

PENGARUH PROSES OKSIDASI PADA LOGAM PADUAN Zr-2,5Nb UNTUK MATERIAL BIOIMPLAN

Gemi Nastiti¹, Sri Handani¹, B. Bandriyana²

¹Jurusan Fisika FMIPA Universitas Andalas

²Pusat Teknologi bahan Industri Nuklir (PTBIN-BATAN)

Kawasan Puspitek, Serpong 15314, Tangerang

e-mail: geminastiti24@yahoo.com, shandani69@yahoo.com, bandriyana2005@yahoo.com

ABSTRAK

Penelitian tentang pengaruh proses oksidasi pada logam paduan Zr-2,5Nb untuk material bioimplan telah dilakukan. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui struktur mikro, kekerasan, ketahanan korosi dan toksisitas paduan logam Zr-2,5Nb sebelum dan sesudah dioksidasi. Pengujian struktur mikro dengan mikroskop optik memperlihatkan paduan homogen berbentuk *equiaxial*. Proses oksidasi dilakukan menggunakan alat MSB selama 5 jam dengan variasi suhu 500°C, 600°C dan 700°C. Pada oksidasi suhu 500°C tebal lapisan oksida berkisar antara 4,06 – 5,02 µm, pada suhu 600°C tebal lapisan antara 4,20 – 7,80 µm dan pada suhu 700°C tebal lapisan oksida 19,00 – 23,60 µm. Sebelum oksidasi kekerasan sebesar 233,7 VHN. Pada logam setelah dioksidasi 500°C kekerasan rata-rata sebesar 242,4 VHN. Pada oksidasi 600°C kekerasan sebesar 261,2 VHN dan 700°C kekerasan sebesar 399,1 VHN. Nilai laju korosi sebelum oksidasi sebesar 0,0695 mpy. Setelah proses oksidasi nilai korosi sampel jauh lebih rendah yaitu sebesar 0,0094 mpy. Persentasi inhibisi paduan sebelum oksidasi sebesar 13,3 % dan setelah oksidasi memiliki persentasi inhibisi sebesar 0 %, yang sangat baik dimanfaatkan sebagai material bioimplan.

Kata kunci : paduan zirkonium, oksidasi MSB, kekerasan, korosi, metode *in vitro*, bioimplan

ABSTRACT

Research on the effect of oxidation on the metal alloy Zr-2,5Nb for bioimplant material has been done. This research aims to find out the micro structure, hardness, corrosion resistance and toxicity of metal alloys Zr-2,5Nb before and after being oxidized. The micro structure tested by optical microscopy show a homogeneous alloy shaped equiaxial. The oxidation process is done using a MSB for 5 hours with temperature variations of 500°C, 600°C and 700°C. Oxide layer thickness was measured by using SEM. At the oxidation temperature of 500°C the oxide layer thickness ranged from 4,06 to 5,02 µm, at a temperature of 600°C layer thickness between 4,20 and 7,80 µm and at temperature of 700°C the oxide layer thickness from 19,00 to 23,60 µm. Alloy hardness before oxidation is 233,7 VHN, where after oxidized of 500 °C the average of metal hardness is 242,4 VHN. At 600°C oxidation the hardness is 261,2 VHN and 700°C is 399,1 VHN. Corrosion rate value before oxidation is 0,0695 mpy. After the oxidation process the corrosion rate value is much lower than before oxidation and equal to 0,0094 mpy. This is due to the presence of oxygen contained in the oxide layer. The percentage inhibition of oxidation of the alloy before oxidation is 13.3% and after oxidation is 0%, which is well used as material bioimplant.

Keywords : zirconium alloys, oxidation MSB, hardness, corrosion, in vitro methods, bioimplant

I. PENDAHULUAN

Plat logam yang digunakan untuk patah tulang telah diperkenalkan lebih dari 100 tahun yang lalu. Dengan penggunaan logam tersebut mengawali penggunaan logam sebagai implan. Logam yang dipakai sebagai implan haruslah memiliki persyaratan diantaranya logam yang kuat, tahan terhadap korosi, tidak menyebabkan alergi, dan biokompatibilitas. Biokompatibilitas adalah kemampuan material beradaptasi dengan tubuh sehingga tidak terjadi respon yang bersifat toksik (Bandriyana dan Sukaryo, 2010).

