

## **PENGARUH *SHORT-TIME SOLUTION TREATMENT AND AGING* TERHADAP STRUKTUR MIKRO DAN KEKERASAN PADUAN TITANIUM TI-6Al-4V UNTUK APLIKASI IMPLAN BIOMEDIS**

**Abdul Ajiz,<sup>a</sup> Gunawarman<sup>a</sup>, Jon Affi<sup>a</sup>**

<sup>a</sup> Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Andalas, 25137, Sumatera Barat

<sup>a</sup> [papareza81@gmail.com](mailto:papareza81@gmail.com), <sup>a</sup> [gunawarman@ft.unand.ac.id](mailto:gunawarman@ft.unand.ac.id), <sup>a</sup> [jonaffi@ft.unand.ac.id](mailto:jonaffi@ft.unand.ac.id),

**Abstract: Effects of Short-Time Treatment Solution and Aging On Structure and Violence Micro Titanium Alloy TI-6Al-4V For Biomedical Implant.** This work was conducted to investigate the effects of short-time solution treatment and short-time aging on the microstructure, and hardness of Ti-6Al-4V alloy. The objective of this work was to obtained Ti-6Al-4V alloy that compatible to utilized as biomedical implant. The series of heat treatment were composed of short-time solution treatment and subsequent short-time aging at 490-530 °C for 40-60 s. Short-time solution treatment (st-STQ) transformed a part of prior  $\beta$  phase to acicular  $\alpha'$  martensite phase. The short-time aging treatment precipitated fine  $\alpha$  phase in metastable  $\beta$  phase. The optimum heat treatment was at subsequent short-time aging at temperature 490 °C (763 K) for 50 s. These change in microstructure increased the hardness of alloy reached 369 HV. The results showed that the hardness Ti-6Al-4V alloy are highly dependent on changing in microstructure.

**Key words:** Ti-6Al-4V, short-time solution treatment (st-STQ), subsequent short-time aging (st-STA), Microstructure, Hardness.

**Abstrak: Pengaruh Short-Time Solution and Aging Terhadap Struktur Mikro dan Kekerasan Paduan Titanium TI-6Al-4V Untuk Aplikasi Implan Biomedis.** Penelitian ini dilakukan untuk memeriksa pengaruh dari *short-time solution treatment* dan *short-time aging* terhadap struktur mikro dan kekerasan paduan titanium Ti-6Al-4V. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mendapatkan biomaterial paduan Ti-6Al-4V yang kompatibel untuk penggunaan implan biomedis. Proses perlakuan panas yang digunakan dalam penelitian ini terdiri dari *short-time solution treatment* dan *short-time aging lebih lanjut* (st-STA) pada temperatur 490-530 °C, selama 40-60 s. Perlakuan *Short-time solution treatment* (st-STQ) telah merubah sebagian dari fasa prior  $\beta$  menjadi fasa martensit *acicular  $\alpha'$* . Perlakuan *short-time aging* memunculkan presipitat fasa  $\alpha$  dalam fasa metastabil  $\beta$ . Perubahan struktur mikro mengakibatkan peningkatan kekerasan paduan hingga 369 HV. Peningkatan tertinggi terdapat pada paduan yang diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) pada temperatur 490 °C (763 K) selama 50 s. Hasil ini menunjukkan bahwa kekerasan paduan Ti-6Al-4V sangat tergantung dengan perubahan struktur mikro.

**Kata kunci:** Ti-6Al-4V, *short-time solution treatment* (st-STQ), *short-time aging lebih lanjut* (st-STA), Struktur mikro, Kekerasan.

### **PENDAHULUAN**

Permasalahan cedera dan penurunan fungsi tulang telah mempengaruhi jutaan orang di seluruh dunia. Bahkan, jumlah penderita permasalahan ini hampir 50% dari jumlah penderita penyakit kronis terutama sekali pada mereka yang berusia

di atas 50 tahun di negara-negara berkembang. Dengan meningkatnya kasus patah tulang maka kebutuhan untuk tulang pengganti (*orthopaedic implants*) mengalami peningkatan. Lebih dari 7 juta sistem implan telah ditempatkan dalam tubuh manusia, lebih dari 1.000.000 implantansi *spinal rod* telah dilakukan

antara tahun 1980-2000. Tidak hanya operasi penggantian yang terus bertambah, akan tetapi juga operasi revisi implan pada bagian *hip* dan *knee*. Diperkirakan jumlah operasi revisi *hip* meningkat hingga 137 % dan operasi revisi lutut meningkat hingga 607 % antara tahun 2005-2030 [5].

