



Pengaruh Perlakuan Termomekanik pada Paduan Titanium Ti-5Mo-9Nb

Cahya Sutowo¹, Fendy Rokhmanto², Agus Budi Prasetyo³, Dedi Pria Utama⁴

^{1,2,3,4}Program Studi Teknik Mesin, Universitas Pamulang, Jl. Surya Kencana No. 1, Tangerang Selatan, Indonesia

E-mail : ¹dosen01593@unpam.ac.id

Masuk: 30 Oktober 2025

Direvisi: 07 November 2025

Disetujui: 14 November 2025

Abstract: Until now, more than 95% of the material needs for medical devices are still imported, independent mastery of technology can at least reduce dependence on imported implant materials. On the one hand, the increase in the welfare of the population in Indonesia today is directly proportional to the increase in life expectancy of the population. The above conditions will have an impact on the increase in the number of elderly people. The increase in the elderly population will potentially increase the occurrence of degenerative bone diseases suffered by the elderly. This study aims to analyze the effect of the thermomechanical process through hot rolling. The added Mo and Nb elements function as beta phase stabilizers which will certainly affect the microstructure and mechanical properties of titanium alloys. The thermomechanical heat treatment process is an advanced process where the homogenized ingot is then hot rolled at a temperature of 1100 °C in 3 rolling stages until it reaches a 50% reduction. Then characterized by observing the microstructure and mechanical properties. The thermomechanical process involves plastic deformation at high temperatures that affect changes in microstructure and mechanical properties. Plastic deformation combined with recrystallization results in smaller grain sizes, which improves mechanical properties with a relatively uniform increase of 429–450 VHN. Therefore, this thermomechanical processed Ti-5Mo-9Nb-based alloy has the potential for improved medical implant material applications.

Keywords: Biomaterial, Titanium Alloy, Heat Treatment, Homogenization, Thermomechanics.

Abstrak: Sampai saat ini kebutuhan material untuk alat kesehatan lebih dari 95% masih impor, penguasaan teknologi secara mandiri setidaknya dapat mengurangi ketergantungan impor material implan. Di satu sisi, peningkatan kesejahteraan penduduk di Indonesia dewasa ini berbanding lurus dengan meningkatnya usia harapan hidup penduduk. Kondisi tersebut di atas akan berdampak terhadap peningkatan jumlah penduduk usia lanjut. Meningkatnya penduduk usia lanjut akan berpotensi pada terjadinya penyakit tulang degeneratif yang diderita oleh para lanjut usia akan semakin meningkat. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis pengaruh proses *termomekanik* melalui pengerolan panas. Unsur Mo dan Nb yang ditambahkan berfungsi sebagai penstabil fasa beta yang tentunya akan memengaruhi struktur mikro dan sifat mekanis paduan titanium. Proses perlakuan panas *termomekanik* merupakan proses lanjutan di mana ingot yang telah dihomogenisasi kemudian dilakukan pengerolan panas pada temperatur 1100 °C sebanyak 3 tahapan pengerolan sampai mencapai reduksi 50%. Kemudian dikarakterisasi melalui pengamatan struktur mikro dan sifat mekanik. Proses *termomekanik* melibatkan deformasi plastis pada suhu tinggi yang memengaruhi perubahan mikrostruktur dan sifat mekanik. Deformasi plastis yang dikombinasikan dengan rekristalisasi menyebabkan ukuran butir menjadi lebih kecil, yang meningkatkan sifat mekanis dengan peningkatan yang relatif seragam 429–450 VHN. Sehingga paduan berbasis Ti-5Mo-9Nb melalui proses *termomekanik* ini berpotensi untuk aplikasi material implan medis yang lebih baik.

Kata kunci: Biomaterial, Paduan Titanium, Perlakuan Panas, Homogenisasi, Termomekanik.

PENDAHULUAN

Jumlah penduduk Indonesia saat ini lebih dari 250 juta jiwa dengan usia harapan hidup 72 tahun dan diprediksi pada tahun 2050 akan meningkat mencapai usia 80 tahun. Berdasarkan data proyeksi penduduk, pada tahun 2020 terdapat 27,08 juta jiwa penduduk lanjut usia di Indonesia atau sekitar 8,49%, dan jumlah penduduk dengan usia lebih dari 50 tahun juga akan mengalami peningkatan dari 19% jumlah penduduk Indonesia pada tahun 2013 menjadi 38% pada tahun 2050

[1]. Meningkatnya kesejahteraan penduduk Indonesia berbanding lurus dengan meningkatnya usia harapan hidup penduduk dan akan berdampak pada peningkatan jumlah penduduk usia lanjut. Dengan meningkatnya penduduk usia lanjut maka potensi terjadinya penyakit tulang degeneratif yang diderita pun semakin meningkat.

Kerusakan pada tulang atau jaringan dapat diperbaiki atau disembuhkan menggunakan *implant* sebagai pengganti tulang. Kerusakan pada tulang dan jaringan disebabkan oleh beberapa hal, antara lain karena penyakit tulang dan kecelakaan yang merupakan penyebab utama tingginya angka patah tulang di Indonesia. Seseorang yang mengalami patah tulang perlu dilakukan rehabilitasi dengan penggantian tulang yang umumnya menggunakan *biomaterial*.

