

ANALISIS LAJU KOROSI PADUAN Mg-Ca-Zn SEBAGAI MATERIAL IMPLAN TULANG DENGAN METODE POTENSIOSTAT PADA *SIMULATED BODY FLUIDS* (SBF)

Winona Andnindyara, Doty Dewi Risanti, Lizda Johar Mawarani.
Jurusan Teknik Fisika, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)
Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111 Indonesia
d.d.risanti@gmail.com

Abstrak— Paduan Mg-Ca-Zn merupakan paduan yang banyak diteliti sebagai bahan implan tulang. Sebagai bahan yang akan diaplikasikan sangat penting untuk mempelajari sifat korosinya sehingga perlu dilakukan penelitian terhadap sifat korosi dengan media yang mirip dengan cairan tubuh. *Simulated body fluids* (SBF) merupakan cairan yang komposisinya hampir sama dengan plasma darah. Penelitian sifat dan laju korosi ini dilakukan dengan menggunakan sampel paduan magnesium yang telah dibuat pada penelitian sebelumnya. Pengujian korosi dilakukan dengan metode potensiostat dan morfologi permukaan sampel diamati dengan menggunakan SEM/EDX. Perubahan pH larutan diamati setiap 4 jam pada saat sampel direndam selama 48 jam dalam larutan SBF. Dari hasil pengujian korosi diketahui bahwa semakin besar penambahan TiH₂ maka semakin meningkatkan laju korosinya dengan nilai tertinggi dimiliki oleh sampel T550/3 sebesar 0,1969 mm/yr. Perendaman mengakibatkan turunnya laju korosi dengan nilai laju korosi terendah terdapat pada sampel T/550 sebesar 0,00007 mm/yr. Produk korosi yang dihasilkan memiliki kandungan tertinggi berupa unsur Mg dan O yang merupakan unsur utama Mg(OH)₂ serta Cl yang berasal dari larutan SBF.

Kata Kunci— paduan Mg-Ca-Zn, potensiostat, laju korosi

I. PENDAHULUAN

Kasus kecelakaan di Indonesia yang tinggi sehingga menyebabkan terjadinya patah tulang merupakan salah satu alasan permintaan plat penyambung tulang (*orthopedic implant*) semakin banyak. Saat ini, plat penyambung tulang yang ada di pasaran masih didominasi oleh produk impor dibandingkan dengan produk lokal, yang harganya tentu jauh lebih mahal.[2]. karakteristik tulang secara umum mempunyai densitas 1,8-2,0 g/cm³, *tensile yield strength* (longitudinal=193MPa, transversal = 133 MPa), *shear modulus* 3,3 GPa dan *Young's modulus* (longitudinal =17 GPa, transversal = 11,5 GPa [3]

Dari kasus tersebut maka dikembangkan bahan implan tulang yang terbuat dari logam, polimer dan keramik. *Metal foam* atau logam berpori merupakan material yang mengandung pori dengan volume tertentu dengan matrik paduan logam. Material ini umumnya sangat ringan karena densitas yang rendah [4] Paduan logam Mg merupakan salah satu paduan yang memiliki sifat mekanik yang mirip dengan tulang alami. begitu juga dengan paduan logam Mg dengan sedikit campuran Zn dapat menjadi paduan logam *biodegradable*. [5]. Beberapa penelitian baru menemukan kemungkinan bahwa paduan logam Mg sebagai kelas baru dalam bahan *degradable*, Biomaterial untuk aplikasi ortopedik [6]. Namun kelemahan utama pada aduan logam

Mg adalah ketahanan korosi yang rendah pada lingkungan tubuh [7]

Simulated Body Fluids (SBF) adalah model larutan yang sangat disukai sebagai simulasi bagian inorganik dari plasma darah. Plasma darah adalah larutan yang mengandung variasi garam, gula, asam amino, dan mineral-mineral sepanjang sel darah. Bagian inorganik plasma darah mengandung konsentrasi ion berbeda seperti sodium, kalsium, magnesium, dan ion klorin. [8].

