



## Pengaruh Media Pendingin *Solution Treatment* Paduan Ti-6Al-6Mo terhadap Struktur Mikro dan Modulus Elastisitas Hasil Canai Panas untuk Aplikasi Biomedis

Akmal Muzakki<sup>a,1</sup>, Ali Alhamidi<sup>b,2</sup>, Fendy Rokhmanto<sup>c,3</sup>

<sup>a</sup>Jurusan Teknik Metalurgi, Universitas Sultan Ageng Tirtayasa, Jl. Jendral Sudirman Km 3, Kotabumi Kec. Purwakarta, Kota Cilegon, Banten, 42435, Indonesia

<sup>1</sup>E-mail:

### INFO ARTIKEL

#### Riwayat artikel:

Diajukan pada Agustus 21

Direvisi pada September 21

Disetujui pada Oktober 21

#### Kata kunci:

Paduan Ti-6Al-6Mo, *solution treatment*, media pendingin, SEM-EDS, XRD, modulus elastisitas.

#### Keywords:

Ti-6Al-6Mo alloys, *solution treatment*, cooling media, SEM-EDS, XRD, modulus elasticity.

### ABSTRAK

Titanium paduan Ti-6Al-4V banyak digunakan sebagai biomaterial karena memiliki nilai modulus yang rendah sebesar 110 GPa, tetapi karena lapisan oksida VO<sub>2</sub> yang bersifat racun, paduan Ti-6Al-4V sudah mulai ditinggalkan dan dikembangkan material pengganti seperti Ti-6Al-6Mo yang memiliki ketahanan korosi dan kekuatan yang baik. Pada studi ini paduan Ti-6Al-6Mo *as-cast* dihomogenisasi pada temperatur 1150° C selama 12 jam kemudian dicanai panas dengan ukuran reduksi 50% (dari tebal 11 mm menjadi 5,5 mm) pada temperatur 1050° C dan waktu penahanan selama 30 menit. selanjutnya di *solution treatment* pada temperatur 1150° C selama 3 jam dan di didinginkan dengan media oli, air dan air es. Pengamatan struktur mikro dilakukan dengan mikroskop optik dan SEM-EDS. Analisis fasa diamati dengan uji XRD. Hasil pengamatan mikroskop optik menunjukkan terbentuknya bentuk *whidmanstatten* dan butir  $\alpha$  pada saat pendinginan air es, air dan oli. Lalu nilai penurunan modulus elastisitas paling rendah dicapai pada *solution treatment* dengan menggunakan media pendingin air dengan modulus elastisitas sebesar 107.4 GPa. Hal ini konsisten dengan hasil intensitas fasa  $\beta$  yang tinggi dan fasa  $\alpha/\alpha'$  yang rendah.

### ABSTRACT

Titanium alloy Ti-6Al-4V is widely used as a biomaterial because it has a low modulus value of 110 GPa, but because of the toxic VO<sub>2</sub> oxide layer, the Ti-6Al-4V alloy has begun to be abandoned and substitute materials such as Ti-6Al-6Mo have been developed. has good corrosion resistance and strength. In this study, the *as-cast* Ti-6Al-6Mo alloy was homogenized at a temperature of 1150°C for 12 hours and then hot-rolled with a size reduction of 50% (from 11 mm thick to 5.5 mm) at a temperature of 1050°C and a holding time of 30 minute. then in *solution treatment* at a temperature of 1150 ° C for 3 hours and cooled with oil, water and ice water. Microstructure observations were carried out by optical microscope and SEM-EDS. Phase analysis was observed by XRD test. The results of optical microscope observations showed the formation of *whidmanstatten* and grains when cooling ice, water and oil. Then the lowest modulus of elasticity was achieved in *solution treatment* using water cooling media with an elastic modulus of 107.4 GPa. This is consistent with the results of high intensity phase and low  $\alpha/\alpha'$  phase.

