

JURNAL INOVASI ILMU PENGETAHUAN DAN TEKNOLOGI (JIPTEK)



Pengaruh Waktu Tahan Homogenisasi Pada Struktur Mikro Dan Kekerasan Paduan Biomaterial Ti6Mo6Nb

Cahya Sutowo¹, Fendy Rokhmanto²

^{1,2} Program Studi Teknik Mesin, Universitas Pamulang, Jl. Surya Kencana No. 1, Tangerang Selatan, Indonesia

E-mail : dosen01593@unpam.ac.id¹, dosen02043@unpam.ac.id²

Masuk : 23 September 2024

Direvisi: 22 Oktober 2024

Disetujui: 30 Oktober 2024

Abstract: The increasing welfare of the Indonesian population has an impact on the increase in the number of elderly people, where the potential for degenerative bone diseases is increasing. As a result, the need for biomaterials is increasing. Titanium alloys have been applied as the best biomaterials, one of which is Ti-6Al-4V, however, the V element in this alloy has a toxicity element so research needs to be carried out to replace a more suitable material. In this research, a beta Titanium Ti6Mo6Nb alloy was developed. The melting process uses a vacuum arc melting furnace in an argon environment. The homogenization process was carried out at a temperature of 1100 °C, with holding times of 3, 6 and 12 hours. Then the alloy was quenched in a water, and its hardness value was measured using the Vickers micro method, while the microstructure was observed using an optical microscope. The holding time in the homogenization process results in the beta phase transformation becoming more dominant and refining the grains if carried out for a longer duration of homogenization. The highest hardness value of 367 VHN was obtained at a holding time of 12 hours.

Keywords: Homogenizing, Titanium, Beta Titanium, Biomaterial.

Abstrak: Meningkatnya kesejahteraan penduduk Indonesia berdampak pada peningkatan jumlah penduduk usia lanjut, dimana potensi terjadinya penyakit tulang degeneratif yang dideritapun semakin meningkat. Akibatnya kebutuhan akan biomaterial juga meningkat. Titanium paduan telah diaplikasikan sebagai biomaterial terbaik, salah satunya adalah Ti-6Al-4V namun unsur V pada paduan ini memiliki nilai toksisitas yang tinggi, sehingga perlu dilakukan penelitian untuk menggantikan material yang lebih cocok. Pada penelitian ini dikembangkan paduan beta Titanium Ti6Mo6Nb. Proses peleburan menggunakan tungku busur listrik vakum dalam lingkungan argon. Proses homogenizing pada temperatur 1100 °C, dengan waktu tahan selama 3, 6 dan 12 jam. Kemudian paduan didinginkan dengan cepat dan diukur nilai kekerasannya menggunakan metode mikro Vickers, sedangkan struktur mikro diamati menggunakan mikroskop optic. Waktu tahan proses homogenisasi mengakibatkan transformasi fasa beta menjadi lebih dominan dan meghaluskan butir ketika dilaksanakan dalam durasi yang lebih panjang. Nilai kekerasan tertinggi adalah 367 VHN, diperoleh pada waktu tahan 12 jam.

Kata kunci: Homogenisasi, Titanium, Beta Titanium, Biomaterial.

PENDAHULUAN

Meningkatnya kesejahteraan penduduk Indonesia berbanding lurus dengan meningkatnya usia harapan hidup penduduk dan akan berdampak pada peningkatan jumlah penduduk usia lanjut. Berdasarkan data proyeksi penduduk, pada tahun 2020 terdapat 27,08 juta jiwa penduduk lanjut usia di Indonesia atau sekitar 8,49 % dan diprediksi jumlah penduduk lanjut usia pada tahun 2025 sekitar 33,69 juta, tahun 2030 40,95 juta dan tahun 2035 mencapai 15,77% (48,19 juta) [1]. Dengan meningkatnya penduduk usia lanjut maka potensi terjadinya penyakit tulang degeneratif yang dideritapun semakin meningkat. Kerusakan pada tulang atau jaringan dapat diperbaiki atau disembuhkan menggunakan implant sebagai pengganti tulang.