Bahan yang banyak digunakan untuk implan adalah baja tahan karat karbon rendah, paduan cobalt dan paduan titanium, tetapi masing-masingnya masih terdapat kekurangan. Pada baja tahan karat seperti *stainless steel* akan dapat menimbulkan iritasi jaringan pada tubuh jika terjadi korosi. Paduan cobalt misalnya CoCr mempunyai ketahanan terhadap korosi yang lebih baik jika dibandingkan dengan *stainless steel* dan sifat mekanik yang lebih baik untuk aplikasi tertentu, tetapi paduan ini memiliki ketahanan aus yang rendah. Pada paduan titanium dengan aluminium dan vanadium mempunyai kompatibilitas yang bagus tetapi harganya mahal (Gibson

and Stamm, 2002). Logam zirkonium adalah logam yang sangat reaktif dan akan membentuk lapisan oksida secara spontan pada lingkungan yang mengandung oksigen (Pilliar, 2009). Niobium merupakan logam yang dapat meningkatkan kekerasan pada paduan.

Pada penelitian ini digunakan logam paduan Zr-Nb. Paduan Zr-2,5Nb memiliki sifat mekanik yang sangat baik dan rendahnya laju korosi dibandingkan dengan paduan Zr-0,45Nb dan Zr-1.5Nb (Kim, *et al.*, 2004). Saat ini paduan ini sedang dikembangkan untuk biomaterial implan. Logam paduan ini memiliki nilai kekerasan yang tinggi yaitu sebesar 218,8436 VHN dan memiliki nilai laju korosi yang kecil yaitu 0,1023 mpy, sehingga paduan Zr-Nb dapat digunakan sebagai material implan ortopedik (Syamsudin, 2013).

Paduan Zr-Nb memiliki ketahanan korosi, tahan lama dan biokompatibel untuk komponen ortopedi yang terutama ditujukan sebagai implan pinggul dan lutut (Chein, *et al.*, 2010). Sifat biokompatibel ini membuat Zr-Nb menjadi pilihan tepat untuk pasien yang sensitif logam (Smith and Nephew, 2008), tetapi paduan ini memiliki ketahanan aus yang rendah, sehingga diperlukan proses oksidasi. Proses oksidasi dapat meningkatkan kekerasan suatu paduan logam. Proses oksidasi untuk paduan ini dikembangkan dengan metode difusi termal untuk membentuk permukaan yang keras dan tahan aus. Ketahanan aus dapat diindikasikan dengan peningkatan kekerasannya.

Menurut Bandriyana dkk. (2013) penambahan lapisan oksida paduan ZrNbMoGe pada suhu 500 °C – 800 °C pada 4 jam – 8 jam mencapai 4 – 77 µm. Ketahanan korosi pada temperatur tinggi juga ditentukan oleh kadar unsur logam pada paduan yang membentuk lapisan oksida. Pertambahan lapisan sebesar 5 µm telah meningkatkan ketahanan korosi pada paduan. Lapisan oksida yang stabil, tidak *porous*, melekat kuat pada paduannya, homogen serta terlapis merata pada seluruh permukaan bahan mutlak diperlukan untuk mendapatkan bahan yang tahan korosi pada temperatur tinggi (Wagio, 2010).

Pada penelitian ini dilakukan proses oksidasi dengan variasi suhu 500°C, 600°C dan 700°C. Proses oksidasi yang dilakukan adalah selama 5 jam pada setiap variasi suhu.

II. METODE

Penelitian ini menggunakan bahan-bahan antara lain : paduan logam Zr-2,5Nb yang telah dilebur, pipa kecil untuk *mounting*, resin termoset, katalis, penjepit, alkohol 75%, larutan etsa 10% HF -60% HNO₃ -40% H₂O, media SBF. Alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini antara lain : *diamond cutting machine*, *MoPao 2D grinder polisher*, *magnetic suspension balance* (MSB), mikroskop optik, SEM-EDS, *vickers hardness testing machine* dan potensiostat / galvanostat.

2.1 Preparasi Sampel Zr-2,5Nb

Paduan Zr-2,5Nb yang dileburkan dengan tungku busur listrik, mengandung 97,5% zirkonium dan 2,5% niobium. Paduan ini berbentuk bongkahan dan selanjutnya dipotong dengan alat *diamond cutting machine* menjadi 4 bagian. Beberapa bagian di-*mounting* dengan pipa kecil sesuai ukuran logam dan ditambahkan resin dan katalis. Resin ditunggu sampai mengering. *Mounting* bertujuan untuk membuat pegangan pada logam yang telah dipotong agar mudah saat dipoles.

Potongan yang telah di-*mounting* dipoles agar permukaannya rata dan halus dengan alat *MoPao 2D grinder polisher* agar dapat dilihat jelas stuktur mikronya. Setelah di-*mounting* sampel diratakan kembali sampai permukaan halus untuk pengujian mikroskop optik. Ukuran sampel dipotong sesuai dengan kebutuhan pada alat pengujian.