Biomaterial logam dan paduannya banyak dipilih sebagai bahan dasar pembuatan implan ortopedi karena mempunyai kompatibilitas biomekanik, kompatibilitas biokimia dan kompatibilitas biologi yang cukup baik [6,7]. Biomaterial logam yang banyak digunakan sebagai bahan dasar implan adalah SUS 316L *stainless steel*, paduan Co-Cr [6], dan paduan titanium., memiliki modulus elastisitas berturut-turut, 200 GPa, 220-230 GPa dan 110 GPa [6-7]. Salah satu paduan titanium yang paling banyak dipilih pada saat ini adalah paduan titanium jenis  $\alpha + \beta$ , terutama Ti-6Al-4V. Paduan Ti-6Al-4V banyak digunakan sebagai bahan dasar pembuatan implan ortopedi karena paduan ini diproduksi secara luas di dunia [7], dan memiliki performa lebih dibandingkan jenis paduan titanium lainnya [7,8]. Umumnya paduan titanium tipe  $\alpha$  lebih kuat tetapi kurang ulet (*less ductile*), sedangkan tipe  $\beta$  lebih ulet (*more ductile*), sedangkan paduan tipe  $\alpha + \beta$  memiliki sifat-sifat mekanis diantara kedua paduan ini.

Dalam upaya mendapatkan sifat mekanik paduan Ti-6Al-4V yang optimal sebelumnya telah dilakukan beberapa penelitian. Morita *et. al.* [11] telah meneliti pengaruh *short-time duplex heat treatment*, yaitu *solution treatment* pada temperatur 1243 K selama 60 detik, dilanjutkan proses penuaan (*aging*) pada temperatur 773 K selama 40 detik, kemudian didinginkan pada udara bebas. Hasil penelitian menunjukkan terjadi peningkatan kekuatan tarik 1110–1450 MPa, peningkatan kekerasan hingga 385HV. Namun dalam kondisi ini terjadi penurunan pengurangan penampang (*reduction of area*) dari 36 menjadi 17%. Dalam penelitian ini, peningkatan kekerasan diikuti dengan penurunan

keuletan. Dalam penelitian lain, Morita *et al.* [12] telah meneliti pengaruh *solution treatment* paduan Ti-6Al-4V pada temperatur yang lebih rendah, 1148 K, selama 1 detik. Hasil penelitian menunjukkan terjadi peningkatan kekuatan luluh hingga 46%. Peningkatan kekuatan identik dengan peningkatan kekerasan. Akan tetapi dalam penelitian ini keuletan paduan juga menurun. Namun, masih perlu dilakukan penelitian untuk mengetahui seberapa besar peningkatan kekerasan dan penurunan keuletan bila dilakukan *short time aging* pada temperatur yang lebih rendah lagi dari penelitian ini [11]-[13].

Berdasarkan latar belakang di atas, dilakukan penelitian komprehensif untuk mengetahui pengaruh perlakuan panas terhadap perubahan struktur mikro dan kekerasan paduan Ti-6Al-4V pada temperatur *short-time aging* yang lebih rendah. Melalui penelitian ini diharapkan akan diketahui kondisi perlakuan panas paling optimum, untuk mendapatkan paduan Ti-6Al-4V yang lebih kompatibel untuk aplikasi implan biomedik.

## METODOLOGI PENELITIAN

### A. Material Penelitian

Komposisi kimia paduan Ti-6Al-4V yang digunakan dalam penelitian ditunjukkan pada Tabel 3.1 (didapatkan melalui pemeriksaan menggunakan teknik *Energy Dispersive Spectroscopy* (EDS), pada SEM Hitachi S-3400N). Material yang digunakan dalam penelitian ini berbentuk batangan bulat (*round bar*). Komposisi kimia paduan dijelaskan pada Tabel 1.

