

PENGARUH PENAMBAHAN MOLIBDENUM TERHADAP MORFOLOGI STRUKTUR MIKRO, SIFAT MEKANIK DAN KETAHANAN KOROSI PADUAN Zr-Nb UNTUK MATERIAL IMPLAN

Sulistioso Giat Sukaryo¹⁾, B.Bandriyana¹⁾, Pius Sebleku²⁾

1) Pusat Sains dan Teknologi Bahan Maju, BATAN

2) Pusat Penelitian Metalurgi, LIPI

E-mail: ¹⁾giat_s@batan.go.id

Masuk tanggal : 03-01-2014, revisi tanggal : 13-03-2014, diterima untuk diterbitkan tanggal : 21-03-2014

Intisari

PENGARUH PENAMBAHAN MOLIBDENUM TERHADAP MORFOLOGI STRUKTUR MIKRO, SIFAT MEKANIK DAN KETAHANAN KOROSI PADUAN Zr-Nb UNTUK MATERIAL IMPLAN. Paduan Zr-Nb adalah material paduan yang banyak digunakan untuk bio-implan. Penambahan unsur lain dalam paduan berbasis Zr-Nb seperti molibdenum akan meningkatkan sifat mekanik dan ketahanan korosinya. Penelitian ini dilakukan dengan tujuan untuk melihat morfologi struktur mikro, karakteristik sifat mekanik dan ketahanan korosi dalam paduan Zr-Nb dengan dan tanpa penambahan molibdenum. Komposisi paduan yang akan dibuat adalah Zr-2,5% Nb dan Zr-2,5% Nb-0,5% Mo, dimana molibdenum ditambahkan dalam paduan dengan proses peleburan menggunakan tungku busur listrik. Ingot paduan Zr-2,5% Nb dan Zr-2,5% Nb-0,5% Mo kemudian diuji keras secara mikro dengan Vicker's, metalografi dengan mikroskop optik (OM) dan SEM (*scanning electron microscopy*), uji XRD (*X-ray diffraction*) serta uji korosi dalam lingkungan larutan simulasi tubuh (*simulated body fluid-SBF*). Hasil metalografi dan uji XRD menunjukkan bahwa struktur yang terbentuk adalah fasa α -Zr yang terdistribusi secara homogen dan berukuran sangat halus (*fine grain*). Laju korosi dalam paduan Zr-2,5Nb adalah sebesar 0,1023 mpy, sedangkan setelah penambahan molibdenum dalam paduan Zr-2,5% Nb-0,5% Mo laju korosi semakin lambat sebesar 0,089 mpy. Hal ini terjadi akibat terbentuknya lapisan tipis dari zirkonium dan molibdenum oksida sebagai pelindung di permukaan paduan. Kekerasan paduan Zr-2,5% Nb mencapai 183 VHN dan meningkat menjadi 230 VHN setelah penambahan 0,5% berat Mo. Hal ini dimungkinkan karena adanya fenomena penghalusan butir yang berakibat pada naiknya kerapatan dislokasi dalam paduan Zr-2,5% Nb-0,5% Mo.

Kata kunci : Molibdenum, Paduan Zr-Nb, Penghalusan butir, Laju korosi, Biomaterial

Abstract

INFLUENCE OF MOLIBDENUM ON MICROSTRUCTURE CHARACTERISTIC, MECHANICAL PROPERTIES AND CORROSION RESISTANCE OF Zr-Nb ALLOY FOR IMPLANT MATERIAL. Zr-Nb alloy is an alloy that widely used for bio-implants. The addition of other elements in the Zr-Nb-based alloys such as molybdenum will increase the mechanical properties and corrosion resistance. This research was conducted with the aimed to observe the characteristic of morphology of the microstructure, mechanical properties and corrosion resistance of the Zr-Nb alloys with and without molybdenum addition. The composition of the alloy was Zr-2.5 wt.% Nb and Zr-2.5 wt.% Nb-0.5 wt.% Mo, where molybdenum was added to the alloy in the melting process using an electric arc furnace. Ingot of Zr-2.5 wt.% Nb and Zr-2.5 wt.% Nb-0.5 wt.% Mo alloys were then tested in Vickers micro hardness, metallographic with optical microscopy (OM) and SEM (scanning electron microscopy), XRD (X-ray diffraction) and environmental corrosion test in simulated body fluid (SBF). Results showed that the structure of α -Zr phase was formed and distributed homogeneously in fine-grain. The corrosion rate of the Zr-2.5 wt.% Nb alloy was 0.1023 mpy, whereas after the addition of molybdenum the corrosion rate of Zr-2.5 wt.% Nb-0.5 wt.% Mo alloy was decreased to 0.089 mpy. This occurred due to the formation of a thin layer of zirconium and molybdenum oxide as surface protection. The hardness of Zr-2.5 wt.% Nb alloy reached 183 VHN and increased to 230 VHN after the addition of 0.5 wt.% Mo. The phenomenon of grain refinement resulting in high dislocation density in the alloy of Zr-2.5 wt.% Nb-0.5 wt.% Mo.

