



TUGAS AKHIR TF141581

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

WINONA ANDNINDYARA
NRP. 2412 100 045

Dosen Pembimbing
Dr.-Ing Doty Dewi Risanti, ST, MT
Lizda Johar Mawarani, ST, MT

JURUSAN TEKNIK FISIKA
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2016



FINAL PROJECT TF141581

**CORROSION RATE ANALYSIS ON Mg-Ca-Zn
ALLOYS AS BONE IMPLANT MATERIAL BY
POTENTIOSTATE METHODE IN SIMULATED
BODY FLUIDS**

WINONA ANDNINDYARA
NRP. 2412 100 045

Supervisor
Dr.-Ing Doty Dewi Risanti, ST, MT
Lizda Johar Mawarani, ST, MT

DEPARTMENT OF ENGINEERING PHYSICS
Faculty of Industrial Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2016

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

TUGAS AKHIR

Oleh:

Winona Andnindyara
2412 100 045

Surabaya, Agustus 2016
Mengetahui/Menyetujui

Pembimbing I



Dr.-Ing Doty Dewi Risanti, ST, MT
NIP. 19740903 199802 2 001

Pembimbing II



Lizda Johar Mawarani, ST, MT
NIP 19740815 199703 2 001



Ketua Jurusan
Fisika FTI-ITS

Agus Mohammad Hatta, S.T., M.Si., Ph.D
NIP. 19780902 200312 1 002

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

TUGAS AKHIR

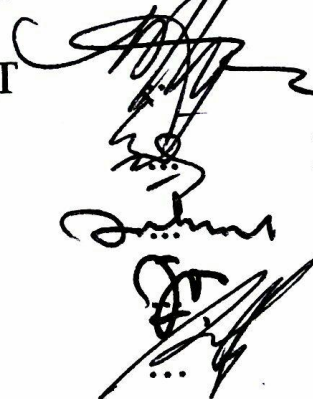
**Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat Memperoleh
Gelar Sarjana Teknik pada
Bidang Studi Rekayasa Bahan
Program studi S1 Jurusan Teknik Fisika
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

Oleh:

**WINONA ANDNINDYARA
NRP. 2412100045**

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir

1. Dr.-Ing Doty Dewi Risanti, ST, MT
2. Lizda Johar Mawarani, ST, MT
3. Ir. Zulkifli, M.Sc
4. Dyah Sawitri, S.T, M.T.
5. Arief Abdurrakhman, ST, MT



Pembimbing I

Pembimbing II

Penguji I

Penguji II

Penguji III

**SURABAYA
JULI 2016**

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

Nama Mahasiswa : Winona Andnindyara
NRP : 2412 100 045
Jurusan : Teknik Fisika FTI-ITS
Dosen Pembimbing : Dr.-Ing Doty Dewi Risanti, ST, MT
Lizda Johar Mawarani, ST, MT

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

**CORROSION RATE ANALYSIS ON Mg-Ca-Zn ALLOYS AS
BONE IMPLANT MATERIAL BY POTENTIOSTATE
METHODE IN SIMULATED BODY FLUIDS**

Name : Winona Andnindyara
NRP : 2412 100 045
Departemen : Teknik Fisika FTI-ITS
Supervisor : Dr.-Ing Doty Dewi Risanti, ST, MT
Lizda Johar Mawarani, ST, MT

Abstract

Mg-Ca-Zn alloy is a kind of biodegradable material that is extensively studied for its suitability as metallic implants. Therefore it is important to investigate the nature of corrosion of this material. Corrosion rate measurements using potentiostate method were conducted on Mg-Ca-Zn alloys that were obtained from previous study. Prior to corrosion rate measurement, samples were immersed in Simulated Body Fluid (SBF) for 48 hours. Changes in pH was monitored every four hours. It was found that corrosion rate increase along with TiH₂ addition. Highest corrosion rate i.e. 0,1969 mm/yr was observed on sample T550/3. Immersion in SBF resulted the decrease in corrosion rate. Lowest corrosion rate i.e. 0,00007 mm/yr was observed on sample T/550. SEM-EDX analysis revealed that corrosion products were dominated by Mg and O which were the main constituent of Mg(OH)₂. In addition, Cl which came from SBF was also found as corrosion products.

keyword :, Mg-Ca-Zn alloy , potentiostate, corrotios rate,

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	ii
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vi
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xiii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah	2
1.4 Tujuan	3
BAB II DASAR TEORI	5
2.1 Paduan Magnesium sebagai Implan Tulang	5
2.2 Prinsip Korosi	9
2.3 <i>Simulated Body Fluids</i>	19
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	23
3.1 Persiapan Alat dan Bahan	25
3.2 Pengukuran Luas Sampel dan Densitas Sampel	26
3.3 Perendaman	26
3.4 Pengujian Korosi	27
3.5 Pengujian SEM/EDX	31
3.6 Pengolahan Data dan Analisa	33
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	35
4.1 Perendaman Paduan Mg-Ca-Zn	35
4.2 Laju korosi paduan Mg-Ca-Zn	39
4.3 Morfologi Permukaan	44
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	45
5.1 Kesimpulan	45
5.2 Saran	45
DAFTAR PUSTAKA	
LAMPIRAN	

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Foto SEM paduan Mg ₆ Zn dengan penambahan 3 wt.% Ca dengan perbesaran 1000 kali	6
Gambar 2.2	Diagram fasa Mg-Ca-Zn terhadap temperatur	7
Gambar 2.3	Diagram fasa tiga komponen Mg-Ca-Zn	8
Gambar 2.4	Merupakan sel elektrokimia yang menghubungkan logam besi dengan tembaga.	10
Gambar 2.5	keraktifan logam dalam <i>galvanic series</i> dalam air laut	11
Gambar 2.6	Korosi galvanik pada sambungan baut	12
Gambar 2.7	Korosi sumuran pada <i>washplate</i>	13
Gambar 2.8	Mekanisme korosi celah	13
Gambar 2.9	Korosi celah pada sambungan pipa	14
Gambar 2.10	Korosi erosi sebuah <i>blade</i>	14
Gambar 2.11	Diagram Pourbaix sederhana untuk besi	15
Gambar 2.12	Kurva polarisasi pada korosi baja	16
Gambar 2.13	Kuva polarisasi pada digram tafel	17
Gambar 3.1	Skema diagram alir penelitian analisis laju korosi pada paduan Mg-Ca-Zn sebagai material implan tulang dengan metode potensiostat pada <i>simulated body fluids</i> (SBF)	24
Gambar 3.2	Pengukuran pH dan penyimpanan sampel (a) pengukuran pH larutan dengan pH meter (b) penyimpanan sampel untuk menjaga suhu tetap konstan.	27
Gambar 3.3	Diagram dasar dari potensiostat	28
Gambar 3.4	Pengujian potensiostat dengan menggunakan tiga elektroda pada larutan SBF	31

Gambar 3.5	Prinsip kerja <i>scanning electron microscope</i>	32
Gambar 4.1	Pengaruh waktu perendaman terhadap pH pada perendaman Sampel T550	36
Gambar 4.2	Pengaruh waktu perendaman terhadap pH pada perendaman Sampel T450	38
Gambar 4.3	Terbentuk endapan pada sampel T550/3	39
Gambar 4.4	Kurva polarisasi sampel T550 tanpa direndam	40
Gambar 4.5	Kurva polarisasi sampel T550 dengan perendaman	40
Gambar 4.6	Kurva polarisasi sampel T450 tanpa direndam dalam larutan SBF	41
Gambar 4.7	Kurva polarisasi sampel T450 setelah direndam	42
Gambar 4.8	Perbandingan antara laju korosi dan penambahan TiH_2	44
Gambar 4.9	Hasil SEM untuk sampel T550/1,5	45
Gambar 4.10	Hasil uji SEM sampel T450/3	46
Gambar 4.11	Hasil SEM endapan korosi sampel T550/3	47
Gambar 4.12	Hasil Hasil analisa EDX endapan sampel T550/3	47

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Perbedaan Konsentrasi Ion <i>Simulated Body Fluids</i> dan Plasma Darah Manusia	20
Tabel 3.1	Komposisi Zat pada SBF	25
Tabel 3.2	Variasi Sampel Mg-Ca-Zn yang Digunakan	26
Tabel 3.3	Hasil Pengukuran Luasan dan Densitas Sampel	26
Tabel 4.1	Hasil Pengamatan pH pada Perendaman Sampel T550	35
Tabel 4.2	Hasil Pengamatan pH pada Perendaman Sampel T450	37
Tabel 4.3	Persamaan Kurva pH	38
Tabel 4.4	Hasil Pengujian Potensiostat Sampel tanpa Perendaman	41
Tabel 4.5	Hasil Pengujian Potensiostat Sampel dengan Perendaman	42

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

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.[1] . 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 [2]

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 [3] 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*. [4]. Beberapa penelitian baru menemukan kemungkinan bahwa paduan logam Mg sebagai kelas baru dalam bahan *degradable*, Biomaterial untuk aplikasi ortopedik [5]. Namun kelemahan utama pada aduan logam Mg adalah ketahanan korosi yang rendah pada lingkungan tubuh [6] beberapa nilai laju korosi paduan magnesium sebagai bahan implant tulang juga ditunjukkan pada beberapa penelitian diantaranya 4,12mm/yr untuk paduan Mg-0,8Ca-1,25Zn[4], 1,97mm/yr untuk paduan mg-1,25Ca [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. Selain itu, ion biokarbonat dalam SBF juga dapat mendukung penundaan korosi magnesium karena pembentukan produk larutan karbonat rendah [9].

Pada penelitian sebelumnya [10] telah dibuat paduan Mg-Ca-Zn dengan variasi penambahan agen pengembang TiH_2 dan suhu sintering. Paduan tersebut belum diketahui sifat korosi dan produk korosi yang dihasilkan jika digunakan sebagai implant tulang padahal mempelajari sifat korosi merupakan merupakan sesuatu yang penting jika akan diaplikasikan. Oleh karena itu dalam Tugas Akhir ini akan diteliti mengenai hal tersebut pada media korosi yang menyerupai kondisi aplikasi yakni larutan SBF.

1.2 Rumusan Masalah

Dari latar belakang di atas permasalahan yang muncul dalam tugas akhir ini antara lain:

- Berapa laju korosi paduan Mg-Ca-Zn sebagai material implan tulang pada simulated body fluid (SBF).
- Apakah yang dihasilkan sebagai produk korosi pada paduan Mg-Ca-Zn dalam SBF

1.3 Batasan Masalah

Dalam menyelesaikan masalah dalam tugas akhir ini batasan masalah dalam tugas akhir ini antara lain:

- Implan tulang yang digunakan adalah hasil dari tugas akhir saudara Hardian Restu [10]
- Media korosi yang digunakan adalah larutan *simulated body fluids* (SBF)
- Pengukuran laju korosi atau uji korosi dilakukan dengan metode potensiostat.

1.4 Tujuan

Adapun tujuan yang ingin dicapai dalam tugas akhir ini adalah untuk :

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

(halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB II

DASAR TEORI

2.1 Paduan Magnesium untuk Implan Tulang

Logam *biodegradable* memiliki prospek yang luas dalam pengembangan implan ortopedi untuk tulang. Paduan magnesium berbasis logam *biodegradable* telah menjadi perhatian dalam pengembangan bahan implan tulang karena berpotensi rendah korosi dan memiliki sifat mekanik yang mirip dengan tulang alami manusia dan bersifat biokompatibel [11]. 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 toksisitas sama sekali [12]. Salah satu pengembangan paduan magnesium bersifat *biodegradable* adalah dengan pengembangan *metal foams* atau logam berpori.

Metal foams atau logam berpori merupakan suatu material yang didalamnya tersusun pori-pori atau rongga udara yang biasa tersusun dari matriks paduan logam [13]. *Metal Foams* yang memiliki sifat logam biokompatibel diperkirakan mampu memberikan interaksi yang baik dengan tulang. Hal ini disebabkan oleh tingkat pertumbuhan tulang yang tinggi pada permukaan berpori dan tingkat transportasi cairan tubuh yang lebih baik melalui pori-pori sel[14].

Mg adalah salah satu elemen fundamental dalam tubuh manusia dan komponen keempat yang paling dominan dalam serum manusia. Dilaporkan bahwa orang dewasa mengkonsumsi sekitar 300-400mg magnesium setiap hari dan kelebihan Mg^{2+} tidak berbahaya dan dapat diekskresikan melalui urine. Namun, aplikasi Mg yang terbatas karena ketahanan terhadap korosi yang relatif rendah dan 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 seng (Zn) ke dalam paduan

Mg-Ca meningkatkan kekuatan tarik dan kekakuan serta kekerasan dan kinetika pengerasan [15].

2.1.1 Diagram fasa paduan Mg-Ca-Zn

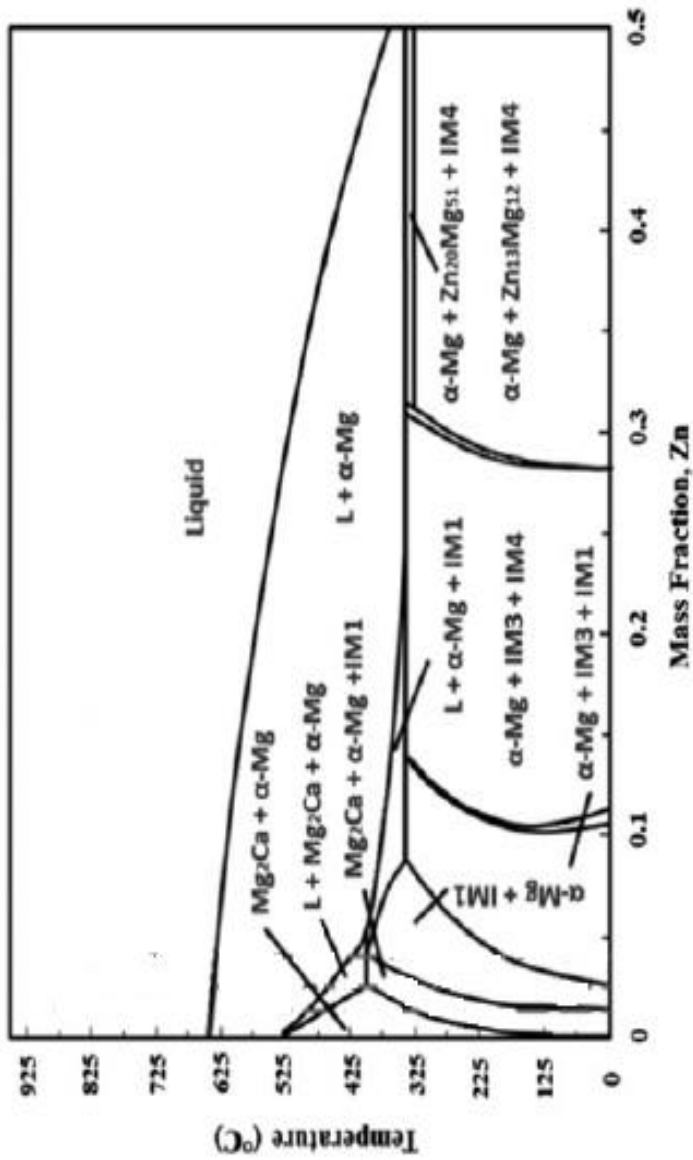
Dalam pembuatan paduan magnesium, suhu pemanasan dan nilai fraksi unsur sangat berpengaruh terhadap fasa yang terbentuk. Hal tersebut juga akan berpengaruh terhadap Mikrostruktur dari paduan Mg-Ca-Zn.