Penyakit tulang dan kecelakan merupakan penyebab utama tingginya angka patah tulang di Indonesia. Sehingga perlu dilakukan rehabilitasi dengan penggantian tulang yang umumnya menggunakan biomaterial, yaitu material sintetik yang digunakan untuk menggantikan atau memperbaiki fungsi jaringan tubuh yang secara

berkelanjutan atau sekedar bersentuhan dengan cairan tubuh [2]. Akibatnya kebutuhan akan biomaterial di Indonesia sangat besar jika dilihat dari prosentase penduduk usia lanjut. Kebutuhan biomaterial sebagian besar (lebih dari 95%) masih diimpor sehingga diperlukan penguasaan teknologi pembuatan biomaterial untuk aplikasi implan tulang secara mandiri sehingga dapat mengurangi ketergantungan terhadap material implan impor.

Kasus kerusakan tulang pinggul merupakan kasus yang dominan disamping kasus-kasus lainnya seperti kerusakan sendi lutut ataupun bagian jaringan keras lainnya. Pada bidang ortopedi, implan merupakan perangkat yang ditempatkan sebagai pengganti tulang yang berfungsi untuk menyangga tubuh baik di dalam tubuh (internal) ataupun di luar tubuh (eksternal). Implana ditempatkan secara tepat didalam jaringan tubuh untuk tujuan tertentu, penanaman implana dimaksudkan untuk mengganti fungsi jaringan atau organ tubuh yang sudah tidak berfungsi lagi.

Implan logam atau biomaterial secara umum dibagi menjadi 4 kategori yaitu logam, polimer, keramik, dan komposit. Pemilihan logam sebagai biomaterial dikarenakan sifat mekanis yang lebih baik bila dibandingkan dengan bahan lainnya. Material logam untuk aplikasi biomaterial terdapat tiga jenis, yaitu *stainless steel*, paduan Co-Cr, dan paduan Titanium [3].

Biomaterial harus memiliki berbagai persyaratan yang dibutuhkan oleh tubuh manusia karena implan ortopedi diaplikasikan untuk memaksimalkan kerja organ tubuh manusia. Sifat dasar yang harus dimiliki oleh implan ortopedi, yaitu sifat biomekanis (kekakuan, kekuatan, kekuatan retak, ketahanan aus, kekuatan fatik dan ketahanan korosi) dan sifat biomedis (toksisitas dan oseointegration). Sifat biomekanis implan ortopedi harus cocok dengan jaringan tubuh tanpa adanya reaksi penolakan dari jaringan tubuh ketika diaplikasikan [4].

Titanium dan titanium paduan telah diaplikasikan sebagai biomaterial terbaik seperti bone plate, dikarenakan memiliki sifat mekanik dan ketahanan korosi yang baik serta densitas dan modulus elastisitas yang relative rendah. Paduan titanium yang sudah umum digunakan yaitu Ti-6Al-4V (ASTM F136) namun dari unsur paduan V ini memiliki nilai toksisitas yang tinggi, sehingga perlu dilakukan penelitian untuk menggantikan material yang lebih cocok untuk menggantikan material tersebut [5]. Kandungan unsur vanadium sebelumnya dimanfaatkan sebagai pembentuk fasa β , akan tetapi kurang bagus bila digunakan sebagai paduan material implan, karena kandungan unsur bermasalah terhadap alergi [4]. Oleh karena itu perlu adanya substitusi unsur vanadium ini.