Keywords: Molybdenum, Zr-Nb alloys, Grain refinement, Corrosion rate, Biomaterial

PENDAHULUAN

Kebutuhan bahan material bio-implan untuk produksi pembuatan komponen sangat diperlukan untuk mendukung program peningkatan kesehatan masyarakat di bidang orthopedik. Material bio-implan mempunyai persyaratan khusus yang dikenal dengan biokompatibilitas, yaitu kemampuan material beradaptasi dengan tubuh sehingga tidak terjadi respon yang bersifat toksik^[1]. Persyaratan lain yang perlu diperhatikan adalah kekuatan dan ketahanan korosi yang tinggi sehingga tidak terjadi degradasi material. Material implan yang banyak digunakan saat ini adalah baja tahan karat karbon rendah, paduan kobalt dan paduan titanium. Baja tahan karat dapat menimbulkan iritasi jaringan akibat kandungan unsur Ni. Paduan kobalt yang banyak dipakai adalah CoCrMo, paduan ini mempunyai kompatibilitas dan ketahanan korosi yang baik tetapi memiliki koefisien gesek yang rendah dan tingkat keausannya perlu ditingkatkan^[2]. Paduan titanium dengan aluminium dan vanadium mempunyai kompatibilitas yang bagus tetapi harganya mahal^[3]. Penelitian dan pengembangan material untuk bio-implan terus dilakukan untuk memperoleh material dengan kekuatan dan ketahanan korosi tinggi.

Salah satu material yang potensial dikembangkan untuk bio-implan adalah paduan zirkonium yang bahan utamanya dapat diambil dari pengolahan pasir zirkon yang banyak ditemukan di Indonesia. Pengembangan paduan zirkonium untuk material bio-implan didasarkan pada sifat kekuatan yang tinggi dan ketahanan korosi yang baik dalam cairan jaringan tubuh^[3]. Keunggulan lain dari paduan zirkonium adalah sifatnya yang tidak dipengaruhi medan magnet sehingga tidak mengganggu dalam proses pengobatan medik yang membutuhkan MRI (*magnetic resonance imaging*)^[4]. Berdasarkan sifat-sifat tersebut paduan zirkonium dapat dikembangkan untuk alternatif material bio-implan melalui proses sintesis,

pengolahan panas dan proses pengolahan permukaan. Material paduan zirkonium untuk bio-implan yang sudah dikembangkan saat ini adalah paduan Zr-2,5Nb^[5]. Paduan ini mempunyai kekuatan dan ketahanan korosi yang baik akibat pengaruh unsur Nb, tetapi kekerasan perlu ditingkatkan untuk meningkatkan ketahanan aus di permukaan bahan dan mencegah kandungan unsur terdegradasi dalam tubuh. Untuk keperluan ini paduan Zr-2,5Nb telah dikembangkan dengan proses oksidasi dengan difusi termal untuk membentuk permukaan zirkonia yang keras dan tahan aus^[6]. Proses oksidasi memerlukan ketelitian dan penelitian yang panjang untuk menjamin kemampuan daya lekat oksida pada bahan paduan. Salah satu langkah untuk meningkatkan kekuatan dan ketahanan korosi paduan dilakukan dengan memperbaiki struktur mikro dengan menambah unsur molibdenum ke dalam paduan. Berdasarkan sifat paduan dan diagram fasa biner Zr-Mo, proses penambahan molibdenum sampai dengan 1,5 %berat mampu meningkatkan sifat mekanik dengan pembentukan senyawa intermetalik antara Zr dan Mo^[7]. Disamping itu penambahan molibdenum juga akan membentuk butir paduan semakin kecil sehingga diperoleh penguatan sifat mekanik. Penambahan unsur molibdenum juga dapat meningkatkan ketahanan korosi^[8], distribusi fasa dan homogenitas^[9]. Berdasarkan sifat dan pengaruh yang ditimbulkan atom molibdenum dalam paduan zirkonium, penambahan molibdenum dalam jumlah tertentu akan mampu memperbaiki sifat paduan Zr-Nb untuk material bio-implan. Unsur molibdenum mempunyai sifat toksis yang kecil dibanding logam lain dan tidak menimbulkan efek psikologis serta hazard yang berbahaya dalam tubuh^[10]. Unsur molibdenum telah dipakai secara luas untuk material implan dan sudah diproduksi secara komersial, misalnya material untuk prostetik Arcam-ASTM 75

merupakan paduan CoCrMo dengan kandungan molibdenum sekitar 6% berat.