Dalam meniru lingkungan tubuh, cairan tubuh simulasi (SBF) yang digunakan dalam penelitian ini untuk menilai korosi perilaku magnesium. Mirip dengan larutan natrium klorida, SBF juga menginduksi korosi parah magnesium pada suhu tubuh dan pH. Namun, karena SBF jenuh dengan kalsium dan fosfat, yang mengandung fase dapat disimpan pada permukaan magnesium setelah jangka waktu tertentu perendaman.[9]

Pada penelitian sebelumnya telah dibuat paduan Mg-Ca-Zn dengan variasi penambahan agen pengembang TiH₂ dan suhu sintering yang 550°C dan 450°C sehingga pada penelitian akan meneliti tentang laju korosi pada paduan dengan media korosi larutan SBF

Tujuan yang ingin dicapai dalam tugas akhir ini antara lain:

1. Mengetahui besarnya laju korosi Korosi sampel paduan Mg-Ca-Zn sebagai material implan tulang pada *simulated body fluid* (SBF).
2. Mengetahui produk korosi yang terbentuk pada sampel paduan Mg-Ca-Zn sebagai material implan tulang pada *simulated body fluid* (SBF).

II. TINJAUAN PUSTAKA

A. Logam Paduan Magnesium

Paduan Mg-Ca-Zn menjanjikan bahan selular implan yang bersifat biokompatibel dan *biodegradable*. Hal ini disebabkan perilaku korosi terdegradasi dapat dikontrol dengan baik serta produk korosi tidak menunjukkan sitotoksitas sama sekali [10]. Salah satu pengembangan paduan magnesium bersifat *biodegradable* adalah dengan pengembangan metal foams atau logam berpori.

Mg adalah salah satu elemen fundamental dalam tubuh manusia dan keempat Komponen yang paling dominan dalam serum manusia. Dilaporkan bahwa orang dewasa normal dikonsumsi sekitar 300-400mg magnesium setiap hari dan kelebihan Mg²⁺ tidak berbahaya dan dapat diekskresikan

melalui urine. Namun, aplikasi klinis Mg yang terbatas karena ketahanan terhadap korosi yang relatif rendah, laju degradasi lebih cepat. Kalsium (Ca) ditambahkan dalam paduan karena memiliki biaya lebih murah dan merupakan komposisi utama tulang manusia yang dapat mempercepat penyembuhan tulang. ketahanan korosi paduan Mg-Ca juga dapat meningkat secara signifikan dengan penambahan 0,5 wt.% Ca. Selain itu penambahan Zn ke dalam paduan Mg-Ca meningkatkan kekuatan tarik dan daktilitas serta kekerasan dan kinetika pengerasan [11].

B. Simulated Body Fluids

Simulated body fluids (SBF) adalah larutan dengan konsentrasi ion yang mendekati plasma darah manusia, disimpan di bawah kondisi pH tertentu dan suhu fisiologis yang identik dengan suhu tubuh [12].

Kandungan ion karbonat dalam larutan SBF memiliki peranan penting untuk degradasi paduan magnesium. Dalam beberapa penelitian korosi yang menggunakan beberapa jenis larutan seperti Larutan NaCl, larutan Hank ataupun larutan SBF dapat disimpulkan bahwa laju korosi sangat ditentukan oleh larutan yang digunakan. Hal ini disebabkan karena perbedaan konsentrasi buffer dan kandungan ion karbonat dalam larutan.

Simulated body fluids (SBF) mengandung beberapa komposisi seperti Na^+ , Cl^- , K^+ , Mg^{2+} , Ca^{2+} , HCO_3^- , HPO_4^{2-} , SO_4^{2-} [13]

C. Pengujian Korosi dengan Potensiostat

pengujian korosi dilakukan menggunakan potensiostat atau potensiostat dinamik yakni suatu perangkat yang mengendalikan tegangan yang masuk pada suatu elektroda untuk mengukur arus listrik yang dihasilkan. Metode potentiostat dilakukan dengan memberikan potensial (E,mV) yang bervariasi pada benda uji kemudian perubahan rapat arus (I, uA/cm²) diukur. Rapat arus korosi terukur pada saat arus katodik sama dengan arus anodik [14]. Potensiostat dapat mengukur laju korosi berdasarkan perubahan potensial listrik terhadap perubahan arus yang dideteksi selama proses korosi pada saat pengukuran berlangsung menggunakan bantuan kurva ekstrapolasi Tafel. Laju korosi adalah peristiwa merambatnya proses korosi yang terjadi pada suatu material. Pada beberapa pengujian korosi sebagian besar yang dilakukan adalah laju korosi [15].

III. METODOLOGI

A. Studi Literatur

Mempelajari jurnal-jurnal tentang laju korosi paduan Mg-Ca-Zn, pembuatan larutan *Simulated body fluids*, pengaruh paduan terhadap perubahan pH larutan ketika perendaman.