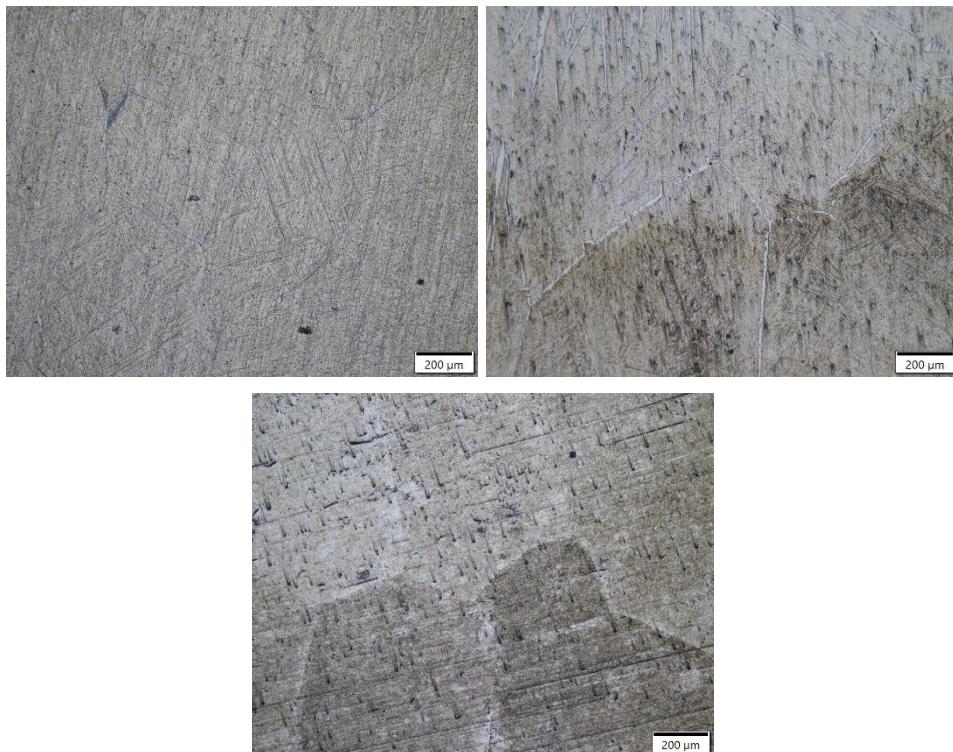
Pada kegiatan penelitian ini dipilih logam titanium karena dalam aplikasinya, paduan titanium lebih banyak dibutuhkan sebagai bahan baku pembuatan komponen implan. Disamping nilai harga bahan baku lebih murah dari pada kobal, juga sifatnya yang ringan serta kekuatannya tinggi sehingga memiliki "strength specific" yang tinggi, ketahanan korosinya baik, non magnetis dan mempunyai sifat mekanis yang baik dan modulus elastisitas yang cukup dekat dengan modulus elastisitas tulang (30 GPa).

Penelitian pembuatan paduan titanium ini melalui proses pengecoran busur listrik vakum dengan menggunakan elektroda tungsten dalam kondisi inert. Selanjutnya dilakukan proses perlakuan panas homogenisasi sehingga diharapkan mendapatkan paduan titanium dengan sifat mekanis yang memadai [5], [6]. Keberadaan kandungan molybdenum dan niobium pada paduan titanium sebagai elemen paduan dapat berfungsi sebagai penstabil fasa β mengarah ke modulus elastisitas yang rendah [6]. Menurut penelitian yang dilakukan Wang (2015) dengan menggunakan metode solution treatment pada paduan Ti-5Al-2Fe-3Mo yaitu dengan cara memanaskan di temperatur β -transus dengan pendinginan yang cepat dapat meningkatkan fraksi fasa β yang mana dapat menurunkan modulus elastisitas [7].

METODOLOGI

Persiapan bahan meliputi bahan titanium murni, niobium murni dan molibdenum murni untuk dilakukan peleburan dengan target hasil peleburan berbentuk ingot kancing dengan berat 20 gram, dengan komposisi Ti6Mo6Nb (wt.%). Proses peleburan menggunakan tungku busur listrik vakum (*electric arc vacuum furnace*) dengan lingkungan argon. Proses *homogenizing* melalui pemanasan menggunakan tube furnace vakum dengan lingkungan inert menggunakan gas argon pada temperatur 1100 °C, Waktu tahan proses homogenisasi divariasi selama 3; 6 dan 12 jam dengan tujuan untuk menghomogenkan struktur mikro yang terbentuk. Kemudian paduan didinginkan dengan cepat dan diukur nilai kekerasannya menggunakan metode uji mikro Vickers, sedangkan struktur mikro diamati menggunakan mikroskop optik.