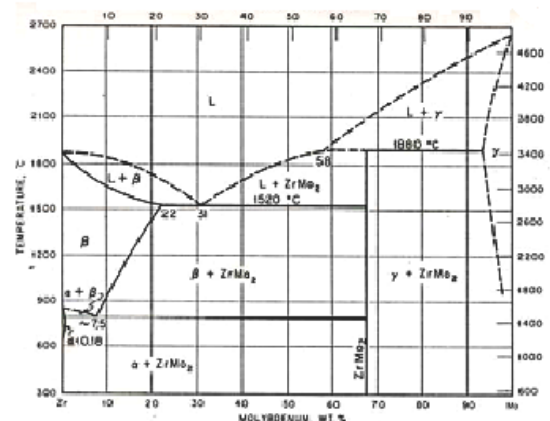
Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui morfologi struktur mikro, sifat mekanik dan ketahanan korosi paduan zirkonium Zr-Nb melalui penambahan unsur molibdenum ke dalam paduan Zr-2,5Nb yang diaplikasikan untuk material implan. Dalam makalah ini akan dibahas penelitian awal sintesis paduan zirkonium Zr-2,5Nb yang telah digunakan sebagai bahan dasar material bio-implan dan dibuat dengan proses peleburan. Penambahan molibdenum sebesar 0,5 % berat diharapkan terjadi penghalusan butir dan peningkatan kekerasan sehingga paduan berbasis Zr-2,5Nb menjadi tahan aus dan terjadi peningkatan ketahanan korosi akibat terbentuknya senyawa intermetalik Zr-Mo.

PROSEDUR PERCOBAAN

Langkah awal dari penelitian adalah penentuan komposisi unsur paduan untuk menghasilkan struktur, sifat mekanik dan ketahanan korosi sebagai material implan. Komposisi paduan ditentukan dengan mengacu paduan komersial Zr-2,5 w% Nb yang mampu menghasilkan ketahanan korosi tinggi dan telah dikembangkan untuk material bio-implan^[5]. Berdasarkan diagram fasa biner Zr-Mo seperti ditunjukkan pada Gambar 1, sistem ini mempunyai satu fasa intermediet yaitu $ZrMo_2$ yang terbentuk dari transformasi reaksi peritektik antara lelehan dan larutan padat molybdenum^[11]. Dari diagram terlihat bahwa reaksi peritektik dan dekomposisi eutektik tetap menghasilkan fasa- β , dan proses ini juga dapat timbul dalam proses sintesis peleburan dengan pendinginan ingot secara perlahan dalam tungku.

Bahan yang digunakan untuk sampel paduan ini adalah zirkonium dengan kemurnian 99,96 % berbentuk *sponge*, bahan niobium bentuk kawat dengan kemurnian 99,96 % dan unsur molibdenum dari *sponge* dengan kemurnian 99,6 %.

Disain komposisi paduan yang dibuat (% berat) yaitu; 97,5Zr - 2,5Nb dan 97Zr - 2,5Nb- 0,5Mo dengan berat total tiap sampel 20 gram.



Gambar 1. Diagram fasa biner Zr-Mo^[3]

Proses sintesis dilakukan dengan peleburan unsur paduan dalam tungku peleburan busur listrik. Peralatan yang digunakan untuk peleburan berupa dapur busur listrik di PSTNT-BATAN Bandung yang dapat beroperasi sampai suhu 2000 °C. Peleburan dilakukan dengan memasukkan unsur pepadu dalam cawan kemudian dipanaskan sampai temperatur 1850 °C. Untuk memperoleh paduan dengan fasa dan mikrostruktur yang homogen dilakukan proses peleburan ulang sampai 4 kali disertai pengaliran gas argon untuk pelindung oksidasi.

Hasil peleburan berupa ingot paduan kemudian dikarakterisasi dengan uji keras dan uji struktur mikro serta uji korosi. Pengujian kekerasan dilakukan dengan metode Vickers skala mikro untuk sampel paduan pada posisi permukaan. Indentasi dari uji keras dilakukan pada area matrik dan batas butir.

Pengamatan metalografi dilakukan dengan menggunakan mikroskop optik (OM) dan SEM (*scanning electron microscopy*). Pengamatan metalografi dilakukan pada posisi permukaan. Larutan etsa yang digunakan adalah campuran larutan HNO_3 pekat yang diencerkan dengan perbandingan $HNO_3 : H_2O$ (7:3)

dan larutan HF pekat yang diencerkan dengan aqua DM (H₂O) dalam perbandingan HF:H₂O (4:6). Uji XRD (*X-ray diffraction*) dilakukan dengan pengukuran pola difraksi untuk menganalisis fasa yang terbentuk setelah proses peleburan paduan.

Untuk pengujian korosi basah dilakukan di Laboratorium Korosi PSTBM- BATAN dengan teknik *polarization resistance* dengan tegangan -40 mV sampai 40 mV. Sampel paduan dipreparasi dengan bentuk lempeng tipis berbentuk lingkaran dengan luas sekitar 1 cm², selanjutnya diletakkan pada pemegang sampel dan dirakit ke dalam tabung uji. Media untuk uji korosi adalah larutan simulasi tubuh dengan komposisi seperti pada Tabel 1.