Dari penelitian yang telah dilakukan dimana paduan dibuat dari campuran magnesium, kalsium dan seng yang dipanaskan sampai suhu 740°C dan ditahan selama 45 menit didapatkan mikrostruktur dari paduan Mg-Ca terdiri dari Mg primer dan fase lamellar eutektik (α -Mg+Mg₂Ca). Sedangkan mikrostruktur dari paduan Mg-Ca-Zn terdiri dari Mg primer dan fase eutektik (α -Mg + Mg₂Ca + Ca₂Mg₆Zn₃). Ukuran butir dari paduan Mg-Ca menurun dengan meningkatnya kadar kalsium serta penambahan seng pada paduan Mg-1Ca-Zn yang merupakan faktor penting untuk memperbaiki nilai kekerasan paduan. Pada pengujian elektrokimia menunjukkan penambahan unsur Zn mampu meningkatkan ketahanan korosi dari Mg-1Ca-Zn karena pembentukan fase Ca₂Mg₆Zn₃ [16]



Gambar 2.1 Foto SEM paduan Mg₆Zn dengan penambahan 3 wt.% Ca dengan perbesaran 1000 kali

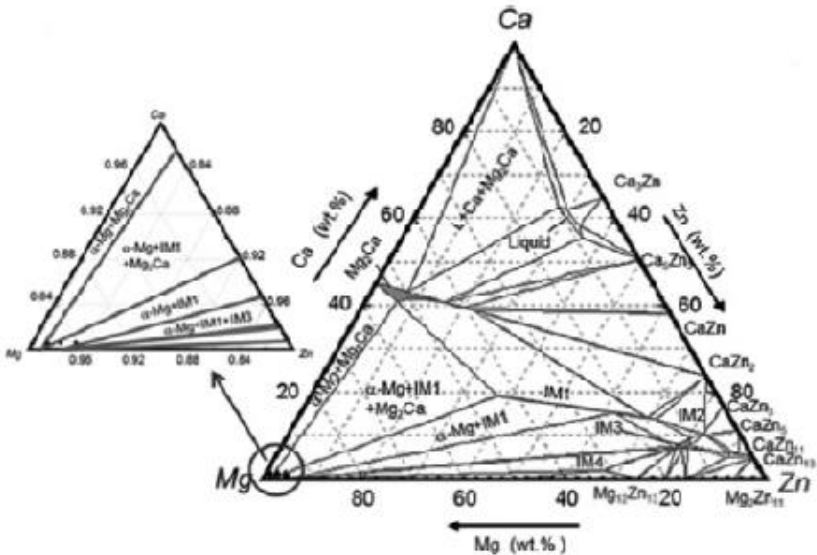
Gambar 2.1 merupakan hasil *scanning electron microscope* (SEM) dari paduan Mg-4Ca terlihat distribusi Mg-Ca yang relatif seragam. Berdasarkan hasil *energy dispersive X-ray spectroscopy* (EDS) kadar Ca yang terlihat pada Mg-4Ca memungkinkan terbentuknya fasa Mg₂Ca. [17]



Gambar 2.2 Diagram fasa biner antara Mg_2Ca - Zn [18]

Gambar 2.2 merupakan diagram fasa biner antara Mg_2Ca - Zn. Sumbu x merupakan fraksi massa Zn dan sumbu y merupakan temperatur. Dari diagram fasa tersebut dapat diketahui fase yang terbentuk ketika paduan Mg-Ca-Zn dipanaskan dengan suhu tertentu. Ketika jumlah berat Zn dalam paduan 1% dan dipanaskan dengan temperature $550^{\circ}C$ didapatkan fase $L + \alpha-Mg$. Begitu juga jika dipanaskan dengan suhu $450^{\circ}C$ dengan komposisi paduan Zn yang sama maka akan didapatkan fase $\alpha-Mg + Mg_2Ca + L$.

Diagram fasa untuk sistem tiga komponen umumnya berbentuk prisma standar dengan dasar segitiga ekilateral yang disebut segitiga *Gibbs*. Gambar 2.3 merupakan diagram tiga fasa antara unsur magnesium, kalsium, dan seng. Pada batas tepinya terdapat sistem *binary* dari unsur yang terpasang. Dalam tepi batasnya mempresentasikan 100% komposisi *binary*. Jika komposisi yang dicari adalah 96% Mg, 3% Ca dan 1% Zn maka terdapat dalam fase $\alpha-Mg + Mg_2Ca$.



Gambar 2.3 Diagram fasa tiga komponen Mg-Ca-Zn

2.2 Prinsip Korosi

Korosi merupakan suatu proses degradasi material akibat interaksi dengan lingkungan sekitarnya. Interaksi tersebut menimbulkan reaksi korosi yang umumnya merupakan reaksi elektrokimia. Empat faktor yang mempengaruhi dan berperan dalam raksi elektrokimia yang bisa mengakibatkan korosi diantaranya adalah anoda, katoda, larutan elektrolit dan penghantar [19].

a. Anoda

Anoda biasanya terkorosi dengan melepaskan elektron-elektron dari atom-atom logam netral untuk membentuk ion-ion yang bersangkutan. Proses tersebut biasanya disebut reaksi oksidasi. Ion-ion ini mungkin tetap tinggal dalam larutan atau bereaksi membentuk hasil korosi yang tidak larut. Reaksi pada anoda dapat dituliskan dengan persamaan :



dengan z adalah valensi logam dan umumnya $z = 1, 2$, atau 3

b. Katoda

Katoda merupakan tempat terjadinya reaksi reduksi. Katoda biasanya tidak mengalami korosi, walaupun mungkin menderita kerusakan dalam kondisi-kondisi tertentu. Biasanya reaksi pada katoda dapat dituliskan dengan



c. Elektrolit

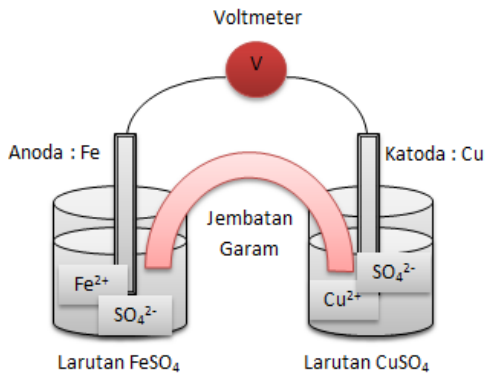
Elektrolit adalah larutan yang mempunyai sifat menghantarkan listrik. Elektrolit dapat berupa larutan asam, basa dan larutan garam. Larutan elektrolit mempunyai peranan penting dalam korosi logam karena larutan ini dapat menjadikan kontak listrik antara anoda dan katoda.

d. Penghantar

Anoda dan Katoda harus terhubung secara elektris. Antara anoda dan katoda harus ada hubungan listrik agar arus dalam sel

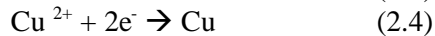
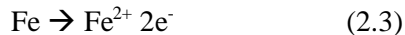
korosi dapat mengalir. Hubungan secara fisik tidak diperlukan jika anoda dan katoda merupakan bagian dari logam yang sama.

Ketika arus dialirkan pada penghantar, elektron yang dihasilkan dari proses oksidasi pada anoda akan mengalir pada katoda untuk mereduksi logam pada katoda.



Gambar 2.4 Sel elektrokimia yang menghubungkan logam besi dengan tembaga.

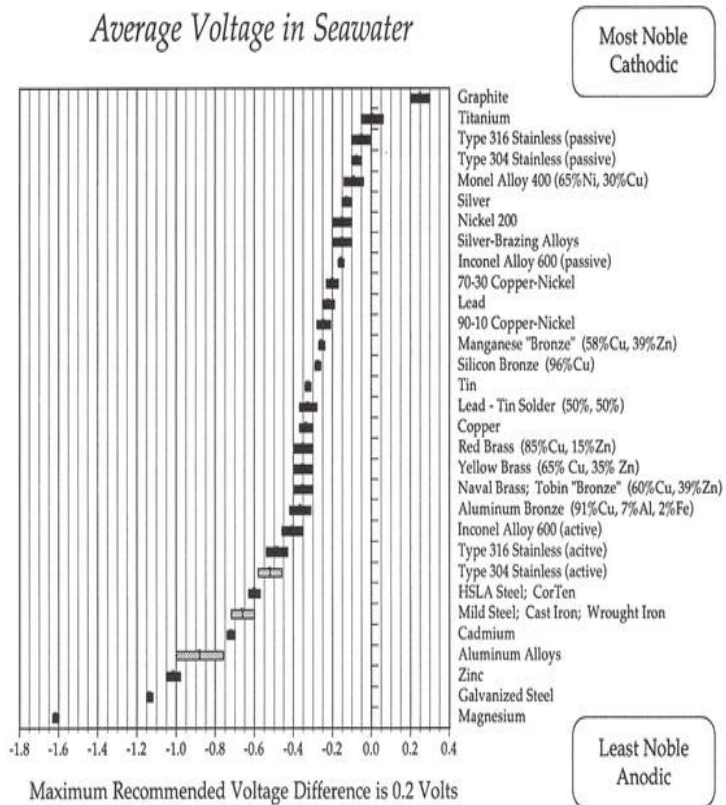
Ketika dialiri arus pada sel elektrokimia gambar 2.4, reduksi akan berlangsung pada logam tembaga dan oksidasi pada besi.



Ketika arus melewati sirkuit, elektron dihasilkan dari oksidasi besi dan mengalir ke tembaga untuk mereduksi Cu²⁺. Hal ini disebut sebagai pasangan galvanik yakni dua logam elektrik yang dihubungkan dengan arus dan tercelup pada larutan elektrolit.

Suatu tegangan elektrik akan muncul diantara dua logam yang dihubungkan dan bisa diukur dengan Voltmeter.

Terjadinya oksidasi maupun reduksi pada dua logam yang dihubungkan dengan arus listrik tergantung dengan kereaktifan masing-masing logam. Gambar 2.5 memberikan penjelasan kereaktifan suatu logam dan paduan yang diuji dalam air laut. Semakin keatas logam akan semakin tidak reaktif atau katodik dan semakin ke bawah akan semakin reaktif. Dari gambar tersebut didapatkan juga bahwa logam yang paling reaktif adalah magnesium.[20]



Gambar 2.5 Keraktifan logam dalam *galvanic series* dalam air laut

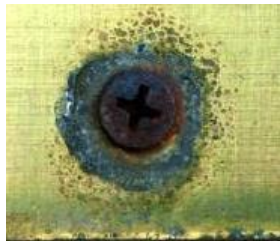
2.2.1 Bentuk-bentuk korosi

a. Korosi seragam

korosi seragam merupakan bentuk korosi yang terjadi pada permukaan material. Korosi tipe ini laju korosi terjadi pada seluruh permukaan logam atau paduan yang terbuka ke lingkungan yang berlangsung hampir sama. Hampir seluruh permukaan logam menampakkan terjadinya proses korosi yang hampir sama.

b. Korosi galvanik

Korosi galvanik terjadi ketika dua buah logam yang berbeda jenis dihubungkan dan dicelupkan dalam larutan elektrolit. Logam yang lebih anodik akan terkorosi sementara logam yang lain yang lebih katodik akan terlindungi. Posisi logam dalam deret volta akan menentukan apakah logam tersebut lebih anodik atau lebih katodik. Prinsip kerja korosi galvanik sama dengan prinsip elektrokimia yaitu terdapat elektroda (anoda dan katoda), elektrolit dan arus listrik. Logam sebagai anoda adalah logam yang lebih aktif atau mempunyai potensial korosi lebih negative. Pada anoda terjadi reaksi oksidasi dan pada katoda terjadi reaksi reduksi.



Gambar 2.6 Korosi galvanik pada sambungan baut

c. Korosi sumuran (*pitting*)

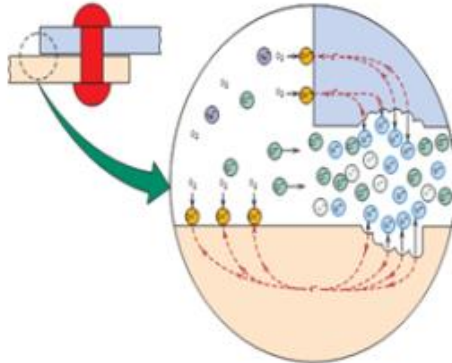
Korosi sumuran adalah korosi lokal dari permukaan logam yang dibatasi pada satu titik atau area kecil, dan membentuk bentuk rongga. Korosi sumuran adalah salah satu bentuk yang paling merusak dari korosi, karena sulit terlihat kerusakannya jika tanpa alat bantu.



Gambar 2.7 Korosi sumuran pada *washtafle*

d. Korosi celah

Korosi celah adalah korosi yang terjadi pada logam yang berdekatan dengan logam lain diantaranya ada celah yang dapat menahan kotoran dan air sehingga konsentrasi O_2 pada mulut celah lebih tinggi dibanding pada bagian dalam, sehingga bagian dalam lebih anodik dan bagian luar jadi katodik.



Gambar 2.8 Mekanisme korosi celah



Gambar 2.9 Korosi celah pada sambungan pipa

e. Korosi batas butir

Dengan adanya tegangan tarik, retak dapat terjadi sepanjang batas butir dan jenis korosi ini sering disebut "intergranular retak korosi tegangan (IGSCC)". Jenis korosi ini diawali dari beda potensial dalam komposisi, seperti sampel inti "coring" biasa ditemui dalam paduan casting

f. Korosi erosi

Korosi yang terjadi karena keausan dan menimbulkan bagian-bagian yang tajam dan kasar, bagian-bagian inilah yang mudah terjadi korosi dan juga diakibatkan karena fluida yang sangat deras dan dapat mengikis film pelindung pada logam. Korosi ini biasanya terjadi pada pipa dan propeler

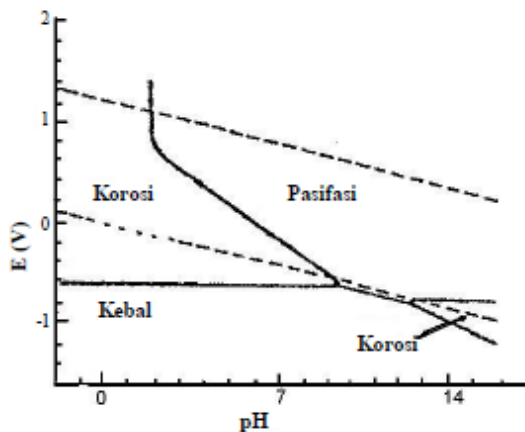


Gambar 2.10 Korosi erosi sebuah *blade*

2.2.2 Diagram potensial/pH (Pourbaix)

Diagram Pourbaix atau diagram potensial-pH memetakan fasa-fasa stabil logam dan senyawana dalam larutan dengan pelarut air, yang berada dalam kesetimbangan termodinamika, sebagai fungsi dari potensial elektroda dan pH larutan.