## 1. Pendahuluan

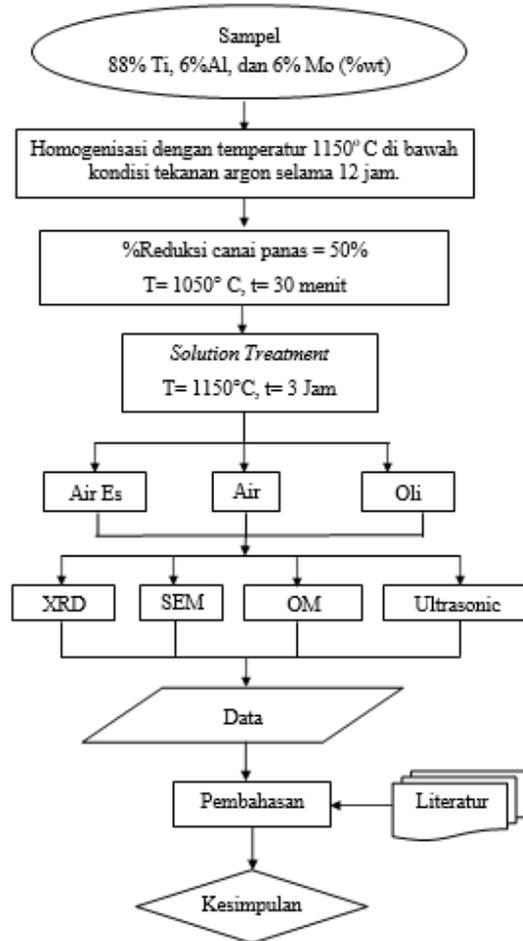
Banyak hal terjadi dalam kehidupan manusia yang dapat menimbulkan kecelakaan kerja yang terjadi dalam dunia industri. Badan Pusat Statistik (BPS) menyebutkan bahwa terjadi peningkatan kecelakaan kerja di Indonesia. Pada tahun 2010 telah terjadi 66.488 kasus, lalu pada tahun 2011 terjadi 108.696 kasus, kemudian pada tahun 2012 terjadi 117.949 kasus kecelakaan kerja [1]. Oleh karena itu, sangat penting untuk mengembangkan material untuk membantu para korban kecelakaan kerja khususnya jika mengalami kecelakaan pada bagian tulang. Peneliti mengembangkan sebuah material baru yang kompatibel dengan tubuh untuk mengganti struktur tulang yang mengalami kerusakan, material tersebut disebut biomaterial. Biomaterial merupakan material yang digunakan dalam bidang kedokteran untuk dijadikan sebagai alat pengganti bagian tubuh yang rusak, dan dapat diterima oleh tubuh. Lalu logam implan sering digunakan dikarenakan kemampuan bentuk yang baik dan ketahanan korosi yang tinggi.

Penggunaan Titanium sebagai implan didasarkan pada densitas yang rendah, ketahanan korosi yang baik, akan tetapi memiliki modulus elastisitas yang tinggi sekitar 110 Gpa [2], masih terlalu jauh dengan modulus elastisitas yang dimiliki oleh tulang yaitu sekitar (7-25GPa) [3]. Perbedaan modulus elastisitas ini dapat menyebabkan terjadinya *bone resorption* yang menyebabkan tulang terkikis oleh logam akibat perbedaan modulus yang tinggi. Penggunaan biometal Ti-6Al-6Mo merupakan salah satu pengembangan dari biometal Ti-6Al-4V,

pengembangan tersebut dikarenakan para peneliti menemukan bahwa logam vanadium dapat mengakibatkan alergi pada tubuh dikarenakan di permukaan lapisan logam terdapat unsur vanadium oksida ( $VO_2$ ) yang memiliki sifat racun. Penambahan molibdenum pada paduan Ti-6Al-6Mo bertujuan sebagai penstabil fasa beta, meningkatkan kemampuan *heat treatment* dan kekuatan pada fasa beta dengan *solid solution*. Dibandingkan dengan Ti-6Al-4V, fasa  $\beta$  dan  $\alpha$  Ti-7Al-4Mo memiliki kekuatan yang lebih tinggi [3].

## 2. Metode Penelitian

Secara skematik, penelitian ini digambarkan dalam bentuk diagram alir yang dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Diagram Alir Penelitian.

## 3. Hasil dan Pembahasan

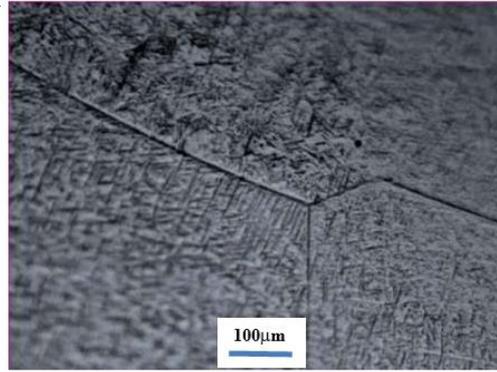
### 3.1. Hasil Pengamatan Struktur Mikro

Material yang diamati adalah material *as-cast* yang telah melalui proses peleburan yang dilakukan menggunakan busur listrik konvensional di Universitas Tohoku, Jepang. Pada Tabel 1 dapat dilihat komposisi material yang telah dilakukan pengamatan spektrometri yang dilakukan di Laboratorium Uji, Departemen Teknik Metalurgi & Material, Universitas Indonesia.