Tabel 1. Komposisi larutan SBF untuk uji korosi paduan Zr-2,5Nb dan Zr -2,5Nb-0,5Mo

No	Cairan	Berat (g)
1	NaCl	6,547
2	NaHCO ₃	2,268
3	KCl	0,372
4	Na ₂ HPO ₄	0,124
5	MgCl ₂ .6H ₂ O	0,305
6	1M HCl	~ 40 mL
7	CaCl ₂ .2H ₂ O	0,368
8	Na ₂ SO ₄	0,071
9	trishydroxymethyl	6,057

Informasi yang dapat diperoleh dari hasil uji korosi adalah kerapatan arus korosi (*I_{corr}*, mA/cm²), yang kemudian dipergunakan untuk menghitung laju korosi dalam mpy (*mils per year*). Dari perbedaan kerapatan arus korosi tersebut dapat diketahui perbedaan perubahan sifat ketahanan korosinya.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil peleburan dengan tungku busur listrik untuk paduan dengan komposisi % berat 97,5 Zr - 2,5 Nb dan 97Zr-2,5Nb-0,5Mo adalah ingot berbentuk lempeng diameter sekitar 20 mm, tebal 8 mm. Secara visual ingot tampak membentuk

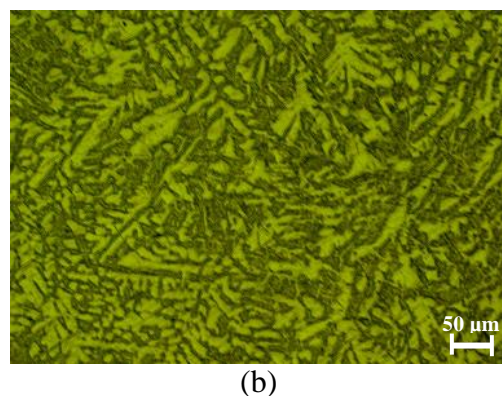
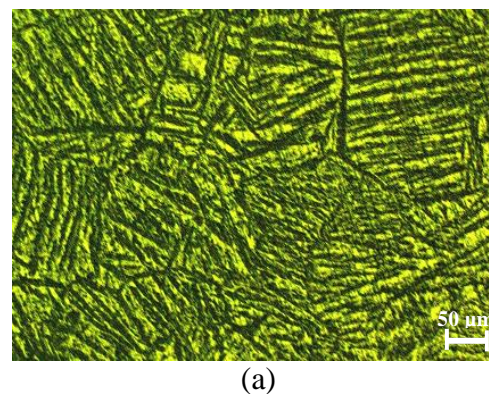
paduan padat homogen dengan oksidasi hanya terjadi pada permukaan dalam jumlah kecil seperti ditunjukkan pada Gambar 2.



Gambar 2. Visual ingot hasil peleburan untuk ;(a) paduan Zr-2,5Nb dan (b) paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo

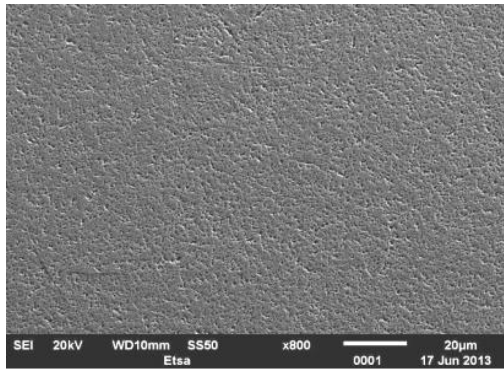
Struktur Mikro

Hasil uji metalografi pada ingot paduan Zr-2,5Nb dan Zr-2,5Nb-0,5Mo ditunjukkan pada Gambar 3. Struktur mikro ingot yang terbentuk adalah dendrit equiaxed dengan fasa α -Zr sebagai matriks.

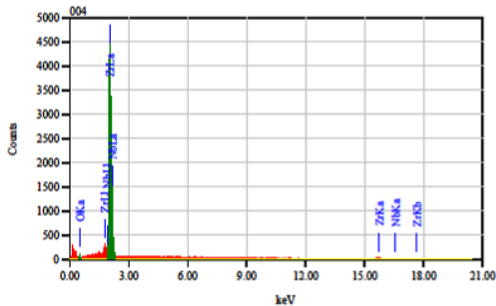


Gambar 3. Foto struktur mikro dengan mikroskop optik hasil cor untuk paduan: (a) Zr-2,5Nb, dan (b) Zr-2,5Nb-0,5Mo. Etsa 60% HCl-40% HF

Struktur mikro hasil uji metalografi pada Gambar 3(a) dan 3(b) tersebut teramati memiliki ukuran butir yang halus dan homogen. Akan tetapi butir dari paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo tampak lebih halus, dan cacat rongga tidak terdeteksi (Gambar 3(b)). Hal ini menunjukkan hasil peleburan dalam pembuatan ingot paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo cukup homogen.