Kegunaan diagram Pourbaix terutama adalah untuk memperkirakan arah reaksi spontan, komposisi produk korosi, dan perubahan lingkungan yang akan mencegah atau bahkan menurunkan laju serangan korosi.



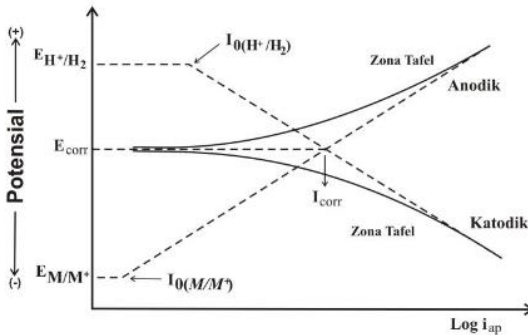
Gambar 2.11 Diagram Pourbaix sederhana untuk besi [21]

Dalam diagram potensial/pH untuk besi seperti pada gambar 2.10 terdapat zona korosi yaitu daerah reaksi pelarutan besi yang terletak dalam daerah asam dan di daerah sempit pada kondisi sangat basa. Zona pasif yaitu daerah terbentuknya lapisan yang tak larut dipermukaan logam yang menghalangi proses korosi. Dan zona kebal yaitu daerah yang secara termodinamika keadaan sebagai logam dan berfasa stabil.

2.2.3 Analisis kurva polarisasi

Analisis elektrokimia telah menjadi metoda yang penting dalam mempelajari fenomena yang terjadi selama proses korosi

berlangsung. Selama berlangsungnya proses korosi biasanya terjadi fluktuasi arus atau tegangan tergantung mode pengukuran yang dilakukan. Pada kondisi potensiostat, yang diamati fluktuasi arus dan bisa dipisahkan menjadi bentuk gelombang arus tersendiri yang berhubungan dengan proses perusakan. Fluktuasi arus meningkat tajam saat terjadi korosi dan menurun saat terjadi lapisan pasif.



Gambar 2.12 Kurva polarisasi pada korosi baja

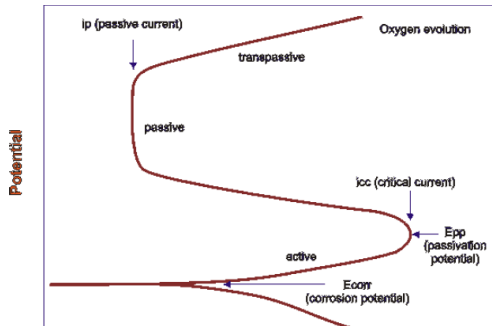
Dari gambar 2.11 merupakan gambar kurva polarisasi korosi pada baja. Kurva Tafel menggambarkan hubungan tegangan dan arus pada saat mulai terjadinya korosi. Pada bagian anoda terjadi reaksi oksidasi suatu logam menjadi ionnya yang ditandai dengan kenaikan valensi atau pelepasan elektron. Sedangkan pada bagian katoda terjadi reaksi reduksi yang ditandai dengan penurunan valensi atau penyerapan elektron.[22]

Kurva polarisasi sangat berguna untuk menggambarkan fenomena pasifasi dari logam seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.13 Dari gambar 2.13 dapat dijelaskan bahwa :

- a. Pada potensial yang lebih negatif dari E_{corr} (daerah aktif) reaksi yang terjadi adalah reaksi reduksi yang laju reaksinya mengikuti tipe garis Tafel. Untuk material pada daerah aktif biasanya daerah ini identik dengan logam pada umumnya,

dimana penambahan daya oksidasi dengan menggunakan elektroda potensial diikuti dengan penambahan laju korosi.

- b. Potensial yang lebih positif dari E_{corr} laju reaksi oksidasi yaitu disolusi dari suatu logam M ($M \rightarrow M^{n+} + e^n$) juga mengikuti tipe garis tafel.



Gambar 2.13 Kuva polarisasi pada Digram Tafel

- c. Pada titik E_{pp} (*Primary or Peak Pasivation Potensial*) sampai dengan E_f potensial menuju keseimbangan antara logam M dan salah satu dari oksida–oksida (MO) diikuti dengan semakin lambatnya laju reaksi. Pada titik ini metal mulai menjadi pasif. Arus yang bersesuaian pada titik ini dinamakan I_{crit} (*Critical Pasivating Current Density*). Untuk material yang berada pada daerah pasif, penambahan daya oksidasi tidak mempengaruhi laju korosi yang terjadi pada material tersebut.
- d. Pada potensial yang lebih besar dari E_f , terbentuk lapisan oksida pasif yang sangat tipis pada permukaan, sehingga laju reaksi dari disolusi metal menjadi lambat dan cenderung konstan. Arus yang bersesuaian dengan titik adalah I_p sebagai passivation current density. Peristiwa korosi disini cenderung berhenti. Kenaikan potensial berikutnya menyebabkan lapisan cenderung rusak oleh disolusi kimiawi atau serangan dari ion agresif seperti ion klorida.
- e. Pada potensial yang lebih positif daripada E_r yaitu pada daerah transpasif korosi metal mulai terjadi karena pecahnya lapisan

oksida atau hidroksida (OH), sehingga oksigen kembali bereaksi dengan logam M. Sedangkan untuk daerah transpatif, penambahan daya oksidasi tidak mempengaruhi laju korosi, namun untuk penambahan daya oksidasi yang besar, laju korosi material tersebut juga ikut bertambah

Perbedaan potensial antara katoda dan anoda sangat penting untuk menggambarkan terjadinya korosi. Tetapi hal ini belum dapat menggambarkan laju korosi sebenarnya. Laju korosi yang terjadi juga dinyatakan tergantung pada kerapatan arus yang timbul (*current density*). Semakin tinggi kerapatan arus yang timbul maka korosi semakin hebat begitupun juga sebaliknya. Karena fenomena tersebut korosi dapat disimpulkan dengan pemakaian kurva tegangan fungsi arus yang selanjutnya disebut kurva polarisasi.

Laju korosi dalam kurva polarisasi dinyatakan dengan adanya potensial korosi (E_{corr}) dan arus korosi (I_{corr}). E_{corr} dan I_{corr} tidak bisa langsung didapatkan dalam kurva polarisasi, tetapi dimodelkan dengan adanya *Tafel Equation* dan *Buttler-Volmer Equation*. Dalam proses korosi terjadi dua reaksi yaitu reaksi katodik dan anodik. Perumusan *Tafel Equation* dalam reaksi katodik dan anodik dikenal dengan persamaan Butler-Volmer [23] sebagai berikut:

$$I = I_{corr} \left(\exp \left(\frac{2.303 (E - E_{corr})}{ba} \right) - \exp \left(\frac{2.303 (E - E_{corr})}{bc} \right) \right) \quad (2.3)$$

dengan:

I = Arus terukur (amps)

I_{corr} = arus korosi (amps)

E = potensial elektroda

E_{corr} = potensial korosi (volts)

ba = konstanta tafel beta anodik

bc = konstanta tafel beta katodik

Pemodelan tersebut didekati dengan adanya *Tafel Analysis* yaitu ekstrapolasi garis lurus pada daerah katodik dan anodik sehingga bertemu pada satu titik. Titik ini menyatakan E_{corr} dan I_{corr} . Pada saat benda uji dimasukkan pada larutan elektrolit maka akan terjadi aliran elektron dari anoda ke katoda. Semakin banyak aliran elektron dari anoda ke katoda maka arus yang dihasilkan menjadi lebih tinggi. Semakin tinggi arus yang dihasilkan maka laju korosi juga semakin tinggi.

Sehingga perumusan laju korosi sebagai berikut

$$CPR = \frac{I_{corr} K Ew}{A\rho} \quad (2.4)$$

dengan:

CPR = laju korosi (mm/yr)

I_{corr} = arus korosi (amp)

Ew = berat ekuivalen (gr)

ρ = densitas (gr/cm^3)

A = luasan area (cm^2)

K = konstanta ($3272/(amp.cm.yr)$)

2.3 Simulated Body Fluids

Bioaktivitas bahan implan tulang biasanya diuji in vitro menggunakan *Simulated body fluids* (SBF). Komposisi umum SBF berbeda dari plasma darah dalam bahwa ia memiliki konsentrasi Cl^- lebih tinggi dan konsentrasi HCO_3^- lebih rendah yang dapat mempengaruhi komposisi dalam pembentukan tulang [24]. Simulasi cairan tubuh dengan komposisi ion tertentu merupakan acuan standart untuk mengevaluasi performansi korosi dari bahan implan tulang [25]

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 [26].

Tabel 2.1 Konsentrasi Ion *Simulated Body fluids* dan plasma darah Manusia [27]

	Ion Konsentration [mmol]							
	Na ⁺	K ⁺	Mg ²⁺	Ca ²⁺	Cl ⁻	HCO ₃ ⁻	HPO ₄ ²⁻	SO ₄ ²⁻
Plasma Darah	142,0	5,0	1,5	2,5	103,0	27,0	1,0	0,5
SBF	142,0	5,0	1,5	2,5	147,8	4,2	1,0	0,5

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 kandungn ion karbonat dalam larutan.

Selain itu *buffer* yang digunakan untuk elektrolit dapat memiliki efek yang signifikan pada laju korosi magnesium. *Buffer* TRIS (tris-hydroxymethyl-aminomethane) pada larutan SBF dapat mempercepat laju korosi pada paduan magnesium. Beberapa *buffer* yang biasa digunakan untuk simulasi cairan tubuh seperti TRIS, HEPES, Phosphate buffers, HCO₃⁻/CO₂ tidak hanya dapat menyebabkan interaksi kimia dengan permukaan paduan magnesium, namun juga sifat penyangga yang tidak identik. Lapisan yang terbentuk pada paduan magnesium dalam larutan SBF didiskripsikan sebagai amorf, hidrat, karbonat-pospat (Ca,Mg) berdasarkan XRD, EDX dan karakterisasi FT-IR. Sifat kurang protektif dari lapisan permukaan yang dibentuk di larutan SBF hanya dibentuk di satu sisi karena porositas yang tinggi pada lapisan ini. Adanya porositas menyebabkan adanya jalur larutan masuk kedalam paduan sehingga mempermudah menghancurkan logam.

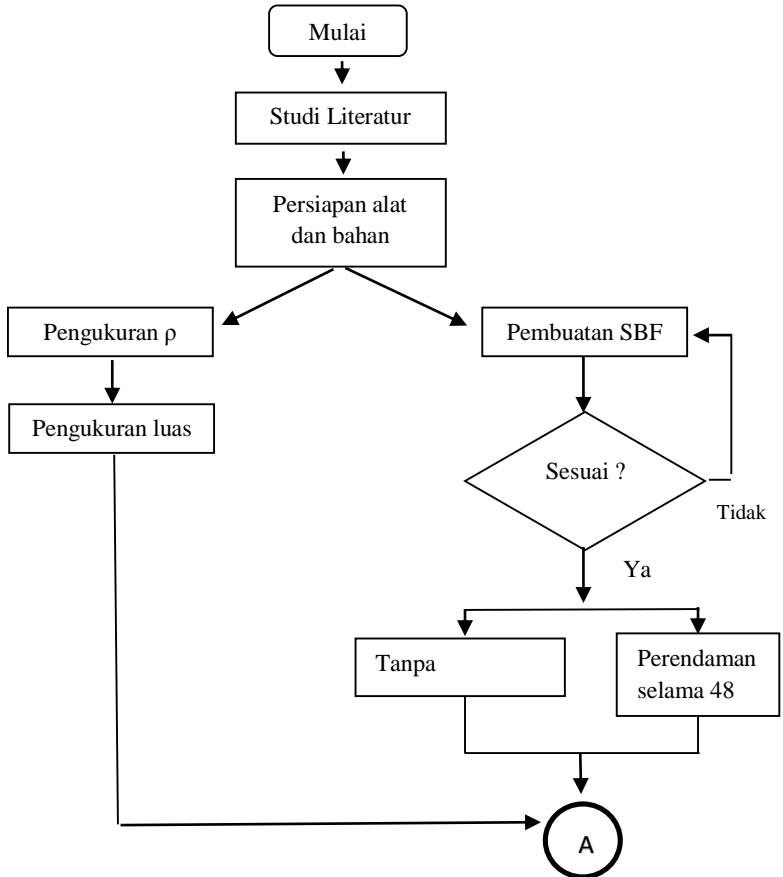
Pada *immerstion test* yang telah dilakukan terbentuk suatu produk baru dari paduan Mg-Ca yang tercelupkan pada larutan SBF. Diyakini bahwa terbentuk lapisan Mg(OH)₂ pada permukaan paduan sebagai hasil penguraian magnesium pada larutan SBF.

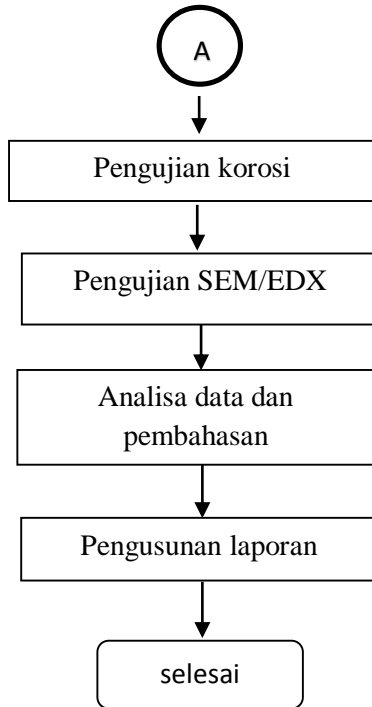
Selain itu lamanya waktu perendaman juga dapat menumbuhkan partikel putih di permukaan paduan. Analisis EDS menunjukkan bahwa terbentuknya larutan senyawa $Mg_3(PO_4)_2$ dan $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ bagian terpenting dari tulang manusia. Hal ini terjadi karena adanya ikatan antara PO_4^{3-} dengan Ca^{2+} dan Mg^{2+} . Partikel putih tumbuh di celah lapisan magnesium hidroksida karena serangan ion klorida Cl^- dari larutan SBF [28]. Pada penyelidikan XPS pada permukaan magnesium setelah terpapar di DMEM, larutan Hank dan larutan SBF menampilkan bahwa terbentuknya senyawa yang sama di permukaan yakni MgO , $Mg(OH)_2$ dan $MgCO_3$ [29]

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

Penelitian ini dilakukan dengan alur sebagaimana tampak pada diagram alir dibawah ini.