2.2 Penentuan Struktur Mikro dengan Mikroskop Optik

Sampel yang telah selesai dipoles, dilihat stuktur mikronya dengan mikroskop optik. Pada meja sampel, diatur fokus lensa dan perbesaran lensa sehingga gambar akan diperbesar dan terlihat susunan dari bahan tersebut atau homogenitas bahannya. Permukaan paduan logam ZrNb yang telah dipoles, diamati dengan mikroskop optik dengan perbesaran 20x.

2.3 Proses Oksidasi dengan MSB

Proses oksidasi dilakukan dengan alat MSB selama 5 jam pemanasan pada suhu tinggi, dengan variasi suhu yaitu 500°C, 600°C dan 700°C. Dengan alat ini dapat dihitung laju oksidasi dari logam tersebut dan perhitungan penambahan berat secara otomatis. Alat MSB dinyalakan dengan menekan tombol ON, suhu naik secara bertahap samapai dengan variasi yang diinginkan. Sebelumnya alat telah disetel pada suhu yang diinginkan, sehingga saat mencapai suhu yang diinginkan suhu alat tidak berubah lagi. Pemanasan dilakukan dengan variasi suhu. Setelah pemanasan sampel selama 5 jam, maka di turunkan suhu sampai 0 °C. Setelah suhu MSB turun pada suhu kamar, alat dimatikan dengan menekan tombol OFF. Sampel dibiarkan dingin dan selanjutnya dipotong untuk melihat tebal lapisan yang terbentuk dengan SEM-EDS.

2.4 Penentuan Struktur Mikro dan Lapisan Oksida dengan SEM-EDS

Bahan yang murni ZrNb, dietsa terlebih dahulu sebelum melihat stukturanya dengan SEM agar batas butir dari logam paduan tersebut terlihat lebih jelas. EDS dapat digunakan untuk menentukan komposisi dari logam.

2.5 Pengujian Kekerasan dengan Vickers Hardness Testing Machine

Pangujian kekerasan dengan alat *vickers hardness testing machine*, bertujuan untuk menghitung kekerasan logam paduan tersebut karena nilai kekerasan setiap logam berbeda. Dengan pengujian kekerasan juga dapat melihat pengaruh proses oksidasi terhadap kekerasan bahan, dengan membandingkan nilai kekerasan bahan sebelum dan sesudah dioksidasi.

Pengujian kekerasan dilakukan pada 3 titik setiap sampel untuk mendapatkan nilai kekerasan rata-rata dari sampel. Sampel diletakkan pada tempat sampel, lalu permukaan sampel ditekan dengan indenter. Jejak indenter diukur dengan alat pengukur yang terdapat pada *Vickers*.

2.6 Pengujian Korosi

Uji ketahanan korosi menggunakan perangkat potensiostat/ *galvanostat*. Diameter sampel maksimal 1,5 cm dan menggunakan media cairan tubuh berupa NaCl 0,9%.

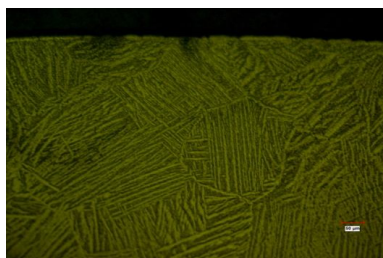
2.7 Pengujian Toksisitas

Pengujian toksisitas dengan metode *in vitro* menggunakan cairan sel, dilakukan dalam wadah tertutup selama jangka waktu 7 hari. Dilakukan di Pusat Studi Satwa Primata (PSSP) lembaga penelitian dan pengabdian kepada masyarakat, Institut Pertanian Bogor. Morfologi sel dan jumlah sel diamati sebelum penambahan sampel dan sesudah penambahan sampel. Jika kondisi setelah penambahan sampel sama dengan sebelum penambahan, maka sampel tersebut aman dijadikan sebagai implan.

