

**PENGARUH PENAMBAHAN KADAR ZINC (Zn) TERHADAP NILAI  
KEKERASAN DAN LAJU KOROSI IMPLAN *BIODEGRADABLE*  
PADUAN Mg-Zn**

**SKRIPSI**

**TEKNIK MESIN KONSENTRASI TEKNIK MANUFAKTUR**

Diajukan untuk memenuhi persyaratan  
memperoleh gelar Sarjana Teknik



**DEVIN ANINDYA SATYATMA**

**NIM. 175060207111005**

**UNIVERSITAS BRAWIJAYA**

**FAKULTAS TEKNIK**

**MALANG**

**2021**





**LEMBAR PENGESAHAN**

**PENGARUH PENAMBAHAN KADAR ZINC (Zn) TERHADAP NILAI  
KEKERASAN DAN LAJU KOROSI IMPLAN *BIODEGRADABLE*  
PADUAN Mg-Zn**

**SKRIPSI**

**TEKNIK MESIN KONSENTRASI TEKNIK MANUFAKTUR**

Diajukan untuk memenuhi persyaratan  
memperoleh gelar Sarjana Teknik



**DEVIN ANINDYA SATYATMA**

**NIM. 175060207111005**

Skripsi ini telah direvisi dan disetujui oleh dosen pembimbing pada  
tanggal 4 Juni 2021

**Dosen Pembimbing I**

**Dr. Femiana Gapsari Madhi Fitri, ST., MT.**  
NIP. 19820704 200812 2 002

**Dosen Pembimbing II**

**Francisca Gayuh Utami Dewi, ST., MT.**  
NIP. 2011038209192001

**Mengetahui,**

**Ketua Program Studi S1**

**Dr.Eng. Mega Nur Sasongko, ST., MT.**  
NIP. 19740930 200012 1 001



## PERNYATAAN ORISINALITAS SKRIPSI

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa sepanjang pengetahuan saya dan berdasarkan hasil penelusuran berbagai karya ilmiah, gagasan dan masalah ilmiah yang diteliti dan diulas di dalam Naskah Skripsi ini adalah asli dari pemikiran saya. Tidak terdapat karya ilmiah yang pernah diajukan oleh orang lain untuk memperoleh gelar akademik di suatu Perguruan Tinggi, dan tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka.

Apabila ternyata di dalam naskah Skripsi ini dapat dibuktikan terdapat unsur-unsur jiplakan, saya bersedia Skripsi dibatalkan, serta diproses sesuai dengan peraturan perundang-undangan yang berlaku (UU No. 20 Tahun 2003, Pasal 25 ayat 2 dan Pasal 70).

Malang, 4 Juni 2021

Mahasiswa,



Devin Anindya Satyatma

NIM. 175060207111005





**UNIVERSITAS BRAWIJAYA  
FAKULTAS TEKNIK  
PROGRAM SARJANA**



## **SERTIFIKAT BEBAS PLAGIASI**

Nomor : 571/UN10.F07.12.11/PP/2021

Sertifikat ini diberikan kepada :

**DEVIN ANINDYA SATYATMA**

Dengan Judul Skripsi :

**PENGARUH PENAMBAHAN KADAR ZINC (Zn) TERHADAP NILAI KEKERASAN DAN  
LAJU KOROSI IMPLAN BIODEGRADABLE PADUAN Mg-Zn**

Telah dideteksi tingkat plagiasinya dengan kriteria toleransi  $\leq 20\%$ , dan dinyatakan Bebas dari Plagiasi pada tanggal

Ketua Jurusan Teknik Mesin

Malang, 3 Juni 2021

Ketua Program Studi S1 Teknik Mesin

**Prof. DJAROT B. DARMADI, Jr., MT., Ph.D**  
NIP. 19670518-199412 1 001

**MEGA NUR SASONGKO, ST., MT., Dr. Eng**  
NIP. 19740930 200012 1 001



**JUDUL SKRIPSI:**

Pengaruh Penambahan Kadar Zinc (Zn) Terhadap Nilai Kekerasan dan Laju Korosi Implan *Biodegradable* Paduan Mg-Zn

Nama Mahasiswa : Devin Anindya Satyatma

NIM : 175060207111005

Program Studi : Teknik Mesin

Konsentrasi : Manufaktur

**KOMISI PEMBIMBING**

Pembimbing 1 : Dr. Femiana Gapsari, ST., MT.

Pembimbing 2 : Francisca Gayuh Utami Dewi, ST., MT.

**TIM DOSEN PENGUJI**

Dosen Penguji 1 : Dr.Eng. Yudy Surya Irawan, ST., M.Eng.

Dosen Penguji 2 : Dr. Ir. Achmad As'ad Sonief, MT.

Dosen Penguji 3 : Redi Bintarto, ST., M.Eng.Pract.

Tanggal Ujian : 10 Mei 2021

SK Penguji : 747/UN10.F07/SK/2021



# DAFTAR ISI

	Halaman
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	i
<b>DAFTAR ISI</b> .....	iii
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	v
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	vii
<b>DAFTAR LAMPIRAN</b> .....	xi
<b>RINGKASAN</b> .....	xiii
<b>SUMMARY</b> .....	xv
<b>BAB I PENDAHULUAN</b> .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	3
1.3 Batasan Masalah .....	3
1.4 Tujuan Penelitian .....	4
1.5 Manfaat Penelitian .....	4
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	5
2.1 Penelitian Sebelumnya .....	5
2.2 Magnesium (Mg) .....	12
2.3 Zinc .....	13
2.4 Mg <i>alloys</i> .....	13
2.5 Tulang Manusia .....	14
2.6 Implan Tulang .....	14
2.7 Biomaterial .....	15
2.8 Logam <i>Biodegradable</i> .....	16
2.9 <i>Hot Press</i> .....	16
2.10 Pengujian Kekerasan .....	17
2.11 <i>X-ray Diffraction (XRD)</i> .....	18
2.12 <i>Scanner Electron Microscopy (SEM) dan Energy Dispersive Spectroscopy (EDS)</i> .....	19
2.13 Definisi Korosi .....	19
2.14 Mekanisme Korosi .....	20
2.15 Faktor – Faktor yang Mempengaruhi Terjadinya Korosi .....	21
2.16 Macam – Macam Korosi .....	21
2.17 Metalurgi Serbuk .....	26

2.18 Uji Laju Korosi.....	26
2.19 Kekerasan .....	27
2.20 Biokompabilitas.....	28
2.21 Korosi Pada Tubuh manusia.....	29
2.22 Hipotesis.....	30
<b>BAB III METODE PENELITIAN .....</b>	<b>31</b>
3.1 Metode Penelitian.....	31
3.2 Waktu dan Tempat Penelitian.....	31
3.3 variabel Penelitian .....	31
3.4 Alat dan Bahan .....	32
3.4.1 Alat-Alat yang Digunakan.....	32
3.4.2 Bahan-Bahan yang Digunakan.....	35
3.5 Dimensi Benda Kerja .....	36
3.6 Skema Penelitian.....	37
3.7 Prosedur Penelitian.....	37
3.8 Diagram Alir Penelitian.....	39
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN.....</b>	<b>41</b>
4.1 Hasil Pengujian Kekerasan.....	41
4.2 Pengujian Laju Korosi.....	42
4.3 Hasil Pengujian XRD.....	43
4.4 Hasil Uji SEM-EDS .....	44
4.5 Pembahasan .....	49
<b>BAB V PENUTUP .....</b>	<b>55</b>
5.1 Kesimpulan.....	55
5.2 Saran.....	55
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>57</b>
<b>LAMPIRAN.....</b>	<b>61</b>

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Sifat Mekanik dari Paduan Mg-6Zn.....	6
Tabel 2.2 Laju Degradasi Mg dan Mg-6Zn Secara <i>In Vitro</i> dan <i>In Vivo</i> .....	6
Tabel 2.3 Jenis Biomaterial dan Aplikasinya.....	15
Tabel 4.1 Hasil Pengujian Kekerasan.....	41
Tabel 4.2 Hasil Pengujian Laju Korosi.....	42
Tabel 4.3 Komposisi Unsur Mg Murni.....	45
Tabel 4.4 Komposisi Unsur Mg-2,5Zn.....	46
Tabel 4.5 Komposisi Unsur Mg-5Zn.....	47
Tabel 4.6 Komposisi Unsur Mg-7,5Zn.....	48