Gambar 3.1 Skema diagram alir penelitian analisis laju Korosi pada paduan Mg-Ca-Zn sebagai material implan tulang dengan metode potensiostat pada *simulated body fluids* (SBF)

3.1 Persiapan Alat dan Bahan

Bahan yang diperlukan untuk membuat larutan SBF sebagai media pengkorosi diantaranya NaCl, NaHCO₃, KCl, K₂HPO₄·3H₂O, MgCl₂·6H₂O, HCl, CaCl₂, Na₂SO₄, (CH₂OH)₃CNH₂ yang dilarutkan pada aquades sampai pada volume 1000ml dengan ukuran tertera pada tabel 3.1 berikut.

Tabel 3.1 Tabel Komposisi Zat pada SBF

No	Reagen	Jumlah
1	NaCl	7,996 gr
2	NaHCO ₃	0,350 gr
3	KCl	0,224 gr
4	K ₂ HPO ₄ ·3H ₂ O	0,228 gr
5	MgCl ₂ ·6H ₂ O	0,305 gr
6	HCl	40 ml
7	CaCl ₂	0,278 gr
8	Na ₂ SO ₄	0,071 gr
9	(CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	6,057 gr

Bahan dilarutkan satu persatu sesuai dengan ukuran dalam tabel 3.1. Sedangkan alat yang diperlukan untuk membuat larutan SBF di antara *magnetic stirrer*, gelas beker, timbangan digital dengan ketelitian tiga digit di belakang koma, pH meter Mettler Toledo, tisu dan sarung tangan. Terdapat juga beberapa peralatan yang digunakan untuk mengukur luas dan densitas sampel yakni mikrometer skrup untuk mengukur ketebalan dan diameter, timbangan untuk mengukur massa dan densitas sampel, serta pengukuran luasan sampel dibantu dengan software ImageJ.

Sedangkan sampel yang digunakan adalah paduan Mg-Ca-Zn dengan variasi TiH₂ dan suhu pemanasan yang 450/550°C dan 550°C yang telah dibuat pada penelitian sebelumnya.

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

3.2 Pengukuran Luas dan Densitas Sampel

Sesuai dengan persamaan (2.4) pengukuran luas dan densitas sampel perlu dilakukan untuk mendapatkan nilai laju korosi.

Table 3.3 Hasil Pengukuran Luasan dan Densitas Sampel.

No	Sampel	Luas (mm ²)	Massa jenis (gr/cm ³)
1	T550/0	833,7019	1,809561368
2	T550/0,5	903,5492	1,815324765
3	T550/1,5	913,5899	1,694305446
4	T550/3	903,9011	1,649810823
5	T450/0	531,8043	1,496062528
6	T450/0,5	991,5003	1,52009259
7	T450/1,5	961,2666	1,368406563
8	T450/3	885,1102	1,795011723

3.3 Perendaman

Untuk mengetahui apakah sampel dapat diaplikasikan, maka dilakukan perendaman sampel dilakukan selama 48 jam di dalam larutan SBF dengan suhu dijaga konstan 37 ± 1 °C untuk mewakili suhu normal tubuh manusia. Suhu tersebut dijaga dengan dimasukkan sampel dalam larutan SBF ke dalam wadah tertutup yang diberi air didalamnya untuk menjaga suhu agar tetap konstan. Pengukuran pH dilakukan selama 4 jam sekali dengan menggunakan pH meter.



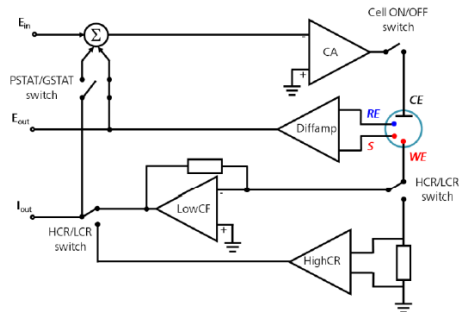
Gambar 3.2 Pengukuran pH dan penyimpanan sampel (a) pengukuran pH larutan dengan pH meter (b) penyimpanan sampel untuk menjaga suhu tetap konstan.

3.4 Pengujian Korosi

Dalam Tugas Akhir ini pengujian korosi menggunakan potensiostat atau potensiodinamik yakni suatu perangkat yang mengendalikan tegangan yang masuk pada suatu elektroda untuk mengukur arus listrik yang dihasilkan. Potensiostat biasanya menggunakan tiga sel elektroda yakni elektroda penghitung, elektroda referensi dan elektroda kerja.

Umumnya metode potensiostat menggunakan tiga sel elektroda yakni:

- a. Elektroda kerja (*working electrode*). Ini sebutan yang diberikan kepada elektroda yang diteliti.
- b. Elektroda pembantu (*auxiliary electrode*). Sebutan ini diberikan kepada elektroda kedua yang dimaksudkan khusus untuk mengangkut arus dalam rangkaian yang terbentuk dalam penelitian.
- c. Elektroda acuan. Elektroda ini dimaksudkan sebagai titik dasar yang sangat mantap untuk mengacukan pengukuran-pengukuran potensial elektroda kerja. Arus yang mengalir melalui elektroda ini harus sekecil-kecilnya sehingga dapat diabaikan. [30]



Gambar 3.3 Diagram dasar dari potensiostat

Dari gambar 3.2 dapat dijelaskan bahwa elektroda penghitung (CE) dihubungkan dengan output yang disebut *control amplifier* (CA). *Control amplifier* mengalirkan arus pada sel. Nilai dari arus diukur oleh *current follower* (LowCF) atau *Shunt* (HighCR). Perbedaan potensial selalu diukur antara elektroda referensi (RE) dan S dengan *differential amplifier* (Diffamp). Sinyal yang terbetuk kemudian masuk ke dalam *summation point* (Σ) yang bersama dengan gelombang yang ditetapkan oleh koverter digital analog (E_{in}) akan digunakan sebagai input pada *control amplifier*. [31]

Metode potensiostat dilakukan dengan memberikan potensial (E, mV) yang bervariasi pada benda uji kemudian perubahan rapat arus ($I, \mu A/cm^2$) diukur. Rapat arus korosi terukur pada saat arus katodik sama dengan arus anodik [29]. 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. Kurva polarisasi yang dihasilkan dapat diukur potensial korosi dan arus korosi yang terjadi dengan bantuan metode ekstrapolasi Tafel.

Prinsip kerja potentiostat yaitu pasangan elektroda kerja dan elektroda acuan mengukur potensial sel, pada saat bersamaan elektroda kerja dan elektroda bantu mengukur arus korosi. Data pengukuran hasil pengukuran berupa analog, dirubah dalam bentuk digital melalui interface dan diproses oleh Komputer. Dalam metoda polarisasi, potensial DC yang diterapkan yang nilainya V relatif terhadap potensial korosi dengan laju sapuan konstan. Nilai tahanan polarisasi, R_p , potensial korosi, E_{corr} , tetapan Tafel anodik, β_a dan Tafel katodik, β_c ditentukan melalui ekstrapolasi kurva polarisasi dengan metoda Tafel (ASTM, 1987) [32]. Berdasarkan data tersebut kerapatan arus korosi ditentukan melalui persamaan Stern-Geary:

$$I_{corr} = \frac{\beta_a \beta_c}{2.303(\beta_a + \beta_c) R_p} \frac{1}{Rp} \quad (3.1)$$

Dengan memasukkan data berat ekuivalen dan densitas material dapat diketahui laju korosi dengan menggunakan rumus pada persamaan (2.2).

Jika anoda dan katoda yang ada dalam suatu elektrolit terhubung singkat, maka reaksi-reaksi anodik dan katodik akan berlangsung secara serempak, disebabkan terbentuknya sistem mikrosel elektrokimia. Korosi logam terjadi jika terdapat arus anodik yang besarnya sama dengan arus katodik. Hal ini disebabkan karena adanya beda potensial antara logam dan larutan elektrolit sebagai lingkungannya. Beda potensial ini dinamakan dengan potensial korosi (E_{corr}).

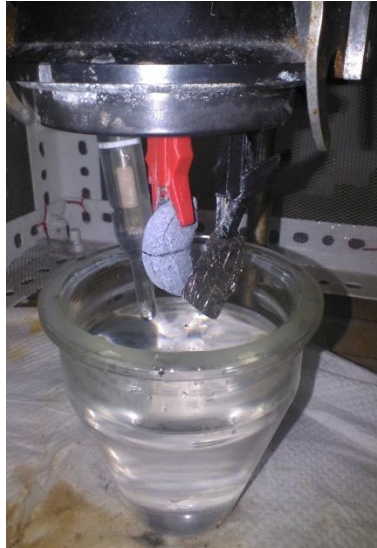
Tahanan polarisasi (R_p) merupakan ketahanan spesimen terhadap oksidasi selama dibeber arus luar. Penggunaan tahanan polarisasi yang paling utama adalah menentukan laju korosi. Laju korosi akan diperoleh berdasarkan kemiringan kurva potensial sebagai fungsi rapat arus di sekitar potensial korosinya. Jika proses korosi logam dikendalikan oleh transfer muatan, maka E_{corr} , dan arus korosi I_{corr} dapat ditentukan dari

perpotongan garis Tafel anodik dan garis Tafel katodik. Akan tetapi terlebih dahulu harus ditentukan nilai Ikor dan konstanta Tafel dari kurva polarisasi. Kelebihan dari penggunaan metode ini selain dapat menentukan laju korosi, V_{corr} , juga dapat mengukur tahanan polarisasi (R_p) dan kerapatan arus korosi, I_{corr} dengan cepat. [33].

Dalam mode potensiostat (PGSTAT) elektroda penghitung akan mengontrol elektroda kerja sehingga perbedaan potensial antara elektroda kerja dengan elektroda referensi bisa didefinisikan dengan baik. Arus mengalir antara elektroda penghitung dan elektroda kerja. Perbedaan potensial dikendalikan antara elektroda kerja dan elektroda pengukur dan hasilnya dibandingkan oleh elektroda referensi.

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.



Gambar 3.4 Pengujian potentiostat dengan menggunakan tiga elektroda pada larutan SBF.

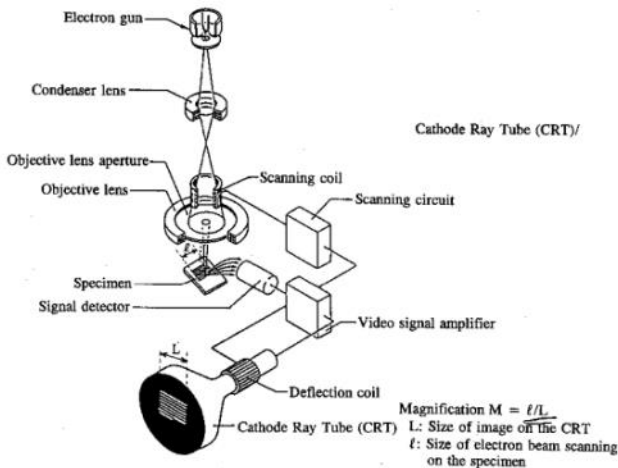
Pengujian dilakukan dengan menggunakan larutan SBF dengan $\text{pH} \pm 7,4$ dan Suhu $\pm 37^\circ\text{C}$ dengan volume 100 ml di area terbuka. *Scene rate* 1mV/s dengan range tegangan -1mV sampai 1mV. Paduan yang diuji terdapat dua jenis yakni tanpa perendaman dalam SBF dan perendaman dalam SBF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

3.5 Pengujian SEM/EDX

Scanning electron microscope (SEM) adalah sebuah mikroskop elektron yang menggunakan elektron berenergi tinggi untuk menghasilkan berbagai sinyal ketika ditembakkan pada permukaan spesimen. Sinyal yang berasal dari interaksi elektron memberikan informasi dari spesimen diantaranya bentuk morfologi eksternal, komposisi kimia dan struktur kristal.

Elektron memiliki resolusi yang lebih tinggi daripada cahaya. Cahaya hanya mampu mencapai 200nm, sedangkan elektron dapat mencapai resolusi hingga 0,1 – 0,2 nm.

Ada beberapa sinyal yang penting yang dihasilkan oleh SEM. Dari pantulan inelastis didapatkan sinyal elektron sekunder dan karakteristik sinar X sedangkan dari pantulan elastis didapatkan sinyal *backscattered electron*. Elektron sekunder menghasilkan topografi dari benda yang dianalisa, permukaan yang tinggi berwarna lebih cerah dari permukaan rendah. Sedangkan *backscattered* elektron memberikan perbedaan berat molekul dari atom–atom yang menyusun permukaan, atom dengan berat molekul tinggi akan berwarna lebih cerah daripada atom dengan berat molekul rendah.



Gambar 3.5 Prinsip kerja *scanning electron microscope*

Prinsip kerja SEM yakni pistol elektron akan memproduksi sinar elektron dan dipercepat dengan anoda. Kemudian lensa magnetik akan memfokuskan elektron menuju spesimen sehingga sinar elektron yang terfokus memindai

(*scan*) keseluruhan spesimen dengan diarahkan oleh koil pemindai. Ketika elektron mengenai spesimen maka spesimen akan mengeluarkan elektron baru yang akan diterima oleh detektor dan dikirim ke monitor (CRT).

3.6 Pengolahan Data dan Analisa

Pengolahan data dan analisa dilakukan setelah semua pengujian selesai dilakukan. Data dari hasil perendaman adalah kenaikan pH larutan yang kemudian dicari persamaannya dan dianalisa hubungan antara kenaikan pH, variasi TiO_2 dan waktu perendaman. Perendaman juga dilakukan untuk mengamati perubahan yang terjadi pada sampel. Pengujian korosi dengan potensiostat menghasilkan data tegangan korosi dan arus korosi yang kemudian di plot menjadi kurva polarisasi. Dari nilai arus dan tegangan korosi tersebut didapatkan juga nilai laju korosi. Hasil perbandingan laju korosi antara sampel yang tanpa direndam dan direndam dibandingkan hasilnya. Dari nilai laju korosi yang paling rendah dan paling tinggi serta yang mengalami pergeseran tegangan korosi paling besar diamati morfologi permukaannya menggunakan uji SEM. Adapun produk korosi dianalisa dengan hasil pengujian EDX

(halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Setelah dilakukan, pengujian korosi baik tanpa perendaman maupun dengan perendaman, morfologi permukaan dengan SEM pada semua paduan yakni sebelum dan setelah di uji korosi pada sampel dengan dan tanpa perendaman.