**Tabel 1** Komposisi kimia paduan Ti-6Al-4V yang digunakan dalam penelitian ini (% berat).

Al	V	Ti	Unsur lainnya
5,76	3,91	88,58	1,75

Untuk mendapatkan nilai kekerasan rata-rata spesimen untuk uji kekerasan dibuat menurut standar ASTM 384,

standard test methods for Knoop and Vickers hardness materials [21]. Spesimen dipersiapkan menggunakan mesin CNC EMCO TU 2A dan permukaannya dihaluskan menggunakan mesin gerinda dan dipoles lebih lanjut menggunakan mesin *Sander and Polisher*. (*Buehler Metaserve*) di Laboratorium Pengujian Bahan dan Metrologi Politeknik Negeri Padang. Spesimen uji kekerasan dibuat sebanyak 11 (sebelas) buah. Panjang spesimen dibuat dua kali diameter (2.d)

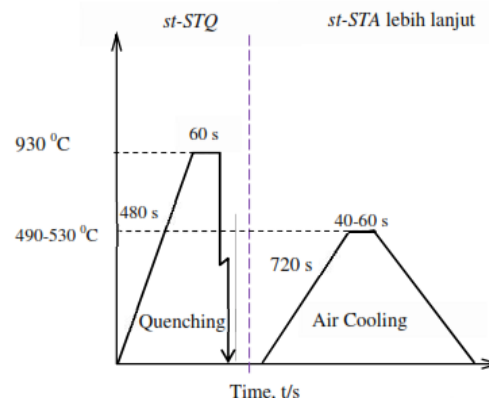
Spesimen untuk pemeriksaan struktur mikro, juga dipersiapkan menggunakan mesin CNC EMCO TU 2A (panjang 1.d) dan dilakukan proses gerinda dan poles lebih lanjut pada mesin gerinda dan mesin poles (*Buehler Metaserve Sander and Polisher*). Spesimen dibuat menurut ASTM E3-95, *standard practice for preparation metallographic specimens*) hingga tingkat kekasaran permukaan *mesh* 8000.

**B. Pelaksanaan Penelitian**

**2.1 Perlakuan short-time solution treatment dan short-time aging lebih lanjut (st-STA)**

Spesimen paduan Ti-6Al-4V yang telah dipersiapkan, diberi perlakuan *short-time solution treatment* (st-STQ) pada temperatur 930 °C (1203 K) dengan waktu pemanasan (*heating time*) dipilih 480 s, waktu penahanan (*holding time*) dipilih 60 s, dan dilanjutkan dengan pendinginan dalam media pendingin air. Waktu pendinginan (*quenching time*) dipilih >20 s [18]. Kemudian spesimen yang telah diberi perlakuan *short-time solution treatment* diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) pada temperatur yang berbeda yaitu: 490, 510 dan 530 °C (763, 783 dan 803 K), dengan waktu pemanasan dipilih 720 s dan waktu penahanan dipilih 40 s. Kemudian dilanjutkan dengan pendinginan di udara (*air cooling*) (Gambar 1) [18]. Perlakuan panas short-time solution treatment dan *short-time aging* lebih lanjut, dikerjakan menggunakan tungku vacum listrik (*NEY CERAMFIRE S*,  $T_{max} = 1200\text{ °C} / 2292\text{ °F}$ ) di Laboratorium

Metalurgi Fakultas Teknik Universitas Andalas .



**Gambar 1** Skema proses perlakuan panas *short-time solution annealing treatment* (*solution treatment*) (st-STQ) dan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA).

**A. Pengujian Kekerasan**

Pengujian kekerasan dikerjakan menggunakan *Microhardness Hardness Tester* (SHIMADZU HMV-1). Prosedur pengujian kekerasan dilakukan berdasarkan ASTM 384 (*Standard test methods for Knoop and Vickers hardness materials*) [21]. Hasil indentansi kemudian diukur untuk dikonversi menjadi nilai kekerasan dalam skala *Vickers*. Jenis indenter yang digunakan dalam pengujian ini indenter berbentuk piramid segi empat dengan sudut piramid 136°. Lama indentansi pada masing-masing spesimen dipilih 10-15 detik. Pengamatan dilakukan dalam arah transversal dengan beban indentansi 0,980 N [20]

**B. Pemeriksaan Struktur Mikro**

Spesimen paduan Ti-6Al-4V (*non treated*) maupun yang telah diberi perlakuan *short-time solution treatment* dan perlakuan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) pada temperatur pemanasan 490, 510 dan 530 °C (763, 783 dan 803 K) dilakukan pemeriksaan struktur mikro (*metallographic analysis*). Pemeriksaan dilakukan untuk mengetahui perubahan struktur mikro paduan setelah dilakukan *short-time solution treatment* dan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA). Proses persiapan spesimen dan pemeriksaan struktur mikro dikerjakan berdasarkan

ASTM E 3-95. Seluruh spesimen (yang tidak diberi perlakuan, hanya diberi perlakuan *short-time solution treatment* (st-STQ) dan diberi perlakuan *short-time solution treatment* (st-STQ)+ *short-time aging* lebih lanjut dikerjakan dengan ukuran  $\pm 1.d = 6$  mm. Kemudian spesimen dibingkai (*cold mounting*) menggunakan campuran *lycal resin + hardener* untuk memudahkan proses gerinda, poles, etsa maupun pemeriksaan struktur mikro.