Halaman ini sengaja dikosongkan

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Struktur Mikro (a) Sebagai Cor, (b) Perlakuan Panas, (c) Paduan Mg-6Zn Terekstrusi dan (d) Mg Terekstrusi dan (e) Hasil Difraksi Sinar-X Untuk Paduan Mg-6Zn.....	5
Gambar 2.2	Morfologi Permukaan Setelah Perendaman (a) Mg Selama 3 hari, (b) Mg – 6Zn Selama 3 hari, (c) Mg Selama 30 hari dan (d) Mg – Zn Selama 30 Hari dan (e) Spektrum EDS Luas Persegi Panjang di (b) dan (f) EDS dari Luas Persegi Panjang di (d).....	7
Gambar 2.3	Morfologi Khas Dari Fase Kedua di (a) as-cast ZE41, (b) as-cast WE43, (c) as-forged WE43 [54], dan (d) AZ91D paduan.....	8
Gambar 2.4	Morfologi Permukaan Paduan ZK60 yang Dilapisi oleh <i>Microcracks</i> Oksidasi pada Tegangan (a) 230 V, (b) 300 V, (c) 370 V, dan (d) 450 V [29]. Beberapa <i>Microcracks</i> dapat Ditemukan pada Lapisan 230 V, Seperti yang Ditandai oleh Panah Hitam di (a).....	9
Gambar 2.5	(a) Kekuatan Alami Tulang dan Paduan Lainnya (b) Kepadatan dan Ketangguhan Patah Tulang Alami dan Paduan Lainnya.....	10
Gambar 2.6	Morfologi Korosi Mg – Zn Setelah Diredam dalam SBF Selama 30 Hari: (a) sebelum Asam Dibersihkan, (b) Setelah Asam Dibersihkan dan (c) Komposisi Produk Korosi.....	11
Gambar 2.7	XRD Produk Permukaan Mg-Zn Setelah 30 Hari Perendaman.....	11
Gambar 2.8	Foto Struktur Mikro Mg Setelah Dilakukannya Analisis Polarisasi Dalam Larutan NaCL (50x).....	12
Gambar 2.9	<i>Micro Vickers Hardness Testing Machines</i> .....	17
Gambar 2.10	Korosi Seragam Pada Pipa <i>Ballast</i> .....	22
Gambar 2.11	<i>Pitting Corrosion</i> .....	22
Gambar 2.12	<i>Errosion Corrosion</i> .....	23
Gambar 2.13	Lubang Karena <i>Errosion Corrosion</i> .....	23
Gambar 2.14	<i>Galvanic Corrosion</i> .....	23
Gambar 2.15	<i>Stress Corrosion</i> .....	24
Gambar 2.16	<i>Cerevice Corrosion</i> .....	24
Gambar 2.17	Korosi Mikrobiologi.....	25
Gambar 2.18	<i>Fatigue Corrosion</i> .....	26
Gambar 2.19	Polarisasi Logam (M) Dalam Larutan Asam.....	27



Gambar 2.20	Korosi Pada Larutan HBSS .....	29
Gambar 3.1	<i>Hot Press</i> .....	32
Gambar 3.2	Alat Uji XRD .....	33
Gambar 3.3	Alat Uji SEM-EDS .....	33
Gambar 3.4	Alat Uji Kekerasan <i>Micro Vickers Hardness Testing Machines</i> .....	34
Gambar 3.5	AUTOLAB PGSTAT 204 .....	34
Gambar 3.6	Kompor Listrik dan Termometer .....	35
Gambar 3.7	Mg Murni .....	35
Gambar 3.8	Zn Murni .....	35
Gambar 3.9	Larutan HBSS .....	36
Gambar 3.10	Dimensi Benda Kerja .....	36
Gambar 3.11	Skema Penelitian .....	37
Gambar 3.12	Diagram Alir Penelitian .....	39
Gambar 4.1	Tafel Plot pada Media HBSS ( <i>Hank's Balanced Salt Solution</i> ) .....	42
Gambar 4.2	(a) Hasil XRD Mg Murni, (b) Hasil XRD Paduan Mg-2,5Zn, (c) Hasil XRD Paduan Mg-5Zn, (d) Hasil XRD Paduan Mg-7,5Zn .....	43
Gambar 4.3	Hasil XRD Masing-Masing Variasi Paduan Pada Aplikasi <i>Match</i> .....	44
Gambar 4.4	a) Hasil SEM Mg Murni perbesaran 2000x, b) Hasil SEM Mg Murni Perbesaran 2000x, c) Komposisi Warna Persebaran SEM EDS Mg Murni, d) Persebaran Unsur Mg, e) Persebaran Unsur O, f) Komposisi Elemen Spesimen Mg Murni .....	45
Gambar 4.5	a) Hasil SEM Mg-2,5Zn Perbesaran 2000x, b) Hasil SEM Mg-2,5Zn perbesaran 2000x, c) Komposisi Warna Persebaran SEM EDS Mg-2,5Zn, d) Persebaran Unsur Mg, e) Persebaran Unsur O, f) Persebaran Unsur Zn, g) Komposisi Elemen Spesimen Mg-2,5Zn .....	46
Gambar 4.6	a) Hasil SEM Mg-5Zn Perbesaran 2000x b) Hasil SEM Mg-5Zn Perbesaran 2000x, c) Komposisi Warna Persebaran SEM EDS Mg-5Zn, d) Persebaran Unsur Mg, e) Persebaran Unsur O, f) Persebaran Unsur Zn, g) Komposisi Elemen Spesimen Mg-5Zn .....	47
Gambar 4.7	a) Hasil SEM Mg-7,5Zn Perbesaran 2000x b) Hasil SEM Mg-7,5Zn Perbesaran 2000x, c) Komposisi Warna Persebaran SEM EDS Mg-7,5Zn, d) Persebaran Unsur Mg, e) Persebaran Unsur O, f) Persebaran Unsur Zn, g) Komposisi Elemen Spesimen Mg-7,5Zn .....	48
Gambar 4.8	Nilai Kekerasan Spesimen .....	50

Gambar 4.9 Tafel Plot pada Media HBSS (*Hank's Balanced Salt Solution*)..... 51

Gambar 4.10 Nilai Laju Korosi ..... 51





## DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Data Hasil Pengujian <i>X-ray Diffraction</i> (XRD) Mg Murni .....	61
Lampiran 2 Data Hasil Pengujian <i>X-ray Diffraction</i> (XRD) Mg-2,5Zn .....	62
Lampiran 3 Data Hasil Pengujian <i>X-ray Diffraction</i> (XRD) Mg-5Zn .....	63
Lampiran 4 Data Hasil Pengujian <i>X-ray Diffraction</i> (XRD) Mg-7,5Zn .....	64
Lampiran 5 Data Hasil Pengujian Kekerasan.....	65
Lampiran 6 Data Hasil Pengujian SEM-EDS Mg Murni .....	66
Lampiran 7 Data Hasil Pengujian SEM-EDS Mg-2,5Zn .....	68
Lampiran 8 Data Hasil Pengujian SEM-EDS Mg-5Zn .....	70
Lampiran 9 Data Hasil Pengujian SEM-EDS Mg-7,5Zn .....	72





Halaman ini sengaja dikosongkan

## RINGKASAN

**Devin Anindya Satyatma**, Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Brawijaya, Juni 2021, Pengaruh Penambahan Kadar Zinc (Zn) Terhadap Nilai Kekerasan dan Laju Korosi Implan *Biodegradable* Paduan Mg-Zn. Dosen Pembimbing Femiana Gapsari dan Francisca Gayuh Utami Dewi.

Perkembangan dunia medis saat ini terfokus di pembuatan implan tulang dengan material yang dapat diserap oleh tubuh. Salah satu bahan implan yang beberapa tahun terakhir ini menarik perhatian para peneliti adalah implan berbahan dasar *biodegradable* yaitu jenis material yang dapat terdegradasi secara alami dalam tubuh manusia. Tujuan dalam penelitian ini untuk mengetahui penambahan unsur Zn terhadap nilai kekerasan dan laju korosi pada paduan Mg-Zn.