B. Pengukuran densitas dan luasan sampel

Sampel magnesium yang digunakan terdiri dari delapan sampel dengan variasi penambahan TiH_2 dan suhu pemanasan yang berbeda

Tabel 3.2 Variasi Sampel Mg-Ca-Zn yang Digunakan

| Suhu sintering (°C) | TiH ₂ (%) | Kode |
|---------------------|----------------------|----------|
| 450/550 | 0 | T450/0 |
| | 0,5 | T450/0,5 |
| | 1,5 | T450/1,5 |
| | 3 | T450/3 |
| 550 | 0 | T550/0 |
| | 0,5 | T550/0,5 |
| | 1,5 | T550/1,5 |
| | 3 | T550/3 |

C. Pembuatan larutan Simulated body fluids

Pembuatan larutan SBF sesuai dengan komposisi dan petunjuk dengan urutan tertentu.

D. Perendaman sampel paduan Mg-Ca-Zn

Perendaman paduan dilakukan selama 48 jam di dalam larutan SBF dengan suhu dijaga konstan $37 \pm 1^\circ\text{C}$ untuk mewakili suhu normal tubuh manusia dengan dimasukkan kedalam wadah tertutup dengan diberi air didalamnya untuk menjaga suhu agar tetap konstan. Pengukuran pH dilakukan selama 4 jam sekali dengan menggunakan pH meter.

E. Pengujian Korosi dengan Potentiostat

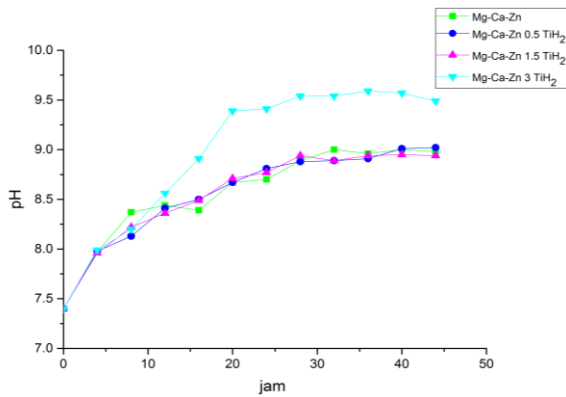
Pengujian korosi dilakukan di Laboratorium elektrokimia Teknik Kimia ITS. Alat yang digunakan adalah potensiostat (PGSTAT) Metrohm Autolab dan software NOVA.

Elektroda kerja adalah elektroda penguji dalam sel elektrokimia. Elektroda kerja pada Tugas Akhir ini dihubungkan dengan sampel Mg-Ca-Zn yang akan di uji laju korosinya. Elektroda penghitung adalah elektroda pada sel elektrokimia yang digunakan untuk transfer arus ke atau dari elektroda uji. Elektroda penghitung menggunakan logam platina. Elektroda referensi adalah Elektroda yang stabil yang digunakan pengukuran potensial elektroda lainnya. Elektroda referensinya menggunakan Ag/AgCl.

Pengujian dilakukan dengan menggunakan larutan SBF dengan $\text{pH} \pm 7,4$ dan Suhu $\pm 37^\circ\text{C}$ dengan volume 100ml di area terbuka. Scane rate 1mV/s dengan range tegangan -1mV sampai 1mV. Paduan yang diuji terdapat dua jenis yakni tanpa perendaman dan perendaman dalam SBF selama 48 jam.

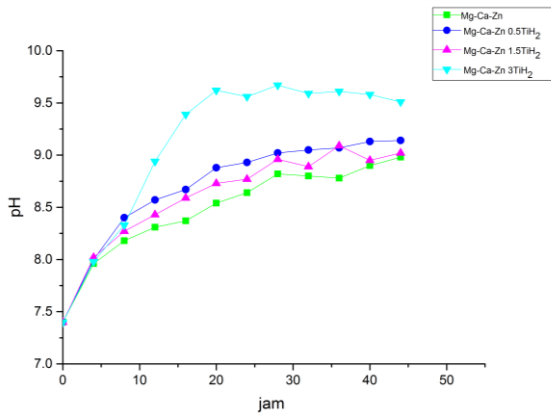
IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Hasil perendaman sampel selama 48 Jam



Gambar 4.1 Kenaikan pH pada sampel T550

Dari gambar 4.1 dan gambar 4.2 Dari data di atas menunjukkan bahwa pH larutan akan mengalami kenaikan sesuai dengan waktu perendaman. pH tertinggi terdapat pada paduan Mg-Ca-Zn 3TiH₂ serta memiliki endapan korosi yang paling banyak dari paduan lainnya. Meningkatnya nilai pH yang sebanding dengan waktu perendaman terjadi karena adanya akumulasi (OH⁻) dari Mg(OH)₂ pada permukaan specimen .