(a)



(b)

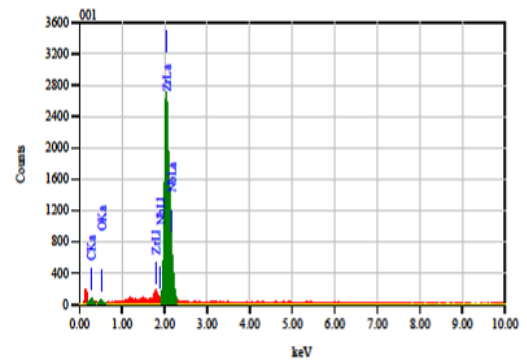
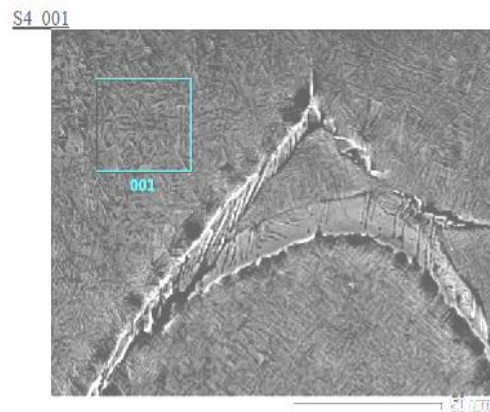
Element	(keV)	Mass (%)	Error (%)	Atom (%)	K
O K	0,525	0,55	23,64	2,0652	
Zr L	2,042	66,01	0,36	70,80	90,7184
Nb L*	2,166	6,75	0,35	5,36	7,2163

Gambar 4. (a) Morfologi paduan Zr-Nb hasil pengamatan SEM, dan (b) Spektrum dan komposisi kualitatif unsur pepadu. Etsa larutan HNO₃ dan HF

Gambar 4(a) memperlihatkan morfologi permukaan dari paduan Zr-Nb dengan SEM. Morfologi nampak seragam dengan butiran halus berbentuk jarum-jarum kecil yang menyebar ke seluruh permukaan sampel. Gambar 4b menunjukkan hasil analisis komposisi unsur pada permukaan ingot paduan Zr-Nb secara kualitatif dengan SEM-EDS. Hasil penembakan menunjukkan adanya unsur Zr dan Nb

dengan persentase massa untuk Zr 66,01 w% dan Nb 6,75 w% yang menunjukkan terdeteksinya atom Nb yang terlarut dalam Zr dan menyebabkan paduan Zr-Nb lebih keras dan lebih tahan korosi dari logam Zr.

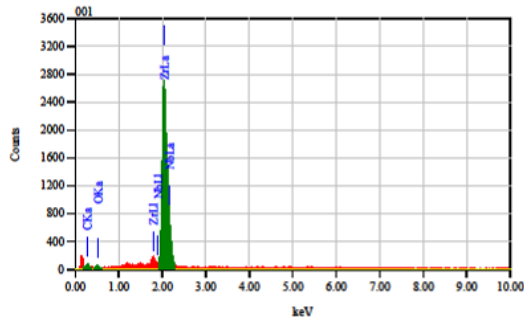
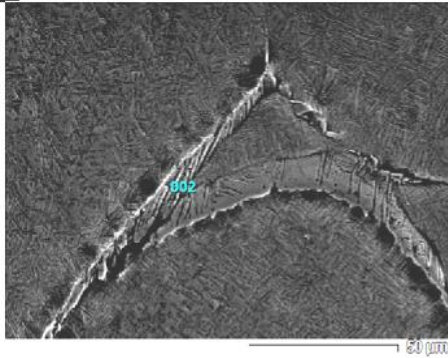
Gambar 5 menunjukkan adanya neobium yang terdeteksi pada matrik paduan Zr-2,5Nb dan Zr-2,5Nb-0,5Mo, sedangkan molibdenum terdeteksi di batas butir pada paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo dengan prosentase kandungan yang kecil sebesar 0,18 % berat. Hasil observasi dengan SEM mengindikasikan bahwa atom Nb larut dalam matrik Zr sedangkan atom Mo membentuk larutan padat dalam batas butir^[12].