Biomaterial merupakan material sintetis yang digunakan untuk menggantikan atau memperbaiki fungsi jaringan tubuh yang secara berkelanjutan atau sekadar bersentuhan dengan cairan tubuh [2]. Akibatnya, kebutuhan akan *biomaterial* di Indonesia sangat besar jika dilihat dari persentase penduduk usia lanjut. Kebutuhan *biomaterial* ini sebagian besar masih diimpor, sehingga diperlukan penguasaan teknologi pembuatan *biomaterial* untuk aplikasi *implant* tulang secara mandiri agar dapat mengurangi ketergantungan terhadap material *implant* impor.

Berbagai persyaratan *implant* logam harus dimiliki dan dibutuhkan oleh tubuh manusia karena *implant ortopedi* diaplikasikan untuk memaksimalkan kerja organ tubuh manusia. Sifat dasar yang harus dimiliki oleh *implant ortopedi* yaitu sifat biomekanis (kekakuan, kekuatan, ketahanan aus, kekuatan fatik, dan ketahanan korosi) serta sifat biomedis (toksisitas dan *osseointegration*). Sifat biomekanis *implant ortopedi* harus cocok dengan jaringan tubuh tanpa adanya reaksi penolakan dari jaringan tubuh ketika diaplikasikan [3], [4].

Aplikasi pada penelitian ini adalah untuk *implant ortopedi*, dengan contoh komponen *implant* tersebut adalah *bone plate* yang berfungsi sebagai fiksasi internal patah tulang. *Bone plate* umumnya dibuat dari *biometal* seperti *stainless steel*, paduan *Cr-Co*, dan paduan titanium. Namun, bahan pembuatan *bone plate* ini memiliki permasalahan yaitu adanya fenomena *stress shielding effect*, di mana terdapat ketidaksesuaian antara sifat modulus elastisitas bahan dengan tulang yang hanya sebesar 30 GPa. Hal tersebut dapat mengakibatkan massa tulang yang terosteoporosis menurun hingga 20% dan tulang yang tidak retak berpotensi mengalami *re-fracture* akibat tegangan konsentrasi di sekitar *bone screw*.

Pemilihan logam paduan pada kegiatan penelitian ini didasarkan pada aplikasinya, di mana paduan titanium lebih banyak dibutuhkan sebagai bahan baku pembuatan komponen *implant*. Namun, dalam aplikasinya, pemilihan logam *implant* tergantung pada jenis komponen dan fungsinya, yang umumnya berfungsi sebagai penyangga atau pengganti tulang, sehingga sangat cocok digunakan logam titanium ataupun paduannya. Paduan titanium telah diaplikasikan sebagai *biomaterial* terbaik seperti *bone plate*, karena memiliki sifat mekanik dan ketahanan korosi yang baik, serta densitas dan modulus elastisitas yang relatif rendah [4], [5].

Paduan titanium yang sudah umum digunakan yaitu *Ti-6Al-4V* (*ASTM F136*), namun unsur paduan vanadium (V) ini memiliki tingkat toksisitas yang tinggi, sehingga dilakukan penelitian untuk menggantikan unsur V dengan material yang lebih cocok sebagai material *implant* [4]. Kandungan unsur vanadium sebelumnya dimanfaatkan sebagai pembentuk fasa β , akan tetapi kurang baik bila digunakan sebagai paduan material *implant* karena kandungan unsur tersebut dapat menimbulkan reaksi alergi [3].

Setelah proses pembuatan paduan melalui pengecoran menggunakan tungku busur listrik vakum (*vacuum arc furnace*) pada kondisi inert, selanjutnya dilakukan proses homogenisasi dan perlakuan panas *termomekanik* sehingga diharapkan diperoleh paduan titanium dengan modulus elastisitas yang relatif lebih rendah [4]–[6]. Keberadaan unsur molibdenum (*Mo*) dan niobium (*Nb*) pada paduan titanium berfungsi sebagai penstabil fasa β yang dapat menurunkan modulus elastisitas [5].

Menurut penelitian yang dilakukan oleh Wang (2015) dengan menggunakan metode *solution treatment* pada paduan *Ti-5Al-2Fe-3Mo*, yaitu dengan cara memanaskan pada temperatur β -*transus* dan pendinginan cepat, dapat meningkatkan fraksi fasa β yang menurunkan modulus elastisitas [7]. Untuk mendapatkan material *implant* logam berbasis paduan titanium, selain harus memperhatikan komposisi kimia, juga perlu memperhatikan proses *termomekanik* yang dilakukan [8].

Perlakuan *termomekanik* atau *thermo mechanical treatment (TMT)* akan memengaruhi struktur mikro dan sifat mekanik paduan titanium dengan parameter penting berupa temperatur, waktu tahan, dan reduksi penampang. Pengaruh proses *TMT* terhadap struktur mikro dan kekerasan dapat dilihat dari hasil pengamatan metalografi, analisis *XD*, dan uji kekerasan. Tujuan penelitian ini adalah untuk mengetahui pengaruh proses *termomekanik* berupa proses *roll* (canai) panas setelah homogenisasi serta fungsi penambahan unsur molibdenum dan niobium sebagai penstabil fasa β terhadap struktur mikro dan sifat mekanis paduan titanium sehingga dapat dicapai nilai optimum.