Gambar 4.2 Kenaikan pH pada sampel T450

Sehingga persamaan dari gambar diatas terdapat dalam tabel berikut.

Tabel 4.1 Persamaan Kurva pH

| Sampel | Persamaan |
|-----------|--------------------------------|
| T550/0 | $\text{pH} = 6,784 t^{0,076}$ |
| T450/0 | $\text{pH} = 6,773 t^{0,0729}$ |
| T550/0,5 | $\text{pH} = 6,726 t^{0,078}$ |
| T 450/0,5 | $\text{pH} = 6,764 t^{0,081}$ |
| T 550/0,5 | $\text{pH} = 6,762 t^{0,076}$ |
| T 450/0,5 | $\text{pH} = 6,785 t^{0,076}$ |
| T550/0,5 | $\text{pH} = 6,356 t^{0,111}$ |
| T 450/0,5 | $\text{pH} = 6,514 t^{0,108}$ |

Pada tabel 4.1 tersebut terlihat bahwa pangkat waktu tertinggi terdapat pada sampel T550/3. Dari persamaan tersebut dapat disimpulkan bahwa nilai pH larutan akan terpengaruh terhadap pangkat waktu perendaman dengan mengabaikan nilai koefisien. Semakin tinggi nilai pangkat waktu maka pH larutan akan semakin tinggi pula.

B. Hasil pengujian korosi dengan potensiostat

Table 4.2 Hasil pengujian korosi sampel tanpa direndam

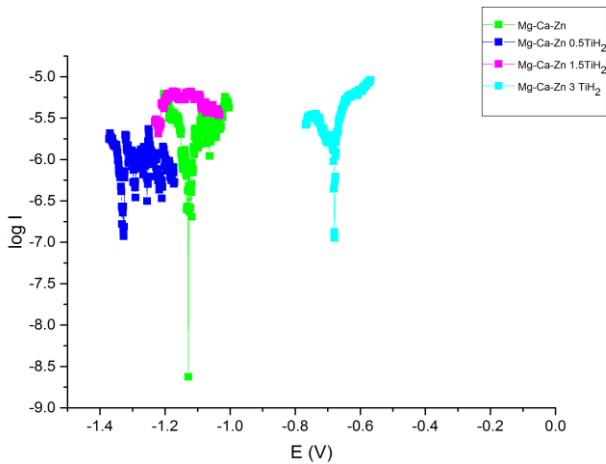
| Sampel | V_{corr} (V) | I_{corr} (nA/cm ²) | Laju Korosi (mm/y) |
|----------|-----------------------|---|--------------------|
| T550/0 | -1,31 | 15,725 | 0,0036 |
| T450/0 | -0,498 | 3,350 | 0,00095 |
| T550/0,5 | -1,32 | 12,2087 | 0,00285 |
| T450/0,5 | -0,517 | 211,97 | 0,05658 |
| T550/1,5 | -1,22 | 256,782 | 0,06448 |
| T450/1,5 | -1,048 | 1,6479 | 0,00051 |
| T550/3 | -0,681 | 761,12 | 0,19697 |
| T450/3 | -0,730 | 5.624,53 | 0,1333 |