Tabel 1. Komposisi kimia paduan Ti-6Al-6Mo

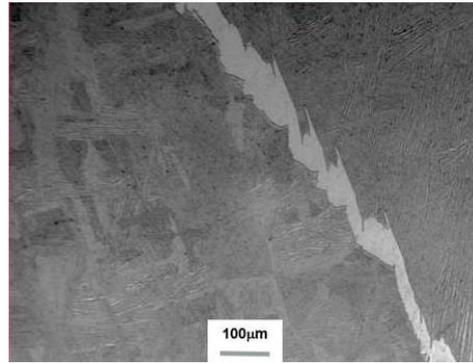
Kode sampel	Si (%)	Mn (%)	Cr (%)	Mo(%)	Al (%)	Ca (%)
	<0.010	<0.010	0.013	5,1	5,76	<0.010
Ti-6Al-6Mo	Fe (%)	V(%)	Zr(%)	Sn(%)	Nb(%)	Ti(%)
	0.067	0.061	0.055	<0.050	0.011	88.91

Pengamatan struktur mikro dilakukan menggunakan mikroskop optik dan SEM-EDS untuk melihat perubahan yang terjadi setelah proses homogenisasi, canai panas dan *Solution treatment* dengan media pendingin oli, air dingin dan air biasa. Pada Gambar 2 menunjukkan hasil dari pengamatan mikroskop optik dengan material *as-cast* Ti-6Al-6Mo.



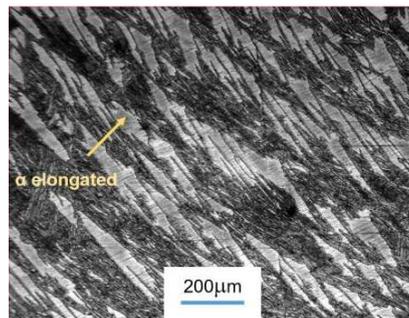
**Gambar 2. Struktur mikro *as-cast* paduan Ti-6Al-6Mo dengan menggunakan mikroskop optik dengan perbesaran 200x**

Pada Gambar 2 menunjukkan struktur yang terbentuk pada material *as-cast* sebelum dilakukan proses apapun. Dalam gambar dapat dilihat bahwa struktur mikro *as-cast* yang berbentuk *needle light*, yang menunjukkan bahwa fasa  $\alpha$  yang berwarna terang dan fasa  $\beta$  yang berwarna gelap [9]. Hasil struktur mikro pada Gambar 2 mengalami perubahan pada saat proses *homogenisasi* diatas  $\beta$ -transus dengan pendinginan yang lebih lambat. Hasil mikrostruktur pada paduan Ti-6Al-6Mo hasil *homogenisasi* dapat dilihat pada Gambar 3



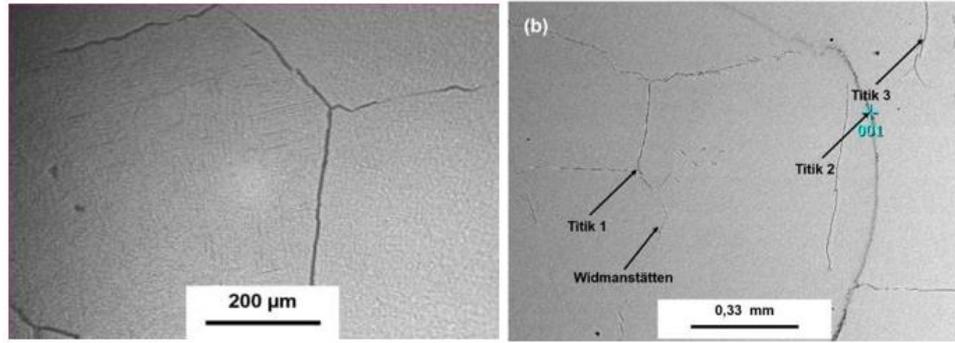
**Gambar 3. Struktur mikro hasil homogenisasi selama 12 jam pada temperatur 1150°C dengan pendinginan dalam *furnace* dengan perbesaran 200x**

Pengamatan struktur mikro dilakukan pada proses hasil homogenisasi yang dilakukan selama 12 jam dengan temperatur 1150° C untuk menghilangkan segregasi. Hasil metalografi pada proses homogenisasi berbentuk lamelar dengan bagian gelap yang disebut  $\beta$  prior dan bagian terang yang disebut  $\alpha$  lath [9]. Pendinginan *furnace* yang dilakukan pada proses homogenisasi menyebabkan butir  $\alpha$  menjadi lebih lebar dibandingkan dengan hasil *as-cast* yang ditampilkan pada Gambar 2. Dr. Sami pernah menunjukkan bahwa laju pendinginan dari temperatur homogenisasi mempengaruhi lebar butir  $\alpha$  [20]. Lalu setelah proses homogenisasi, dilakukan proses canai panas. Hasil struktur mikro hasil canai panas dapat dilihat pada Gambar 4.