METODOLOGI

Persiapan bahan meliputi bahan titanium murni (99,9%), niobium murni (99,9%), dan molibdenum murni (99,9%) yang akan dilebur dengan target hasil peleburan berbentuk *ingot* seberat 25 gram. Persiapan bahan meliputi preparasi bahan baku logam yang akan digunakan, ketersediaan peralatan proses penelitian dan peralatan pengujian yang digunakan, serta bahan atau peralatan pendukung lainnya. Desain komposisi dan variabel proses meliputi penentuan desain paduan *Ti-5Mo-9Nb* [8].

Sampel yang *di-roll* adalah sampel yang telah mengalami perlakuan homogenisasi pada temperatur 1100 °C dengan waktu tahan (*holding time*) masing-masing 3 jam (sampel A), 6 jam (sampel B), dan 12 jam (sampel C) dengan pendinginan air.

Perlakuan *termomekanik* meliputi pemanasan menggunakan tungku vakum (*tube furnace*) dengan lingkungan gas inert argon, dilanjutkan dengan penggerolan menggunakan mesin rol (*canai*) pada kondisi panas. Proses penggerolan panas dilakukan pada temperatur 1100 °C hingga mencapai ketebalan 1,5 mm. Proses penggerolan panas dilakukan secara bertahap dalam tiga tahap (*3 pass*). Hal ini dilakukan dengan mempertimbangkan kemampuan mesin rol dalam memberikan beban dan mereduksi ukuran *ingot*.

Karakterisasi meliputi pengujian komposisi kimia, struktur mikro, fasa yang dihasilkan, dan sifat mekanis melalui *spark-OES* (*Optical Emission Spectroscopy*), pengamatan metalografi menggunakan mikroskop optik, serta uji kekerasan dengan metode *micro Vickers*.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Paduan titanium pada penelitian ini dibuat berdasarkan perbandingan berat unsur pemandu Ti-Mo-Nb, yaitu 86% titanium, 5% molibdenum, dan 9% niobium. Desain material spesimen uji dibuat sesuai *material balance* sebagaimana ditunjukkan pada Tabel 1.

Tabel 1. *Material Balance*

Spesimen Uji	Unsur Ti	Unsur Mo	Unsur Nb
Ti-5Mo-9Nb	86 % 21,50 gr	5 % 1,25 gr	9 % 2,25 gr

Proses peleburan dilakukan menggunakan *vacuum arc furnace* sebanyak lima kali dengan membolak-balik *ingot* untuk memperoleh paduan yang homogen. *Ingots* hasil peleburan kemudian dikarakterisasi menggunakan *Spark-OES*, dengan hasil uji komposisi kimia paduan disajikan pada Tabel 2.

Tabel 2. Komposisi Kimia *Ingots* Hasil Pengecoran

Paduan Titanium	Ti (%)	Mo (%)	Nb (%)
Ti-5Mo-9Nb	Bal.	4,447	9,000

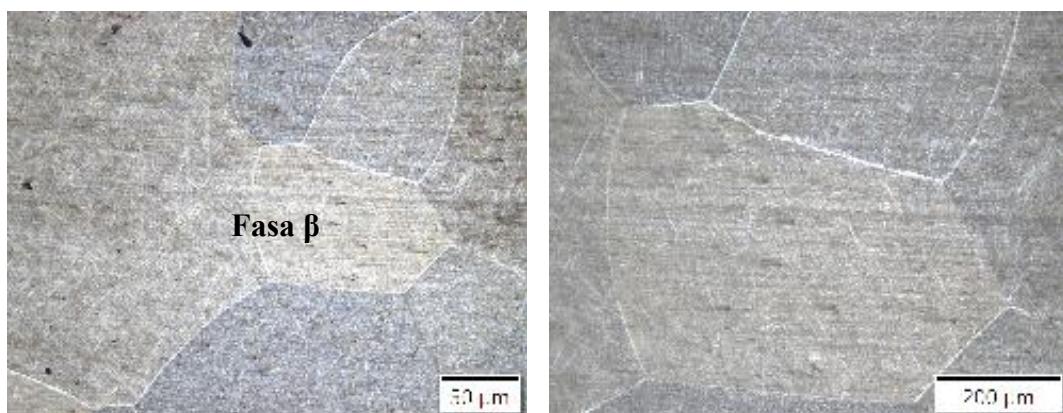
Kandungan molibdenum sebesar 4,447% dengan hasil lebih rendah dari target 5%. Hal ini bisa terjadi karena volatilisasi (penguapan) sebagian unsur Mo pada temperatur tinggi (meskipun Mo tidak terlalu volatil, tetapi bisa ikut terbuang dalam sirkulasi plasma). Ketidaksempurnaan homogenisasi dapat terjadi jika pemanasan kurang lama atau tidak dilakukan *multiple melting*. Kandungan niobium (Nb: 9%) tepat sesuai target, menandakan kontrol suhu dan waktu pencampuran cukup efektif untuk unsur ini. Nb memiliki titik lebur tinggi dan kestabilan yang baik dalam kondisi vakum, sehingga relatif tidak mudah hilang atau menguap.