Element	(keV)	Mass (%)	Error (%)	Atom (%)	K
Zr L	2,042	94,04	0,36	94,14	93,78683
Nb L*	2,166	5,96	0,35	5,86	6,1317
Total		100,00		100,00	

(a)

S4 002



ZAF Method Standardless Quantitative Analysis
Fitting Coefficient : 0.3060

Element	(keV)	Mass%	Error%	Atom%	K
C K	0.277	8.95	0.27	37.08	1.0521
O K	0.525	3.79	0.36	11.78	1.8591
Al K	1.486	0.86	0.11	1.58	0.6921
Ge K	9.874	17.27	1.29	11.84	22.1993
Zr L	2.042	68.96	0.26	37.63	74.0666
Mo L*	2.293	0.18	0.37	0.09	0.1309
Total		100.00		100.00	

(b)

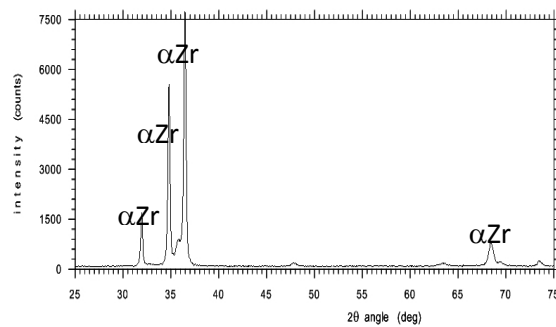
Gambar 5. Morfologi dan spektrum hasil uji SEM-EDS dalam paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo untuk ; (a) bagian matrik dari fasa α -Zr, (b) pada batas butir. Etsa 60% HCl-40% HF

Hasil Uji XRD

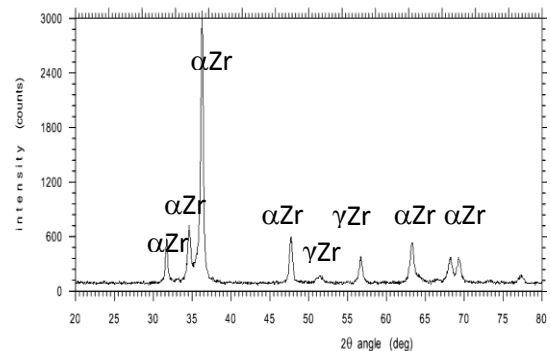
Untuk meneliti fasa yang terbentuk dalam paduan dilakukan pengujian XRD. Hasil uji XRD untuk kedua paduan ditunjukkan pada Gambar 6 dan Gambar 7.

Pada pola difraksi paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo dalam Gambar 7 terdeteksi adanya fasa sekunder (γ -Zr). Fasa ini dimungkinkan terbentuk akibat penambahan Mo yaitu pada sudut $2\theta = 51^\circ$ dan 56° . Terbentuknya fasa kedua ini teramati dalam foto SEM pada Gambar 5(b), fasa γ -Zr berbeda dengan fasa α -Zr, karena fasa γ -Zr ini mengandung molibdenum, dan hanya terdeteksi dengan

EDS dan terdistribusi pada batas butir. Keberadaan fasa sekunder γ -Zr yang muncul akibat penambahan molibdenum, berkontribusi pada peningkatan kekerasan material, hal ini disebabkan karena terdistribusinya partikel fasa γ -Zr pada batas butir menyebabkan gerakan dislokasi terkunci, sehingga meningkatkan kerapatan dislokasi pada material paduan Zr-2,5Nb-0,6Mo. Selain itu keberadaan molibdenum menjadi pemicu untuk penghalusan butir dalam paduan Zr-2,5Nb-0,6Mo, yang berakibat pada peningkatan kekerasan paduan.



Gambar 6. Hasil uji XRD untuk ingot paduan Zr-2,5Nb, struktur hanya menunjukkan fasa α -Zr



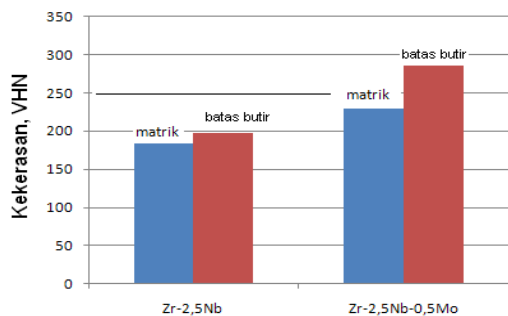
Gambar 7. Hasil XRD dari paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo menunjukkan adanya fasa α -Zr dan γ -Zr

Hasil Uji Keras dan Uji Korosi

Uji keras dengan metoda Vickers skala mikro dilakukan pada ingot Zr-2,5%Nb hasil peleburan. Harga kekerasan untuk paduan Zr-2,5Nb pada area matriks adalah sebesar 183 VHN, sedangkan pada batas butir sebesar 197 VHN. Untuk paduan Zr-

2,5Nb-0,5Mo kekerasan meningkat pada area matrik menjadi 230 VHN, dan 286 VHN pada batas butir seperti ditunjukkan pada Gambar 8.

Peningkatan kekerasan bila dihubungkan dengan struktur mikro yang terbentuk terjadi akibat ukuran butir yang sangat halus berbentuk jarum-jarum kecil yang homogen (Gambar 5). Dibandingkan dengan bahan implan komersial CoCrMo dengan kondisi pengujian yang sama dengan kekerasan 300 VHN^[13], dan material baja tahan karat SS 316L sebesar 190 VHN, nilai kekerasan paduan Zr-2,5Nb setelah penambahan Mo sebesar 230 VHN di daerah matrik dan 286 VHN di batas butir. Hal ini menunjukkan kekerasan yang baik untuk paduan zirkonium sebagai material implan.