III. HASIL DAN DISKUSI

3.1 Karakterisasi dengan Mikroskop Optik

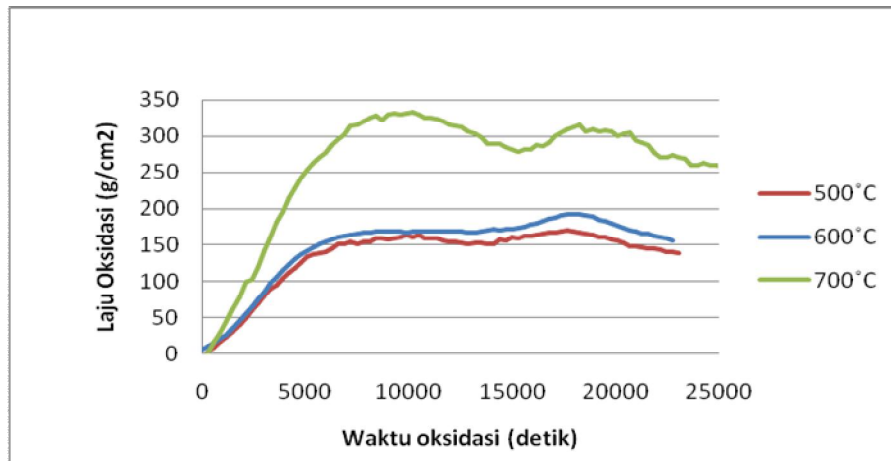
Pada Gambar 1 dapat dilihat bahwa batas butir paduan telah terlihat jelas, sehingga paduan logam Zr-2,5Nb tidak perlu dietsa lagi untuk memperjelas batas butirnya. Hal ini memperlihatkan paduan telah homogen karena bentuknya sama di setiap butirnya. Partikel berbentuk *equiaxial*, seragam di setiap butirnya. Setelah tidak ada goresan lagi pada permukaan seperti pada Gambar 1 baru bisa dilanjutkan untuk karakterisasi lainnya.



Gambar 1 Foto struktur mikro paduan Zr 2,5Nb

3.2 Proses Oksidasi

Gambar 2 merupakan grafik pertumbuhan oksidasi pada variasi suhu 500°C, 600°C dan 700°C pada waktu oksidasi 5 jam. Gambar menyajikan grafik antara pertambahan massa/satuan luas (g/cm²) dengan waktu oksidasi (detik). Dari grafik dapat disimpulkan bahwa semakin tinggi suhu pada MSB maka akan semakin tinggi pertumbuhan oksidasinya.



Gambar 2 Hasil Oksidasi paduan logam Zr-2,5Nb selama 5 jam

Pada ketiga sampel dapat dibandingkan laju oksidasinya pada waktu yang sama. Pada waktu 9000 detik, pada oksidasi 500°C memiliki laju oksidasi sebesar 157,44 gr/m², oksidasi 600°C sebesar 168,34 gr/m² dan pada oksidasi 700°C sebesar 330,42 gr/m². Dapat disimpulkan bahwa laju oksidasi sebanding dengan meningkatnya suhu oksidasi, semakin tinggi suhu oksidasi maka semakin besar pula laju oksidasinya.

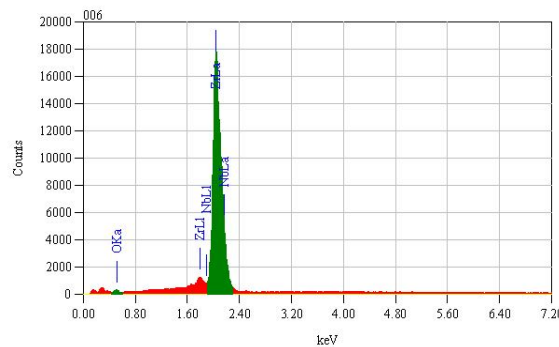
3.3 Karakterisasi dengan SEM-EDS

3.3.1 Hasil Uji SEM-EDS Sampel Sebelum Oksidasi

Dengan menggunakan SEM-EDS dapat diketahui data persentasi kandungan masing-masing unsur yang dilihat dari Gambar 3. Dari Tabel 1 dapat dilihat persentase kandungan masing-masing unsur dari logam paduan.