Untuk menghilangkan goresan-goresan permukaan spesimen pada saat pemotongan, permukaan spesimen digerinda dan dipoles menggunakan mesin sander dan poles sentrifugal. Kecepatan mesin pada untuk gerinda diatur 200 rpm. Proses gerinda dikerjakan menggunakan kertas silikon karbida (SiC) secara bertahap mulai dari *mesh* 100 sampai *mesh* 2000 dengan pelumas air.

Terakhir, sebelum di etsa spesimen yang telah diberi perlakuan panas digerinda dan dipoles menggunakan mesin gerinda dan poles sentrifugal. Kecepatan mesin diatur hingga 500 rpm menggunakan kain nilon yang telah diolesi pasta *diamond compound mesh* 8000.

Selanjutnya, untuk menampilkan detail struktur mikro spesimen yang telah digerinda dan dipoles di etsa (*etched*) menggunakan senyawa 2 ml HF + 6 ml HNO<sub>3</sub>+92 ml H<sub>2</sub>O (*Kroll's reagent*) [23]. Proses etsa dilakukan dengan menyapukan (*swapping*) senyawa etsa pada permukaan spesimen yang telah dipoles. Lama waktu etsa dipilih 20 s. Kemudian dilanjutkan dengan membersihkan senyawa etsa pada permukaan spesimen menggunakan air mengalir selama 3 menit.

Pemeriksaan detail struktur mikro dikerjakan menggunakan mikroskop metalurgi (OLYMPUS GX71F). Pemeriksaan dilakukan dalam arah transversal spesimen.

## HASIL DAN PEMBAHASAN

### A. Kekerasan

Harga kekerasan rata-rata paduan Ti-6Al-4V didapatkan dari pengujian kekerasan. Jumlah spesimen yang

digunakan pada pengujian ini masing-masing tiga buah spesimen. Masing-masing spesimen diambil satu titik indentansi. Harga kekerasan disajikan pada Tabel 2

Harga kekerasan yang ditampilkan pada Tabel 2 merupakan harga kekerasan rata-rata paduan yang telah diberi perlakuan *short-time solution treatment* dan *short-time aging* (st-STA) pada temperatur 490-530 °C (763-803 K) dengan lama waktu penahanan 40-60 s. Berdasarkan data-data yang dirangkum pada Tabel 2 didapatkan grafik perbandingan kekerasan rata-rata paduan setelah diberi *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) (Gambar 3).

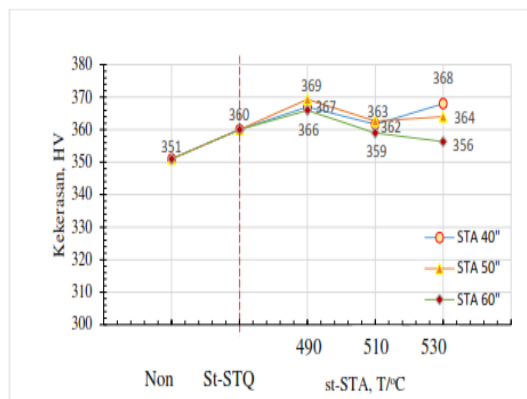
**Tabel 2.** Perubahan kekerasan rata-rata paduan Ti-6Al-4V setelah diberi perlakuan *short-time solution treatment* dan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) selama 40, 50 dan 60 detik.

No.	Jenis Perlakuan	Temp. (°C)	Waktu Penahanan (sec.)	Kekerasan (HV)	Kekerasan (HV <sub>teroris</sub> )
1	Non	-	-	351	352
2	STQ	930	60	359	360
3	STA	490	40	369	366
4			50	369	367
5			60	366	365
6		510	40	362	359
7			50	363	361
8			60	359	358
9		530	40	368	364
10			50	363	364
11			60	356	355

Pada Gambar 2 dapat dilihat bahwa kekerasan meningkat cukup signifikan pada saat diberi perlakuan *solution annealing treatment* (st-STQ). Kekerasan meningkat dari 351 HV pada paduan Ti-6Al-4V yang tidak diberi perlakuan menjadi 359 HV setelah diberi perlakuan st-STQ.