Gambar 8. Harga kekerasan ingot paduan Zr-2,5Nb dan Zr-2,5Nb-0,5Mo

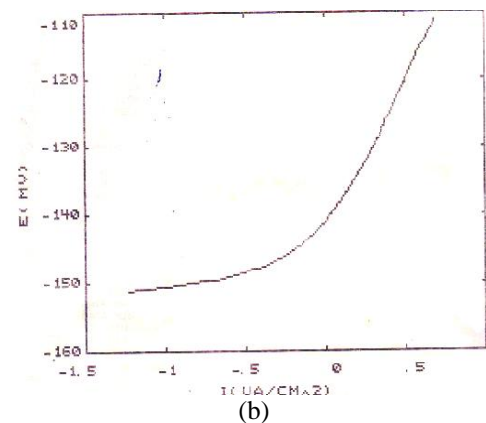
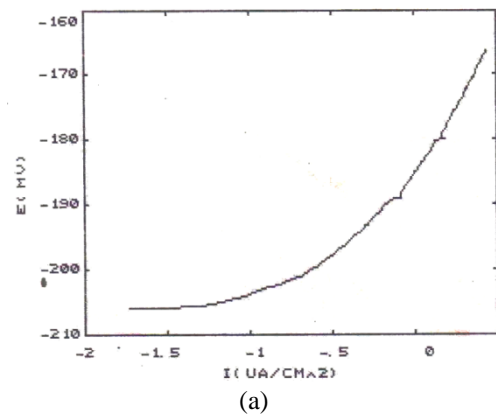
Hasil Uji Korosi

Gambar 9 menunjukkan grafik E (tegangan) vs I (arus) hasil uji korosi paduan Zr-2,5Nb dan paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo dalam lingkungan cairan SBF (*simulated body fluid*). Komposisi dari larutan tiruan cairan tubuh (SBF) ditunjukkan dalam Tabel 1.

Berdasarkan grafik dalam Gambar 9, nilai arus korosi untuk paduan Zr-2,5Nb sebesar $0,23 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ dan menghasilkan nilai laju korosi sebesar $0,1023 \text{ Mpy}$. Untuk paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo nilai arus korosi adalah sebesar $0,2 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ dengan laju korosi sebesar $0,089 \text{ Mpy}$.

Data untuk korosi dari paduan

komersial untuk material bio-implan yang diuji dengan kondisi larutan yang sama menunjukkan untuk Ti-6Al-4V sebesar $0,1 \text{ A}/\text{cm}^2$, SS316 L sebesar $0,226 \text{ mpy}$ ^[13]. Nilai laju korosi paduan Zr-2,5Nb yang kecil ini menunjukkan bahwa material berbasis zirkonium memiliki ketahanan korosi yang tinggi. Dari data hasil uji diperoleh kekerasan dan ketahanan korosi paduan zirkonium cukup baik untuk dijadikan material bio-implan. Dibandingkan dengan bahan komersial untuk bio-implan dari baja tahan karat 316L, ketahanan korosi paduan lebih baik, demikian pula kekerasan lebih tinggi sehingga ketahanan aus juga akan lebih tinggi. Dibandingkan dengan paduan komersial CoCrMo yang diuji dalam larutan simulasi bodi dengan laju korosi $0,0360 \text{ mpy}$ ^[14], laju korosi paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo masih di bawah paduan komersial tersebut.



Gambar 9. Hasil uji korosi untuk ; (a) ingot paduan Zr-2,5Nb, dan (b) ingot paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo dalam larutan tiruan cairan tubuh (SBF)

Berdasarkan grafik dalam Gambar 9, nilai arus korosi untuk paduan Zr-2,5Nb sebesar $0,23 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ dan menghasilkan nilai laju korosi sebesar 0,1023 Mpy. Untuk paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo nilai arus korosi adalah sebesar $0,2 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ dengan laju korosi sebesar 0,089 Mpy.

Data untuk korosi dari paduan komersial untuk material bio-implan yang diuji dengan kondisi larutan yang sama menunjukkan untuk Ti-6Al-4V sebesar $0,1 \text{ A}/\text{cm}^2$, SS316 L sebesar $0,226 \text{ mpy}$ ^[13]. Nilai laju korosi paduan Zr-2,5Nb yang kecil ini menunjukkan bahwa material berbasis zirkonium memiliki ketahanan korosi yang tinggi. Dari data hasil uji diperoleh kekerasan dan ketahanan korosi paduan zirkonium cukup baik untuk dijadikan material bio-implan. Dibandingkan dengan bahan komersial untuk bio-implan dari baja tahan karat 316L, ketahanan korosi paduan lebih baik, demikian pula kekerasan lebih tinggi sehingga ketahanan aus juga akan lebih tinggi. Dibandingkan dengan paduan komersial CoCrMo yang diuji dalam larutan simulasi bodi dengan laju korosi $0,0360 \text{ mpy}$ ^[14], laju korosi paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo masih di bawah paduan komersial tersebut.