Tabel 1 Persentasi unsur pada logam paduan Zr-2.5Nb

Unsur	Persentasi
O	4,16 %
Zr	90,69 %
Nb	5,15 %

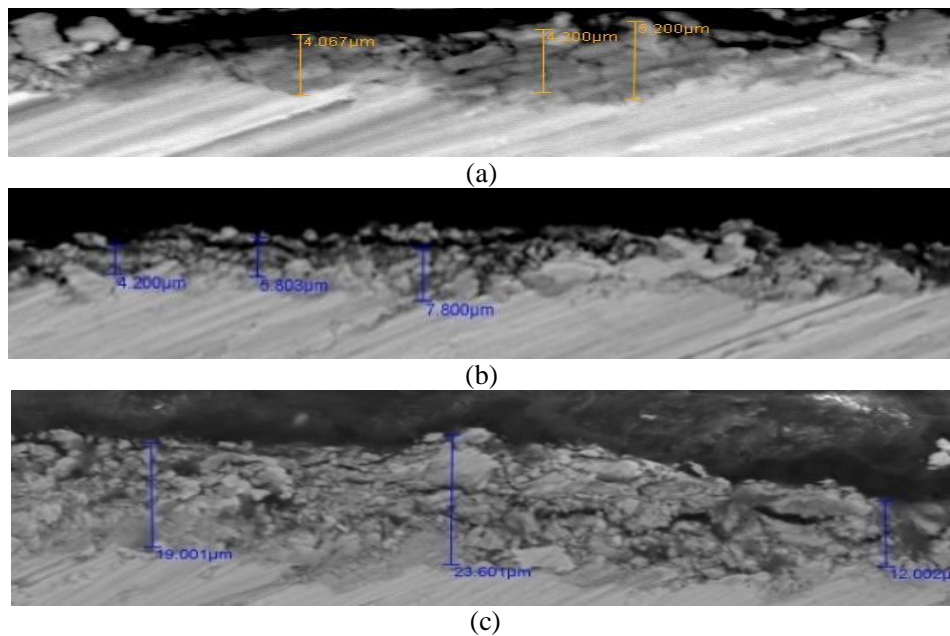


Gambar 3 Hasil EDS Zr-2.5Nb

Dari Tabel 1 terlihat bahwa kandungan unsur oksigen 4,16%, zirkonium 90,69% dan niobium 5,15% yang tidak sesuai dengan komposisi awal, yaitu 2,5%. Hal ini disebabkan karena pada proses peleburan dalam tungku busur listrik diperkirakan terdapat sisa unsur niobium pada peleburan sebelumnya sehingga menambah persentasi unsur niobium pada logam paduan.

3.3.2 Hasil Uji SEM-EDS Sampel Setelah Oksidasi

Pengujian SEM-EDS dilakukan untuk mengetahui persentasi paduan dan melihat ketebalan dari lapisan oksida setelah dilakukan oksidasi. Ketiga ketebalan lapisan oksida dibandingkan pada ketiga variasi suhu.



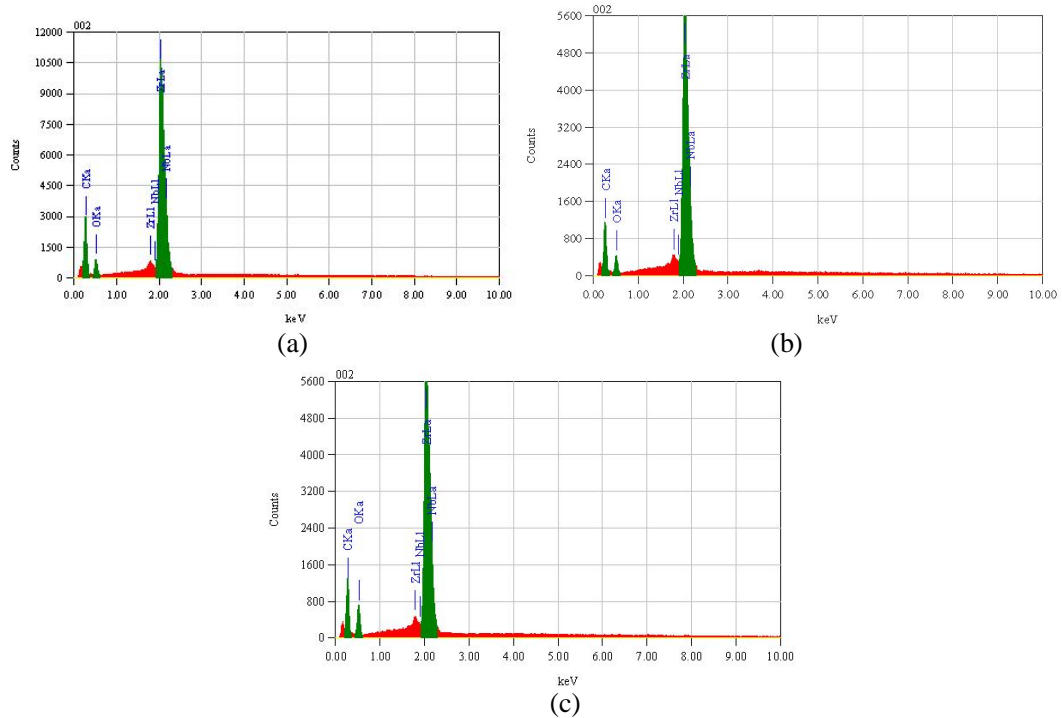
Gambar 4 Tampang Lintang Zr-2,5Nb (a) Oksidasi 500°C, 3000x, Oksidasi 600°C, (c) Oksidasi 700°C

Gambar 4 merupakanampang lintang dari sampel Zr-2,5Nb yang telah dioksidasi sehingga tampak lapisan. Dapat dilihat terjadi penambahan lapisan oksida pada variasi suhu. Semakin besar suhu, maka tebal lapisan oksida juga meningkat. Terlihat pada Tabel 2 pengukuran tebal lapisan oksida pada variasi suhu.