**Gambar 4. Struktur mikro hasil canai panas dengan reduksi 50% melalui pengamatan mikroskop optik dengan perbesaran 200x**

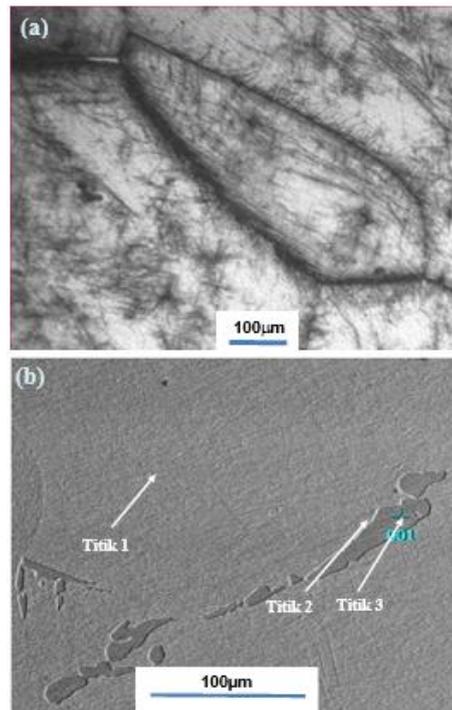
Proses canai panas dilakukan dengan tahapan memanaskan material pada temperatur 1050° C dan ditahan selama waktu 1 jam dengan reduksi 50%. Struktur mikro hasil proses canai panas dapat dilihat pada Gambar 4 terlihat bagian yang berwarna terang yang disebut sebagai  $\alpha$ -*elongated* yang terjadi akibat proses deformasi panas. Setelah proses canai panas dilakukan proses *solution treatment* dengan temperatur 1050° C (didas  $\beta$ -transus) ditahan selama 3 jam dengan media pendingin air es, air biasa dan oli. Hasil struktur mikro pada proses *solution treatment* dapat dilihat pada Gambar 5.



Gambar 5. Struktur mikro hasil *solution treatment* dengan media pendingin airdengan pengamatan menggunakan (a) mikroskop optik, (b) SEM-EDS

Tabel 2. Persen massa dan persen atom hasil *solution treatment* padatemperatur 1150°C selama 3 jam dengan pendinginan air menggunakan SEM-EDS

Pada Gambar 5 (A) menunjukkan bahwa bentuk pada struktur mikro di atas memiliki butiran *widmanstatten* yang merupakan bentuk dari pendinginan cepat yang mengakibatkan  $\alpha$  tidak mengalami nukleasi sempurna di sepanjang matriks- $\beta$  [8]. Pengamatan menggunakan SEM-EDS dilakukan untuk mengetahui bentuk struktur mikro dengan skala yang lebih besar daripada mikroskop optik, dan untuk melihat kandungan yang terbentuk pada struktur mikro. Pengamatan dilakukan dengan mengamati beberapa titik pada sampel uji. Pada Tabel 2 dapat dilihat dengan melihat perbedaan persen massa dan persen atom pada setiap titik. Untuk titik yang memiliki persen massa atau persen atom Mo yang lebih tinggi dapat dikatakan sebagai fasa  $\beta$ , sedangkan jika material uji memiliki nilai Al yang lebih banyak maka dapat dikatakan titik sebagai fasa  $\alpha$ . Jadi material Ti-6Al-6Mo dalam tersebut memiliki nilai persen massa dan persen atom Al yang dominan dibandingkan dengan Mo.



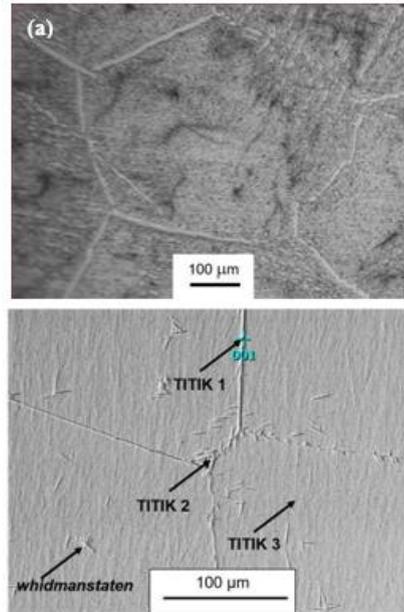
Gambar 6. Struktur mikro hasil *solution treatment* dengan media pendingin aires dengan pengamatan menggunakan (a) Mikroskop optik dan (b) SEM-EDS

Tabel 3. Persen massa dan persen atom hasil *solution treatment* padatemperatur 1050°C selama 3 jam dengan pendinginan air es menggunakan SEM-EDS

Tembakan Titik	Unsur	%Massa	%Atom
1	Ti	91,71	91,62
	Al	3,33	5,9
	Mo	4,96	2,48
2	Ti	93,63	91
	Al	4,76	8,22
	Mo	1,61	0,78
	Ti	94,36	91,25