Penelitian dilakukan secara eksperimental dan digunakan metode *hot press* dengan bahan dasar berupa serbuk Mg dan paduannya Zn. Variasi yang digunakan adalah Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn. Spesimen didapatkan dengan menggunakan metode *hot press* dengan tebal 3 mm dan diameter 20 mm. Kemudian dilakukan uji XRD untuk melihat fasa intermetalik yang terbentuk, setelah itu dilakukannya uji SEM-EDS untuk melihat struktur mikro pada spesimen, kemudian dilakukan uji kekerasan menggunakan *Microvickers Hardness Tester* pada spesimen dan terakhir dilakukan uji korosi pada spesimen dengan menggunakan alat AUTOLAB PGSTAT 204.

Nilai kekerasan terendah Mg murni yaitu 42,4 HV dan paduan Mg-5Zn memiliki nilai kekerasan tertinggi yaitu 82,86 HV. Dan pada uji XRD didapatkan fasa intermetalik yang terbentuk hanya pada paduan Mg-2,5Zn dan Mg-5Zn. Dan pada laju korosi terendah terdapat pada paduan Mg-5Zn yaitu sebesar 0,16869 mm/year. Sedangkan yang tertinggi adalah Mg murni yaitu 0,79148 mm/year. Dari penelitian ini terbukti bahwa penambahan unsur Zn pada Mg dapat meningkatkan nilai kekerasan dan mengendalikan nilai laju korosi.

**Kata Kunci:** Magnesium (Mg), Zinc (Zn), Biomaterial, Kekerasan, Laju Korosi.



Halaman ini sengaja dikosongkan

## SUMMARY

**Devin Anindya Satyatma**, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Brawijaya University, June 2021, *The Effect of Addition of Adaptive Zinc (Zn) on Hardness and Corrosion Rate of Biodegradable Implant Mg-Zn Alloy*, Advisor Lecturer's: Femiana Gapsari and Francisca Gayuh Utami Dewi.

The development of medical world today has focused on the manufacture of bone implants with materials that can be absorbed by the body. One of the implant materials that has attracted the attention of researchers in recent years is implants made from biodegradable material, which is a type of material that can be degraded naturally in the human body. The purpose in this study, to find out the addition of Zn elements to the hardness value and corrosion rate of Mg-Zn alloys.

The research was conducted experimentally and used the hot press method with the basic ingredients of Mg powder and Zn alloys. The variations used is pure Mg, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn. Specimens were obtained using the hot press method with a thickness of 3 mm and a diameter of 20 mm. Then an XRD test was carried out to see the intermetallic phase, after that the SEM-EDS test was carried out to see the microstructure of the specimen, then carried out a hardness test using the Microvickers Hardness Tester on the specimen and finally carried out a corrosion test on the specimen using the AUTOLAB PGSTAT 204.

The lowest hardness value of pure Mg was 42.4 HV and Mg-5Zn alloy had the highest hardness value, it is 82.86 HV. And in the XRD test, it was found that the intermetallic phase was formed only in the Mg-2,5Zn and Mg-5Zn alloys. And the lowest corrosion rate is found in the Mg-5Zn alloy, which is 0.16869 mm / year. While the highest was pure Mg, it is 0.79148 mm / year. From this research it is proven that the addition of the element Zn to Mg can increase the hardness value and control the value of the corrosion rate.

**Keywords:** Magnesium (Mg), Zinc (Zn), Biomaterial, Hardness, corrosion rate.



Halaman ini sengaja dikosongkan

## BAB I PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Perkembangan dan kemajuan dunia medis khususnya di penanganan kasus kecelakaan yang mengakibatkan patah tulang saat ini terfokus di pembuatan implan tulang dengan material yang dapat diserap oleh tubuh. Indonesia termasuk Negara dengan jumlah penderita patah tulang tertinggi di Asia. Dan dapat dibuktikan dengan terdapat kasus kurang lebih tercatat 1,3 juta kasus patah tulang terjadi pada tahun 2011-2012 di rumah sakit Dr. Soetomo Surabaya (Noorisa, 2017). Dari data tersebut terbukti sangat membutuhkan implan tulang akan meningkat.

Dalam tulang sendiri terdapat beberapa kandungan unsur anorganik yaitu Magnesium, Kalsium, Kalium, Zinc, Besi, Natrium, dan Fosfor. Magnesium sendiri adalah salah satu unsur terpenting yang memiliki fungsi untuk melancarkan peredaran darah, mendukung beberapa reaksi *enzymatic* dan fungsi *neurological*. Turunnya kadar magnesium dalam tulang dapat mengakibatkan terjadinya penurunan kekuatan dan naiknya risiko terjadinya osteoporosis. Kurang lebih 60% dari keseluruhan kandungan Magnesium dalam tubuh terdapat pada tulang.

Magnesium adalah logam yang sering kita dapati dimana saja. Hampir semua elemen di bumi mengandung magnesium. Hanya saja, magnesium jarang didapatkan dalam bentuk mentah dari alam, tapi dari proses kimia terutama elektrolisis, yang dilakukan untuk melepaskan magnesium dari suatu senyawa atau zat. Dengan massa jenis atau kerapatan  $1,73 \text{ gram/cm}^3$ , juga dengan titik leleh  $650^\circ\text{C}$  menjadi yang paling rendah di antara logam alkali lainnya. Magnesium atau (Mg) dan paduannya merupakan jenis bahan baru yang dapat terbiodegradasi serta telah menarik banyak penelitian fundamental dan eksplorasi yang berharga untuk mengembangkan pengaplikasian klinisnya. Paduan Mg terdegradasi dengan sangat cepat pada tahap awal setelah tahap implantasi, sehingga biasanya menyebabkan beberapa masalah seperti osteolisis, cepat kehilangan mekanis awal, agregasi gelembung hidrat, pembentukan celah antara implan dan jaringan (Wan, 2016).

Penggunaan optimal magnesium pastinya harus dipadukan dengan beberapa elemen lain, baik aluminium, seng, zirkonium, mangan, dan lainnya. Tubuh manusia membutuhkan Mg untuk kekuatan dan kesehatan tulang. Dari Zhang (2010) mengatakan

karena potensi korosinya yang sangat rendah, magnesium dan paduannya rentan terhadap pelarutan dalam larutan air, terutama yang mengandung elektrolit ion klorida.

Memanfaatkan sifat paduan magnesium yang dapat diteliti, dalam beberapa tahun terakhir para insinyur biomaterial telah tertarik untuk mengembangkan perangkat medis *biodegradable* berbasis magnesium.

Bahan logam memainkan peran penting sebagai biomaterial untuk membantu perbaikan atau penggantian jaringan dasar yang telah rusak karena kombinasi dari kekuatan dan ketangguhan yang tinggi sehingga lebih cocok untuk penerapan penahanan beban dibandingkan jika menggunakan bahan keramik atau polimer. Namun, keterbatasan biomaterial logam saat ini adalah modul elastis yang tidak cocok dengan jaringan dasar alami dan kemungkinan pelepasan ion atau partikel logam beracun melalui proses korosi atau aus. Selain itu, biomaterial logam biasanya tetap sebagai perlengkapan permanen yang seharusnya dihilangkan melalui prosedur bedah kedua setelah penyembuhan (Wan, 2016).

Riset mengenai penggunaan Magnesium untuk implant tulang *biodegradable* telah sering dilakukan. Selain merupakan unsur penting dalam tulang, Magnesium memiliki bahan yang hamper serupa dengan bahan yang dimiliki tulang. Nilai modulus elastis dan massa jenisnya yaitu sebesar 41 GPa – 45 GPa dan  $1,74 \text{ g/cm}^3 - 2 \text{ g/cm}^3$ . Dan nilai modulus elastis dan massa jenis dari tulang yaitu sebesar 15 GPa – 25 GPa dan  $1,8 \text{ g/cm}^3 - 2,1 \text{ g/cm}^3$ . Tetapi Magnesium sendiri memiliki kekurangan dengan kecepatan luruhnya yang tinggi. Salah satu cara untuk mengatasinya dengan metode yang digunakan untuk meminimalisir kecepatan luruhnya dengan cara pepaduan (Magnesium Alloy) (Staiger, 2006).