KESIMPULAN

Dari studi pembuatan paduan Zr-2,5Nb dan Zr-2,5Nb-0,5Mo dengan proses peleburan dalam tungku busur listrik dapat ditarik kesimpulan bahwa dengan penambahan 0,5 %berat molibdenum dalam paduan berbasis Zr-Nb menghasilkan fasa α -Zr sebagai matriks dan fasa sekunder γ -Zr yang terbentuk di batas butir. Selain itu terjadi fenomena penghalusan butir dalam paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo. Fenomena ini menghasilkan peningkatan harga kekerasan paduan Zr-2,5Nb-0,6Mo sebesar 47 VHN, karena dislokasi semakin terhalang pergerakannya oleh terbentuknya fasa γ -Zr yang mengandung molibdenum pada batas butir. Penambahan molibdenum juga

meningkatkan ketahanan korosi dalam paduan Zr-2,5Nb-0,5Mo. Laju korosi yang dihasilkan adalah sebesar 0,089 mpy, relatif lambat bila dibandingkan dengan paduan Zr-2,5Nb dengan laju korosi sebesar 0,103 mpy. Paduan Zr-2,5Nb dapat dikembangkan lebih lanjut sebagai kandidat bahan biomaterial dengan pengujian tribologi dan tes in-vivo.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Neilgibson, Hermann Stamm. 2002. „The Use of Alloys in Prosthetic Devices.” *Business Briefing Medical Device Manufacturing & Technology*
- [2] Kamachi Mudali U., Sridhar T.M., Baldevraj. 2003., „Corrosion of bio-implants.” *Sadhana.* : Vol. 28, Parts 3 & 4, June/August, page 604.
- [3] Lustman. B and Kerze Jr. F. 1955. „*The Metallurgy of Zirconium*”, 1st edition, Mc. Graw-Hill Book Co., New York.
- [4] Lee. KY, Slavinsky. JP, Ries. MD, Blumenkrantz. G, Majumdar. S. 2005. „Magnetic resonance imaging of in vivo kinematics after total knee arthroplasty”. *Journal Magnetic Resonance Imaging.* Feb, 21(2):172-8.
- [5] Lyle. D, Zardiackas, Matthew. J, Kraay; Howard L. Freese., Titanium, Niobium, Zirconium, and Tantalum for Medical and Surgical Applications”. *ASTM.* STP 1471
- [6] Gordon Hunter, Jim Dickinson, Brett Herb, Ron Graham. July-August 2005. „Creation of Oxidized Zirconium Orthopaedic Implants”. *Journal of ASTM International.*: Vol 2, No 7.
- [7] Sugondo. 2005. „Peranan Pemadu Sn, Fe, Cr, Nb, dan Mo dalam Zirkaloi”. *URANIA.*: No 41/Thn.XI/Januari 2005. PTBN-BATAN.
- [8] Lee. J.H, Hwang. S.K. 2003. „Effect of Mo Addition on the Corrosion Resistance of Zr-Based Alloy in Water Containing LiOH”. *Journal of Nuclear Materials.*: Vol 321, page 238-248.

- [9] Sabol. G.P, Comstuck. R.J, Nayak. U.P. 2000. „Effect of Dilute Alloy Additions of Molibdenum, Niobium and Vanadium on Zirconium Corrosion, Zirconium in the Nuclear Industry”. *12th International Symposium.*: page 525-543.
- [10] Philip. C. Mitchell. H. „Database of Molybdenum in Human Health and the Environment”. *International Molybdenum Association.* London, United Kingdom.
- [11] Yuant Tiandho, Posman Manurung, Futichah. Januari 2013. „Pengaruh Unsur Padu Mo dan Proses Fabrikasi Terhadap Kekerasan Plat Zirlo-Mo”. *Jurnal Teori dan Aplikasi Fisika.* : Vol. 01, No. 01.
- [12] Basuki Agung Sujanto. 2005. „Pembuatan Paduan Zr-Nb-Si: Pemodelan Termodinamik”. *Prosiding Hasil Hasil Penelitian PEBN-BATAN.* ISSN 0854 – 5561.
- [13] M.N. Indro, H.Wiranata, S.G. Sukaryo. 10 Nopember 2012. „Hardness and Corrosion Rate of CoCrMo”. *Prosiding Seminar Nasional V.* Bogor.
- [14] Zainab yaquob atiya, Murtdha Adhab .Siyah. 2012. „Inhibitive Action of Ellagic Acid on Corrosion Behavior of (316 L SS) in Simulated Body Fluid.” *The Iraqi Journal For Mechanical And Material Engineering.*: Vol.12, No.2.

