

## Proses *Solution Treatment* Material Implan Berbasis Titanium Paduan Tipe A + B (Ti-6Al-4V Dan Ti-6Al-7Nb) Dan Tipe B (Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr) sebagai Komponen Fiksasi Tulang Patah

Meiki Eru Putra<sup>1,\*</sup>, Gunawarman<sup>2)</sup>

<sup>1,2)</sup>Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Andalas, Padang

Email: meikieruputra@gmail.com<sup>\*)</sup>

### Abstrak

Penelitian ini mencoba untuk merekayasa sifat mekanik dari 2 jenis titanium yaitu titanium paduan tipe  $\alpha+\beta$  (Ti-6Al-4V dan Ti-6Al-7Nb) dan Titanium tipe  $\beta$  (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr) untuk material fiksasi tulang patah. Rekayasa sifat mekanik yang dilakukan adalah proses perlakuan panas berupa *solution treatment* dan diikuti pendinginan cepat menggunakan media air dalam rangka mendapatkan sifat mekanik yang paling optimum dan mendekati kelenturan tulang asli. Setelah itu dilakukan pengamatan struktur mikro menggunakan mikroskop optik dan *Scanning Electron Microscope* (SEM). Berdasarkan hasil pengujian kekuatan tarik awal pada material titanium tipe  $\alpha+\beta$  sebelum dilakukan proses perlakuan panas diperoleh kekuatan tarik rata-rata Ti-6Al-4V (Ti-64), Ti-6Al-7Nb (Ti-67), dan Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr (TNTZ) berturut-turut adalah 1044 MPa, 1020 MPa dan 543 MPa. Dan setelah dilakukan proses perlakuan panas diperoleh kekuatan tarik Ti-64, Ti-67, dan TNTZ secara berturut-turut adalah 973 MPa, 973 MPa, dan 574 MPa. Kekerasan rata-rata Ti-64, Ti-67 dan TNTZ sebelum proses perlakuan panas adalah 1044 MPa, 1020 MPa, dan 543 MPa. Setelah proses perlakuan panas diperoleh kekerasan rata-rata Ti-64, Ti-67 dan TNTZ adalah 973 MPa, 973 MPa dan 547 MPa. Sedangkan modulus elastisitas rata-rata sebelum proses perlakuan panas Ti-64, Ti-67, dan TNTZ adalah 66 GPa, 69 GPa, dan 58 GPa. Setelah proses perlakuan panas modulus elastisitas rata-rata Ti-64, Ti-67, dan TNTZ menjadi 72 GPa, 70 GPa, dan 55 GPa. Berdasarkan pengujian sifat mekanik dan pengamatan struktur mikro pada peneliti ini menunjukkan titanium paduan Ti-64, Ti-67 dan khususnya TNTZ memiliki potensi yang sangat baik untuk dikembangkan dan sebagai material implan karena memiliki kelenturan yang sangat baik dan memiliki potensi untuk dikembangkan lebih lanjut.

**Kata kunci:** Titanium Paduan, Material Implan, Biomaterial, Perlakuan Panas, *Solution Treatment*.

### Abstract

This research was attempted to improve the mechanical properties of two types of titanium alloys, that are  $\alpha+\beta$  type titanium alloys (Ti-6Al-4V and Ti-6Al-7Nb) and  $\beta$  type titanium alloy (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr) for bone fixation material. Mechanical properties are modified by solution treatment and water quenching to obtain optimal mechanical properties and approach flexibility of human bone. Microstructure was observed by used light microscope and Scanning Electron Microscope (SEM). The average tensile strength of as-received Ti-6Al-4V (Ti-64), Ti-6Al-7Nb (Ti-67), and Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr (TNTZ) are 1044 MPa, 1020 MPa and 543 MPa, respectively. The average tensile strength of heat-treated Ti-64, Ti-67, and TNTZ are 973 MPa, 973 MPa, and 574 MPa, respectively. The average hardness of as-received Ti-64, Ti-67 and TNTZ are 1044 MPa, 1020 MPa, and 543 MPa, respectively. The average hardness of heat-treated Ti-64, Ti-67 and TNTZ are 973 MPa, 973 MPa and 547 MPa, respectively. The average elastic modulus of as-received Ti-64, Ti-67, and TNTZ are 66 GPa, 69 GPa, and 58 GPa, respectively. The average elastic modulus of heat-treated Ti-64, Ti-67, and TNTZ are 72 GPa, 70 GPa, and 55 GPa, respectively. The mechanical properties and microstructure result indicates that Ti-64, Ti-67 and especially TNTZ has good potential to be used an implant material for bone fixation component in Indonesia. It has excellent strength and potential developed in future.