Table 4.3 Hasil pengujian korosi sampel dengan perendaman

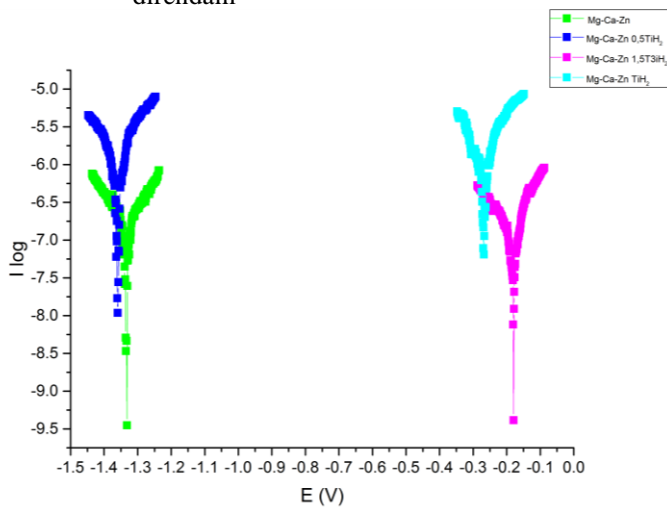
| Sampel | V_{corr} (V) | I_{corr} (nA/cm ²) | Laju Korosi (mm/y) |
|----------|-----------------------|---|--------------------|
| T550/0 | -1,33 | 0,308 | 0,00007 |
| T450/0 | -0,528 | 242,97 | 0,056 |
| T550/0,5 | -1,34 | 2,90 | 0,00067 |
| T450/0,5 | -0,434 | 49,772 | 0,011 |
| T550/1,5 | -0,188 | 19,92 | 0,0046 |
| T450/1,5 | -0,658 | 36,034 | 0,0084 |
| T550/3 | -0,24 | 25,184 | 0,005 |
| T450/3 | -0,43 | 126,85 | 0,029 |

Table 4.2 Merupakan hasil pengujian sampel tanpa mengalami perendaman dalam larutan SBF. Dari data tersebut didapatkan bahwa laju korosi tertinggi terdapat pada sampel T550/3 0.19 mm/yr sedangkan laju korosi terendah pada sampel T450/1,5 sebesar 0.00051 Sedangkan pada tabel 4.3 Laju korosi terendah terdapat pada sampel T550/0 sebesar 0,00007mm/yr. laju korosi terbesar terdapat pada sampel T450/3 sebesar 0,029 mm/yr.

Hasil dari pengujian korosi adalah grafik antara tegangan korosi dan arus korosi yang membentuk kurva polarisasi.. Gambar 4.3 dan gambar 4.4 merupakan perbandingan kurva polarisasi sampel T550 tanpa dan sesudah direndam larutan SBF. Dari grafik polarisasi sampel tanpa direndam terlihat bahwa sampel T550/3 tegangan korosi tertinggi yang berarti lebih reaktif dibandingkan sampel yang lain. Sedangkan pada gambar 4.5 terlihat pergeseran tegangan korosi yang jauh pada sampel T550/1,5 antara tanpa direndam dan setelah direndam. Hal ini berarti sampel T550/1,5 dan sampel 550/3 menjadi lebih reaktif setelah direndam dengan SBF.