Hermawan (2019) Jenis implan *biodegradable* Mg-Zn ini sendiri merupakan jenis implan logam. Pada perkembangannya, bioteknologi sekarang muncul sebuah konsep biomaterial aktif. Bioaktifitas sendiri dapat mendorong sebuah interaksi positif antara implan dan jaringannya. Tingkat aktivitas dalam biologi tertentu sangat diperlukan untuk area tertentu contohnya rekayasa jaringan dimana interaksi langsung antara biomaterial dan komponen jaringan sangat esensial.

Zhang (2010) telah menjelaskan dengan adanya penambahan unsur Zinc pada Magnesium dapat meminimalisir laju korosi. Zhang sendiri meneliti paduan dengan komposisi Mg-6Zn. Selain karena komposisi, eksistensi porositas yang ada pada implan *biodegradable* menjadi sesuatu hal yang penting dikarenakan porositas akan mengakibatkan dengan mudahnya pertumbuhan jaringan tulang baru dan mengurangi sifat mekanik yang tidak sesuai atau berlebih. Maka dari itu, dilakukannya sebuah penelitian

yang bertujuan untuk menganalisa penggunaan paduan Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn dan kecocokan sebagai implan tulang *biodegradable*. Sehingga dapat menemukan paduan dengan kekerasan paling cocok yang nantinya dengan nilai kekerasan yang cocok dapat berguna sebagai implan yang dapat menopang tulang yang patah serta dengan laju korosi yang rendah agar pada tahap awal pemasangan, implan tidak mengalami hilangnya mekanis awal yang dapat menimbulkan celah antar implan dengan laju degradasi Mg yang tinggi.

## 1.2 Rumusan Masalah

Sesuai dengan latar belakang yang ada di atas, maka rumusan masalah dalam penelitian ini antara lain:

Bagaimana pengaruh yang ditimbulkan komposisi unsur Zinc (Zn) dalam paduan Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn terhadap kekerasan, dan laju korosi material *biodegradable*?

## 1.3 Batasan Masalah

Agar memiliki hasil akhir yang sesuai dengan yang diharapkan dan tidak menyimpang dari permasalahan yang ditinjau, maka dari itu batasan masalah pada penelitian disini adalah sebagai berikut:

1. Kondisi pada lingkungan sekitar pada *hot press* ketika proses dianggap vakum sempurna.
2. Semua perlengkapan *hot press* dianggap tidak memengaruhi paduan.
3. Ukuran *mesh* antar dua unsur dianggap sama yaitu 325.
4. Temperatur pada *hot Press* 450°C dan waktu  *Holding* 10 menit.
5. Pembahasan korosi hanya membahas mengenai laju korosi.
6. Hasil kompaksi pada setiap paduan dianggap homogen.

## 1.4 Tujuan Penelitian

Dalam penelitian ini memiliki tujuan yaitu dapat mengetahui pengaruh penambahan unsur Zinc dalam paduan Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn terhadap kekerasan dan laju korosi material *biodegradable*.

### 1.5 Manfaat Penelitian

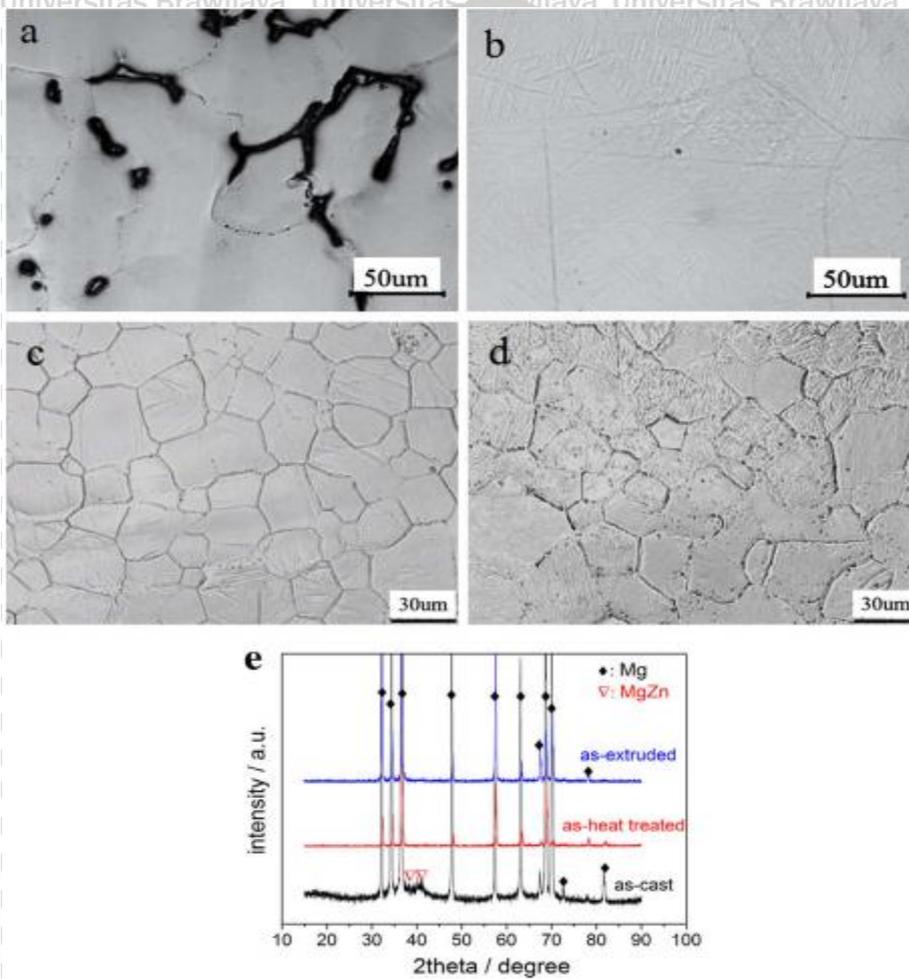
Manfaat dalam penelitian disini ditujukan kepada pemerintah, para penelitian, industri, dan masyarakat, yang diuraikan sebagai berikut:

1. Bagi pemerintahan penelitian dapat digunakan sebagai pedoman bahwa riset material yang berkaitan dengan bidang kesehatan sangatlah penting untuk dipelajari lebih lanjut, dan bahkan diwujudkan.
2. Bagi peneliti lain, penelitian yang telah dilakukan bermanfaat sebagai batasan-batasan dan pedoman penelitian tentang *biodegradable* material agar nantinya penelitian tidak menjadi bahan koleksi di perpustakaan saja. Dan tentunya penelitian ini dapat digunakan sebagai sumber belajar dan pengajaran agar pengembangan ke riset penelitian yang lebih sempurna.
3. Bagi industri yang khususnya bergerak di bidang kesehatan, penelitian yang telah dilakukan ini dapat dimanfaatkan sebagai pedoman untuk menciptakan ladang usaha yang sangat berpotensi untuk dibuatnya produksi massal suatu produk di bidang kesehatan khususnya bidang ortopedi dalam negeri, demi kemajuan fasilitas dan teknologi medis Indonesia.
4. Bagi masyarakat, penelitian ini dapat digunakan sebagai sumber wawasan untuk pengembangan ilmu di masa yang akan mendatang, dan demi mewujudkan pendidikan dalam negeri ini yang lebih aplikatif dan inovatif.

## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 Penelitian Sebelumnya

Dari Zhang (2010) telah melakukan sebuah riset tentang paduan Mg dan Zn dengan sebuah metode *casting*. Dengan konsentrasi dari unsur Zn dalam risetnya sebesar Mg-7Zn. Kemudian melakukan proses pemuatan dengan melakukan uji. Struktur mikro, sifat mekanik, XRD dan hasilnya dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Struktur mikro (a) sebagai cor, (b) perlakuan panas, (c) paduan Mg-6Zn terekstrusi dan (d) Mg terekstrusi dan (e) hasil difraksi sinar-X untuk paduan Mg-6Zn  
Sumber: Zhang (2010:629)

Pada Gambar 2.1 menggambarkan struktur mikro optik dan hasil XRD untuk paduan Mg-6Zn sebagai cor, dengan perlakuan panas dan diekstrusi. Struktur mikro Mg murni yang diekstrusi juga ditampilkan Gambar 2.1 (d). Dari Gambar 2.1 (a) terlihat bahwa terdapat dua fasa utama sebagai sampel cor, yaitu matriks fase  $\alpha$  dan fase kedua  $\gamma$  MgZn,

mengendap di sepanjang batas butir Setelah perawatan larutan padat, fase  $\gamma$  menghilang (b) dan paduan mikro fase tunggal jenuh. Dengan single seperti itu fase mikro bahan itu jauh lebih mudah untuk diproses. Ukuran butir dari sampel yang diekstrusi (c) sudah jauh lebih halus dari yang seperti di cor dan yang diberi perlakuan panas, menunjukkan bahwa pengerjaan panas telah menghaluskan struktur mikro dan dengan demikian meningkatkan sifat mekanik.