3	Al	4,88	8,38
	Mo	0,75	0,36

Pada Gambar 6 (A) memiliki struktur mikro *widmanstatten* dan butiran *equiaxed*, sama seperti pada saat pendinginan cepat dengan media pendingin air, karena pendinginan air es memiliki nilai pendinginan yang lebih cepat, maka butiran *widmanstatten* yang terbentuk pada struktur mikro dengan pendinginan es lebih banyak terlihat dibandingkan dengan media pendingin air. Pada Gambar 6(B) hasil SEM EDS setelah dilakukan pengamatan di berbagai titik (lihat Tabel 3) dapat dilihat aluminium memiliki nilai yang lebih dominan karena butir yang terbentuk pada saat pendinginan air es adalah *widmanstatten* yang memiliki struktur kristal HCP. Jadi dapat dikatakan bahwa pada setiap titik yang ditembak memiliki nilai fasa  $\alpha$  yang tinggi terlebih pada titik 1 yang memiliki nilai aluminium yang hampir setengah dari kandungan titanium. Untuk melihat perubahan fasa yang lebih akurat dapat dilihat pada sub bab 3.1.2 hasil pengamatan XRD pada saat proses canai panas hingga dilakukan media pendingin air, air es dan oli.



Gambar 7. Struktur mikro hasil *solution treatment* dengan media pendingin oli dengan pengamatan (a) Mikroskop optik (b) SEM EDS

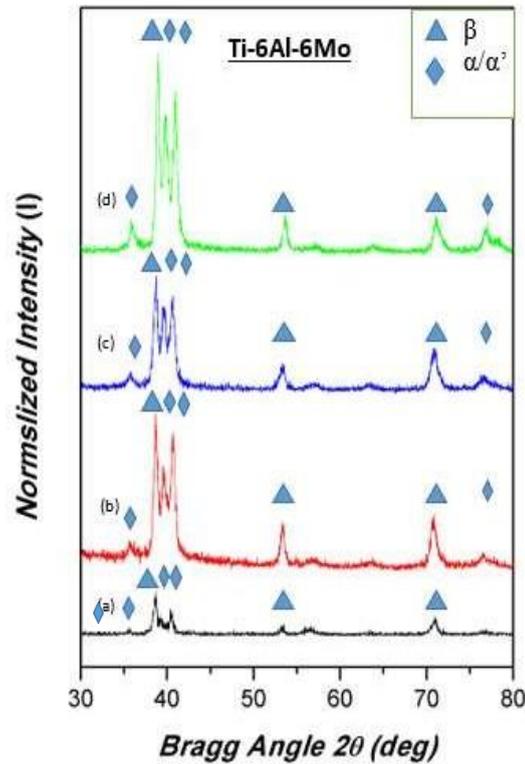
Tabel 4. Persen massa dan persen atom hasil *solution treatment* pada temperatur 1050°C selama 3 jam dengan pendinginan oli menggunakan SEM-EDS

Tembakan Titik	Unsur	% Massa	% Atom
1	Ti	50,05	36,08
	Al	49,95	63,92
	Mo	-	-
2	Ti	87,85	84,21
	Al	8,16	13,89
	Mo	3,99	1,91
3	Ti	76,32	67,47
	Al	19,57	30,72
	Mo	4,11	1,81

Pada Gambar 7 (A) butiran *equiaxed* terbentuk pada saat pendinginan oli dan pada gambar 7 (B) mulai terlihat bentuk *widmanstatten* saat menggunakan SEM dengan perbesaran 1000x. Lalu untuk melihat perubahan fasa yang terbentuk maka dapat dilihat pada sub bab selanjutnya yang membahas tentang pengamatan XRD. Pada Tabel 4 persen massa yang terbentuk pada saat pendinginan cepat terdapat perbedaan kandungan pada saat diamati. Seperti pada titik 2, nilai aluminium lebih banyak dikarenakan pada titik 2 merupakan bentuk *widmanstatten* yang merupakan bentuk martensit  $\alpha$ .

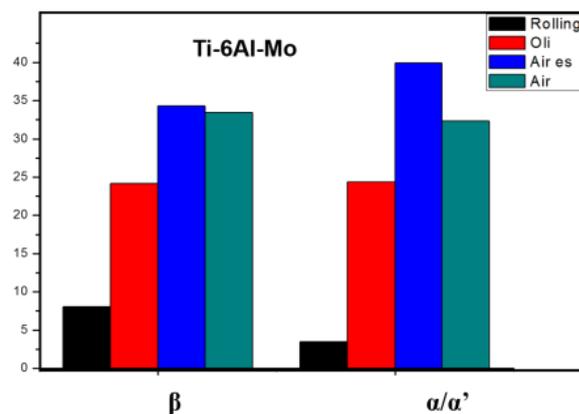
### 3.2. Hasil Pengamatan XRD pada saat Proses Canai Panas Hingga Dilakukan Media Pendingin Air, Air Es, dan Oli

Analisa XRD dilakukan untuk melihat perubahan fasa yang terjadi proses canai panas hingga *solution treatment* dengan media pendingin air es, air dan oli.