Pada Gambar 2 juga dapat dilihat bahwa dengan perlakuan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) kekerasan lebih meningkat. Peningkatan kekerasan tertinggi pada paduan yang diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) pada temperatur, T= 490 °C (763 K) dengan lama waktu penahanan 40 dan 50

s. Kekerasan meningkat dari 351 HV menjadi 369 HV. Sedangkan peningkatan kekerasan paling rendah terdapat pada paduan yang diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) pada temperatur 530 °C (803 K) dengan waktu penahanan 60 s. Pada Kondisi ini kekerasan hanya meningkat sedikit di atas paduan yang tidak diberi perlakuan, yaitu dari 351 menjadi 356 HV.



**Gambar 2** Perubahan kekerasan rata-rata paduan Ti-6Al-4V setelah diberi perlakuan *short-time solution treatment* dan *short-time aging* (st-STA) lebih lanjut selama 40, 50 dan 60 s.

**B. Pemeriksaan Struktur mikro**

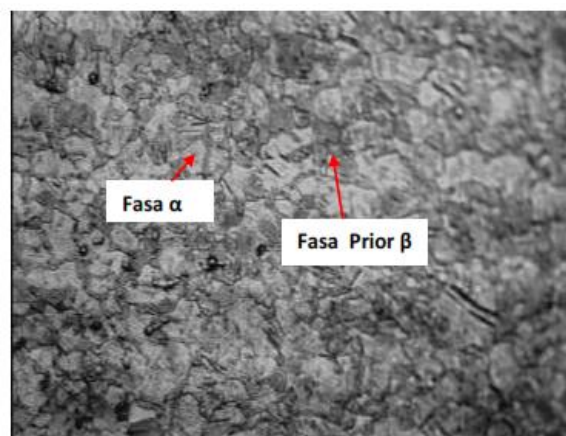
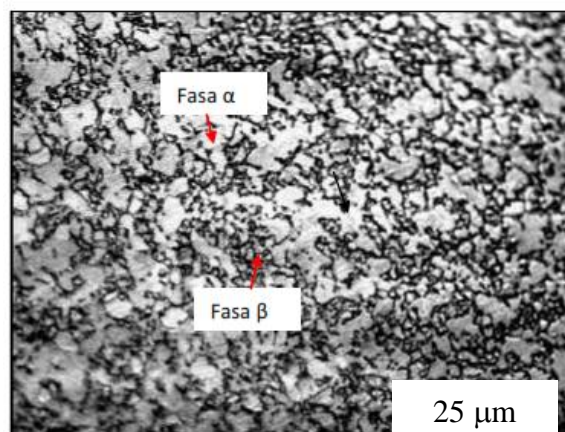
Struktur mikro paduan Ti-6Al-4V baik yang tidak diberi perlakuan (*non treated*), maupun yang diberi perlakuan *short-time solution treatment* dan *short-time aging* (st-STA) lebih lanjut diperiksa secara optik menggunakan mikroskop metalurgi. Hasil pemeriksaan struktur mikro paduan Ti-6Al-4V ditunjukkan pada Gambar 3 (*Kroll's etch*).

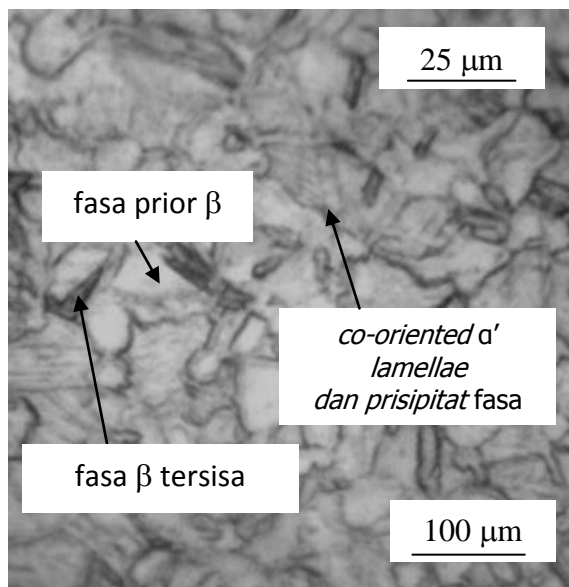
Pada Gambar 3 dapat dilihat bentuk struktur mikro paduan yang tidak diberi perlakuan. Titik-titik berwarna gelap menunjukkan fasa  $\beta$  dan bagian lain yang lebih terang menunjukkan fasa  $\alpha$ . Kemudian pada Gambar 3b dapat dilihat struktur mikro paduan yang diberi perlakuan *short-time solution treatment* pada temperatur 930 °C (1203 K) dengan lama waktu penahanan 60 s. Fasa *prior  $\beta$*  tumbuh dan berkembang dalam jumlah banyak.