Sampel hasil penggerolan panas melalui tiga tahapan penggerolan sampai didapatkan reduksi 50% dari tebal awal 3 mm sampai didapat ketebalan akhir 1,5 mm. Proses penggerolan dilakukan sebagaimana pada Gambar 1.



Gambar 1. Sampel Paduan Titanium Hasil Penggerolan

Paduan titanium Ti-5Mo-9Nb menunjukkan struktur mikro dengan kombinasi fasa alfa dan beta, di mana fasa alfa menunjukkan area dengan warna yang lebih gelap dibandingkan dengan fasa beta [9], [10]. Pertumbuhan fasa beta terjadi di sekitar batas butir selama proses pendinginan setelah melewati temperatur beta transus. Butiran membentuk struktur *equiaxed* yang relatif seragam dengan ukuran butir sekitar 200 μm .



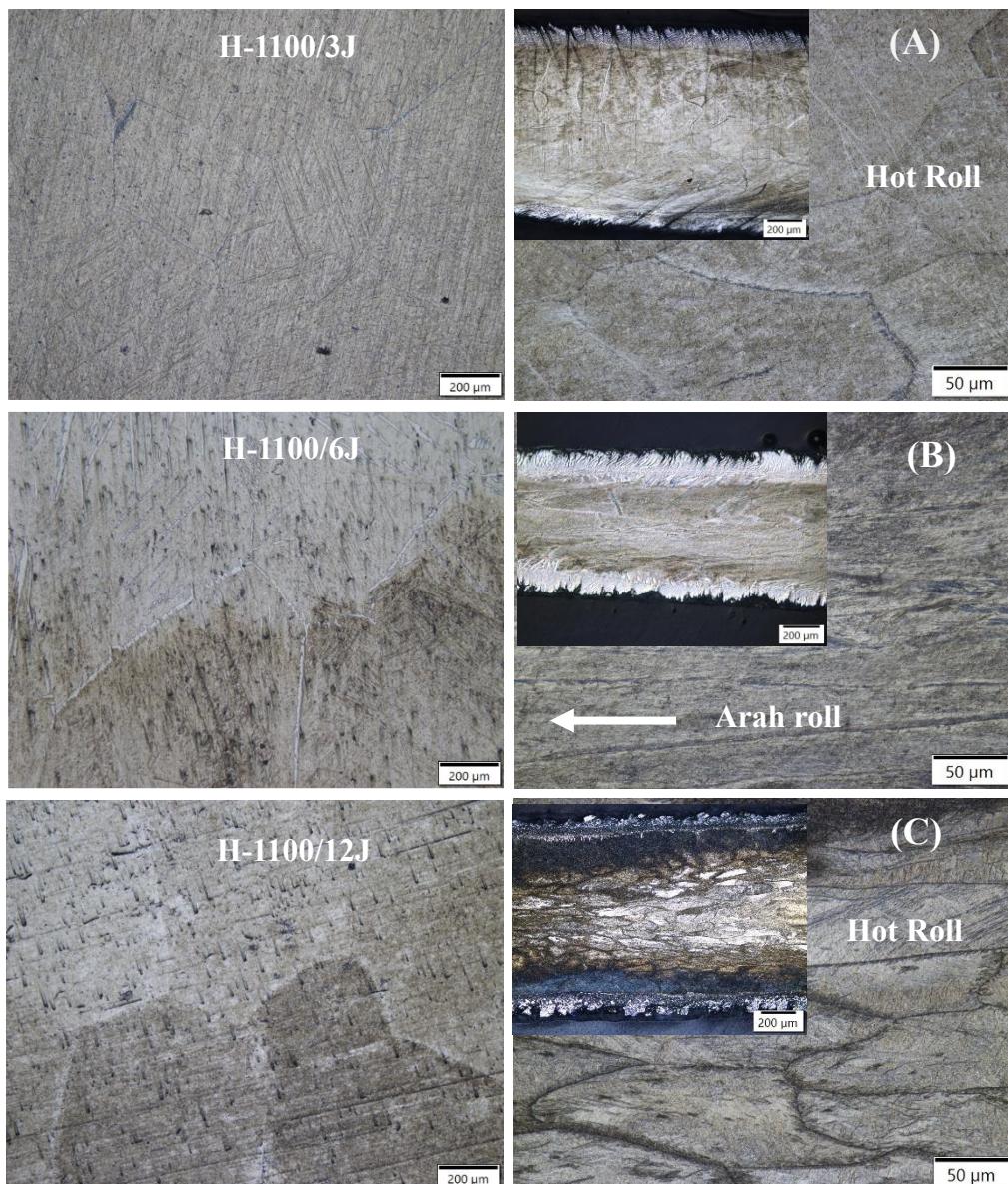
Gambar 2. Struktur mikro ingot paduan Ti-5Mo-9Nb tahap-1 sebelum perlakuan panas.