Tabel 2 Hasil pengukuran tebal lapisan oksida pada oksidasi Zr-2,5Nb

No	Kondisi	Tebal Lapisan (μm)
1.	Oksidasi 5 jam, suhu 500°C	4,06 μm – 5,20 μm
2.	Oksidasi 5 jam, suhu 600°C	4,20 μm – 7,80 μm
3.	Oksidasi 5 jam, suhu 700°C	19,00 μm – 23,60 μm

Dari Gambar 5 dapat dilihat terjadinya penambahan unsur karbon dan oksigen pada paduan. Lebih jelasnya terdapat pada Tabel 3 persentasi logam Zr-2,5Nb setelah oksida 5 jam. Terjadinya pengurangan komposisi unsur Zr dan Nb karena adanya lapisan oksida yang bertambah tebal. Bertambah tebalnya lapisan oksida ditentukan oleh penambahan persentasi unsur oksigen. Kadar oksigen bertambah besar jika suhu ditingkatkan. Adanya terdeteksi unsur karbon, dikarenakan proses oksidasi dengan alat MSB dilakukan dengan menggunakan udara sekitar, sehingga unsur karbon yang terdapat pada lingkungan sekitar juga melekat pada permukaan logam.



Gambar 5 Hasil EDS Zr-2,5Nb (a) oksida pada suhu 500°C (b) oksida pada suhu 600°C, (c) oksida pada suhu 700°C

Tabel 3 Persentasi unsur Zr-2,5Nb oksida pada lapisan yang terbentuk

No.	Kondisi	% Unsur			
		C	O	Zr	Nb
1.	Oksidasi 500 °C	44,32	13,04	39,36	3,28
2.	Oksidasi 600 °C	39,2	12,37	45,51	2,93
3.	Oksidasi 700 °C	37,08	17,78	42,39	2,74

3.4 Pengujian Kekerasan

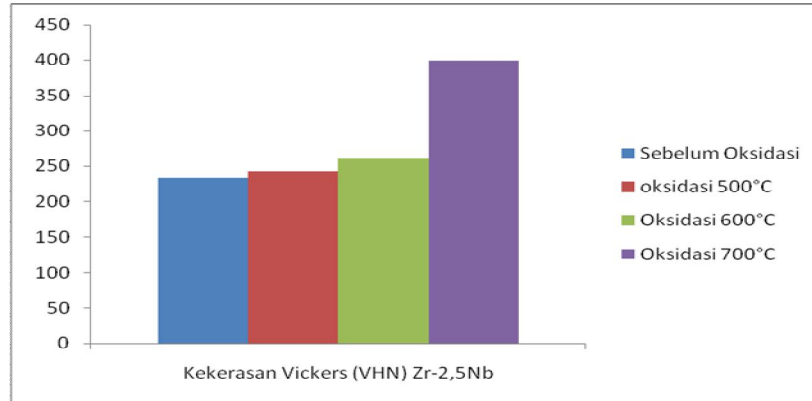
Pada pengujian kekerasan terdapat peningkatan kekerasan pada Zr-2,5Nb setelah dioksidasi. Pengujian dilakukan pada 3 titik pada sampel menggunakan beban 0,2 kg. Tabel 4 merupakan hasil pengujian kekerasan dan disajikan dengan grafik pada Gambar 6.

Tabel 4 Hasil pengujian kekerasan dengan *vickers hardnes tester*

Pengukuran	Kekerasan (VHN)			
	Sebelum Oksidasi	Oksidasi 500°C	Oksidasi 600°C	Oksidasi 700°C
1	231,8	205,3	260,3	260,3
2	231,8	231,8	246,9	538,2
3	237,7	290,2	276,5	398,7
Rata-rata	233,7	242,4	261,2	399,1

Pengujian kekerasan dilakukan pada kondisi sebelum oksidasi dan sesudah oksidasi. Pada Tabel 4 dapat dilihat hasil rata-rata pengukuran menunjukkan terjadinya peningkatan

kekerasan logam sebelum dioksidasi dan setelah oksidasi. Pada kondisi sebelum oksidasi kekerasan paduan Zr-2,5Nb sebesar 233,7 VHN, oksidasi pada suhu 500°C sebesar 242,4 VHN, oksidasi pada suhu 600°C sebesar 261,2 VHN, dan oksidasi pada suhu 700°C sebesar 399,1 VHN. Kekerasan meningkat dengan selisih yang besar dari peningkatan sebelumnya pada suhu oksidasi 700°C.