Sedangkan Struktur mikro paduan yang telah diberi perlakuan *short-time*

*aging* lebih lanjut (st-STA) 530 °C (803 K) dengan lama waktu penahanan 40 s tidak berubah terlalu jauh dibandingkan dengan struktur mikro paduan yang hanya diberi perlakuan st-STQ, sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 3 (b-c). Namun perlakuan *short-time aging* lebih lanjut mengubah fasa  $\alpha$  menjadi sedikit lebih halus (Gambar 4.8). Hal ini diakibatkan terjadinya dekomposisi fasa metastabil  $\beta$  menjadi menjadi fasa  $\alpha$  halus dan fasa stabil  $\beta$ .

Dari Gambar 3 (c) dapat dilihat struktur mikro fasa prior  $\beta$  dalam paduan. Struktur mikro fasa *prior  $\beta$*  bertransformasi menjadi fasa martensit  $\alpha'$  dengan arah yang sama (*co-oriented  $\alpha'$  lamellae*) dan fasa  $\alpha$  halus.





**Gambar 3** Hasil Pemeriksaan struktur mikro paduan Ti-6Al-4V (*Kroll's etch*) (a) tidak diberi perlakuan, (b) setelah diberi perlakuan *short-time solution treatment* (st-STQ) dan (c) setelah diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) dengan lama waktu penahanan 40 (menggunakan mikroskop metalurgi).

### C. Pembahasan

Berdasarkan hasil penelitian diketahui bahwa kekerasan paduan yang diberi perlakuan *short-time solution treatment* meningkat. Kekerasan lebih meningkat lagi setelah paduan yang diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA). Peningkatan kekerasan yang tertinggi terdapat pada paduan Ti-6Al-4V yang diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut pada temperatur 490 °C (763 K), 50 s. Kekerasan rata-rata meningkat dari 351 MPa menjadi 369 MPa. Peningkatan kekerasan paduan Ti-6Al-4V diakibatkan terjadinya penghalusan fasa *prior β* karena terbentuknya formasi fasa  $\alpha'$  pada saat diberi perlakuan *short-time solution treatment* dan terbentuknya presipitat fasa  $\alpha$  halus pada saat paduan diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut [11, 13].

Morita *et al.*[11] dalam penelitian mereka mendapatkan peningkatan kekerasan rata-rata yang lebih tinggi. Peningkatan kekerasan rata-rata tertinggi adalah pada perlakuan *short-time aging* lebih lanjut pada STA temperatur 530 °C (803 K). Kekerasan rata-rata meningkat

dari 360 HV menjadi 380 HV [11]. Kemudian dalam penelitian yang lain, Morita *et al.* [13] menyatakan terjadi peningkatan kekerasan dari 365 HV menjadi 385 HV [13].

Peningkatan kekerasan paduan diakibatkan terbentuknya fasa martensit  $\alpha'$  pada saat pendinginan cepat (*quenching*) berlangsung. Kekerasan lebih meningkat pada paduan yang diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut. Peningkatan kekerasan setelah perlakuan *short-time aging* lebih lanjut diakibatkan terbentuknya presipitat fasa  $\alpha$  halus dari fasa metastabil  $\beta$  [13]. Peningkatan kekerasan sejalan dengan peningkatan kekuatan luluh dan kekuatan tarik. [13,17,19].

Pada paduan Ti-6Al-4V yang diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut dengan waktu penahanan yang lebih lama kekerasan sedikit menurun. Namun kekerasan ini masih lebih tinggi dibandingkan dengan kekerasan paduan yang tidak diberi perlakuan. Penurunan kekerasan ini diakibatkan terjadinya dekomposisi fasa *prior β* dalam paduan. Dekomposisi menyebabkan kekerasan cenderung mengalami penurunan [11,13,17].