**Keywords:** Titanium Alloys, Implant Material, Biomaterials, Heat-treatment, Solution Treatment.

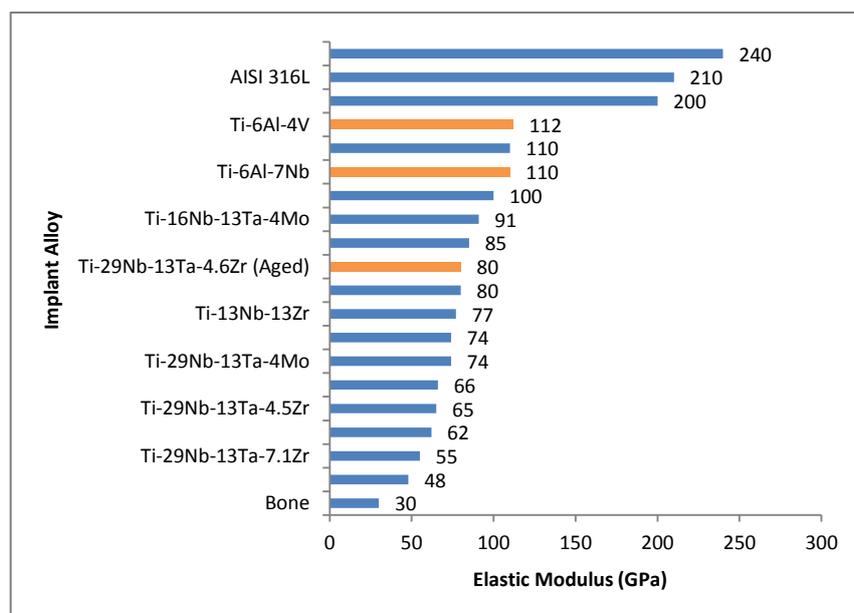
## 1. Pendahuluan

Banyaknya terjadi kasus patah tulang yang terjadi di Indonesia yang disebabkan antara lain oleh kecelakaan lalu lintas, bencana alam dan *osteoporosis*. Sehingga kebutuhan akan produk implan di Indonesia semakin meningkat. Akan tetapi produk implan yang beredar di pasaran saat ini relatif mahal. Hal tersebut disebabkan karena produk implan tersebut masih diimpor secara utuh dari luar negeri. Selain itu, untuk ukuran orang Indonesia, kebanyakan implan logam relatif kaku atau kurang fleksibel karena terbuat dari baja tahan karat, dan paduan nikel-kobal [1].

Belakangan ini sudah ada usaha untuk membuat komponen tulang buatan dari bahan lokal yang lebih murah dan mudah diperoleh di Indonesia. Akan tetapi, penelitian ini masih cenderung pada material berbasis keramik yang juga relatif kaku dan mudah patah [3,4]. Oleh sebab itu perlu dicari material alternatif yang lebih fleksibel namun cukup kuat. Hal ini sejalan dengan kebijakan pemerintah tentang substitusi barang impor, sehingga perlu dikembangkan produk implan lokal yang memenuhi standar medis.