Gambar 8. Hasil Pengujian XRD untuk sampel (a) canai panas (b) ST+ Oli (c) ST+ Air (d) ST+ Air Es

Pada Gambar 8 terlihat bahwa terjadi perubahan fasa pada proses canai panas hingga proses *solution treatment* dengan media pendingin berbeda. Pada proses canai panas intensitas fasa  $\alpha/\alpha'$  dan  $\beta$  tidak terlalu tinggi dibandingkan dengan setelah proses *solution treatment* dengan media pendingin yang berbeda. Dapat dilihat pada Gambar 8 bahwa pada sudut 38, 55 dan 70 terdapat perubahan intensitas fasa  $\beta$  yang terjadi dikarenakan pada proses canai panas dilakukan pendinginan dengan udara, oleh karena itu dibandingkan dengan proses *solution treatment* dengan media pendingin oli, air, dan air es, fasa  $\beta$  yang terbentuk memiliki intensitas yang lebih tinggi. Hal itu dikarenakan ketika pemanasan saat proses *solution treatment* dengan temperatur 1150°C, maka paduan Ti-6Al-6Mo akan berada di atas  $\beta$  transus sehingga pada saat pendinginan cepat akan terjadi pertumbuhan fasa  $\beta$  yang lebih banyak dikarenakan pada saat pemanasan di atas  $\beta$ -transus dan pendinginan cepat, fasa  $\beta$  yang terbentuk belum sempat berdifusi menjadi fasa  $\alpha$  [11]. Lalu untuk fasa  $\alpha/\alpha'$  pada sudut 40 terjadi perubahan yang tinggi dari proses rolling ke proses *solution treatment* dengan media pendingin air, air es dan oli, karena pada pendinginan cepat mengakibatkan terbentuknya fasa metastabil seperti  $\alpha'$ . Hasil XRD ini membuktikan bahwa adanya fasa  $\alpha/\alpha'$  dan  $\beta$  yang terdapat pada sampel Ti-6Al-6Mo untuk mendukung pernyataan pada pengamatan SEM yang menyebutkan bahwa terdapat 2 fasa di material Ti-6Al-6Mo. Analisa XRD juga dapat melihat intensitas fasa yang terbentuk pada saat proses yang telah dilakukan. Identifikasi fasa yang terbentuk adalah  $\alpha$  atau  $\alpha'$  yang tidak dapat dibedakan oleh analisa XRD karena sama-sama memiliki struktur kristal HCP. Fasa  $\alpha$  primer kemungkinan kecil dapat terbentuk pada saat pendinginan cepat setelah dilakukan pemanasan di atas  $\beta$  transus karena perubahan fasa  $\beta$  mungkin berubah ke dalam fasa  $\alpha'$  yang merupakan fasa metastabil. Nilai modulus dari fasa  $\alpha'$  memiliki nilai modulus yang lebih tinggi dibandingkan dengan fasa  $\beta$  [11]. Untuk melihat intensitas fasa yang terbentuk pada saat proses *solution treatment* dengan pendinginan air, air es dan oli dapat dilihat pada Gambar 8.

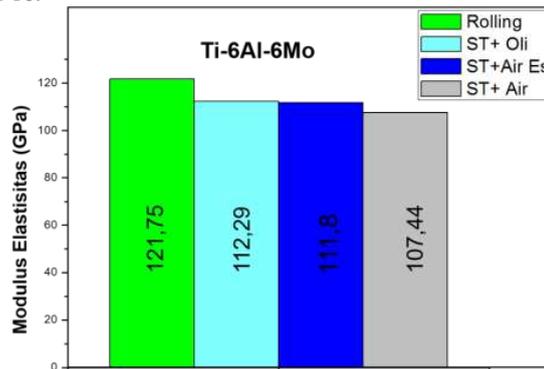


Gambar 9. Nilai intensitas fasa paduan Ti-6Al-6Mo setelah dilakukan proses canai panas dan *solution treatment* dengan media pendingin oli, air dan es