Perbedaan kekerasan paduan Ti-6Al-4V yang didapatkan dalam penelitian ini dibandingkan penelitian terdahulu diantaranya dapat diakibatkan perbedaan lama waktu pemanasan (*heating time*) yang dipilih untuk mencapai temperatur *short-time solution treatment* dan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA). Dalam penelitian ini lama waktu pemanasan sehingga dicapai temperatur STQ dipilih 480 s [17] dan STA lebih lanjut dipilih 720 s [17]. Lebih lama dari *heating time* yang dipilih dalam beberapa penelitian sebelumnya [11-13]. Disamping itu perbedaan hasil penelitian juga diakibatkan komposisi kimia paduan Ti-6Al-4V yang digunakan dalam penelitian ini tidak sama mutlak dengan komposisi paduan Ti-6Al-4V yang digunakan dalam beberapa penelitian terdahulu [11-13].

Hal terpenting yang telah didapatkan dari penelitian ini adalah terdapat

peningkatan kekerasan yang signifikan setelah diberi perlakuan st-STA lebih lanjut pada paduan Ti-6Al-4V. Kemudian, yang lebih penting lagi peningkatan kekerasan ini dengan tanpa terjadinya penurunan keuletan apabila dibandingkan dengan paduan yang tidak diberi perlakuan yaitu rata-rata 369 HV atau rata-rata 349 HV [18].

Struktur mikro merupakan faktor yang sangat penting untuk menentukan sifat-sifat mekanik paduan termasuk kekuatan tarik, kekerasan, kekuatan fatik dan yang lainnya [17-19]. Perlakuan *short-time aging* lebih lanjut pada paduan Ti-6Al-4V mengakibatkan terjadinya dekomposisi fasa  $\beta$  super jenuh yang tersisa pada saat diberi perlakuan st-STQ. Proses dekomposisi ini mengakibatkan terjadinya transformasi fasa dalam paduan. Fasa martensit  $\alpha'$  bertransformasi menjadi fasa  $\alpha$  yang lebih halus [13,17]. Perubahan bentuk fasa  $\alpha$  menjadi lebih halus menyebabkan terjadinya peningkatan kekerasan fasa *prior*  $\beta$  pada paduan

Berdasarkan hasil pengamatan secara optik tidak tampak perbedaan yang signifikan pada struktur mikro paduan Ti-6Al-4V yang diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut pada temperatur dan waktu penahanan yang berbeda. Akan tetapi sifat-sifat tarik dan kekerasan yang didapatkan dalam penelitian ini menunjukkan adanya perbedaan berdasarkan temperatur (Gambar 4.6). Selain itu, Fasa *prior*  $\beta$  terlihat semakin jelas dengan meningkatnya temperatur perlakuan *short-time aging* [13,17].

Sifat-sifat mekanik paling optimal didapatkan pada paduan Ti-6Al-4V yang diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut pada 490 °C (763 K) dengan waktu penahanan 50 s. Kondisi perlakuan ini dapat direkomendasikan sebagai metode untuk mendapatkan dan/atau meningkatkan sifat mekanik paduan sehingga cocok digunakan untuk aplikasi implan biomedik.

## SIMPULAN DAN SARAN

Berdasarkan hasil penelitian pengaruh *short-time solution treatment* (st-STQ) dan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) terhadap struktur mikro dan kekerasan paduan Ti-6Al-4V dapat diambil kesimpulan sebagai berikut :

1. Perlakuan *short-time solution treatment* merubah struktur mikro paduan yaitu, sebagian fasa *prior*  $\beta$  bertransformasi menjadi fasa martensit acicular  $\alpha'$ . Kemudian perlakuan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) menghasilkan presipitat fasa  $\alpha$  halus pada fasa metastabil  $\beta$ .
2. Perubahan struktur mikro setelah diberi *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) mengakibatkan peningkatan kekerasan. Peningkatan kekerasan optimal didapatkan pada paduan yang diberi perlakuan *short-time aging* lebih lanjut (st-STA) pada temperatur 490 °C (763 K), 50 s yaitu, kekerasan meningkat hingga 369HV.