Bahan implan seharusnya tidak mudah terkorosi dan tidak mudah menimbulkan efek samping seperti alergi, radang dan toksisitas. Selain itu biomaterial implan harus memiliki kekuatan mekanik yang cukup untuk menahan beban yang bervariasi. Sifat mekanik menentukan jenis materi yang akan dipilih untuk aplikasi tertentu. Beberapa sifat utama yang penting adalah kekerasan, kekuatan tarik, modulus elastisitas, kekuatan leleh material. Sifat-sifat mekanik ini menentukan keberhasilan jangka panjang dari implan yang dibebani oleh beban siklik. Bahan pengganti tulang diharapkan memiliki modulus setara dengan tulang asli. Modulus elastisitas tulang bervariasi besarnya antara 4 sampai 30 GPa [5] tergantung pada jenis tulang dan arah pengukuran. Bahan implan yang ada saat ini memiliki kekakuan lebih tinggi dari tulang asli. Ketidaksesuaian biomekanik menyebabkan kematian sel-sel tulang. Dengan demikian bahan dengan kombinasi kekuatan tinggi dan modulus elastisitas yang lebih dekat ke tulang harus digunakan untuk implantasi untuk menghindari melonggarnya implan dan umur pakai yang lebih lama untuk menghindari operasi revisi.

Diantara biometal, titanium paduan memiliki biokompatibilitas tinggi, kekuatan khusus, ketahanan korosi, dan menunjukkan karakteristik paling cocok untuk aplikasi biomedis [6]. Titanium paduan  $\alpha+\beta$  seperti Ti-6Al-4V dan Ti-6Al-7Nb merupakan titanium paduan yang paling banyak beredar dan digunakan sebagai implan pengganti tulang patah yang telah digunakan sebelumnya. Kekakuan titanium paduan ini lebih rendah dari paduan jenis Co-Cr dan baja tahan karat yang digunakan untuk aplikasi biomedis selama ini, akan tetapi kekakuan dari titanium paduan ini masih jauh lebih besar dari pada tulang kortikal (Gambar 1). Titanium tipe  $\beta$  seperti Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr yang mengandung unsur Nb, Ta, dan Zr merupakan paduan yang menguntungkan, tidak bersifat toksik dan bebas alergi, cocok untuk digunakan dalam paduan titanium untuk aplikasi biomedis [7].

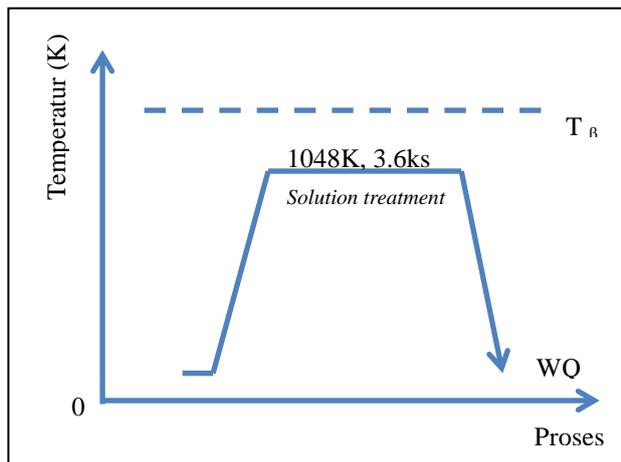


Gambar 1. Modulus elastisitas paduan biomedis [8]

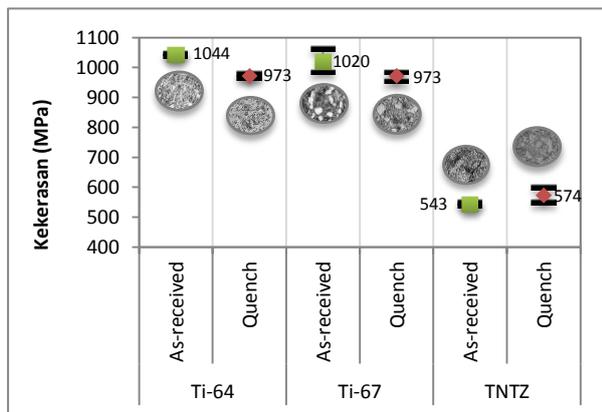
Trend perkembangan titanium dan paduannya berorientasi pada pencapaian modulus elastisitas yang rendah, peningkatan sifat mekanik, terutama kekuatan. Penelitian ini mencoba untuk merekayasa sifat mekanik dari 2 jenis titanium yaitu titanium paduan tipe  $\alpha+\beta$  (Ti-6Al-4V dan Ti-6Al-7Nb) dan Titanium tipe  $\beta$  (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr) untuk mencari sifat mekanik yang paling optimum dan lebih mendekati sifat mekanik tulang asli dengan kombinasi perlakuan panas dan pengerolan dingin.