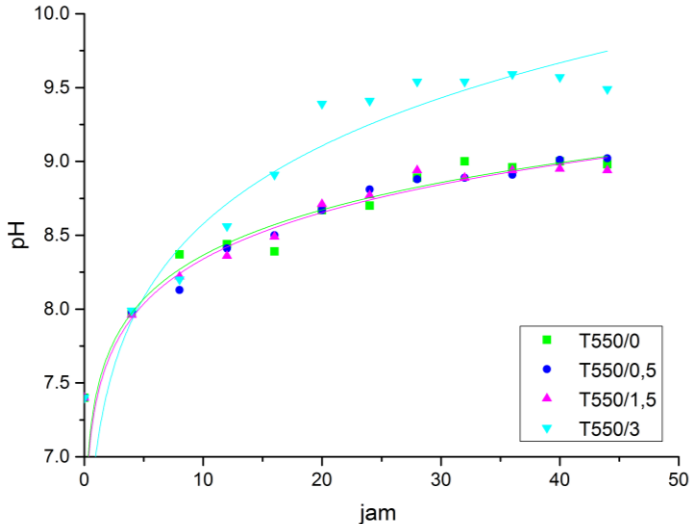
4.1 Perubahan pH selama Perendaman

Untuk mengetahui perubahan pH larutan selama perendaman, maka dilakukan pencatatan pH sampel setiap 4 jam sekali. Perendaman paduan dilakukan selama 48 jam dalam larutan *simulated body fluids* yang dijaga pada suhu $37\pm 1^{\circ}\text{C}$. untuk sampel T550, perubahan pH dicatat sebagaimana tabel 4.1

Tabel 4.1 Hasil Pengamatan pH pada Perendaman Sampel T550

Waktu (jam)	pH			
	0 TiH ₂	0,5TiH ₂	1,5TiH ₂	3 TiH ₂
0	7,4	7,4	7,4	7,4
4	7,97	7,98	7,96	7,99
8	8,37	8,13	8,22	8,20
12	8,44	8,41	8,36	8,56
16	8,39	8,50	8,49	8,91
20	8,67	8,67	8,71	9,39
24	8,70	8,81	8,77	9,41
28	8,89	8,88	8,94	9,54
32	9,00	8,89	8,89	9,54
36	8,96	8,91	8,94	9,59
40	9,00	9,01	8,95	9,57
44	8,98	9,02	8,94	9,48
48	9,04	8,96	8,95	9,54

Dari Tabel 4.1 dibuat kurva untuk melihat tren pengaruh waktu perendaman terhadap perubahan pH (gambar 4.1).



Gambar 4.1 Pengaruh waktu perendaman terhadap pH pada perendaman Sampel T550

Pada gambar 4.1 terlihat bahwa pH larutan mengalami kenaikan sesuai dengan waktu perendaman dengan hubungan parabolik. Diantara kurva tersebut juga tampak bahwa pada waktu perendamanyang sama, sampel T550/3 memberikan perubahan pH paling besar dibandingkan dengan sampel yang lain. Meningkatnya nilai pH terjadi karena adanya akumulasi (OH^-) dari $\text{Mg}(\text{OH})_2$ pada permukaan spesimen. Terjadinya akumulasi (OH^-) terjadi akibat adanya reaksi reduksi okesigen (O_2) dengan air (H_2O) yang menghasilkan (OH^-) kemudian berikatan dengan magnesium yang teroksidasi menghasilkan $\text{Mg}(\text{OH})_2$.

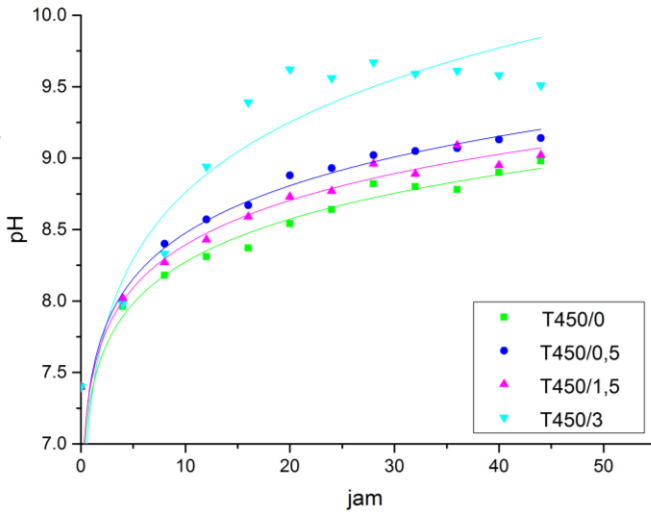
Adapun sampel T450 hasil pengamatan pH terdapat pada tabel 4.2 sebagai berikut.

Tabel 4.2 Hasil Pengamatan pH pada Perendaman Sampel T450

Waktu (jam)	pH			
	0TiH ₂	0,5TiH ₂	1,5TiH ₂	3 TiH ₂
0	7,4	7,4	7,4	7,4
4	7,96	8,00	8,02	7,98
8	8,18	8,4	8,27	8,33
12	8,31	8,57	8,43	8,94
16	8,37	8,67	8,59	9,39
20	8,54	8,88	8,73	9,62
24	8,64	8,93	8,77	9,56
28	8,82	9,02	8,96	9,67
32	8,80	9,05	8,89	9,59
36	8,78	9,07	9,09	9,61
40	8,90	9,13	8,95	9,58
44	8,98	9,14	9,02	9,51
48	8,85	9,11	9,10	9,53

Kurva pengaruh waktu perendaman terhadap perubahan pH dari tabel 4.2 terdapat pada gambar 4.2

Sebagaimana pada sampel T550 (gambar 4.1), sampel T450 (gambar 4.2) juga memiliki tren yang sama, yakni kurva parabolik. Pada sampel T450 kenaikan pH tertinggi dimiliki oleh sampel T450/3, diikuti sampel T450/1,5, T450/0,5 serta paling rendah T450/0



Gambar 4.2 Pengaruh waktu perendaman terhadap pH pada perendaman Sampel T450

Dari persamaan parabolik yang dihasilkan dari gambar 4.1 dan gambar 4.2, didapatkan persamaan matematika yang terdapat pada tabel 4.3 sehingga mampu dianalisa melalui nilai pangkat dari waktu perendaman

Tabel 4.3 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 550/1,5	$\text{pH} = 6,762 t^{0,076}$
T 450/1,5	$\text{pH} = 6,785 t^{0,076}$
T550/3	$\text{pH} = 6,356 t^{0,111}$
T 450/3	$\text{pH} = 6,514 t^{0,108}$

Pada tabel 4.3 terlihat bahwa pangkat waktu tertinggi terdapat pada sampel T550/3 diikuti oleh sampel T450/3.

Selain mengamati perubahan pH, diamati pula adanya endapan pada akhir perendaman. Dari semua sampel yang diuji endapan hanya dihasilkan oleh sampel T550/3 (gambar 4.3). Gelembung gas yang terbentuk merupakan pelepasan gas hidrogen[34].

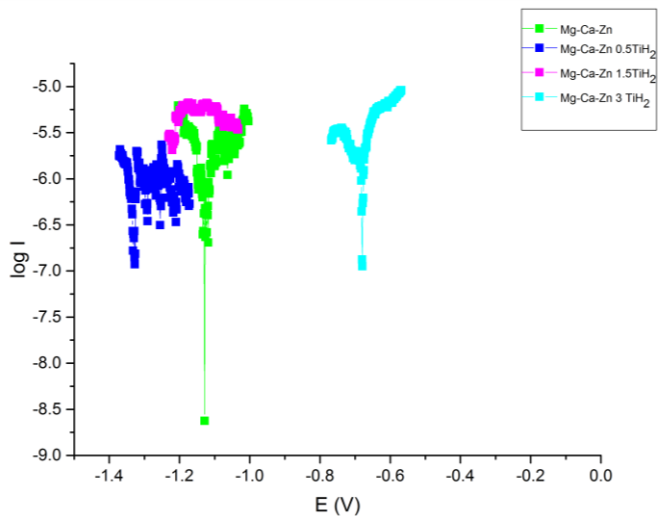


Gambar 4.3 Terbentuk endapan pada sampel T550/3

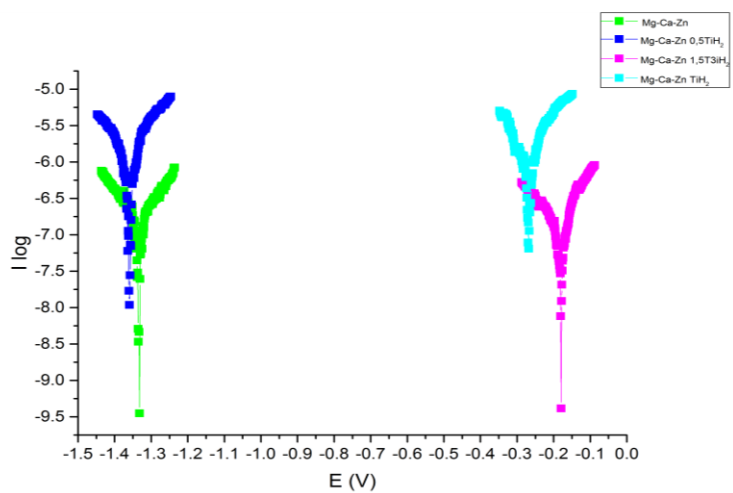
4.2 Laju Korosi paduan Mg-Ca-Zn

Pengujian korosi dilakukan dengan menggunakan potensiostat Autolab (PGSTAT302N) dengan elektroda acuan Ag/AgCl, elektroda kerja adalah spesimen yang diuji dan elektroda tambahan adalah platina. Pengujian korosi dilakukan pada sampel baik tanpa perendaman maupun dengan perendaman. Hasil pengujian memberikan data antara arus korosi dan tegangan korosi. Hasil arus dan tegangan tersebut kemudian di plot dan membentuk kurva polarisasi seperti gambar 4.4 untuk sampel T550.

Gambar 4.4 merupakan kurva polarisasi hasil uji korosi sampel tanpa perendaman sedangkan gambar 4.5 merupakan kurva polarisasi hasil uji korosi setelah perendaman di SBF. Dari kurva polarisasi sampel tanpa perendaman terlihat bahwa sampel T550/3 tegangan korosinya tertinggi yang berarti lebih reaktif dibandingkan sampel yang lain. Sedangkan dari gambar 4.4 ke gambar 4.5 terlihat pergeseran tegangan korosi yang jauh pada sampel T550/1,5. Hal ini berarti sampel T550/1,5 dan sampel 550/3 menjadi lebih reaktif setelah direndam dengan SBF selama 48 jam. Hal tersebut terjadi karena lama waktu perendaman membuat larutan lebih masuk kedalam pori-pori paduan sehingga meningkatkan nilai tegangan (V_{corr})

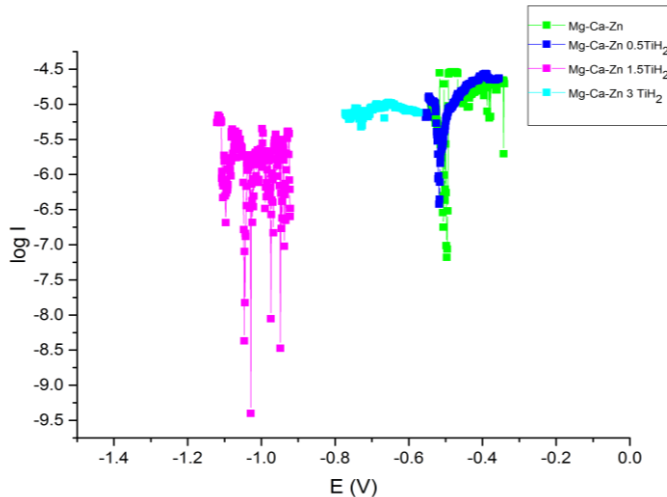


Gambar 4.4 Kurva polarisasi sampel T550 tanpa direndam

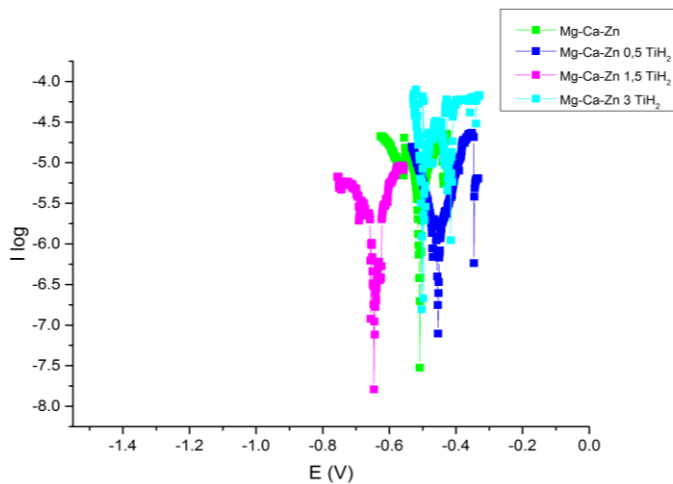


Gambar 4.5 Kurva polarisasi sampel T550 dengan perendaman.

Begitu juga untuk sampel T450 juga dilakukan pengujian korosi dengan potensiostat dan didapatkan grafik pada gambar 4.6 dan gambar 4.7 sebagai berikut.



Gambar 4.6 Kurva polarisasi sampel T450 tanpa perendaman dalam larutan SBF



Gambar 4.7 Kurva polarisasi sampel T450 setelah direndam

Dari gambar 4.6 dan gambar 4.7 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. Selain data arus dan tegangan korosi, pengujian potensiostat juga mendapatkan nilai laju korosi seperti pada tabel 4.4 dan tabel 4.5

Tabel 4.4 Hasil Pengujian Potensiostat Sampel Tanpa Perendaman

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

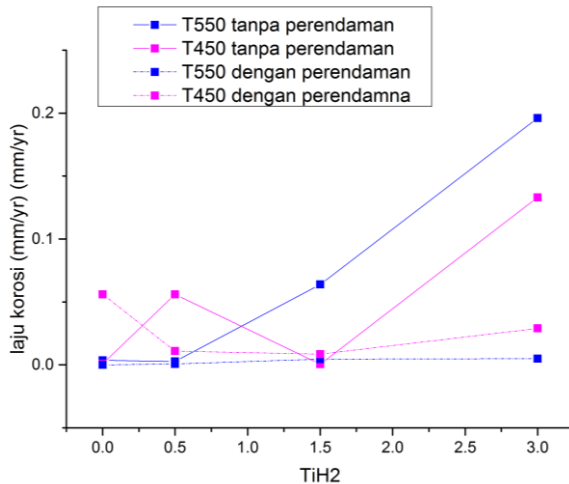
Tabel 4.4 merupakan hasil pengujian sampel T550 dan T450 tanpa direndam. Dari data tersebut didapatkan bahwa laju korosi tertinggi terdapat pada sampel T550/3 sebesar 0,1969mm/yr. sedangkan laju korosi terendah terdapat pada sampel T450/1,5 dengan nilai 0,00051 mm/yr.

Tabel 4.5 Hasil Pengujian Potensiostat 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	-0,26	25,184	0,005
T450/3	-0,43	126,85	0,029

Tabel 4.5 merupakan hasil pengujian paduan setelah perendaman dengan larutan SBF. Dari data tersebut didapatkan bahwa laju korosi tertinggi terdapat pada sampel T450/0 sebesar 0,056 mm/yr dan laju korosi terendah terdapat pada sampel T550/0 sebesar 0,00007mm/yr.