Etsa Kroll's, 5%HF, 10%HNO₃ + aquades

Fase dominan yaitu fase β -titanium (*body-centered cubic*, BCC), terlihat butiran (*grain*) besar yang poligonal dengan batas butir (*grain boundary*) yang jelas. Warna atau kontras yang seragam menandakan fase tunggal atau dominan tunggal (β -phase), yang umum pada paduan titanium dengan penambahan Mo dan Nb sebagai β -stabilizer. Interpretasi berdasarkan komposisi paduan Ti-5Mo-9Nb, di mana unsur Mo = 4,447% dan Nb = 9%, yang keduanya merupakan unsur β -stabilizer, artinya membantu mempertahankan fasa β pada suhu ruang. Kombinasi ini cukup untuk menghasilkan struktur β tunggal atau dominan, terutama jika proses pendinginan setelah pengecoran cukup cepat.

Struktur mikro paduan Ti-5Mo-6Nb setelah perlakuan panas homogenisasi dengan variasi waktu tahan 3, 6, dan 12 jam pada tahap ke-2 ditunjukkan pada Gambar 3. Pada waktu tahan 3 jam, tampak bahwa terdapat struktur *needle-like* atau martensitik; struktur ini merupakan ciri khas dari fasa alfa pada paduan titanium. Pada Gambar 3b dan 3c, fasa alfa berkurang seiring bertambahnya waktu tahan proses homogenisasi. Ukuran butir juga tampak menjadi lebih kecil pada kondisi homogenisasi dengan waktu tahan 12 jam. Fasa beta terbentuk akibat penambahan unsur yang dikategorikan sebagai penstabil fasa beta, seperti molibdenum dan niobium [11].

Fasa beta pada temperatur beta transus yaitu di atas 882 °C [10], kemudian bertransformasi seiring laju pendinginan. Hal inilah yang terjadi pada sampel hasil proses homogenisasi dengan waktu tahan 3 jam yang diikuti proses pendinginan cepat (*quenching*), di mana terbentuk banyak fasa alfa seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3(a). Pada waktu tahan 3 jam, pembentukan fasa beta belum terbentuk seutuhnya sehingga fasa alfa menjadi dominan, dan tampak bahwa terdapat struktur *needle-like* atau martensitik [12]. Sedangkan pada waktu tahan yang lebih lama, fasa beta lebih dominan. Hal ini diakibatkan waktu yang cukup bagi pembentukan fasa beta. Begitu juga dengan ukuran butir — pendinginan cepat menyebabkan penghalusan ukuran butir pada paduan Ti-5Mo-9Nb seperti terlihat pada Gambar 3(c).



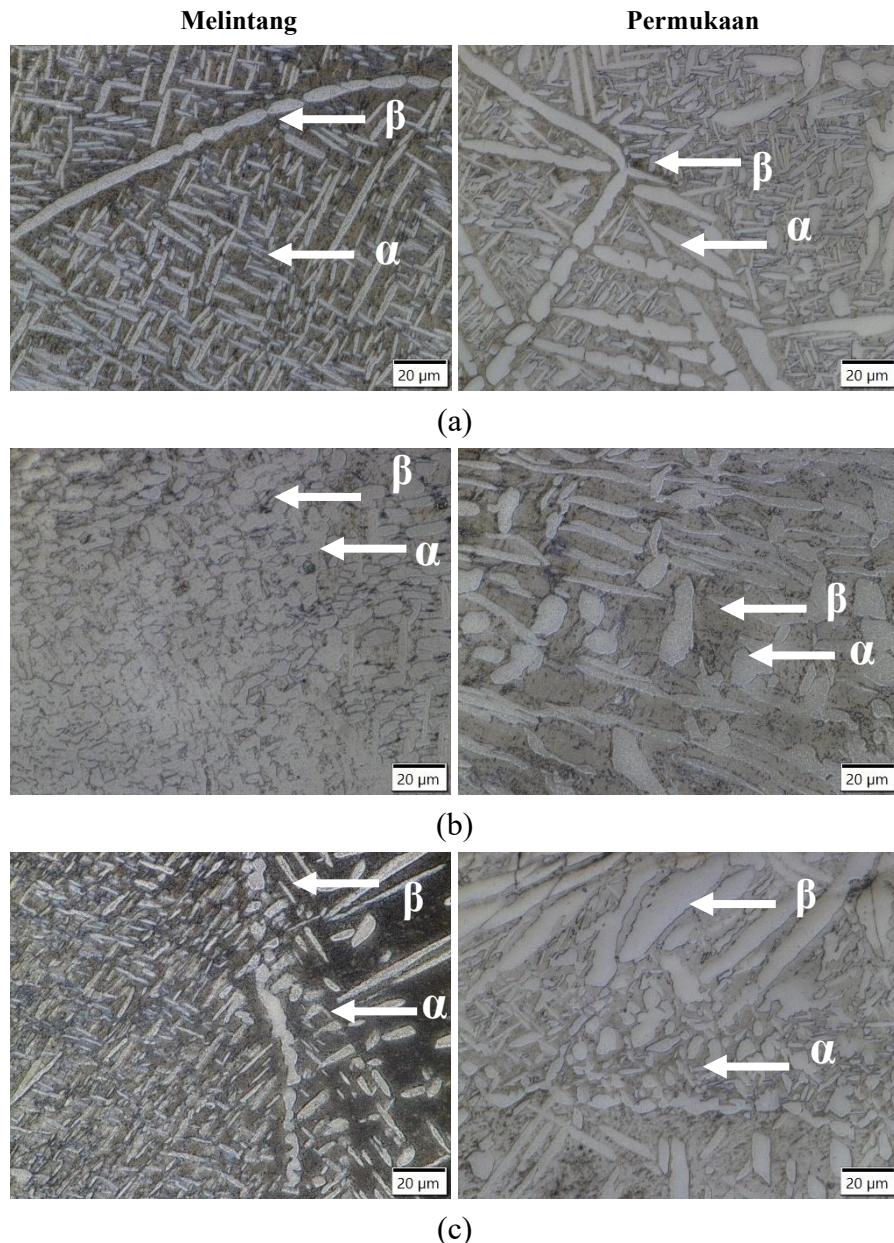
Gambar 3. Struktrur mikro paduan Ti-5Mo-9Nb sebelum rol (kiri) dan sesudah rol (kanan) variasi waktu tahan homogenisasi: (a). 3 jam, (b). 6 jam, (c). 12 jam, (insert; potongan melintang paduan).
Etsa Kroll's, 5%HF, 10%HNO₃ + aquades.