Terlihat pada Gambar 9 bahwa terjadi perbedaan pada fasa yang terbentuk dari proses *solution treatment* pendinginan media air, air es dan oli. Media pendingin yang cepat ke yang paling lambat adalah media pendingin air es, air lalu oli. Semakin cepat pendinginan maka fasa  $\beta$  yang terbentuk akan semakin banyak karena fasa  $\beta$  tidak sempat mengalami difusi ke fasa  $\alpha$ . Terbukti pada Gambar 9 intensitas fasa  $\beta$  yang paling banyak adalah pada saat proses *solution treatment* dengan media pendingin air es, air lalu oli. Tetapi nilai  $\alpha/\alpha'$  yang terbentuk pada saat pendinginan media air es memiliki nilai  $\alpha/\alpha'$  yang tinggi dikarenakan pada saat media pendingin lebih cepat sangat memungkinkan untuk munculnya fasa metastabil [9]. Pengaruh intensitas fasa yang terbentuk mempengaruhi terhadap nilai modulus elastisitas pada paduan. Semakin tinggi intensitas fasa  $\beta$  maka akan menurunkan modulus elastisitas dan semakin tinggi intensitas fasa  $\alpha$  maka akan meningkatkan nilai modulus elastisitasnya. Untuk melihat pengaruh dari nilai intensitas fasa yang terbentuk dengan nilai modulusnya dapat dilihat pada sub bab 3.2.

3.3. Pengaruh Media Pendingin terhadap Modulus Elastisitas Paduan Ti-6Al-6Mo

Dari Pengaruh modulus elastisitas material sangat berkaitan dengan volume fraksi fasa dan jenis fasa yang terbentuk. Untuk melihat modulus yang terbentuk dapat dilihat pada Gambar 10.



Gambar 10. Nilai modulus elastisitas paduan Ti-6Al-6Mo setelah dilakukan proses canai panas dan solution treatment dengan media pendinginan

Nilai Modulus elastisitas pada Gambar 10 menunjukkan bahwa penurunan nilai modulus setelah dilakukan proses solution treatment yang dilakukan pendinginan cepat menyebabkan meningkatnya fasa β yang membuat material memiliki nilai modulus yang lebih rendah. Semakin cepat pendinginan yang dilakukan maka nilai fasa β akan semakin meningkat seperti pada Gambar 9 yang menampilkan fasa β yang terbentuk. Telah dijelaskan pada Gambar 9 intensitas fasa pada material Ti-6Al- 6Mo dan jenis fasa yang terbentuk. Pada dasarnya semakin banyak fasa β yang terbentuk maka semakin rendah nilai modulus elastisitas, dan semakin tinggi fasa α yang terbentuk dapat meningkatkan nilai modulus. Pada Gambar 9, walaupun media pendingin air es memiliki nilai intensitas fasa β lebih tinggi dibandingkan dengan air, tetapi nilai modulus elastisitas air es lebih tinggi dibandingkan dengan air dikarenakan media pendingin air es memiliki nilai intensitas fasa α/α' yang lebih tinggi dibandingkan dengan media air. Terbentuknya fasa α/α' memiliki pengaruh yang besar terhadap nilai modulusnya dikarenakan fasa α/α' memiliki nilai modulus yang lebih tinggi dibandingkan dengan fasa β.

4. Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan dalam paduan Ti-6Al-6Mo, maka dapat disimpulkan bahwa:

1. Struktur mikro *whidmanstatten* dan butir *equiaxed* terbentuk pada hasil solution treatment dengan media pendingin air, air es dan oli.
2. Nilai modulus elastisitas pada proses canai panas adalah 121,75 GPa lalu mengalami penurunan pada saat proses solution treatment dengan variasi media pendingin. Nilai modulus elastisitas pada pendinginan air sebesar 111,8 GPa dan pendingin es sebesar 112,29 GPa
3. Pasa media pendinginan air es memiliki nilai intensitas fasa β yang lebih tinggi dibandingkan dengan media pendingin lainnya dan memiliki nilai intensitas fasa α/α' yang tinggi juga, sehinggamengakibatkan nilai modulus air es lebih rendah dibandingkan dengan air.

Lampiran A. Conto perhitungan

B.1. Conto perhitungan

Canai panas	Nilai $V_L$		
	ST+Air	ST+Air Es	ST+ Oli
6448	6044	6179	6179

- Mencari nilai  $V_T$

$$\frac{V_T}{V_L} = \sqrt{\frac{1 - 2(0,34)}{2(1 - 0,34)}}$$

Dimana  $\sigma = 0.34$ ,

$$\frac{V_T}{V_L} = \sqrt{\frac{0,32}{1,32}} = \sqrt{0,2424} = 0,4923$$

Untuk mengetahui nilai  $V_T$  pada setiap sampel maka

1. Canai panas :  $V_T = V_L \times 0.4923 = 3174,352$ . ST+Air :  $V_T = V_L \times 0.4923 = 2975,46$
2. ST+Air :  $V_T = V_L \times 0.4923 = 2975,46$
3. ST+ Air es :  $V_T = V_L \times 0.4923 = 3041,92$
4. ST+ Oli :  $V_T = V_L \times 0.4923 = 3041,92$