Tidak ada endapan atau kotoran curah yang diamati, menunjukkan struktur mikro yang seragam dalam sampel yang diekstrusi (c). Selain itu, ukuran butir Mg murni yang diekstrusi mirip dengan yang diekstrusi Paduan Mg – 6Zn (d) hasil XRD dapat dilihat pada Gambar 2.1 (e) juga menunjukkan bahwa puncak  $\gamma$  MgZn dapat dengan jelas diidentifikasi dalam sampel cor, sedangkan setelah perlakuan panas dan ekstrusi puncak  $\gamma$  MgZn menghilang dalam hasil XRD, yang konsisten dengan optic struktur mikro Gambar 2.1(a-c).

Tabel 2.1 merangkum sifat mekanik ekstrusi Mg-6Zn dibandingkan dengan properti Paduan Mg – Ca dan Mg – Mn – Zn. Perlu dicatat paduan Mg-6Zn menunjukkan kekuatan *ultimate* yang lebih tinggi dalam tegangan dan kompresi dan perpanjangan yang lebih tinggi dari paduan Mg-Ca yang diekstrusi.

Tabel 2.1  
Sifat Mekanik dari Paduan Mg-6Zn

Alloy	Modulus (GPa)	Yield Strength (MPa)	Yield Strength (MPa)	Elongation (%)	Compression Strength (MPa)
Mg-Zn	42.3±0.1	169.5±3.6	279.5±2.3	18.8±0.8	433.7±1.4
Mg-Ca			239±7.21	10.63±0.64	273.2±6.1
Mg-Mn-Zn	44	246	280	~20 <sup>a</sup>	

Sumber: Zhang (2010:630)

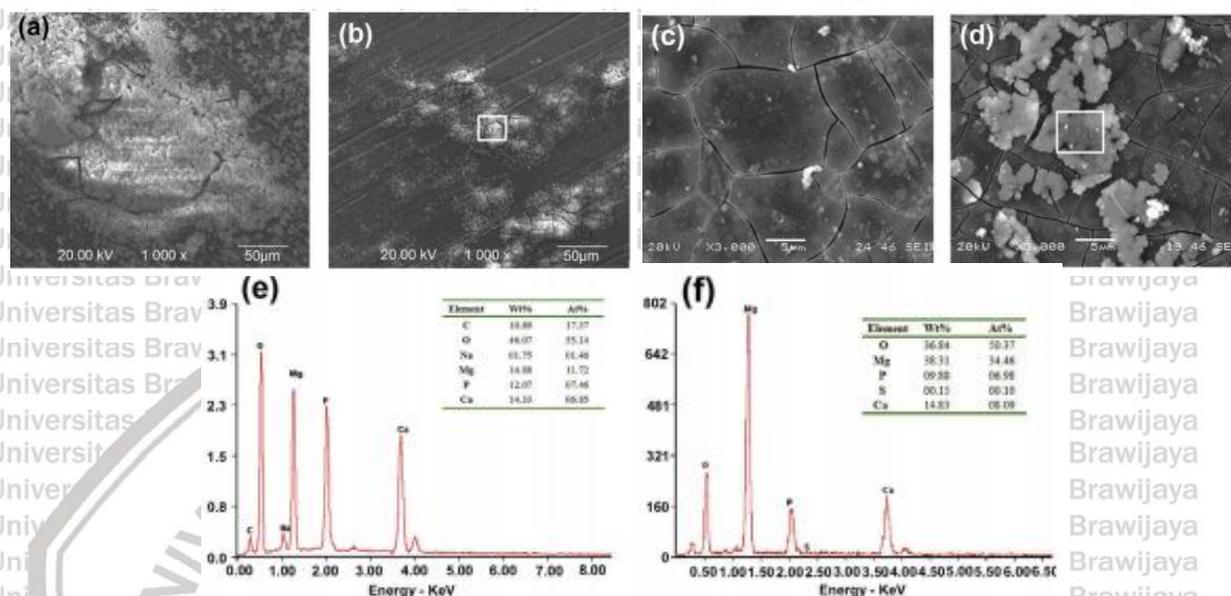
Tingkat degradasi Mg murni dan paduan Mg-6Zn setelah 3 dan perendaman 30 hari tercantum dalam Tabel 2.2. Paduan Mg-6Zn terdegradasi lebih lambat daripada Mg murni, yang sesuai dengan hasil elektrokimia.

Tabel 2.2  
Laju Degradasi Mg dan Mg-6Zn Secara *In Vitro* dan *In Vivo*

Material	<i>In vitro</i> (mm year <sup>-1</sup> )		<i>In Vivo</i> (mm year <sup>-1</sup> )	
	<i>Electrochemical measurments</i>	<i>Immersion Test</i>		
		3 days	4 days	14 weeks
Mg	0.20	0.43±0.04	0.10±0.07	
Mg-6Zn	0.16	0.20±0.05	0.07±0.02	2.32±0.11

Sumber: Zhang (2010:630)

Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.2 (a dan b) kedua Mg murni dan sampel paduan Mg-6Zn mengalami korosi dan ditutupi dengan produk korosi pelindung sebagian. Sejumlah retakan diamati pada permukaan sampel setelah 30 hari perendaman (c dan d). Hasil dari EDS (e dan f) menunjukkan bahwa produk korosi permukaan (area persegi panjang dalam Gambar 2.2 b dan d).

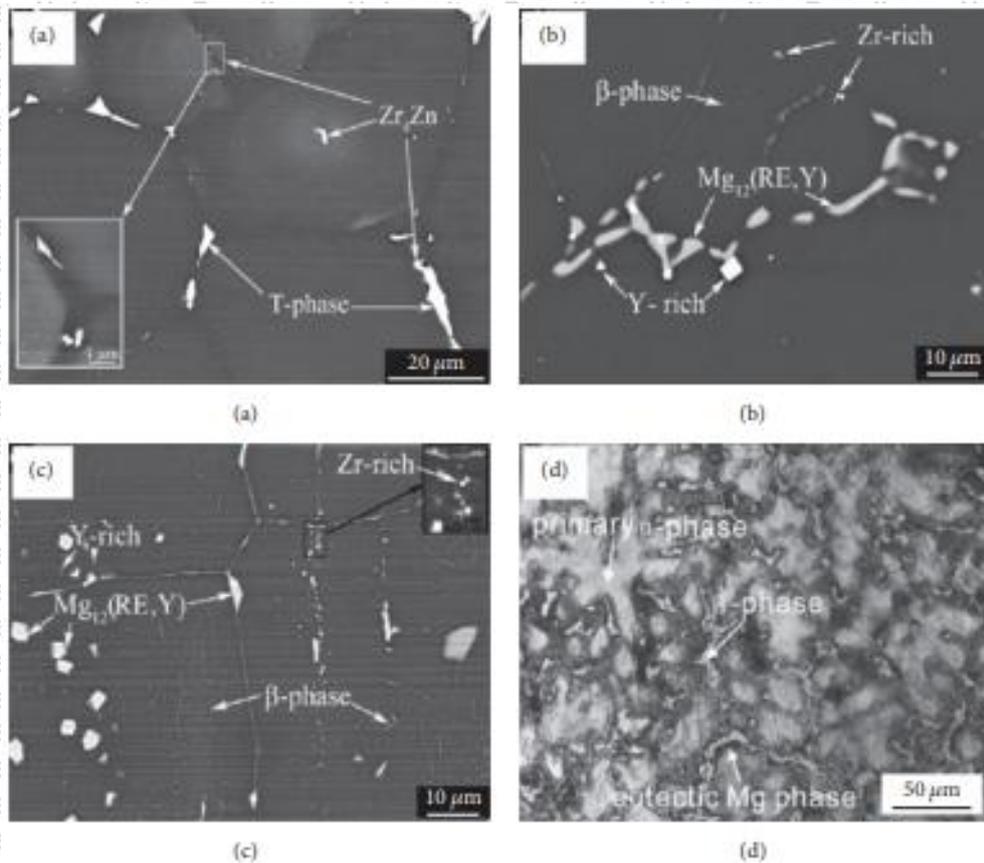


Gambar 2.2 Morfologi permukaan setelah perendaman (a) Mg selama 3 hari, (b) Mg – 6Zn selama 3 hari, (c) Mg selama 30 hari dan (d) Mg – Zn selama 30 hari dan (e) spektrum EDS luas persegi panjang di (b) dan (f) EDS dari luas persegi panjang di (d)