Dengan melihat gambar 4.8 dapat diketahui pengaruh penambahan TiH_2 terhadap laju korosinya. Pada sampel T550 penambahan TiH_2 mempercepat laju korosi. Namun pada sampel T450 tidak demikian, hal ini disebabkan karena pengaruh suhu pemrosesan. Hal tersebut sesuai dengan penelitian yang telah dilakukan oleh Hijazi [33]



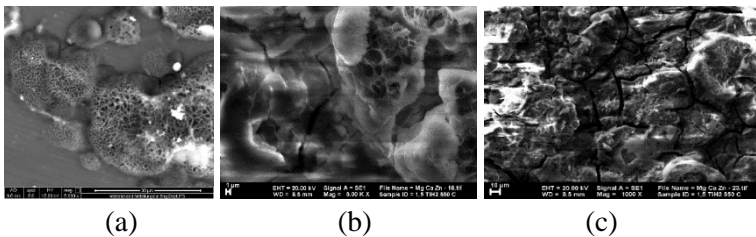
Gambar 4.8 Perbandingan antara laju korosi dan penambahan TiH_2

Pada gambar 4.8 juga tampak bahwa laju korosi pada pengujian tanpa perendaman memiliki laju korosi yang jauh lebih tinggi. Artinya perendaman menyebabkan laju korosi menurun. Besarnya laju korosi sebanding dengan nilai pangkat dari waktu perendaman (tabel 4.3)

4.3 Morfologi Permukaan

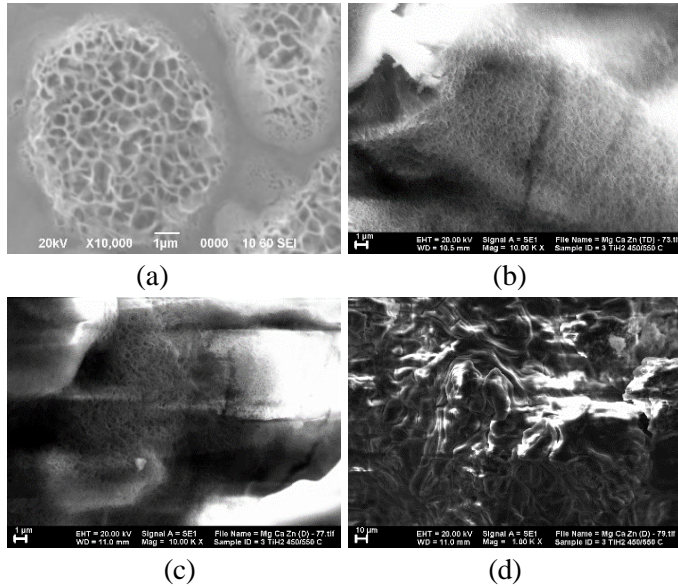
Pengujian SEM/EDX dilakukan untuk mengetahui morfologi permukaan sampel agar dapat mengetahui perbedaan morfologi permukaan sebelum diuji korosi dan setelah diuji korosi baik tanpa perendaman maupun dengan perendaman.

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 di permukaan 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]. Terlihat juga bahwa pori-pori sampel mengalami perubahan yang sangat besar antara sebelum dan sesudah direndam. Retakan yang terlihat lebih banyak serta ausnya sebagian pori-pori ini menyebabkan bergesernya V_{corr} karena semakin banyak larutan yang masuk kedalam celah-celah sampel.



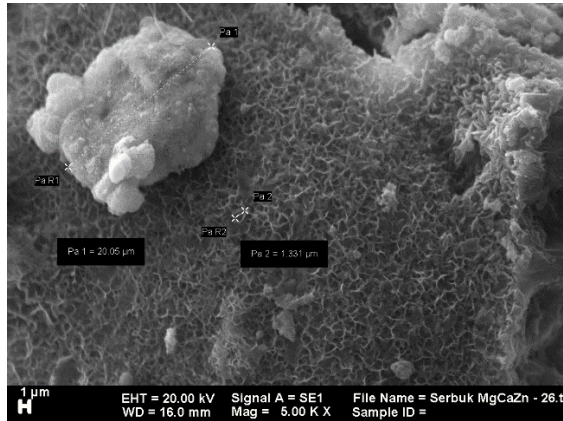
Gambar 4.9 Hasil SEM untuk sampel T550/1,5 (a) sebelum uji korosi (b) setelah uji korosi tanpa perendaman (c) setelah uji korosi dengan perendaman

Sampel T550/3 merupakan paduan yang memiliki laju korosi tertinggi setelah direndam dalam larutan SBF selama 48 jam. Untuk mengetahui perbedaan pada permukaan sampel ditunjukkan pada hasil uji SEM pada gambar 4.10 sebagai berikut.



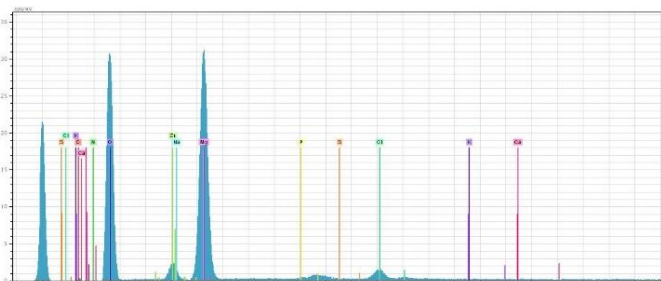
Gambar 4.10 Hasil uji SEM sampel T450/3 (a) sebelum uji potensiostat (b) setelah uji korosi tanpa direndam (c) dengan perendaman SBF 48 jam (d) perbesaran kurang

Dari hasil uji SEM (gambar 4.10) tampak adanya perbedaan permukaan setelah diberikan perlakuan yang berbeda. Antara sebelum diuji (a) dan setelah diuji korosi (b) terdapat perbedaan. Terjadi retakan pada pori-pori setelah diuji korosi. Sedangkan antara tanpa perendaman dan dengan perendaman pada perbesaran 5000x tidak mengalami perubahan yang signifikan. Hanya terlihat pori-pori dengan beberapa retakan didalamnya. Namun ketika perbesaran kurang menjadi 1000x (d) 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 4.11 Hasil SEM endapan korosi sampel T550/3

Dari gambar 4.11 dapat dilihat bahwa endapan paduan memiliki bekas pori-pori yang rusak ketika direndam kedalam larutan SBF. Terlihat pula gumpalan putih yang menempel pada pori-pori. Begitu juga untuk hasil EDX endapan pada gambar 4.12 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 $Mg(OH)_2$.



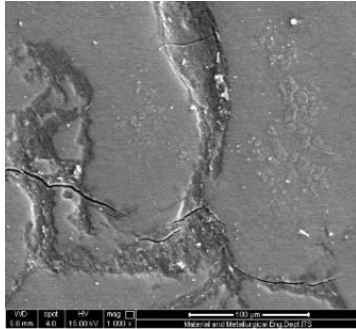
Gambar 4.12 Hasil analisa EDX endapan sampel T550/3

Adapun berkaitan dengan korosi yang terjadi dapat dijelaskan dengan melihat diagram fasa (gambar 2.2) paduan Mg-Ca-Zn yang dipanaskan sampai suhu 550°C fase yang terbentuk adalah terbentuk Fase L + Mg- α . paduan Mg-Ca-Zn yang dipanaskan pada suhu $450/550^{\circ}\text{C}$ fase yang terbentuk adalah terbentuk Fase L + Mg- α + Mg₂Ca . Distribusi Mg₂Ca terdapat pada bagian batas butir matrik Mg- α . Persebaran fase Mg₂Ca berperan penting terhadap degradasi paduan. Jadi antara matrik Mg- α dengan fase Mg₂Ca adalah jenis yang berbeda sehingga memiliki potensial korosi yang berbeda pula. Dengan demikian dapat dikatakan korosi yang terjadi adalah korosi [35].

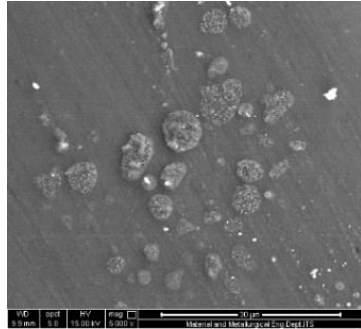
(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LAMPIRAN A

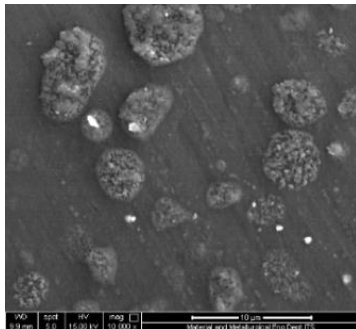
Hasil SEM sampel sebelum uji korosi T = 550/0



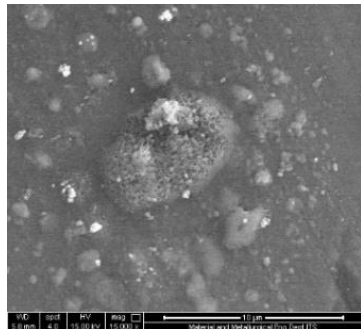
1000x



5000x

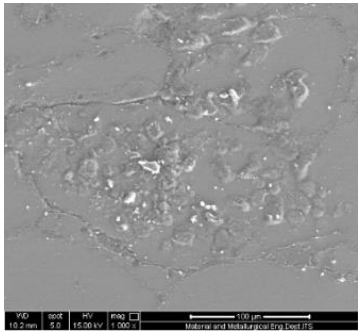


10.000x

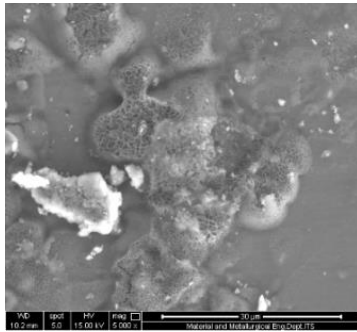


15.000x

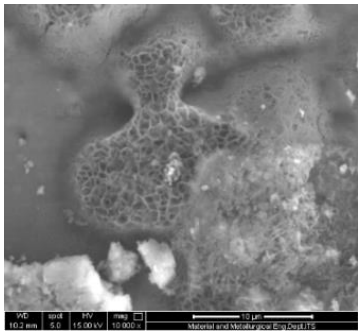
Hasil SEM sampel sebelum uji potentiostat T550/0,5



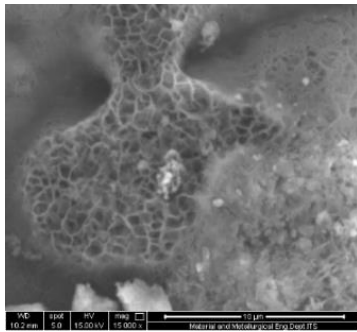
1000x



5000x

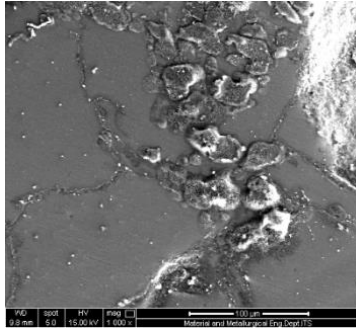


10.000x

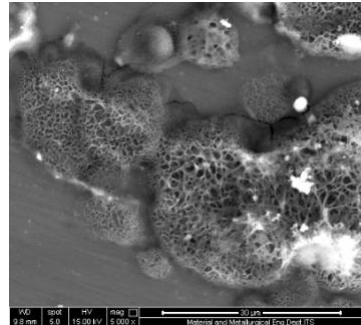


15.000x

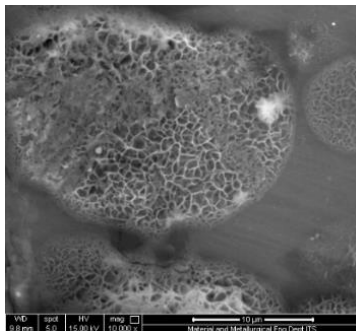
Hasil SEM sampel sebelum uji korosi T = 550/1,5



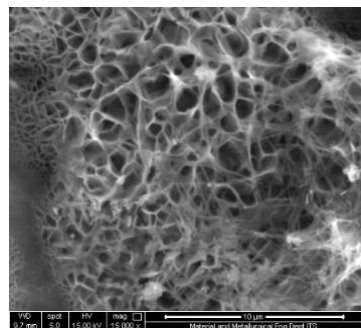
1000x



5000x

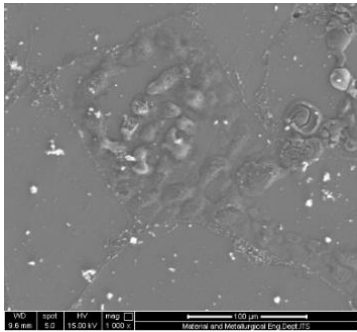


10.000x

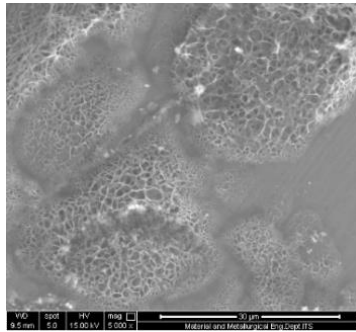


15.000x

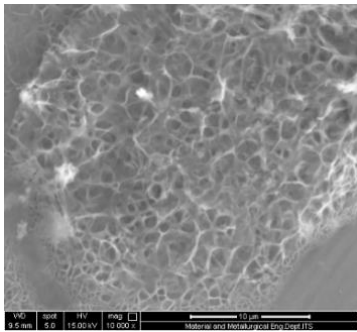
Hasil SEM sampel sebelum uji korosi T = 550/3



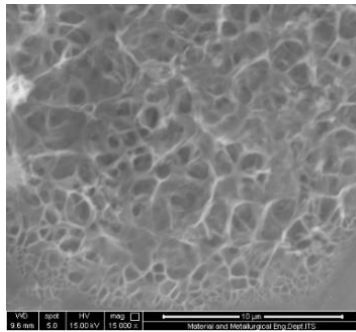
1000x



5000x

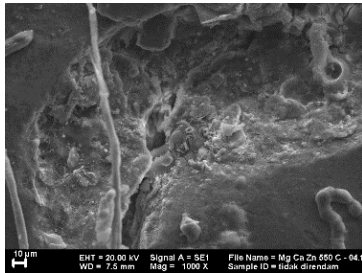


10.000x

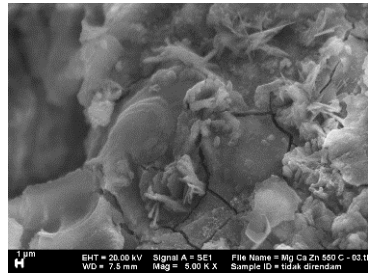


15.000x

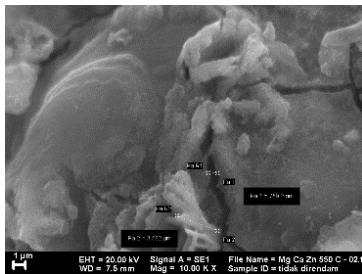
Hasil SEM sampel sebelum perendaman T = 550/0