Substitusikan nilai  $V_T$  ke dalam rumus

$$E = \frac{[\rho v_s^2 - 4v_s^2]}{(v_1^2 - v_s^2)} \dots\dots\dots(1)$$

Dengan :

$V_T =$  transversal velocity

$V_L =$  longitudinal velocity

$\rho =$  densitas

### 1. Sampel Canai Panas

$$E = \frac{[(4540(3174,35^2))(3(6448)^2 - 4(3174,35^2))]}{(6448^2 - 3174,35^2)}$$

$$E = 121,75 \text{ GPa}$$

### 2. Sampel ST+air

$$E = \frac{[(4540(2975,46^2))(3(6044)^2 - 4(2975,46^2))]}{(6044^2 - 2975,46^2)}$$

$$E = 107,44 \text{ GPa}$$

### 3. Sampel ST+ Air Es

$$E = \frac{[(4540(3041,92^2))(3(6179)^2 - 4(3041,92^2))]}{(6179^2 - 3041,92^2)}$$

$$E = 111,8 \text{ GPa}$$

### 4. Sampel ST + Oli

$$E = \frac{[(4540(3041,92^2))(3(6179)^2 - 4(3041,92^2))]}{(6179^2 - 3041,92^2)}$$

$$E = 112,29 \text{ GPa}$$

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Dr. Osha. *Situasi Kecelakaan Kerja*. 2015. 20 November 2016. <<http://www.safetyshoe.com/tag/data-kecelakaan-kerja-bps/>>
- [2] M. Niinomi, T. Narushima, M. Nakai 2015. *Advances in Metallic Biomaterials Processing and Applications*. Springer. New York
- [3] C. Oldani and A. Dominguez . *Titanium as a Biomaterial for Implants* Universidad Nacional de Córdoba –Argentina
- [4] R. Boyer. G. Welsch E.W. Codings 2000. *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys*. Amerika
- [5] J, Syarif. *Biomaterial Berbasis Logam*. 2009. 20 November 2016. <<http://www.infometrik.com/2009/08/biomaterial-berbasis-logam/>>
- [6] M Navarro, A Michiardi, O Castaño, and J.A Planell. *Biomaterials in orthopaedics*. US National Library of Medicine National Institutes of Health
- [7] Steinemann, S. *Corrosion of surgical implants—in vivo and in vitro tests, In: Evaluation of biomaterials*.1980.
- [8] Winter, G.; Leray, J. & de Groot, K., Wiley, ISBN 471276588, New York
- [9] Y. Marsumi I, a and A. Widya Pramono I, 2014. *Influence of Niobium or Molybdenum in Titanium Alloy for Permanent Implant Application*. Research Centre for Metallurgy – Indonesian Institute of Sciences
- [10] G. Lutjering, J.C Williams. *Titanium; Second Edition*. Manchester Science Centre, Grosvenor Street, Manchester, UK. A. International, ASM Handbook Volume 09: *Metallography and microstructure*:
- [11] Matthew J Donachie Jr. *Titanium a technical guide* .2000
- [12] Z Fengying. *Influence of Mo Content on Microstructure and Microhardness of Laser Solid Formed Ti-6Al-Mo System Alloys*. 2013. Chang'an University, China
- [13] Mehta, R. (01 Jul 2008). *Powder metallurgy processing for low-cost titanium*, In: Materials World Magazine
- [14] W.F. Ho et al. *Structure and properties of cast binary Ti Mo alloys*. 1999. Department of Materials Science and Engineering, National Cheng-Kung University, Tainan, Taiwan, ROC.
- [15] T. Ahmed, H. J. Rack. 1998. *Phase transformations during cooling in  $\alpha + \beta$  titanium alloys*. Springer. New York..
- [16] FH Froes, 2016, *Titanium Alloys: Thermal Treatment and Thermomechanical Processing* , Moscow.
- [17] Flavia F. Cardoso, Peterson L. Ferrandinib, Eder S.N. Lopesa, Alessandra Cremascoa, Rubens Caram. *Ti–Mo alloys employed as biomaterials: Effects of composition and aging heat treatment on microstructure and mechanical behavior*, 2013. University of Campinas, School of Mechanical Engineering, Campinas
- [18] E. Eisenbarth, D. Velten, M. Mullera, R. Thull, J. Breme .2004. *Biocompatibility of b-stabilizing elements of titanium alloys*. Germany
- [19] D. Kuroda, M. Niinomi, M. Morinaga, Y. Kato, T. Yashiro. 1998. Design and mechanical properties of new b type titanium alloys for implant materials. Japan

- 
- [20] S. A. Ajeel, T. L. Alzubaydi and A. K. Swadi "Influence of Heat Treatment Conditions on Microstructure of Ti-6Al-7Nb Alloy As Used Surgical Implant materials. Vol no. 3. 2007