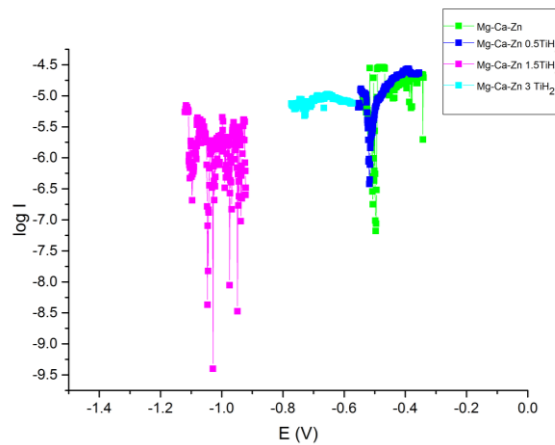


Gambar 4.3 Perbandingan kurva polarisasi sampel T550 tanpa direndam

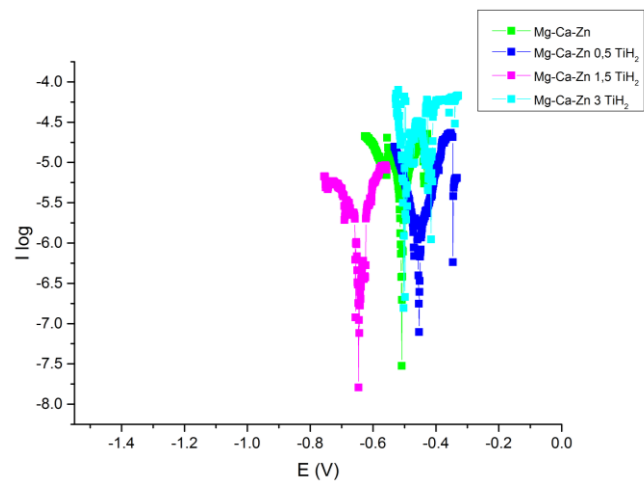


Gambar 4.4 Perbandingan kurva polarisasi sampel T550 dengan perendaman

Gambar 4.5 dan gambar 4.6 merupakan perbandingan kurva polarisasi sampel T450 tanpa dan dengan perendaman. Dari gambar tersebut dapat dilihat bahwa sampel T450/1,5 mengalami pergeseran tegangan korosi yang lebih jauh dibandingkan dengan sampel yang lain. Hal ini berarti bahwa perendaman sangat memberikan pengaruh terhadap tegangan korosi sampel didapatkan bahwa perendaman sangat berpengaruh terhadap perubahan laju korosi.

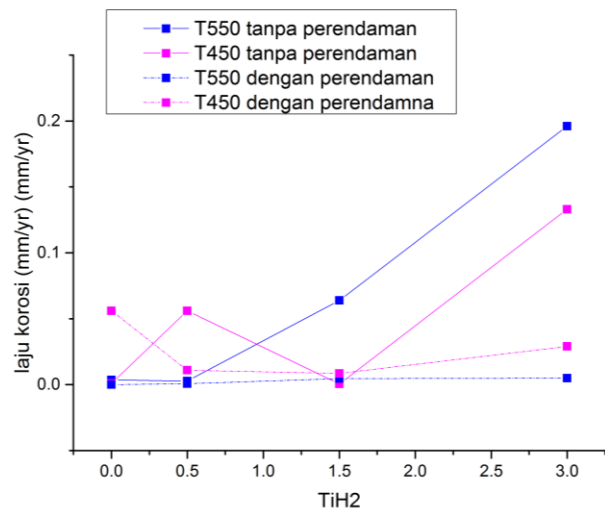


Gambar 4.5 Perbandingan kurva polarisasi sampel T450 tanpa direndam



Gambar 4.6 Perbandingan kurva polarisasi sampel T450 dengan perendaman

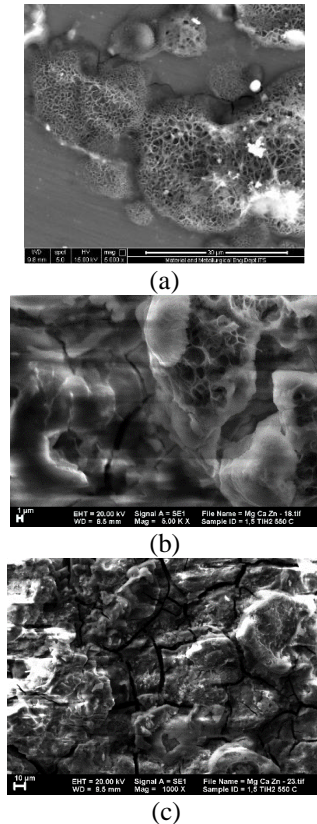
Nilai laju korosi sampel kemudian dibandingkan dengan nilai variasi penambahan TiH_2 yang terdapat pada gambar 4.7 sebagai berikut



Gambar 4.7 Perbandingan antara laju korosi dan penambahan TiH_2

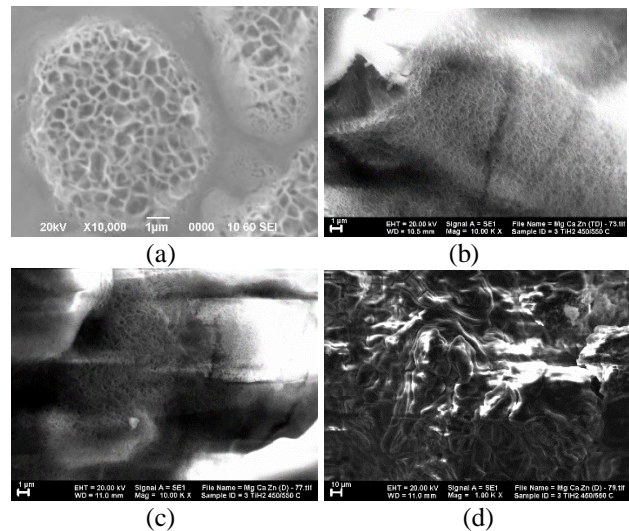
Dari gambar 4.7 diatas dapat dijelaskan bahwa perbandingan laju korosi dengan nilai TiH_2 memiliki grafik yang fluktuatif. Laju korosi tertinggi terdapat pada sampel T550/3 tanpa direndam kemudian diikuti oleh sampel T450/3. Hal ini berarti bahwa sampel dengan penambahan TiH_2 terbanyak akan memiliki laju korosi tertinggi. Sedangkan untuk sampel yang telah direndam terlihat mengalami penurunan laju korosi.