## 2. Metoda Eksperimen & Fasilitas Yang Digunakan

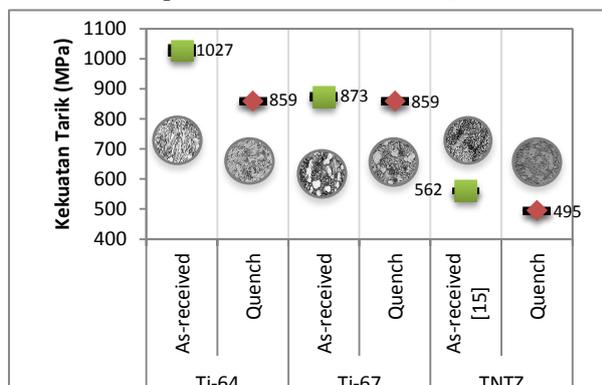
Material yang digunakan dalam penelitian ini adalah 2 jenis titanium paduan tipe  $\alpha+\beta$  yaitu Ti-6Al-4V (Ti-64) dan Ti-6Al-7Nb (Ti-67), dan Titanium tipe  $\beta$  Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr (TNTZ). Rekayasa sifat mekanik yang dilakukan adalah proses perlakuan panas berupa *solution treatment* pada tempertur 1048 K selama 1 jam (3.6 ks) dan diikuti pendinginan cepat dengan menggunakan media air (*water quenching*, WQ) (Gambar 2). Pengujian sifat mekanik sebelum dan sesudah perlakuan panas berupa pengujian tarik (ASTM E8-04), uji banding (ASTM E111) menggunakan *Com-Ten Testing Machine*, dan pengujian keras (ASTM E92-82) menggunakan *Shimadzu Micro Hardness Tester Type-M*. Pengamatan struktur mikro titanium sebelum dan sesudah proses perlakuan panas menggunakan mikroskop optik dan *Scanning Electron Microscope* (SEM). Sehingga diperoleh hubungan antara perubahan sifat fisik dan mekanik titanium sebelum dan sesudah dilakukan proses tersebut.



Gambar 2. Proses perlakuan panas



Gambar 3. Grafik hasil pengujian keras Ti-64, Ti-67 dan TNTZ sebelum dan sesudah proses perlakuan panas (1048 K 3,6ks + WQ) .



Gambar 4. Grafik hasil pengujian tarik Ti-64, Ti-67 dan TNTZ sebelum dan sesudah proses perlakuan panas (1048 K 3,6ks + WQ).

## 3. Hasil dan Pembahasan

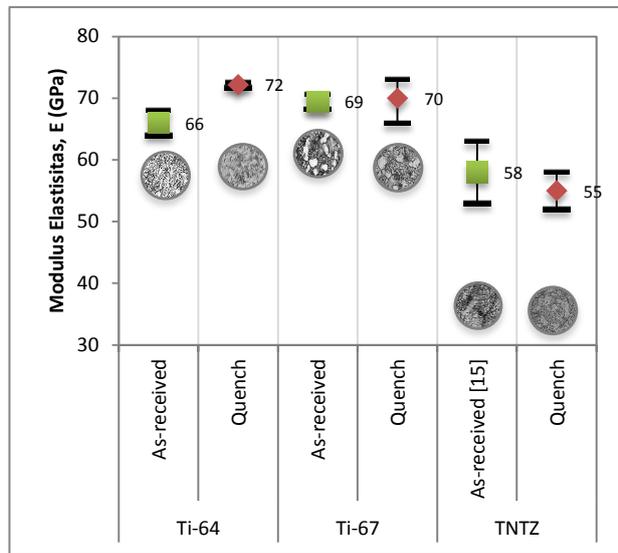
Setelah dilakukan proses perlakuan panas, nilai kekerasan rata-rata Ti-64 mengalami penurunan dari 1044 MPa menjadi 973 MPa (Gambar 3). Titanium paduan Ti-67 juga mengalami sedikit penurunan kekerasan rata-rata dari 1020 MPa menjadi 973 MPa setelah dilakukan proses perlakuan panas. Sedangkan TNTZ justru mengalami sedikit kenaikan nilai kekerasan rata-rata dari 543 MPa menjadi 574 MPa. Akan tetapi kenaikan dan penurunan nilai kekerasan tersebut tidak begitu besar.