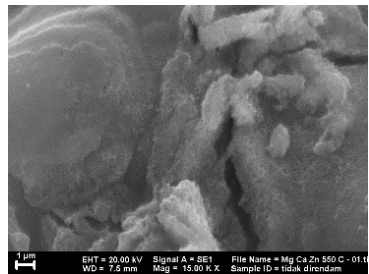
1000x



5000x

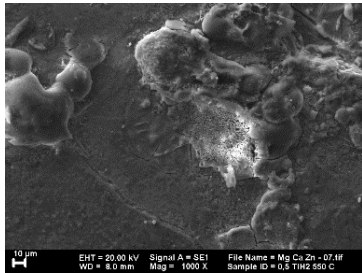


10.000x

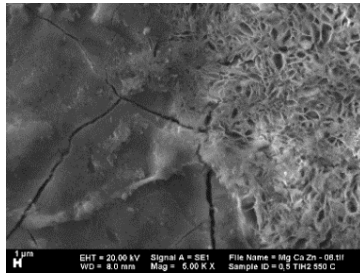


15.000x

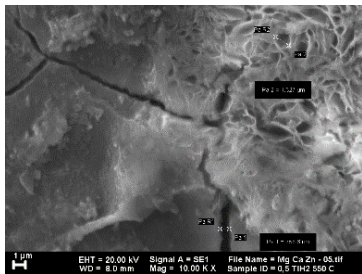
Hasil SEM sebelum perendaman T = 550/0,5



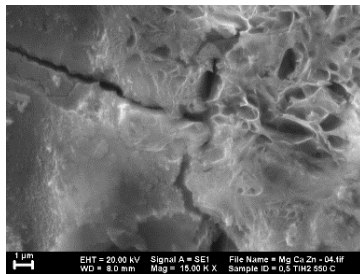
1000x



5000x

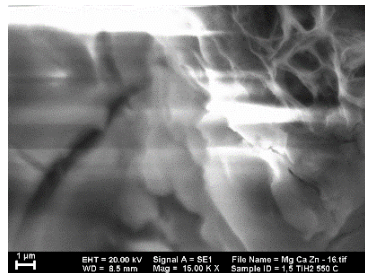
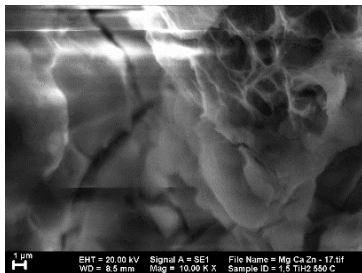
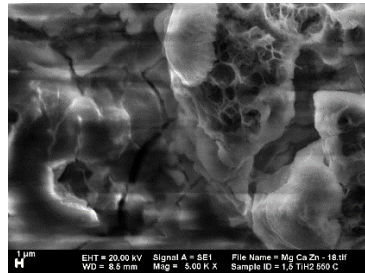
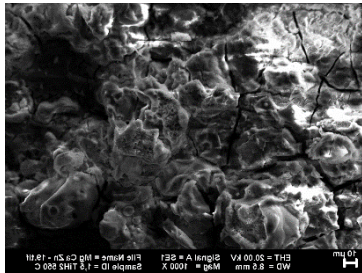


10.000x

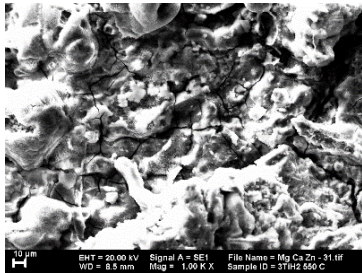


15.000x

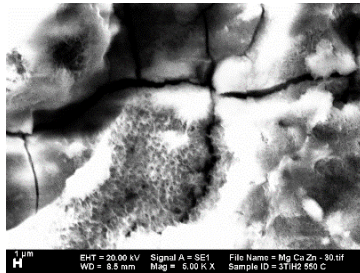
Hasil SEM/ sampel sebelum perendaman T = 550/1,5



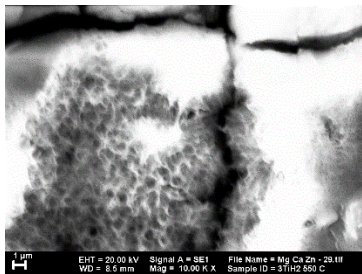
Hasil SEM/EDX sampel sebelum perendaman T = 550/3



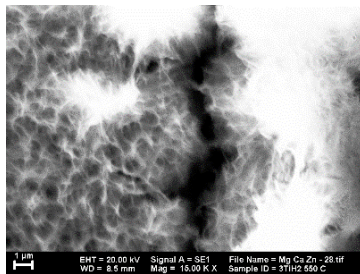
1000x



5000x

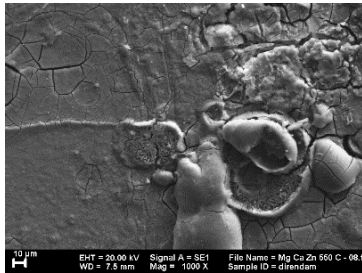


10.000x

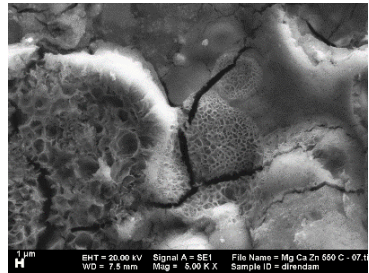


15.000x

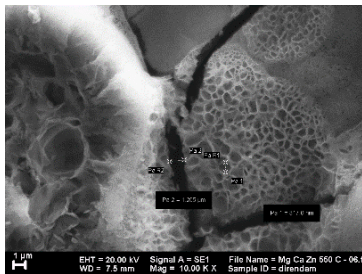
Hasil SEM setelah perendaman T 550/0



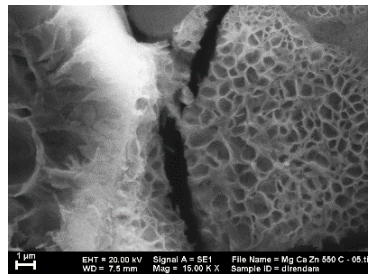
1000x



5000x

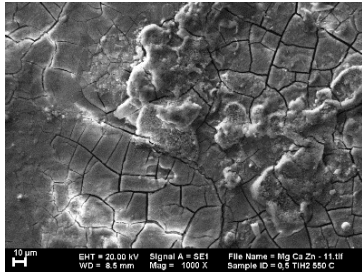


10.000x

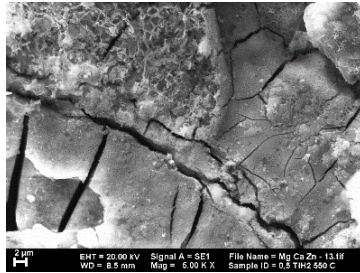


15.000x

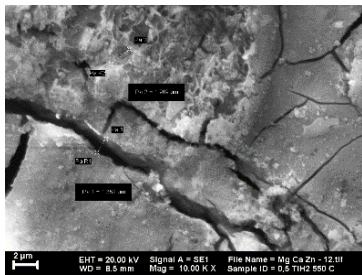
Hasil SEM sampel setelah perendaman T550/0,5



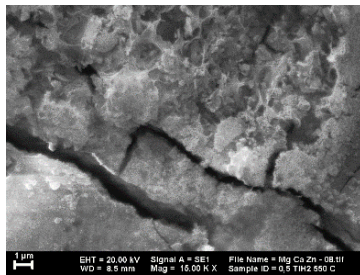
1000x



5000x

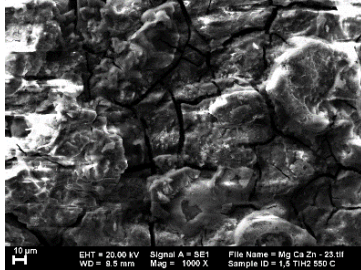


10.000x

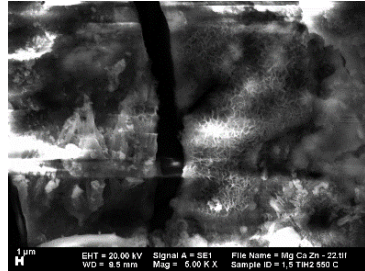


15.000x

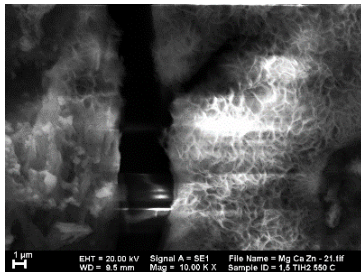
Hasil SEM sampel setelah perendaman $T = 550/1,5$



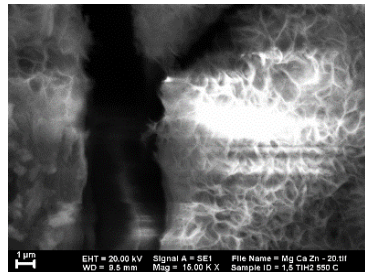
1000x



5000x

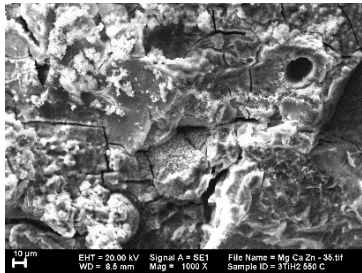


10.000x

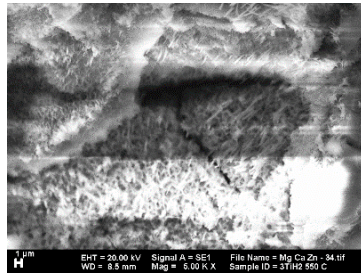


15.000x

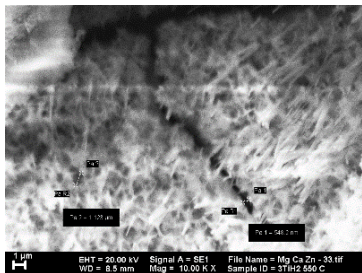
Hasil SEM sampel setelah perendaman T 550/3



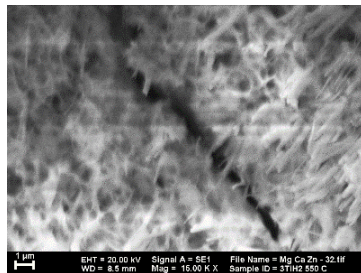
1000x



5000x



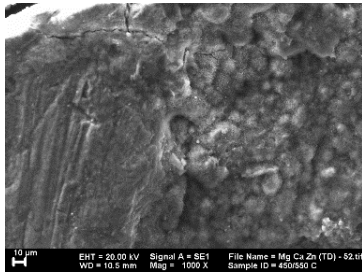
10.000x



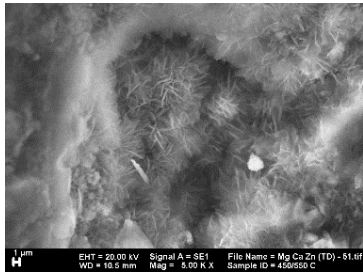
15.000x

LAMPIRAN B

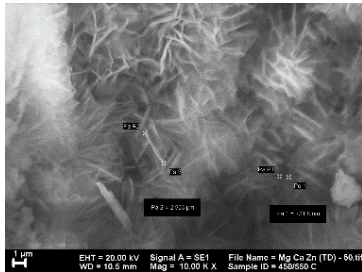
Hasil SEM sampel tanpa perendaman 450/0



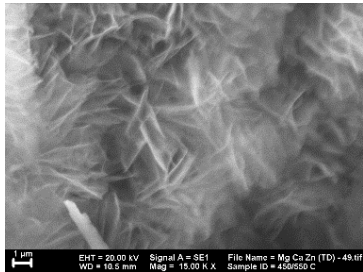
1000x



5000x

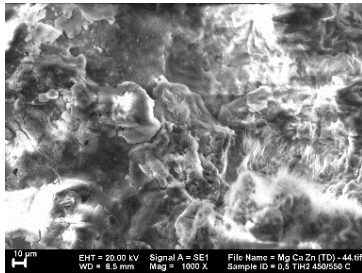


10.000x

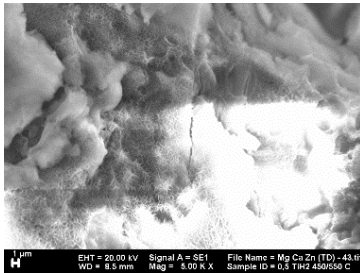


15.000x

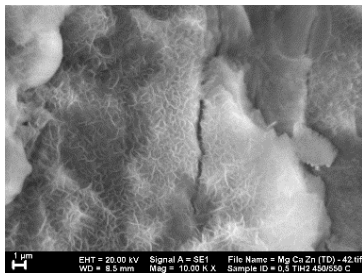
Hasil SEM sampel tanpa perendaman 450/0,5



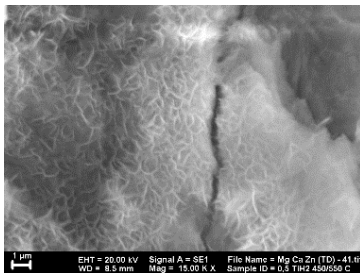
1000x



5000x

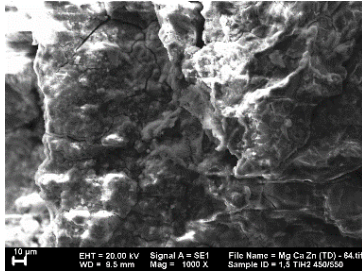


10.000x

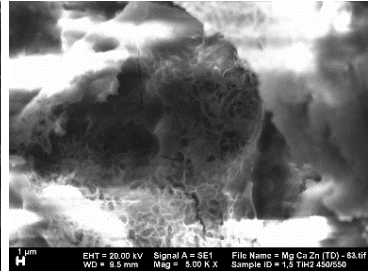


15.000x

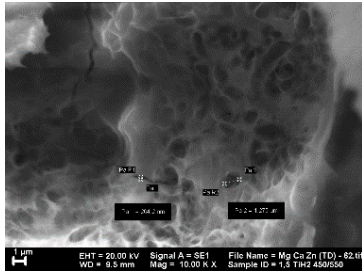
Hasil SEM sampel tanpa perendaman 450/1,5