HASIL DAN PEMBAHASAN

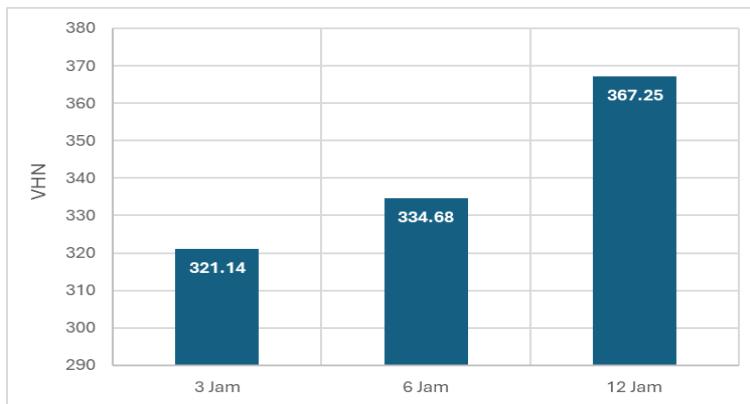


Gambar 1. Struktrur mikro paduan Ti6Mo6Nb setelah dihomogenisasi dengan variasi waktu tahan;
a) 3 jam, b) 6 jam, c) 12 jam, etsa kroll

Gambar 1. Merupakan foto struktur mikro paduan Ti6Mo6Nb setelah dihomogenisasi dengan variasi waktu tahan 3, 6 dan 12 jam. Gambar 1.a merupakan foto struktur mikro dengan waktu tahan 3 jam,tampak bahwa terdapat struktur *nidle-like* atau martensitic, struktur ini merupakan ciri khas dari struktur fasa alfa pada paduan titanium, sebagai contoh pada paduan TiAlV [8]. Pada Gambar 1.b dan 1.c tampak bahwa fasa alfa berangsur menghilang seiring bertambahnya waktu tahan proses homogenisasi. Ukuran butir pada juga tampak menjadi lebih kecil pada kondisi homogenisasi dengan waktu tahan 12 jam (Gambar 1.c).

Struktur fasa alfa akan terbentuk pada paduan Titanium dalam suhu ruang, sedangkan fasa beta terbentuk akibat penabahan unsur-unsur lain yang dikategorikan sebagai penstabil fasa beta, sebagai contoh adalah Molibdenum dan Niobium [8]. Fasa alfa pada paduan titanium terbentuk akibat perubahan fasa beta yang terbentuk pada temperatur diatas 882 °C (*beta transus*) [9], yang kemudian bertansformasi seiring laju pendinginan. Hal ini lah yang mengakibatkan pada proses homogenisasi dengan waktu tahan 3 jam yang diikuti proses pendinginan cepat (*quenching*) terbentuk banyak fasa alfa, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 1.a. Waktu tahan 3 jam mengakibatkan pembentukan fasa beta belum terbentuk sutuhnya, sehingga fasa alfa menjadi dominan. Sedangkan pada waktu tahan yang lebih lama fasa beta lebih dominan, hal ini diakibatkan waktu yg cukup bagi pembentukan fasa beta. Begitu juga dengan ukuran butir, dengan pendinginan yang cepat mengakibatkan penghalusan ukurna butir padaan Ti6Mo6Nb.

Ukuran butir yang semakin kecil juga mengakibatkan nilai kekerasan paduan meningkat seperti yang terlihat pada Gambar 2. Tampak bahwa kekerasan meningkat seiring bertambahnya waktu tahan proses homogenisasi masing masing 321, 335 dan 367 VHN (*hardness Vickers*) pada pengdinginan 3, 6 dan 12 jam. Peningkatan kekerasan pada paduan Ti6Mo6Nb ini di lebih dikarenakan fenomena penghalusan butir, hal ini didasari *strengthening mechanism*. Dimana salah satunya adalah karena ukuran butir yang lebih kecil yang mana mengakibatkan bertambah panjangnya batas butir sehingga pergerakan dislokasi akan semakin terhambat [10]. Seperti diketahui bahwa paduan beta Titanium (fasa beta) mempunyai mampu bentuk yang baik, namun sebagai konsekuensi kekutan paduan akan menurun bila dibandingkan dengan paduan alfa beta atau bahkan alfa [8]. Solution treatment dalam hal ini homogenisasi dapat digunakan sebagai salah satu cara untuk mengontrol sifat mekanis padaan [5], salah satunya kekerasan. Pada penelitian ini proses homogenisasi terbukti mampu meningkatkan nilai kekerasan hingga 367 VHN dimana nilai kekerasan ini tidak berbeda jauh dengan nilai kekerasan padaan alfa beta Ti6Al6Nb [11].