Seperti yang terlihat pada Gambar 4, kekuatan tarik rata-rata Ti-64 mengalami penurunan dari 1027 MPa menjadi 859 MPa. Sedangkan pada Ti-67 tidak terjadi perubahan kekuatan tarik rata-rata yang begitu berarti setelah dilakukan proses perlakuan panas yaitu dari 873 MPa menjadi 859 MPa. Dan pada TNTZ terjadi sedikit penurunan kekuatan tarik rata-rata dari 562 MPa menjadi 495 MPa.

Pada Gambar 5 memperlihatkan modulus elastisitas rata-rata Ti-64 setelah perlakuan panas mengalami peningkatan dari 66 GPa menjadi 72 GPa. Sedangkan untuk Ti-67 tidak terjadi perubahan modulus elastisitas rata-rata yang begitu berarti dari 69 GPa menjadi 70 GPa. Dan pada TNTZ terjadi sedikit penurunan modulus elastisitas rata-rata dari 58 GPa menjadi 55 GPa setelah proses perlakuan panas.

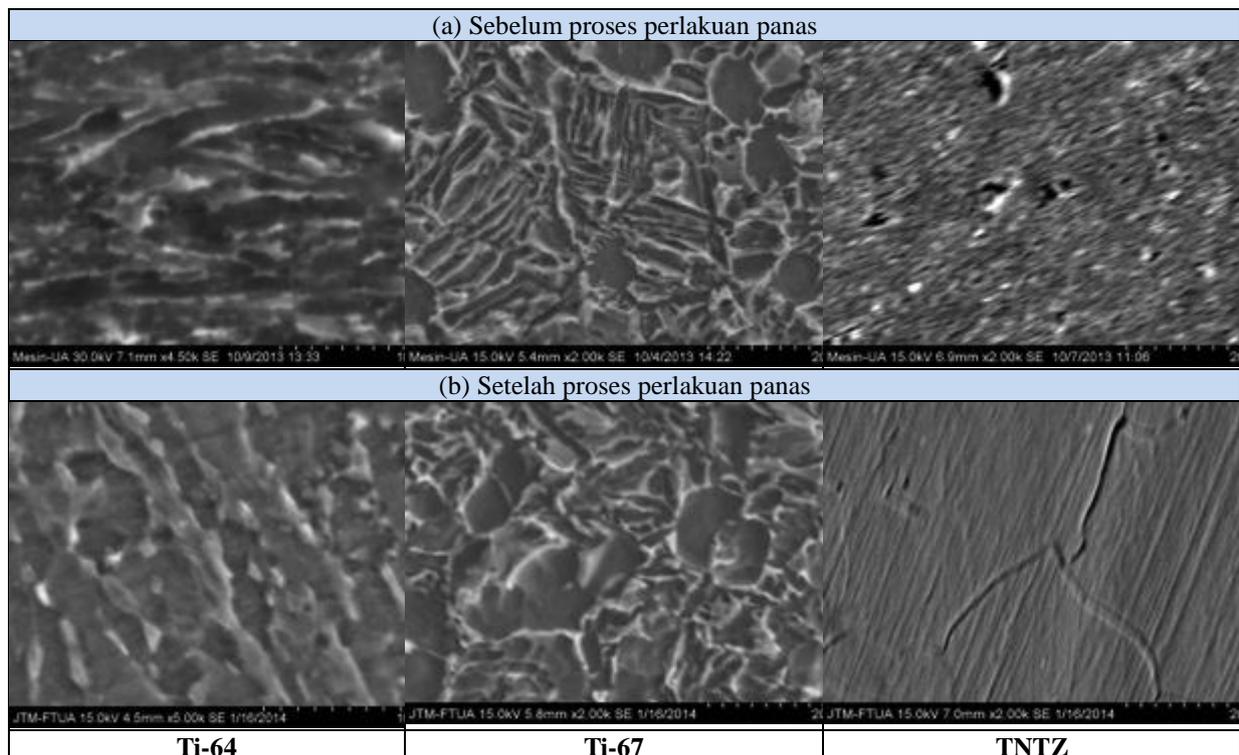
Struktur mikro Ti-64, Ti-67 dan TNTZ menggunakan SEM dapat dilihat pada Gambar 6. Sedangkan struktur mikro menggunakan mikroskop optik dapat dilihat pada Gambar 7. Dengan mengamati struktur mikro yang diperoleh dapat dilakukan analisa terhadap hubungan antara perubahan sifat mekanik dan fisik material sebelum dilakukan proses perlakuan panas dan setelah dilakukan proses perlakuan panas. Ti-64 merupakan titanium paduan ( $\alpha + \beta$ ) dimana struktur dari material ini merupakan kombinasi dari fasa  $\alpha$  dan fasa  $\beta$ , seperti yang diperlihatkan pada gambar 7 (a) dan (b). Warna putih terang merupakan fasa  $\alpha$ , warna ke abu-abuan adalah fasa  $\alpha'$  sedangkan warna hitam gelap adalah fasa  $\beta$ . Hasil pengamatan struktur mikro material sebelum proses perlakuan panas seperti yang terlihat pada gambar 7 (a), terlihat bahwa struktur tersusun berbentuk memanjang, hal ini mungkin disebabkan karena material awal yang diperoleh telah mengalami proses pengerolan. Setelah dilakukan