Reduksi total 50% dihasilkan melalui tiga tahapan pengerolan yang dilakukan agar tidak terjadi kerusakan seperti *crack* ataupun retak panas. Pada setiap tahap diikuti dengan pemanasan ulang (*reheating*) untuk mempertahankan suhu di zona plastis yang sesuai. Deformasi plastik saat pengerolan pada temperatur tinggi menyebabkan rekristalisasi dinamis; akibatnya ukuran butir menjadi semakin kecil dan lebih homogen, di mana hal ini juga bergantung pada laju pendinginan pasca-pengerolan.

Pada paduan $\alpha+\beta$ titanium akan terbentuk fasa β yang lebih stabil, mengingat temperatur pengerolan berada di atas temperatur beta transus, di samping pengaruh komposisi unsur paduan sebagai penstabil beta. Pada temperatur pengerolan 1100 °C terjadi transformasi penuh ke fasa beta, dan saat pendinginan fasa β tersebut akan berubah menjadi fasa α' (martensit) atau campuran $\alpha+\beta$ tergantung pada laju pendinginan. Hal ini berdampak pada sifat mekanis paduan titanium [13]. Pendinginan dengan udara alami yang cukup lambat dapat mencegah pembentukan martensit serta menghasilkan butir fasa β yang halus dan beberapa fasa α sekunder.

Hasil pengamatan metalografi menggunakan mikroskop optik (OM) menunjukkan kemunculan fasa alfa. Keberadaan fasa alfa yang merupakan presipitat akan memengaruhi nilai modulus elastisitas karena berperan sebagai penguat pada material. Semakin banyak presipitat alfa, maka nilai modulus elastisitas akan semakin besar. Pengaruh perlakuan panas homogenisasi yang dilakukan sebelumnya juga berperan terhadap ukuran butir fasa beta sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 4. Fasa beta yang terbentuk terlihat lebih besar pada bagian permukaan (kanan) dibandingkan

penampang (kiri), hal ini dikarenakan adanya perbedaan kecepatan pendinginan pada kedua bagian tersebut.



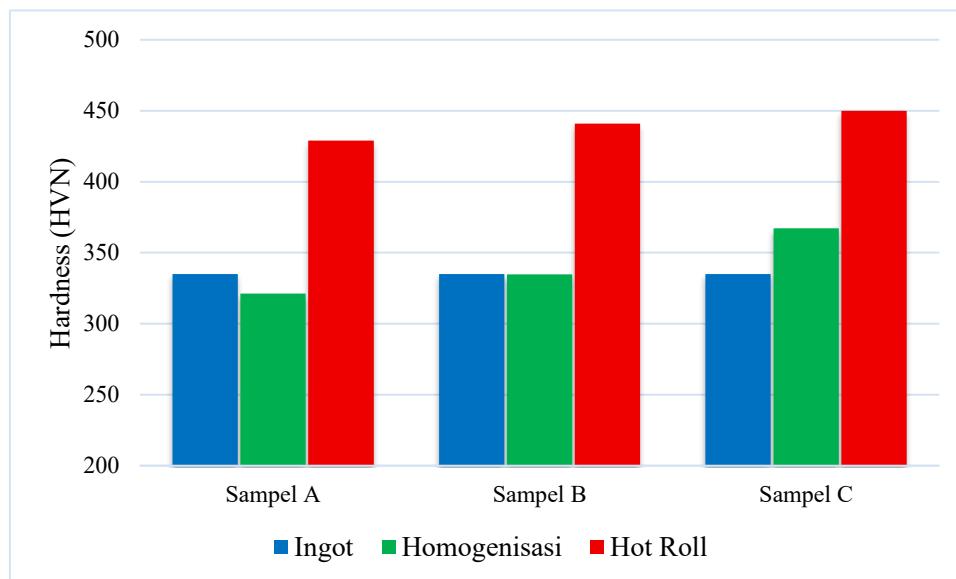
Gambar 4. Struktur mikro paduan Ti-5Mo-9Nb posisi melintang (kiri) dan permukaan (kanan) variasi waktu tahan homogenisasi: (a). 3 jam, (b). 6 jam, (c). 12 jam, Etsa Kroll's, 5%HF, 10%HNO₃ + aquades.