C. Morfologi permukaan



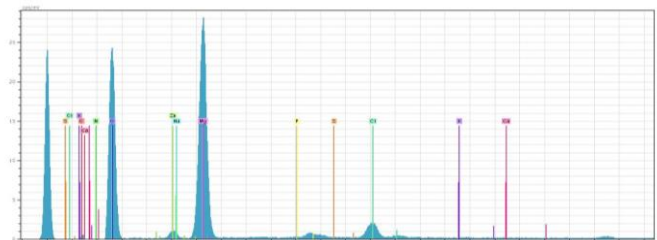
Gambar 4.8 Hasil SEM untuk sampel T550/1,5 (a) sebelum uji korosi (b) setelah uji korosi tanpa perendaman (c) setelah uji korosi dengan perendaman

Sampel T550/1,5 merupakan paduan yang memiliki perbedaan V_{corr} yang sangat besar antara sebelum dan sesudah direndam dalam SBF. Gambar 4.9 menunjukkan bahwa adanya perubahan permukaan paduan sebelum uji potensiostat maupun setelah direndam dalam larutan SBF. Sebelum direndam tidak terlihat dipermukaan spesimen (a), setelah pengujian korosi tanpa perendaman retakan mulai tampak dipermukaan (b) dan retakan mulai tampak lebih banyak pada gambar (c). Penyebab utama retakan terjadi disebabkan mengeringnya lapisan luar setelah dikeringkan dalam udara luar.[4]



Gambar 4.9 Hasil uji SEM sampel T450/3 (a) sebelum uji potensiostat (b) setelah uji korosi tanpa direndam (c) setelah direndam SBF 48 jam (d) perbesaran kurang

Dari hasil uji SEM pada gambar 4.9 didapatkan perbedaan permukaan setelah diberikan perlakuan yang berbeda. Antara sebelum diuji dan setelah diuji korosi terdapat perbedaan yang jauh. Terjadi retakan pada pori-pori setelah diuji korosi. Sedangkan antara sebelum direndam dan setelah direndam pada perbesaran 5000x tidak mengalami perubahan yang signifikan. Hanya terlihat pori-pori dengan beberapa retakan didalamnya. Namun ketika perbesaran kurang menjadi 1000x terlihat permukaan yang sudah tidak rata atau aus. Hal ini terjadi setelah paduan direndam selama 48 jam terjadi aus dan menghasilkan endapan di bawahnya.



Gambar 4.10 Hasil analisa EDX endapan sampel 3/T550

Hasil EDX hasil endapan ditunjukkan pada gambar 4.10 didapatkan bahwa kandungan unsur tertinggi pada endapan adalah unsur oksigen, magnesium, dan klor. Dalam hasil uji EDX didapatkan bahwa endapan putih tersebut adalah unsur Cl yang merupakan bagian NaCl dari larutan yang mengendap. Sedangkan unsur Mg dan O merupakan penyusun dari $Mg(OH)_2$.

V. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil pengujian yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa:

1. Penambahan agen pengembang TiH_2 terbanyak menyebabkan meningkatnya laju korosi serta mendegradasi sampel lebih cepat karena terdapatnya banyak pori, baik

sebelum perendaman maupun perendaman dalam larutan SBF.

2. Sampel dengan jumlah penambahan TiH_2 terbanyak akan memiliki pH larutan yang tinggi
3. Dari sampel yang tanpa perendaman laju korosi terendah terdapat pada sampel T450/1,5 sebesar 0,00051 mm/yr dan laju tertinggi terdapat pada paduan T550/3 sebesar 0,1969 mm/yr.
4. Sedangkan pada sampel telah dilakukan perendaman laju korosi terendah terdapat pada sampel T550/0 dengan nilai 0,00007 mm/yr dan laju tertinggi terdapat pada sampel T450/0 sebesar 0,056mm/yr
5. Hasil EDX endapan korosi menyatakan bahwa kandungan tertinggi adalah unsur Mg, O yang merupakan unsur utama $Mg(OH)_2$ dan Cl yang berasal dari larutan SBF.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis menyampaikan terima kasih kepada ibu Dr. –Ing. Doty Dewi Risanti, S.T., M.T. serta ibu Lizda Johar Mawarani, S.T., M.T. selaku dosen pembimbing yang telah memberikan bimbingan, ilmu, dan arahan dalam proses pengerjaan tugas akhir serta berbagai pihak yang telah membantu baik secara langsung maupun tidak langsung dalam