proses perlakuan panas (Gambar 7 (b)) struktur menjadi terlihat lebih bundar dan tersusun secara kurang beraturan. Hal ini yang mungkin menjadi penyebab terjadinya penurunan kekuatan tarik dan kekerasan material. Jumlah warna terang yang menunjukkan fasa  $\alpha$  setelah dilakukan proses perlakuan panas menjadi lebih banyak dan warna gelap yang menunjukkan fasa  $\beta$  menjadi lebih sedikit. Jumlah fasa  $\alpha'$  yang ditunjukkan oleh warna ke abu-abuan menjadi lebih banyak. Penurunan jumlah fasa  $\beta$  yang terkenal lebih ulet tersebut menyebabkan peningkatan modulus elastisitas Ti-64. Sehingga berdasarkan hasil pengujian ini dapat disimpulkan bahwa proses perlakuan panas pada pengujian ini belum mampu untuk menurunkan nilai modulus elastisitas Ti-64.



Gambar 5. Grafik hasil pengujian bending Ti-64, Ti-67 dan TNTZ sebelum dan sesudah proses perlakuan panas (1048 K 3,6ks + WQ).

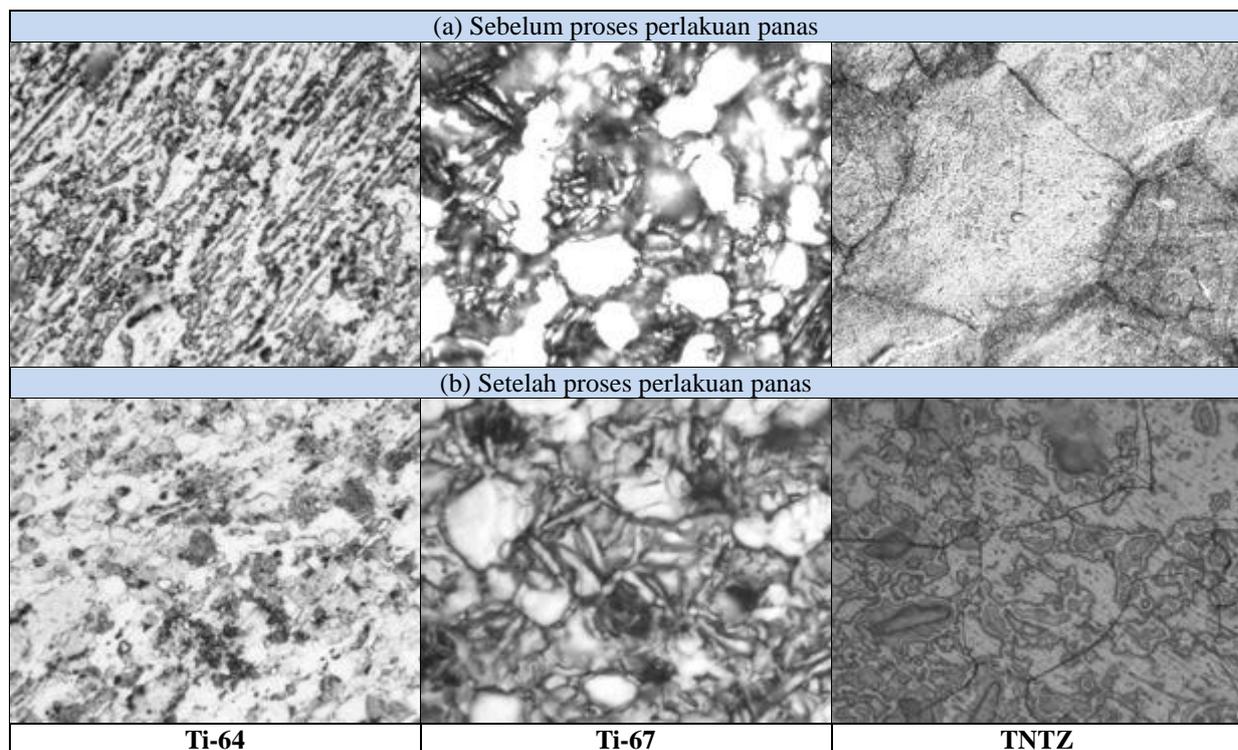
Titanium Paduan Ti-67 juga merupakan paduan tipe ( $\alpha + \beta$ ) seperti yang terlihat pada struktur mikro Gambar 6 dan 7. Warna putih terang merupakan fasa  $\alpha$ , warna ke abu-abuan adalah fasa  $\alpha'$  sedangkan warna gelap atau hitam adalah fasa  $\beta$ . Setelah dilakukan proses perlakuan panas pada material Ti-67 tidak mengalami perubahan sifat mekanik yang begitu berarti, baik itu nilai kekerasan, kekuatan tarik dan modulus elastisitas. Hal ini juga ditunjukkan oleh bentuk fasa yang yang relatif sama diperoleh dari hasil pengamatan SEM dan mikroskop optik seperti yang diperlihatkan pada Gambar 6 dan 7. Berdasarkan hasil ini memperlihatkan bahwa proses perlakuan panas pada pengujian ini belum mampu memberikan perubahan terhadap sifat mekanik titanium paduan Ti-67.