Pengaruh termomekanik terhadap sifat mekanik menyebabkan terjadinya peningkatan kekerasan, dan peningkatan kekerasan ini akan sejalan dengan peningkatan kekuatan. Akibat pengerolan panas, terjadi deformasi dan rekristalisasi yang membentuk butiran lebih halus sehingga berdampak pada kenaikan kekerasan dan kekuatan paduan titanium, yang dikenal dengan efek Hall-Petch. Apabila fase α' terbentuk, maka akan memberikan kekuatan yang tinggi, tetapi kerapuhannya meningkat. Keuletan akan menurun apabila dominasi martensit semakin besar, sementara kekerasan cenderung meningkat seiring pembentukan fase α' dan penghalusan butir. Pendinginan pada proses termomekanik ini terkendali secara alamiah melalui pendinginan udara terbuka, sehingga risiko timbulnya tegangan sisa (*residual stress*) berkurang dan risiko terjadinya distorsi atau retak saat digunakan juga menurun.

Nilai kekerasan rata-rata ingot paduan titanium Ti-5Mo-9Nb sebelum dilakukan perlakuan panas homogenisasi adalah 335 VHN, dan cenderung meningkat setelah perlakuan panas homogenisasi, yaitu 321 VHN pada waktu tahan 3 jam (sampel A), 334 VHN pada waktu tahan 6 jam (sampel B), dan 367 VHN pada waktu tahan 12 jam (sampel C).

Tabel 3. Nilai Kekerasan Rata – Rata Paduan Ti-5Mo-9Nb

Paduan Ti-5Mo-9Nb	A	B	C
Ingot	335	335	335
Homogenisasi	321	335	367
Hot Roll	429	441	450

**Gambar 5.** Grafik Nilai Kekerasan Ti-5Mo-9Nb Setelah Termomekanik dengan Pengerolan Panas

Pada ingot paduan sebelum perlakuan panas menunjukkan nilai kekerasan yang relatif seragam, yaitu 335 HV. Hal ini menunjukkan bahwa struktur homogen β -titanium, namun belum mengalami deformasi plastis atau perlakuan panas yang memicu *hardening*. Pada ingot setelah homogenisasi, kekerasan rata-rata 321 HV, di mana sedikit mengalami peningkatan sekitar ± 6 HV dari ingot. Hal ini disebabkan oleh penyebaran unsur Mo dan Nb yang menjadi lebih merata serta terjadinya *grain boundary cleaning* yang dapat memperkuat batas butir sedikit, namun belum cukup menghasilkan plastisitas atau deformasi untuk memperbesar *hardening*.

Pada sampel hasil homogenisasi dengan waktu tahan 3 jam, nilai kekerasan rata-rata 321 VHN (sampel A), kekerasan ini justru sedikit menurun dibanding sebelum homogenisasi. Hal ini disebabkan proses homogenisasi mulai menurunkan tegangan sisa yang dapat mengakibatkan efek *stress relief*, sehingga menurunkan kekerasan. Waktu tahan yang belum cukup juga menghambat terjadinya rekristalisasi atau penghalusan struktur, sehingga tidak ada fasa baru yang terbentuk melainkan hanya redistribusi unsur.

Pada sampel hasil homogenisasi dengan waktu tahan 6 jam menunjukkan nilai kekerasan rata-rata 334 VHN (sampel B). Nilai ini mendekati nilai kekerasan awal (335 VHN). Redistribusi unsur mulai merata sehingga mengurangi segregasi. Struktur mulai menstabil dengan beberapa fasa β yang lebih homogen. Efek penghalusan akibat *stress relief* mulai diimbangi oleh struktur yang lebih seragam dan kompak.

Pada sampel hasil homogenisasi dengan waktu tahan 12 jam menunjukkan nilai kekerasan rata-rata 367 VHN (sampel C). Kekerasan meningkat signifikan dibanding ingot. Hal ini disebabkan terjadinya difusi maksimal dari Mo dan Nb yang dapat menstabilkan fasa β secara optimal. Kemungkinan terjadi *precipitation strengthening* (pengendapan fasa halus) yang menghambat gerakan dislokasi. Struktur menjadi lebih homogen dan halus, serta kemungkinan terjadi *grain refinement* lokal. Juga dimungkinkan adanya peningkatan densitas dislokasi akibat relaksasi termal dalam waktu panjang.

Perubahan nilai kekerasan menunjukkan bahwa waktu homogenisasi berperan penting terhadap distribusi unsur dan evolusi mikrostruktur. Kekerasan awal yang tinggi pada ingot bukan disebabkan oleh struktur yang optimal, melainkan akibat tegangan sisa. Kekerasan optimal tercapai setelah waktu tahan 12 jam, menandakan homogenisasi penuh dan peningkatan mekanisme pengerasan (*precipitation* atau peningkatan densitas dislokasi).