Sumber: Zhang (2010:631)

Dari Liu (2018) melakukan penelitian bahwa magnesium (Mg) adalah bahan logam yang berpotensi biokompatibel, osteokonduktif, dan dapat terurai secara hayati yang dapat digunakan dalam perbaikan tulang karena degradasi in situ di dalam tubuh, sifat mekanis yang mirip dengan tulang, dan kemampuan untuk secara positif merangsang pembentukan tulang baru dan membahas paduan Mg yang dapat terurai secara hayati untuk digunakan dalam perbaikan tulang. Serta modifikasi permukaan, *in vitro* dan *in vivo* kinerja biologis Mg dalam perbaikan tulang.

Mg-Al-Zn diteliti secara *in vitro*. Mg<sub>17</sub>Al<sub>12</sub> fase kedua tidak menginduksi hemolisis dan memiliki sitokompatibilitas yang sangat baik. Mg<sub>17</sub>Al<sub>12</sub> Partikel diproses dalam kompartemen endolysosomal dan lisosom memainkan peran utama dalam mencerna Mg<sub>17</sub>Al<sub>12</sub> partikel. Seperti yang ditunjukkan Gambar 2.3.

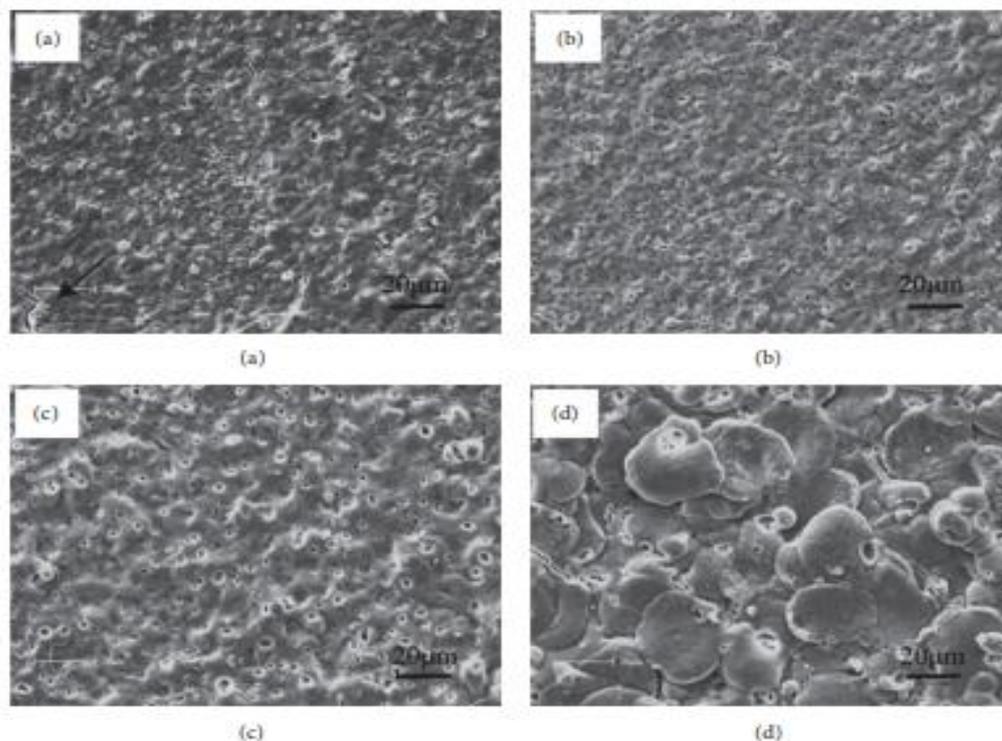


Gambar 2.3 Morfologi khas dari fase kedua di (a) *as-cast* ZE41, (b) *as-cast* WE43, (c) *as-forged* WE43 [54], dan (d) AZ91D paduan

Sumber: Liu (2018)

Untuk meningkatkan ketahanan korosi paduan Mg secara efisien di lingkungan fisiologis, serta mempertahankan integritas mekanisnya dan memperbaiki biokompatibilitas antar muka, berbagai modifikasi permukaan telah dikembangkan. Berbeda dari teknik paduan, modifikasi permukaan secara langsung mengisolasi paduan Mg dari lingkungan biologis sekitarnya dan mencegah penetrasi cairan tubuh ke substrat.

Berdasarkan fase baru dihasilkan pada permukaan paduan Mg, metode modifikasi permukaan dapat diklasifikasikan menjadi tiga kategori: modifikasi kimiawi, modifikasi fisik, dan kombinasi. Gambar 2.4 merupakan morfologi permukaannya.



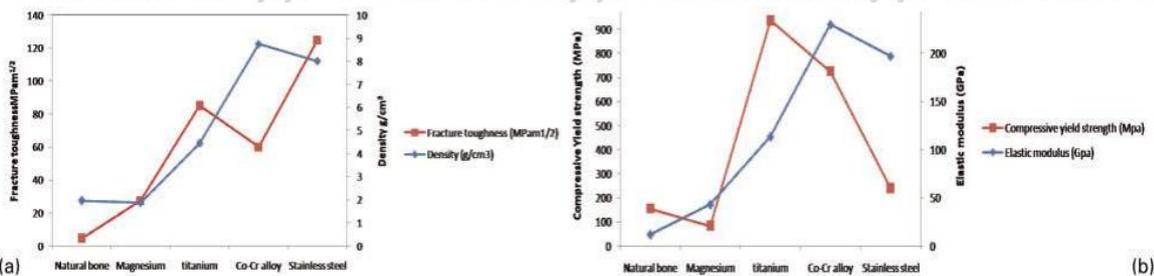
Gambar 2.4 Morfologi permukaan paduan ZK60 yang dilapisi oleh oksidasi pada tegangan (a) 230 V, (b) 300 V, (c) 370 V, dan (d) 450 V. Beberapa *microcracks* dapat ditemukan pada lapisan 230 V, seperti yang ditandai oleh panah hitam di (a).  
Sumber: Liu (2018)

Berkenan dengan kelayakan penggunaan paduan Mg yang dapat terurai secara alami dalam operasi perbaikan tulang, penguncian implan tulang, seperti paku, sekrup, jarum, dan pelat, ke dalam tulang di sekitarnya harus diuji secara biomekanik. Penting untuk menilai kekuatan dari implan tulang *in vivo* dengan membandingkan implan yang diinginkan dengan implan yang umum digunakan Erdmann dkk. membandingkan sifat biomekanik paduan Mg-0.8Ca yang dapat terdegradasi dan sekrup baja tahan karat (S316L) yang biasa digunakan untuk uji tarik uniaksial pada Mini Bionix MTS 858 dengan kecepatan 0,1 mm / s. Mg-0,8Ca memiliki tolerabilitas yang baik dan sifat biomekanik yang sebanding dengan S316L selama 2-3 minggu pertama setelah implantasi. Oleh karena itu, penggunaannya sebagai implan yang dapat terurai secara hayati dapat dibayangkan.

Castellani dkk. menyelidiki kekuatan antarmuka implan tulang dan osseointegrasi dari paduan Mg *biodegradable* baru (Mg-Y-Nd-HRE, berdasarkan WE43) dan membandingkannya dengan kontrol titanium (Ti-6Al-7Nb). Sebagai perbandingan, paduan Mg-Y-Nd-HRE tidak hanya meningkatkan respons tulang tetapi juga memiliki kekuatan yang sangat baik, sehingga memenuhi dua persyaratan penting untuk digunakan dalam implan tulang.