Gambar 6. Struktur mikro Ti-64, Ti-67, dan TNTZ menggunakan SEM (a) sebelum, (b) setelah proses perlakuan panas (1048 K 3,6ks + WQ).

Titanium paduan TNTZ merupakan titanium paduan tipe  $\beta$  yang lebih ulet dibandingkan titanium paduan tipe ( $\alpha + \beta$ ), akan tetapi memiliki kekuatan tarik dan kekerasan dibawah titanium paduan ( $\alpha + \beta$ ) seperti yang terlihat pada hasil pengujian ini (Gambar 3, 4, dan 5). Setelah dilakukan proses perlakuan panas, terjadi peningkatan kekerasan

rata-rata. Akan tetapi terjadi penurunan kekuatan tarik rata-rata. Sedangkan modulus elastisitas rata-rata TNTZ sedikit mengalami penurunan, akan tetapi rentang harga maksimum dan minimum hasil pengujian sesudah proses perlakuan panas masih berada pada rentang maksimum dan minimum hasil pengujian sebelum proses perlakuan panas. Berdasarkan hasil pengamatan struktur mikro pada Gambar 6 dan 7, memperlihatkan bahwa TNTZ hanya terdiri dari fasa  $\beta$ . Pada gambar tersebut terlihat bahwa TNTZ mulai mengalami sedikit perubahan dalam bentuk struktur mikro material seperti yang diperlihatkan pada Gambar 6 dan 7. Untuk menurunkan modulus elastisitas TNTZ sepertinya tidak membutuhkan temperatur yang begitu tinggi dibandingkan dengan titanium jenis ( $\alpha + \beta$ ) sehingga TNTZ memiliki potensi untuk direkayasa lebih lanjut sebagai bahan pengganti tulang. Sehingga dengan menaikkan sedikit temperatur pemanasan memungkinkan untuk menurunkan modulus elastisitas TNTZ.