Setelah *hot rolling*, tampak kekerasan meningkat secara signifikan dengan rata-rata 440 HV, atau mengalami kenaikan sekitar ± 105 HV dibanding kondisi ingot. Hal ini menunjukkan terjadinya deformasi plastis yang besar, sehingga meningkatkan jumlah dislokasi yang merupakan efek *work hardening*. Penyempitan ukuran butir (*grain refinement*) akibat deformasi sesuai dengan prinsip Hall-Petch, serta kemungkinan terbentuknya substruktur atau tekstur deformasi khas β -phase yang memperkeras paduan titanium ini.

KESIMPULAN

Kesimpulan hasil penelitian ini adalah bahwa proses pemanfaatan (alloying) dapat dilakukan dengan penambahan unsur molybdenum dan niobium sebagai penstabil fasa beta, sehingga dapat meningkatkan jumlah fasa beta yang terbentuk. Proses ini kemudian dilanjutkan dengan perlakuan termomekanik untuk memperoleh sifat mekanik yang optimum. Proses termomekanik yang melibatkan deformasi plastis pada suhu tinggi memengaruhi perubahan mikrostruktur dan sifat mekanis paduan. Transformasi fasa pada titanium $\alpha+\beta$ berpengaruh terhadap sifat mekanik dengan nilai kekerasan sebesar 335 VHN, yang lebih rendah dibandingkan paduan Ti-6Al-4V yang tersedia di pasaran. Deformasi plastis yang dikombinasikan dengan rekristalisasi menyebabkan ukuran butir menjadi lebih kecil, sehingga meningkatkan kekerasan dengan nilai yang relatif seragam pada kisaran 429–450 VHN. Paduan berbasis Ti-5Mo-9Nb yang melalui proses termomekanik ini berpotensi untuk digunakan sebagai materialimplan medis dengan performa yang lebih baik.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] B. P. S. (BPS), *Statistik Penduduk Lanjut Usia*. Jakarta: Badan Pusat Statistik, 2015.
- [2] A. S. M. International, *ASM Handbook: Nonferrous Alloys and Special-purpose Materials, Volume 2*. Materials Park, Ohio: ASM International, 1990.
- [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: <https://doi.org/10.3390/ma7031709>.
- [4] G. Lütjering and J. C. Williams, *Titanium*. Berlin: Springer, 2007. doi: <https://doi.org/10.1007/978-3-540-73036-1>.
- [5] J. B. Borradaile and R. H. Jeal, *Mechanical Properties of Titanium Alloys*. Oxford: Pergamon Press, 1981.
- [6] S. Bauer, P. Schmuki, K. von der Mark, and J. Park, “Engineering biocompatible implant surfaces: Part I: Materials and surfaces,” *Prog. Mater. Sci.*, vol. 58, no. 3, pp. 261–326, 2013, doi: <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2012.09.001>.
- [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, pp. 253–259, Dec. 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2015.04.038>.
- [8] C. Sutowo and F. Rokhmanto, “Sintesis Paduan Titanium Berbasis Ti-Mo-Nb Untuk Aplikasi Biomaterial,” *J. Tek. Mesin Cakram*, vol. 6, no. 1, pp. 57–61, Jul. 2023, doi: <https://doi.org/10.32493/jtc.v6i1.31807>.
- [9] D. Kent, G. Wang, and M. Dargusch, “Effects of phase stability and processing on the mechanical properties of Ti–Nb based β Ti alloys,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 28, pp. 15–25, 2013, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.07.007>.
- [10] L. J. Xu, Y. Y. Chen, Z. G. Liu, and F. T. Kong, “The microstructure and properties of Ti–Mo–Nb alloys for biomedical application,” *J. Alloys Compd.*, vol. 453, no. 1, pp. 320–324, 2008, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2006.11.144>.
- [11] L. Yumeng, L. Jinxiu, L. Shukui, and C. Xingwang, “Effect of Hot-rolling Temperature on Microstructure and Dynamic Mechanical Properties of Ti-6Al-4V Alloy,” *Rare Met. Mater. Eng.*, vol. 47, no. 5, pp. 1333–1340, 2018, doi: [https://doi.org/10.1016/S1875-5372\(18\)30131-0](https://doi.org/10.1016/S1875-5372(18)30131-0).
- [12] C. Sutowo and F. Rokhmanto, “Pengaruh Waktu Tahan Homogenisasi Pada Struktur Mikro Dan Kekerasan Paduan Biomaterial Ti6Mo6Nb,” *J. Inov. Ilmu Pengetah. dan Teknol.*, vol. 6, no. 1, pp. 26–29, Oct. 2024.
- [13] A. A. Salem, M. G. Glavacic, and S. L. Semiatin, “The effect of preheat temperature and inter-pass reheating on microstructure and texture evolution during hot rolling of Ti–6Al–4V,” *Mater. Sci. Eng. A*, vol. 496, no. 1, pp. 169–176, 2008, doi: <https://doi.org/10.1016/j.msea.2008.05.017>.