Gambar 2. Kekerasan paduan Ti6Mo6Nb setelah dihomogenisasi dengan variasi waktu tahan

KESIMPULAN

Proses homogenisasi diikuti dengan proses pendinginan cepat dengan variasi waktu tahan selama 3, 6 dan 12 jam telah dilaksanakan, berikut dengan analisis struktur mikro dan kekerasan pada paduan Ti6Mo6Nb. Waktu tahan pada proses homogenisasi mengakibatkan transformasi fasa beta menjadi lebih dominan ketika dilaksanakan dalam durasi yang lebih panjang. Ukuran butir pada struktur mikro juga menjadi lebih halus seiring bertambahnya waktu tahan proses homogenisasi. Nilai kekerasan tertinggi adalah 367 VHN, diperoleh pada waktu tahan 12 jam, dimana menunjukkan bahwa waktu tahan homogenisasi juga meningkatkan nilai kekerasan padaan.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] BPS, “Statistik Penduduk Lanjut Usia 2015,” Badan Pusat Statistik (BPS), Jakarta, Indonesia, 2016. [Online]. Available: <https://www.bps.go.id/id/publication/2016/11/07/f9d00ad72285396ecb1801dc/statistik-penduduk-lanjut-usia-2015.html>
- [2] ASM, *ASM Handbook, Volume 2: Properties and Selection—Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials*, 10th ed. Materials Park, Ohio, USA: ASM International, 1990. [Online]. Available: <https://dl.asminternational.org/handbooks/edited-volume/14/Properties-and-Selection-Nonferrous-Alloys-and>
- [3] Y. Li, C. Yang, H. Zhao, S. Qu, X. Li, and Y. Li, “New Developments of Ti-Based Alloys for Biomedical Applications,” *Mater. (Basel, Switzerland)*, vol. 7, no. 3, pp. 1709–1800, Mar. 2014, doi: 10.3390/ma7031709.
- [4] J. B. Park and J. D. Bronzino, Eds., *Biomaterials: Principles and Applications*, 1st ed. CRC Press, 2002. doi: 10.1201/9781420040036.
- [5] G. Lütjering and J. C. Williams, *Titanium*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2007. doi: 10.1007/978-3-540-73036-1.
- [6] J. B. Borradaile and R. H. Jeal, *Mechanical properties of titanium alloys*. Warrendale: Metallurgical Society of AIME, 1980.
- [7] Z. Wang, H. Cai, and S. Hui, “Microstructure and mechanical properties of a novel Ti–Al–Cr–Fe titanium alloy after solution treatment,” *J. Alloys Compd.*, vol. 640, Dec. 2024, doi: 10.1016/j.jallcom.2015.04.038.
- [8] M. J. Donachie, *Titanium: A Technical Guide*. Materials Park, OH: ASM International, 2000. doi: <https://doi.org/10.31399/asm.tb.ttg2.9781627082693>.
- [9] C. Leyens and M. Peters, *Titanium and Titanium Alloys: Fundamentals and Applications*. Weinheim: Wiley-VCH, 2003. doi: 10.1002/3527602119.
- [10] W. D. Callister Jr. and D. G. Rethwisch, *Materials Science and Engineering: An Introduction*. Hoboken, NJ: Wiley, 2014.
- [11] C. Sutowo, F. Rokhmanto, M. K. Waluyo, and Alfirano, “Pengaruh Variasi Temperatur Solusi Treatment Terhadap Struktur Mikro Dan Kekuatan Paduan Ti-6al-6nb Untuk Aplikasi Biomedis,” in *Prosiding SEMNASTEK Fakultas Teknik Universitas Muhammadiyah Jakarta*, 2017, pp. 1–6.