Membuat permukaan implan tulang yang stabil secara mekanis sangat penting untuk keberhasilan penggunaan klinis implan perbaikan tulang. Oleh karena itu, diperlukan penelitian biomekanik tambahan di masa mendatang.

Dari Manivasagam (2014) melakukan penelitian mengenai paduan *biodegradable* Mg untuk keperluan bahan implan biomedis. Mg dan paduannya menjadi biomaterial alami karena unsur Mg ditemukan dalam kelimpahan dalam tubuh manusia dan sifat mekaniknya yang mirip dengan tulang alami serta karena sifatnya yang dapat diserap secara biologis.



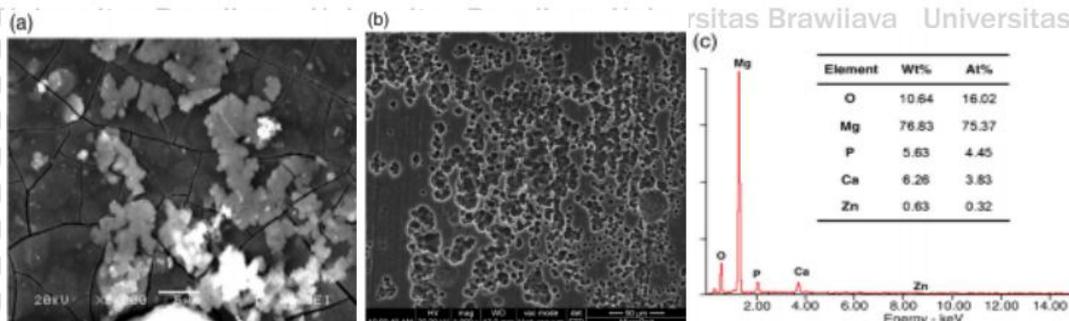
Gambar 2.5 (a) Kekuatan alami tulang dan paduan lainnya (b) kepadatan dan ketangguhan patah tulang alami dan paduan lainnya

Sumber: Manivasagam (2014:516)

Gambar 2.5 menjelaskan bahwa Terlepas dari kenyataan bahwa penggunaan bahan berbasis magnesium sebagai bahan *biodegradable* telah dipertimbangkan sejak tahun 1878 karena biokompatibilitasnya yang luar biasa dikombinasikan dengan sifat fisik dan mekanik yang optimal, bahan logam lainnya dianggap lebih unggul karena tingginya biaya produksi magnesium dan karakteristik korosinya yang cepat. Namun, belakangan ini, kemungkinan implan berbasis magnesium sedang ditinjau kembali untuk mengatasi operasi kedua yang dihadapi dengan implan logam lainnya. Karena magnesium adalah penyusun tubuh manusia, magnesium dapat menjadi implan yang diterima dengan baik dan dapat mengatasi berbagai masalah biokompatibilitas.

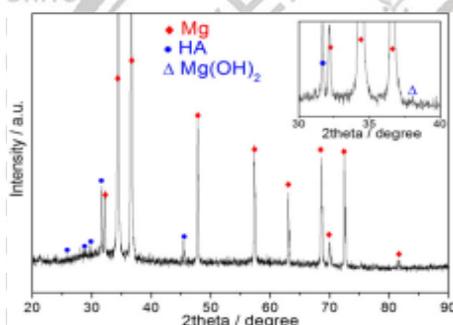
Dari Zhang (2009), Banyak paduan magnesium yang dilaporkan mengandung unsur aluminium (Al) dan RE. Jelas bahwa Al berbahaya bagi osteoblas dan neuron. Di sisi lain, pemberian RE (Pr, Ce, Y dll.) Akan menyebabkan hepatotoksitas. Unsur Nd dan Y pada WE43 hampir tetap berada di lokasi implantasi di dalam tulang, yang berarti bahwa unsur RE tersebut sulit diserap dan / atau dikeluarkan oleh tubuh manusia. Akibatnya, Al dan RE bukan elemen paduan yang cocok untuk aplikasi *biodegradable* dan beberapa paduan magnesium tanpa elemen berbahaya, seperti paduan Mg-Ca, telah dipelajari. Namun, paduan Mg-Zn biner belum dipelajari secara sistematis sebagai bahan yang dapat terurai secara hayati. Terutama biokompatibilitas *in vitro* dari Mg - Zn perlu dideteksi. Seng

adalah salah satu dari unsur-unsur nutrisi penting dalam tubuh manusia dan dapat meningkatkan sifat mekanik dan ketahanan korosi magnesium.



Gambar 2.6 Morfologi korosi Mg – Zn setelah direndam dalam SBF selama 30 hari: (a) sebelum asam dibersihkan, (b) setelah asam dibersihkan dan (c) komposisi produk korosi  
Sumber: Zhang (2009:1909)

Jelas bahwa ada lapisan korosi pada permukaan sampel pada Gambar 26 (a), yang mengandung Mg, O, P, Ca dan Zn pada Gambar 26 (c). Setelah produk korosi dihilangkan oleh asam kromat, lubang korosi pada permukaan dapat dilihat dengan jelas pada Gambar 26 (b).



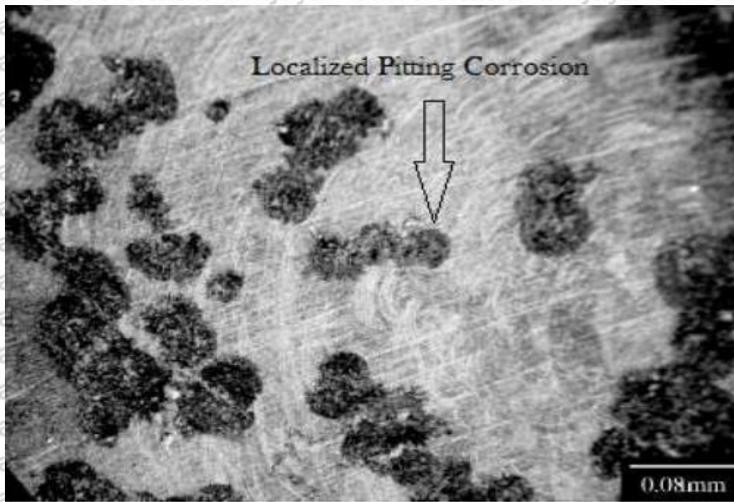
Gambar 2.7 XRD Produk permukaan Mg – Zn Setelah 30 hari perendaman  
Sumber: Zhang (2009:1910)

Dari hasil XRD pada Gambar 2.7 produk korosi meliputi hidroksiapatit (HA) dan Mg (OH)<sub>2</sub>. Di sisi lain juga menunjukkan bahwa produksi korosi pada Mg yang direndam dalam larutan Hank adalah sejenis apatit tersubstitusi magnesium. Mengingat konsentrasi ion SBF yang digunakan dalam penelitian ini mendekati konsentrasi ion SBF larutan, beberapa apatit tersubstitusi magnesium amorf mungkin ada di lapisan korosi.

Perlu dicatat bahwa laju degradasi Mg – Zn setelah 30 hari perendaman lebih rendah dibandingkan dengan 3 hari. Ini karena lapisan korosi di permukaan bersifat protektif dan menghambat degradasi.

Dari Sharma (2011) Paduan berbasis dasar magnesium memiliki kemampuan alami untuk terurai dan menjanjikan untuk aplikasi perangkat medis kardiovaskular dan ortopedi. Bahan-bahan ini dapat berfungsi sebagai perancah sementara saat ditempatkan secara *in vivo*, yang diperlukan untuk perawatan saat struktur pendukung sementara diperlukan

untuk membantu proses penyembuhan luka. Sifat bahan-bahan ini yang terdegradasi dikaitkan dengan tingkat korosi oksidatif magnesium yang tinggi. Gambar 2.8 merupakan struktur mikro Mg.



Gambar 2.8 Foto struktur mikro Mg setelah dilakukannya analisis polarisasi dalam larutan NaCl(50x)  
Sumber: Sharma (2011:26)

Tercatat bahwa korosi magnesium dalam air membentuk hidroksida ( $\text{OH}^-$ ) lapisan pada permukaan material. Jika media korosif mengandung klorida dengan konsentrasi di atas 30 mmol / L, hidroksida akan diubah menjadi magnesium klorida ( $\text{MgCl}_2$ ) dibanding menjadi magnesium hidroksida.