Gambar 7. Struktur mikro Ti-64, Ti-67, dan TNTZ menggunakan SEM 5k (a) sebelum, (b) setelah proses perlakuan panas (1048 K 3,6ks + WQ).

#### 4. Kesimpulan

Dari hasil pengujian terhadap beberapa material titanium ini setelah dilakukan proses perlakuan panas (1048 K 3,6ks + WQ) dapat disimpulkan terjadi sedikit penurunan kekuatan tarik dan kekerasan pada Ti-64 dan Ti-67. Sedangkan pada TNTZ terjadi peningkatan kekerasan dan penurunan kekuatan tarik. Tidak terjadi perubahan yang begitu signifikan terhadap modulus elastisitas Ti-64, Ti-67 dan TNTZ setelah dilakukan proses perlakuan panas. Pada Ti-64, struktur mikro material berubah dari bentuk memanjang menjadi lebih bulat memperlihatkan bahwa material awal yang digunakan telah mengalami pengerolan sebelum dilakukan pengujian dan terjadi sedikit perubahan pada struktur mikro dengan berkurangnya fasa  $\beta$ . Tidak ada pengaruh terhadap struktur mikro dan sifat mekanik yang terjadi pada Ti-67 setelah dilakukan proses perlakuan panas. Terjadi sedikit perubahan pada struktur mikro material TNTZ setelah dilakukan proses perlakuan panas mengindikasikan bahwa temperatur pemanasan yang rendah sudah cukup dapat mempengaruhi terhadap struktur mikro material dan modulus elastisitas TNTZ.

#### Ucapan Terimakasih

Terimakasih kepada DP2M DIKTI yang telah memberikan bantuan terhadap penelitian ini dalam bentuk dana hibah pascasarjana tahun 2012.

**Daftar Pustaka**

- [1] Gunawarman, Adam Malik, Ilhamdi, M. Dhany, M. Niinomi, dan H. Suherman, **Perbandingan Sifat Mekanik dan Struktur Mikro Titanium Tipe  $\beta$  (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr) dan Baja Tahan Karat Untuk Komponen Fiksasi Tulang**. Universitas Andalas, 2011.
- [2] BPPT, **Semen Tulang BPPT Siap Diaplikasikan**, Rabu, 02 Maret 2011.  
(<http://www.bppt.go.id/index.php/lpnk/58-teknologi-material/704-semen-tulang-bppt-siap-diaplikasikan>)
- [3] Kompas, **UGM Kembangkan Alat Implan Tulang**, Jumat, 13 April 2012,  
(<http://health.kompas.com/read/2012/04/13/13422258/UGM.Kembangkan.Alat.Implan.Tulang>)
- [4] M. Niinomi, **Recent Research and development in titanium alloy for biomedical applications and healthcare goods**, Science and Technology of Advance Materials 4 (2003) 445-454.
- [5] M. Niinomi. **Biologically and Mechanically Biocompatible Titanium Alloys**.Materials Transactions, Vol. 49, No. 10 (2008) pp. 2170-2178
- [6] M. Niinomi, **Fatigue performance and cyto-toxicity of lowrigidity titanium alloy,Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr**, Biomaterials 24 (2003) 2673-2683
- [7] M. Geetha, A.K. Singh, R. Asokamani, A.K. Gogia. **Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review**. Materials Science 54 (2009) 397-425
- [8] Gunawarman, M. Niinomi, T. Akahori, T. Souma, M. Ikeda and H. Toda, **Mechanical Properties and Microstructures of Low Cost Beta Titanium Alloys for Healthcare Applications**, Materials Science and Engineering C, 25(2005) pp. 296-303.
- [9] M. Niinomi, H. Fukui, T. Hattori, K. Kyo, A. Suzuki, **Development of high biocompatible Ti alloy, Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr**, Mater. Jpn 41 (2002) 221-223.