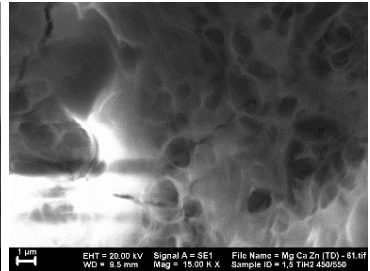
1000x



5000x

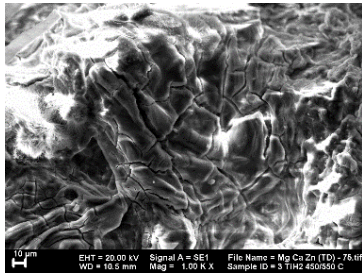


10.000x

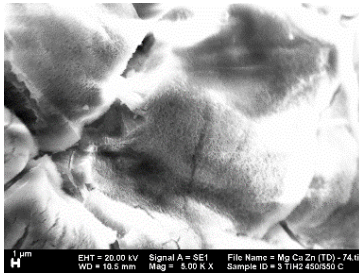


15.000x

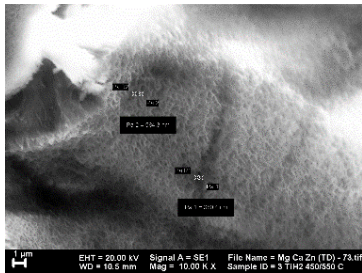
Hasil SEM sampel tanpa perendaman 450/3



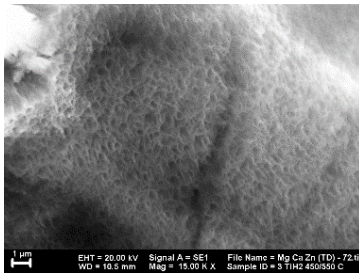
1000x



5000x

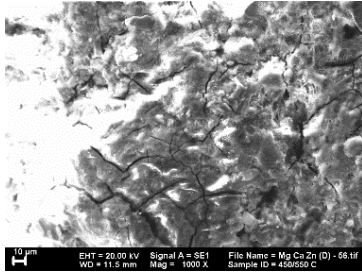


10.000x

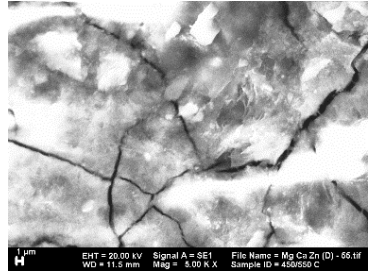


15.000x

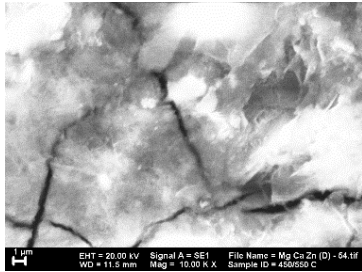
Hasil SEM sampel dengan perendaman 450/0



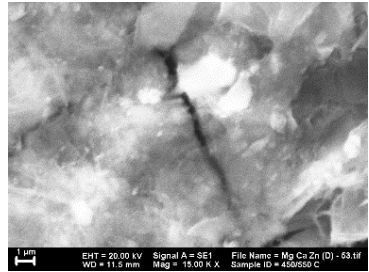
1000x



5000x

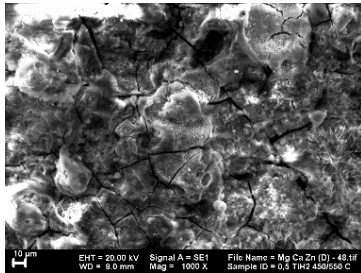


10.000x

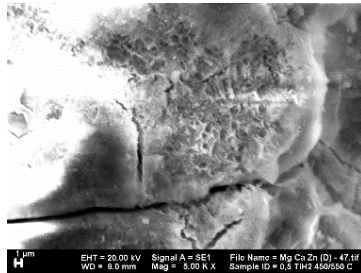


15.000x

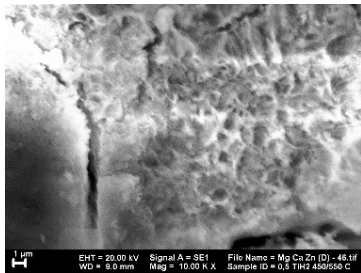
Hasil SEM sampel dengan perendaman 450/0,5



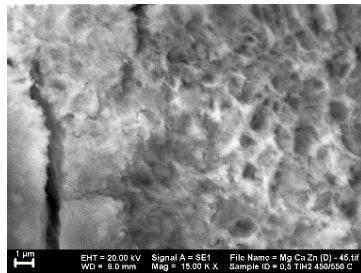
1000x



5000x

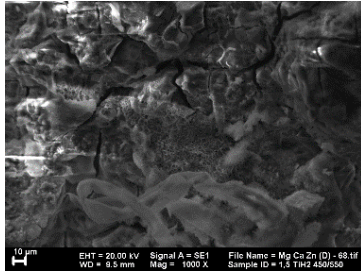


10.000x

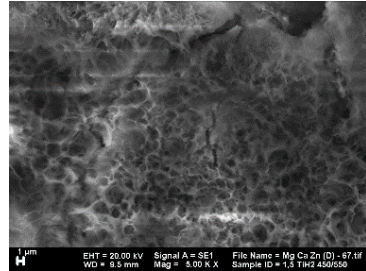


15.000x

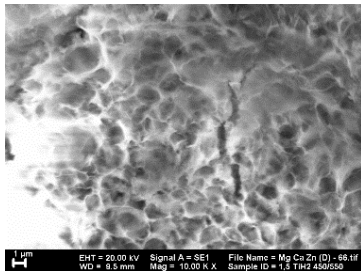
Hasil SEM sampel dengan perendaman 450/1,5



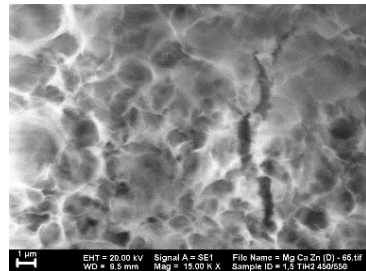
1000x



5000x

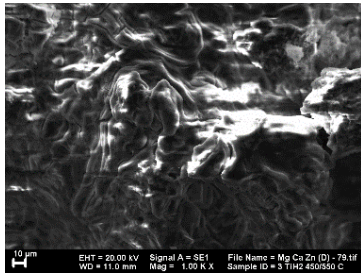


10.000x

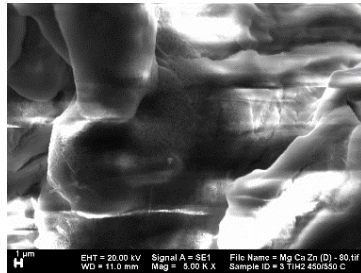


15.000x

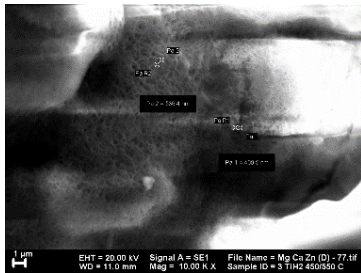
Hasil SEM sampel dengan perendaman 450/3



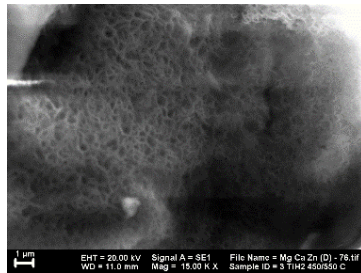
1000x



5000x



10.000x



15.000x

BAB V

KESIMPULAN

Berdasarkan hasil pengujian dan pembahasan yang telah dilakukan dalam Tugas Akhir ini dapat disimpulkan bahwa:

- Semakin besar penambahan TiH_2 maka semakin meningkatkan laju korosinya dengan laju korosi tertinggi dimiliki oleh 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 kandungan tertinggi berupa unsur Mg dan O yang merupakan unsur utama $Mg(OH)_2$ serta Cl yang berasal dari larutan SBF.

(halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR PUSTAKA

- [1] 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
- [2] 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.
- [3] John Banhart.2000.Metaaic Foams Challenges and Opportuniies.Eurofoam 2000.:13-20
- [4] 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.
- [5] 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
- [6] 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).
- [7] Bakhsheshi-Rad, Idris, Mohd Hasbullah. Kadir, M. Rafiq Abdul. Farahany, Saeed. Microstructure analysis and corrosion behavior of biodegradable Mg–Ca implant alloys. 2012. Materials and Design 33 (2012) 88–97
- [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] Restu, Hardian. Pengaruh Preheating dan Foaming Agent TiH₂ Terhadap Pembentukan pori dan sifat mekanik pada Paduan Mg-Ca-Zn sebagai Material Implan Tulang. 2015. *Tenik Fisika ITS*.
- [11] Liu, Xiwei. Sun, Jianke. Zhou, Feiyu. Yang, Yinghong. Chang, Rencao. Qiu, Kejin. Pu, Zhongjie. Li, Li. Zheng, Yufeng. Micro-alloying with Mn in Zn–Mg alloy for future biodegradable metals application. 2016. *Materials and Design* 94 (2016) 95–104
- [12] 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
- [13] J.Banhart, “Metallic foams: challenges and opportunities,” *Eurofoam2000*, Editors: P. Zitha, J. Banhart, G. Verbist (MIT-Verlag Bremen, 2000), pp. 13-20
- [14] Guden, Mustafa. Celik, Emrah. Çetiner, Sinan. Aydin, Alptekin: “Metals Foams for Biomedical Applications”: Processing and Mechanical Properties. Department of Mechanical Engineering, Center for Materials Research, Materials Science and Engineering Program, Izmir Institute of Technology, Gulbahce Koyu, Urla, Izmir, Turkey;
- [15] 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
- [16] Rad, Hamid Reza Bakhsheshi. Idris, Mohd Hasbullah. Kadir, Mohammed Rafiq Abdul. Farahany, Saeed.

- Fereidouni, Amir. Yahya, Mohd Yazid. Characterization and corrosion behavior of biodegradable Mg-Ca and Mg-Ca-Zn implant alloys. 2012. Applied Mechanics and Materials Vols. 121-126 (2012) pp 568-572
- [17] Yogie Arisandi Trisnawan dan Sutarsis. Pengaruh Penambahan Kalsium terhadap Struktur Mikro, Sifat Mekanik, dan Ketahanan Termal Paduan Mg6Zn Sebagai Aplikasi Engine Block. 2013. JURNAL TEKNIK POMITS Vol. 2, No. 1, (2013) ISSN: 2337-3539
- [18] Bakhsheshi-Rad, H. R. Hamzah, E. Fereidouni-Lotfabadi, A. Daroonparvar, M. Yajid, M. A. M. M. Mezbahul-Islam, Kasiri-Asgarani, M. Dan Medraj, M. Microstructure and bio-corrosion behavior of Mg-Zn and Mg-Zn-Ca alloys for biomedical applications. 2014
- [19] Sidiq, M. Fajar. Analisa Korosi dan Pengendaliannya. 2013. Jurnal Foundry Vol.3 No. 1 April 2013 ISSN : 2087-2259
- [20] Callister, William D. Material science and engineering an introduction. 2007
- [21] Bundjali, Bunbun. Surdia, N.M. Liang, Oei Ban. Ariwahjoedi, Bambang. Konstruksi Diagram Potensial-pH untuk Baja Karbon dalam Buffer Asetat secara Potensiodinamik Eksperimental. 2004. Jurnal Matematika dan Sains Vol. 9 No. 4, Desember 2004, hal 307-312
- [22] K. Natarajan, 2016. Polarization Techniques – Corrosion Rate Determination. NPTEL Web CourseProf.
- [23] H, Wagiyono. . Peningkatan Ketahanan Korosi Material Implant SS316L dengan Metode Nitridasi. 2010. Pusat Teknologi Bahan Industri Nuklir- BATAN
- [24] Zhou, Wei. Shen, Tian. Aung, Naing Naing: Effect of heat treatment on corrosion behaviour of magnesium

- alloy AZ91D in simulated body fluid. 2010. *Corrosion Science* 52 (2010) 1035–1041
- [25] Wilke, Benjamin M. Zhang, Lei. Li, Weiping. Ning, Chengyun. Chen, Cheng-fu. Gu, Yanhong : Corrosion performance of MAO coatings on AZ31 Mg alloy in simulated body fluid vs. Earle's Balance Salt Solution. 2016. *Applied Surface Science* 363 (2016) 328–337
- [26] Kokubo, T. (1991). "*Bioactive glass ceramics: properties and applications*". *Biomaterials* 12: 155–163. doi: 10.1016/0142-9612(91)90194-F
- [27] 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.
- [28] Harandi, Shervin Eslami. Mirshahi, Mohammad. Koleini, Shahriar. Idris, Mohd Hasbullah. Jafari, Hassan. Kadir, Mohammed Rafiq Abdul. Effect of Calcium Content on the Microstructure, Hardness and In-Vitro Corrosion Behavior of Biodegradable Mg-Ca Binary Alloy. 2013. *Materials Research*. 2013; 16(1): 11-18
- [29] Virtanen, Sannakaisa. Biodegradable Mg and Mg alloys: Corrosion and biocompatibility. 2016. *Materials Science and Engineering B* 176 (2011) 1600–1608
- [30] Dewi, Ika Marcelina Sari. Rochani, Imam. Supomo, Heri : Studi Perbandingan Laju Korosi dengan Variasi Cacat Coating pada Pipa API 5l grade x65 dengan Media Korosi NaCl
- [31] Autolab Application Note EC08. Basic overview of working principle of a potentiostat (PGSTAT) – Electrochemical cell setup
- [32] Sunarya, Y. 2008. Mekanisme dan Efisiensi Inhibisi Sistein Pada Korosi Baja Karbon Dalam Larutan

- Elektrolit Jenuh Gas Karbondioksida. Jurnal Matematika Dan Sains. 13 (3): 90-96.
- [33] Hijazi, Ahmad. Arifin, Zaenal. Pratapa , Suminar: “Pengaruh Konsentrasi CaCO_3 Terhadap Sifat Korosi Baja ST.37 dengan Coating PANi(HCl)/ CaCO_3 ”. 2012. jurnal sains dan seni pomits Vol. 1, No. 1, (2012) 1-6
- [34] Zijian Li, Xunan Gu, Siquan Lou, Yufeng Zheng. The development of binary Mg-Ca alloys for use as biodegradable materials within bone. 2008. Biomaterials 29 (2008) 1329-1344
- [35] Porosity on corrosion resistance of mg alloy foam produced by powder metallurgy technology

(halaman ini sengaja dikosongkan)

BIOGRAFI PENULIS



Penulis bernama Winona Andnindyara, Lahir di Tulungagung, 2 Februari 1994 merupakan anak sulung dari tiga bersaudara. Penulis menempuh pendidikan formal di SDN Plandaan 1, SMPN 2 Tulungagung, SMAN 1 Boyolangu Tulungagung. Dan penulis mampu menyelesaikan gelar sarjananya di Jurusan teknik Fisika Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya dengan mengambil bidang Rekayasa Bahan. Penulis bisa dihubungi di winona.andnindyara@gmail.com