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Restu, Hardian. Pengaruh Preheating dan Foaming Agent TiH_2 Terhadap Pembentukan pori dan sifat mekanik pada Paduan Mg-Ca-Zn sebagai Material Implan Tulang. 2015. Teknik Fisika ITS.
- [2] Wibowo, Sambodo Arif dan Setianingrum, Erna, 2015. “Pengaruh Perlakuan Shot Peening dan Electroplating Ni-Cr pada aisi 304 terhadap Laju Korosi dalam Larutan Synthetic Body Fluid (SBF)”, Pusat Pengkajian Kebijakan Difusi Teknologi – BPPT Kawasan PUSPIPTEK Serpong.
- [3] Gibson, L.J. & Ashby, M.F., cancellous bone, in Cellluler reduction decreased by adding Zn to Mg-1Ca-Zn alloys which is t Solids: Structure and Properties. 1997, Cambrige University Press: Great Britain. P. 429-452.
- [4] John Banhart. 2000. *Metaic Foams Challenges and Opportuniies*. Eurofoam 2000.: 13-20
- [5] Bakhsheshi-Rad, H. R E. Hamzah, Fereidouni-Lotfabadi, A. Daroonparvar, M. Yajid, M. A. M. Mezbahul-Islam, M. Microstructure and bio-corrosion behavior of Mg–Zn and Mg–Zn–Ca alloys for biomedical applications. 2014.
- [6] Kirkland, T.N. Lespagnol, J. Birbilis, N. and Staiger, M.P. A: Survey of Bio-Corrosion Rates of Magnesium Alloys. 2010. Corrosion Science 52 (2010) 287–291
- [7] Zhang, Yafei. Forsyth, Maria. Hinton, Bruce. Wallace Gordon G: Control of biodegradation of a Mg alloy insimulated body fluid. 2011. 18th International Corrosion Congress 2011 (pp1813-1820).
- [8] Purnama, Eko Firman. “Pengaruh suhu reaksi terhadap derajat kristalinitas dan komposisi hidroksiapatit dibuat dengan media air dan cairan tubuh buatan (synthetic body fluid)”. 2006, Departemen fisika, fakultas matematika dan ilmu pengetahuan alam Institut Pertanian Bogor
- [9] Wang, Yong. Wei, Mei. Gao, Jiacheng. Hu, Jinzhu. Zhang, Yan: Corrosion process of pure magnesium in simulated body fluid. 2008. Materials Letters 62 (2008) 2181–2184.
- [10] Annur, Dhyah. Amal, M.I. Sutowo, Cahya. Sukaryo, Sulistioso G. Kartika, Ika: Sintering of Mg-Ca-Zn Alloy Metallic Foam Based on Mg-Zn-CaH₂ System. 2015. Advanced Materials Research Vol. 1112 (2015) pp 474-477
- [11] Bakhsheshi-Rad, H.R. Abdul-Kadir, M.R. Idris, M.H. Farahany, S. : Relationship between the corrosion behavior and the thermal characteristics and microstructure of Mg–0.5Ca–xZn alloys. 2012. Corrosion Science 64 (2012) 184–197
- [12] Kokubo, T. (1991). “Bioactive glass ceramics: properties and applications”. *Biomaterials* **12**: 155–163. doi:10.1016/0142-9612(91)90194-F
- [13] Kokubo, Tadashi. Takadama, Hiroaki : Simulated Body Fluid (SBF) as a Standard Tool to Test the Bioactivity of Implants. 2008. in Handbook of Biomineralization: Biological Aspects and Structure Formation (ed E. Bäuerlein), Wiley-VCH Verlag GmbH, Weinheim, Germany.
- [14] H, Wagiyono. . Peningkatan Ketahanan Korosi Material Implant SS316L dengan Metode Nitridasi. 2010. Pusat Teknologi Bahan Industri Nuklir-BATAN
- [15] Autolab Application Note EC08. Basic overview of working principle of a potentiostat (PGSTAT) – Electrochemical cell setup.