Gambar 6 Grafik pengujian kekerasan vickers – kondisi sampel

Pemanasan pada temperatur tinggi di lingkungan menyebabkan atom karbon terdifusi ke dalam logam paduan sampai kadar tertentu, sehingga diperolehnya pengerasan pada permukaan logam paduan.

3.5 Pengujian Korosi

Uji ketahanan korosi menggunakan alat potensiostat/galvanostat dengan media simulasi cairan tubuh atau SBF (*Simulated Body Fluid*) sebagai sistem biologis tubuh. Media cairan tubuh yang digunakan adalah cairan infus NaCl 0,9%. Komposisi NaCl 0,9% mendekati komposisi cairan tubuh manusia (Rudyarjo, 2011). Tabel 5 merupakan hasil uji ketahanan korosi. Pengujian korosi hanya dilakukan pada satu sampel saja yang telah dioksidasi pada suhu 600°C karena adanya keterbatasan sampel.

Tabel 5 Hasil uji ketahanan korosi

No.	Kondisi	Arus Korosi ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)	Nilai Laju Korosi (mpy)
1.	Zr-2.5Nb sebelum oksidasi	0,15	0,0695
2.	Zr-2,5Nb setelah oksidasi	0.02	0,0094

Terlihat pada Tabel 5 Zr-2,5Nb sebelum oksidasi, arus korosinya sebesar $0,15 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ dan nilai laju korosinya sebesar 0,0695 mpy. Pada Zr-2,5Nb setelah oksidasi, arus korosinya sebesar $0,02 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ dan nilai laju korosinya sebesar 0,0094 mpy. Hal ini menunjukkan bahwa Zr-2,5Nb setelah dioksidasi memiliki nilai laju korosi yang jauh lebih kecil dari pada Zr-2,5Nb sebelum oksidasi, sehingga sampel Zr-2,5Nb setelah oksidasi lebih tahan terhadap korosi.

Pada Zr-2,5Nb setelah oksidasi, ion klorida tidak bisa menggeser oksigen sehingga potensial kritis material menjadi lebih besar dan arus korosi yang terjadi menjadi lebih kecil. Arus korosi semakin kecil dikarenakan sedikitnya elektron yang mengalir dari media cairan ke logam. Semakin kecil arus yang dihasilkan maka laju korosi juga semakin kecil, sehingga lebih tahan terhadap korosi.

3.6 Pengujian Toksisitas

Pada pengujian toksisitas dengan metode in vitro yang dilakukan di PSSP Bogor menggunakan *cell pulmonary artery endothelium* (CPAE). Sel ini diperoleh dari paru-paru sapi, yang merupakan sel epitel khusus yang berfungsi sebagai pembentukan lapisan dalam

pembuluh darah. Proses perendaman dilakukan selama 7 hari. Sampel yang diuji adalah sampel Zr-2,5Nb sebelum oksidasi dan sampel Zr-2,5Nb setelah oksidasi.

Tabel 6 merupakan tabel hasil pengujian toksisitas dengan metode in vitro. Dari tabel dapat dilihat persentasi inhibisi dari sampel Zr-2,5Nb sebelum oksidasi dan sampel Zr-2,5Nb setelah oksidasi, sehingga dapat dibandingkan kelayakan sampel dipergunakan sebagai material implan.

Tabel 6 Hasil uji toksisitas

No.	Keadaan	% Inhibisi
1.	Zr-2,5Nb sebelum oksidasi	13,3 %
2.	Zr-2,5Nb setelah oksidasi	0 %

Menurut PSSP Bogor, material dikatakan toksik jika hasil persentasi inhibisi lebih dari 50%. Dari tabel dapat diketahui Zr-2,5Nb sebelum oksidasi mempunyai nilai inhibisi sebesar 13,3 %. Sehingga dapat dinyatakan tidak toksik menurut PSSP Bogor dan dapat digunakan sebagai material implan. Pada Zr-2,5Nb setelah oksidasi, nilai inhibisi menjadi 0 %. Dari persentasi tersebut dapat dinyatakan sampel Zr-2,5Nb setelah oksidasi sangat aman jika digunakan sebagai material implan pada tubuh, karena tidak ada sel yang mati pada media perendaman.

