar butir pada kondisi setelah *hot forging* lebih besar ketika dibandingkan dengan pada kondisi setelah homogenisasi. Meskipun nilai kekerasan setelah *hot forging* turun ketika dibandingkan dengan setelah homogenisasi, namun tetap mengalami kenaikan ketika dibandingkan dengan material *rod bar* dari 46,7 HRc menjadi 48,6 HRc. Nilai kekerasan ini meningkat disebabkan oleh proses *thermomechanical hot forging* yang mengakibatkan adanya deformasi plastis dan pergerakan dislokasi pada material paduan Ti-6Al-4V.

Peningkatan nilai kekerasan juga terjadi ketika material paduan Ti-6Al-4V didinginkan dengan beberapa variasi media pendingin setelah proses *solution treatment*. Nilai kekerasan meningkat berturut – turut pada variasi media pendingin air 51,6 HRc, media pendingin oli 53,5 HRc dan media pendingin udara 56, 8 HRc. Peningkatan nilai kekerasan ini diakibatkan karena laju proses pendinginan, sudah diketahui bahwa laju pendinginan air lebih cepat daripada oli, dan laju pendinginan oli lebih cepat daripada udara.

Proses *solution treatment* paduan Ti-6Al-4V dilakukan pada temperatur 110 °C (diatas temperatur β transus) sehingga paduan berada pada fasa β . Paduan Ti-6Al-4V pada kondisi temperatur kamar merupakan paduan tipe alfa beta, oleh karena itu pada proses *solution treatment* ketika didinginkan maka sebagian fasa β akan bertransformasi menjadi fasa α . Laju pendinginan yang cepat akan menghambat pembentukan fasa α , sehingga fasa beta yang terbentuk menjadi lebih banyak. Pembentukan fasa α inilah yang mempengaruhi nilai kekerasan paduan, dikarenakan fasa α memiliki struktur kristal

HCP yang mempunyai karakteristik lebih keras. Oleh karena itu paduan Ti-6Al-4V yang didinginkan di udara mempunyai nilai kekerasan yang lebih tinggi dibandingkan dengan nilai kekerasan paduan Ti-6Al-4V pada kondisi yang lain. Hal ini diakibatkan karena fasa α yang terbentuk lebih banyak seperti yang tampak pada Gambar 2. fasa α' yang terbentuk juga lebih banyak dan lebih besar seperti yang tampak pada Gambar 3.

SIMPULAN DAN SARAN

Telah dilakukan analisis nilai kekerasan dan struktur mikro paduan Ti-6Al-4V pada material *rod bar* hingga setelah proses *solution treatment* dengan variasi media pendingin. Berdasarkan analisis dapat disimpulkan bahwa:

1. Proses *heat treatment* dan *thermomechanical treatment* meningkatkan nilai kekerasan
2. Proses *heat treatment* dan *thermomechanical treatment* mengakibatkan terbentuknya fasa alfa prime (α')
3. Laju pendinginan mempengaruhi nilai kekerasan
4. Nilai kekerasan tertinggi 56,8 HRc pada kondisi setelah proses *hot roll* dengan pendinginan air es, nilai kekerasan terendah 48,6 HRc pada material *rod bar*

UCAPAN TERIMA KASIH

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

DAFTAR PUSTAKA

- Ajeel, Sami A and Alzubaydi, Thair L. 2007, *Influence of Heat Treatment Conditions on Microstructure of Ti-6Al-7Nb Alloy As Used Surgical Implant Materials*. Eng & Technology, Vol.25, Suppl.ofNo.3
- 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.