## DAFTAR RUJUKAN

- [1]. Abdel-Hady Gepreel, Mohamed, Mitsuo Niinomi, *Biocompatibility of Ti-Alloys for Long-Term Implantation*, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. (2013).
- [2]. Özcan, Mutlu and Christoph Hämmerle, *Titanium as a Reconstruction and Implant Material in Dentistry: Advantages and Pitfalls*, Materials. 5, 1528-1545. (2012).
- [3]. Niinomi, Mitsuo. *Biologically and Mechanically Biocompatible Titanium Alloys*, Materials Transactions, Vol. 49, No. 10 (2008) pp. 2170 to 2178, Special Issue on Advanced Light Metals and Processing in Asia, The Japan Institute of Light Metals. (2008)
- [4]. Navarro, M. A. Michiardi, O. Castano and J. A. Planell, *Review : Biomaterials in orthopaedics*. J. R. Soc. Interface (2008) 5, 1137-1158. doi:10.1098/rsif.2008.0151. (2008)
- [5]. Song, Yan, Rui Yang and Zheng-Xiao Guo, *First Principles Estimation of Bulk Modulus and Theoretical Strength of*

- Titanium Alloys, Materials Transactions*, Vol. 43, No. 12, pp. 3028 to 3031, Special Issue on Biomaterials and Bioengineering The Japan Institute of Metals. (2002).
- [6]. Niinomi, Mitsuo, *Recent Research and Development in Titanium Alloys for Biomedical Applications and Healthcare Goods*, Science and Technology of Advanced Materials 4, 445–454. (2003).
- [7]. Morita, T, K. Hatsuoka, T. Iizuka and K. Kawakami, *Strengthening of Ti-6Al-4V Alloy by Short-time Duplex Heat Treatment*, Materials Transaction, Vol. 46, No. 7, pp. 1681-1686. (2005).
- [8]. Morita, T., K. Murakami, *Effects of Short-time solution treatment on Cold Workability of Ti6Al4V Alloy*, Materials Transactions, Vol. 53, No. 1 (2012) pp. 173 to 178 , The Japan Institute of Metals. (2012).
- [9]. Tanaka, S., T. Morita, K. Shinoda, *Effects of Short-Time Duplex Heat Treatment on Microstructure and Fatigue Strength of Ti-6Al-4V Alloy*, 13th International Conference on Fracture June 16–21, Beijing, China (2013).
- [10]. Hermawan, Hendra, Dadan Ramdan and Joy R. P. Djuansjah, *Metals for Biomedical Applications, Biomedical Engineering - From Theory to Applications*, Prof. Reza Fazel (Ed.), ISBN: 978-953-307-637-9, InTech. (2011).
- [11]. Lutjering, G. and J. C. Williams: *Titanium*, (Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York. (2003)
- [12]. Donachie, Matthew J, *Titanium: A Technical Guide*. ISBN-13:978-0871706867. Edition: 2<sup>nd</sup>. (2000).
- [13]. ASM Handbook, *Fundamentals of Medical Implant Materials: Materials for Medical Devices*, Volume 23, ASM International, Materials Park, Ohio, USA. (2012).
- [14]. Pinke P., Réger M, *Heat treatment of the Casted Ti6Al4V Titanium Alloy*, Materials Science and Technology, Vol. 5, Special Issue–  
Constructional Materials 2005, Internet Journal, MTF STU Trnava, ISSN 1335-9053. (2005).
- [15]. Reda, Reham, Adel A. Nofal, Abdel-Hamid A. Hussein, *Effect of Quenching Temperature on the Mechanical Properties of Cast Ti-6Al-4V Alloy*, Journal of Metallurgical Engineering (ME), Volume 2 Issue 1. (2013).
- [16]. ASTM E8/E8M–11, *Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials*, ASTM International, 100 Barr Harbour Dr., PO Box C700 West Conshohocken, PA. 19428-2959, United States.
- [17]. ASTM 348, *Standard Test Methods for Knoop and Vickers hardness materials*, ASTM International, 100 Barr Harbour Dr., PO Box C700 West Conshohocken, PA. 19428-2959, United States
- [18]. Motyka, Maciej, Krzysztof Kubiak, Jan Sieniawski and Waldemar Ziąja. *Hot Plasticity of Alpha Beta Alloys, Titanium Alloys - Towards Achieving Enhanced Properties for Diversified Applications*, Dr. A.K.M. Nurul Amin (Ed.), ISBN: 978-953-51-0354-7, InTech. (2012).
- [19]. <http://www.metallographic.com/Etchants/Etchants.htm>