IV. KESIMPULAN

Dari analisis terhadap hasil yang didapat dalam penelitian ini bahwa pengamatan struktur mikro dengan mikroskop optik untuk sampel Zr-2,5Nb terlihat paduan telah homogen pada permukaan logam paduan. Proses oksidasi dengan alat MSB didapatkan bahwa laju oksidasi (gr/m^2) sebanding dengan pertambahan suhu. Pada suhu 500°C laju oksidasi berkisar antara $140 - 169,28 \text{ gr/m}^2$, pada suhu 600°C laju oksidasi berkisar antara $160 - 191,65 \text{ gr/m}^2$ dan pada suhu 700°C laju oksidasi berkisar antara $180 - 308,83 \text{ gr/m}^2$. Pertambahan berat/satuan luas tidak bernilai konstan, sehingga dapat disimpulkan bahwa lapisan oksida tidak merata.

Hasil pengukuran ketebalan lapisan oksida dengan SEM-EDS pada oksidasi suhu 500°C tebal lapisan oksidanya berkisar antara $4,06 - 5,02 \mu\text{m}$. Pada oksidasi suhu 600°C , tebal lapisan oksida berkisar antara $4,20 - 7,80 \mu\text{m}$. Pada 700°C , tebal lapisan oksida berkisar antara $19,00 - 23,60 \mu\text{m}$. Bervariasinya lapisan oksida menunjukkan tidak meratanya lapisan oksida yang disebabkan tidak melekatnya oksida pada sampel, sehingga masih ada lapisan oksida yang terlepas dari permukaan logam.

Kekerasan rata-rata logam Zr-2,5Nb dengan *vickers hardness tester* sebelum oksidasi sebesar 233,7 VHN. Kekerasan meningkat pada logam paduan yang telah dioksidasi. Pada oksidasi 500°C , kekerasan rata-rata sebesar 242,4 VHN. Pada 600°C , kekerasan rata-rata sebesar 261,2 VHN. Pada 700°C , kekerasan rata-rata sebesar 399,1 VHN.

Zr-2,5Nb memiliki ketahanan korosi yang baik, nilai laju korosi sebelum oksidasi sebesar 0,0695 mpy. Setelah proses oksidasi nilai korosi sampel jauh lebih rendah yaitu sebesar 0,0094 mpy, maka ketahanan korosi pada sampel setelah oksidasi jauh lebih baik dari pada sampel sebelum proses oksidasi.

Zr-2,5Nb dinyatakan dapat digunakan sebagai material implan karena memiliki persentasi inhibisi sebesar 13,3 %. Sampel Zr-2,5Nb setelah oksidasi memiliki persentasi sebesar 0 %, yang sangat baik dimanfaatkan sebagai material implan.

DAFTAR PUSTAKA

- Bandriyana, B. dan Sukaryo, S.G., 2010, Sintesis dan Karakterisasi Paduan Zirkonium Zr-Nb-Mo Untuk Aplikasi Material Bioimplan, *Jurnal sains Material Indonesia*, Vol.11, No.3.
- Bandriyana, B., Ismoyo, A.H., dan Parikin, 2013, Pengaruh Unsur Germanium Terhadap Ketahanan Korosi Paduan Zr-Nb-Mo-Ge untuk Material Kelongsong Perusahaan Listrik Tenaga Nuklir, *Jurnal Sains Material Indonesia*, Vol.14, Hal 193-198.
- Chein, Q., Lin, L., and Zhang, S., 2010, The Potential of Zr-based Bulk Metallic Glasses as Biomaterials, *Frontiers of Materials Science in China*, Vol 4, Springer, New York.
- Gibson, N. and Stamm, H., 2002, *The Use of Alloys In Prosthetic Device*, Bussiness Briefing, Europe.
- Kim, B., Park, C.J., and Kwon, H.S., 2004, Effect of Niobium of the Electronic Properties of Passive Films on Zirconium Alloys, *Journal of Electroanalytical Chemistry* 576, 269-276, Institute of Science and Technology (KAIST), Korea.
- Pilliar, R.M., 2009, *Biomedical Materials*, Springer, New York.
- Syamsudin, A., 2013, Karakterisasi Paduan Zr-Nb untuk Material Logam Implan Ortopedik, *Skripsi*, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Muhammadiyah Sukabumi.
- Smith and Nephew, 2008, *Orthopaedic Reconstruction and Trauma*, 1450 Brooks Rod, Memphis-USA.
- Wagio, H., 2010, Peningkatan Ketahanan Korosi Material Implan SS3 16L Dengan Metode Nitridasi, *Jurnal Sains Material Indonesia*, Vol.11, No.3.