Bahan magnesium yang terpapar kondisi atmosfer akan membentuk lapisan abu-abu tipis di permukaannya, yang sebagian bersifat protektif. Korosi terjadi ketika magnesium diletakkan di lingkungan dengan klorida bebas *roaming* atau sulfat yang dapat mengikat ke permukaan. Jika klorida atau sulfat tersebut terlokalisasi, maka korosi sumuran kemungkinan akan terjadi.

## 2.2 Magnesium (Mg)

Magnesium merupakan salah satu mineral yang berperan penting bagi kesehatan dan sistem metabolisme tubuh. Mineral ini ikut serta dalam sekitar 300 fungsi enzim pada proses reaksi kimia dalam tubuh kita dan dengan berbagai bentuk. Proses sintesa protein, otot, saraf, kontrol glukosa darah dan juga yang mengontrol tekanan darah adalah sebagian fungsi metabolisme tubuh yang berkaitan erat dengan Mg. Mg memiliki peranan penting dalam berbagai fungsi fisiologis didalam tubuh antara lain proses pembekuan darah bersama dengan natrium dan kalium yang mempertahankan potensial membran sel, transduksi sinyal antar hormon, eksitabilitas neuromuskuler, integritas membran sel, proses

neurotransmisi, membentuk struktur tulang dan juga sebagai cadangan kalsium dalam tubuh. Kadar magnesium dalam plasma di tubuh ditentukan oleh absorpsi magnesium pada saluran cerna, resorpsi magnesium pada saluran cerna, pengeluaran Mg melalui tinja, urin, dan keringat (Devita, 2016). Paduan magnesium sangat penting untuk aplikasi ortopedi karena mengandung modulus Young dengan nilai 3-20 GPa, yang sangat mirip dengan modulus Young untuk tulang 20 GPa (Sharma, 2011).

### 2.3 Zinc (Zn)

Zinc (Zn) adalah salah satu mineral mikro yang dibutuhkan bagi setiap sel dalam tubuh. Mencukupi mineral satu ini merupakan hal yang penting dalam menjaga kesehatan secara optimal. Fungsi Zinc sebagai kofaktor berbagai enzim dalam tubuh, struktur dan integritas sel, sintesis DNA, penyimpanan dan pengeluaran hormonal, imunotransmisi dan berperan penting dalam sistem kekebalan. Zn sendiri mampu meningkatkan respon tanggap kebal pada tubuh secara nonspesifik maupun spesifik. Peran respon tanggap kebal tubuh non-spesifik melalui aktivitas fagositosis yang diperantari oleh sel monosit dan netrofil. Zinc juga berperan penting untuk pembelahan sel dan pertumbuhan produksi sperma yang sehat, perkembangan seksual, berperan selama kehamilan, dan mengaktifkan hormon pertumbuhan (Widhyari, 2012).

Zn biasanya digunakan sebagai elemen paduan untuk paduan magnesium, dan kekuatan luluh paduan magnesium meningkat dengan kandungan Zn. Salah satu metode yang paling berhasil untuk mengatasi masalah evolusi gas hidrogen dari paduan magnesium adalah dengan memadukan dengan Zn. Evolusi hidrogen dan uji Spektroskopi Impedansi Elektrokimia (EIS) mengungkapkan bahwa pada paduan dengan kandungan Zn yang lebih rendah menghasilkan H<sub>2</sub> yang kuat selama degradasi dalam cairan tubuh, sedangkan paduan kaya Zn hampir tidak membentuk gas hidrogen. (Sharma, 2011)

### 2.4 Mg Alloys

Paduan magnesium (Mg) memiliki reputasi sebagai bahan logam biodegradable revolusioner dalam aplikasi ortopedi karena biokompatibilitasnya yang baik, kemampuan terurai secara hayati (Liu, 2018). Perkembangan paduan magnesium untuk aplikasi biomedis saat ini sedang menjadi sorotan ilmiah. Paduan magnesium memiliki keunggulan dibandingkan bahan logam tradisional, polimer, dan keramik. Misalnya, paduan magnesium memiliki kepadatan rendah (1,74–2,0 g/cm<sup>3</sup>) dan modulus elastisitasnya

sekitar 41–45 GPa, yang jauh lebih rendah dibanding biomaterial logam tradisional lainnya, seperti paduan titanium (110– 117 GPa) dan baja tahan karat (205–210 GPa), yang penting untuk menghindari *stress shielding*. Paduan magnesium lebih unggul daripada polimer dan keramik dalam aplikasi bantalan beban karena sifat mekanik dan ketangguhan retaknya yang lebih baik. Magnesium adalah kation paling melimpah keempat di tubuh manusia dan banyak terlibat dalam metabolisme manusia dan mekanisme biologis (Lu, 2015).

Paduan magnesium (Mg) adalah bahan logam yang berpotensi biokompatibel, osteokonduktif, dan dapat terurai secara hayati yang dapat digunakan dalam perbaikan tulang karena degradasi in situ di dalam tubuh, sifat mekanis yang mirip dengan tulang, dan kemampuan untuk secara positif merangsang pembentukan tulang baru (Liu, 2018).

## 2.5 Tulang Manusia

Tulang manusia merupakan suatu material komposit yang mendasar bagi tubuh manusia, mempunyai beberapa perbedaan dengan komposit lainnya, antara lain tulang mempunyai nilai biologis. Tulang juga sangat banyak diteliti para *engineer* khususnya yang terfokus pada bidang material karena sifat mekaniknya dan memiliki struktur yang bisa dibilang unik (Olszta, 2007). Manusia sendiri memiliki 206 tulang, dan tulang ini dibedakan menjadi tulang pipih, pendek, panjang, dan tidak teratur. Secara umum, rangka orang dewasa memiliki 2 komponen struktur dasar yaitu tulang kompakta atau kortikal dan spongiosa (Parinduri, 2018).

## 2.6 Implan Tulang

Implan adalah peralatan yang biasa digunakan untuk penopang tubuh manusia, serta penyangga pada tulang manusia akibat kecelakaan patah tulang. *Plate, scaffold, bone screw*, dan sebagian perlengkapan lainnya bisa digunakan dengan campuran sebagai penyangga serta penyambung antar tulang saat sebelum jaringan terjadi proses perbaikan.

Maka dari itu *scaffold* pada area tulang akan terjadi kontak langsung dengan tulang, yang didalamnya terdapat osteosit, osteoklas, dan osteoblas. *Bone screw* berfungsi untuk melindungi *scaffold* agar tetap berada pada posisinya sehingga dapat mempertahankan bentuk tulang (Saito, 2011).

Sampai kala ini pemakaian material *non-biodegradable* (berbentuk sebuah logam serta polimer yang tidak sanggup diserap oleh tubuh manusia) masih terkenal didalam

penerapan pengobatan serta penyembuhan patah tulang. Sementara itu, resiko rusaknya jaringan tubuh manusia, peradangan, serta dampak trauma penderita karna pembedahan berulang-ulang penanaman serta pengangkatan implan sangat besar (Olszta, 2007). Maka dari itu dengan adanya sebuah solusi bahan *biodegradable* untuk menjawab semua permasalahan yang ada.

Menurut Dumitrescu (2011) implan yang baik memiliki sifat sebagai berikut:

- a) *Micropus* dan juga menyediakan kekuatan tambahan untuk memperbaiki matriks tulang induk dan menjelaskan fungsi perbaikan biologis.
- b) Biokompatibel.
- c) Mampu menjadi *scaffold* untuk membentuk sebuah sel tulang baru.
- d) Dapat diserap dalam jangka panjang serta dapat digantikan oleh tulang induk.
- e) Dapat dimanipulasi secara klinis.
- f) Hodrifilik.
- g) Tidak menimbulkan reaksi alergi.
- h) Dapat beradaptasi pada berbagai situasi medis.
- i) Mempunyai kekuatan yang tinggi dan mendekati nilai kekerasan standar tulang (80-89 HV).
- j) Tidak membutuhkan pertumbuhan *panthogen*.

## 2.7 Biomaterial

Biomaterial dapat didefinisikan sebagai material sintetik untuk membuat alkes dan dalam pemakaiannya berinteraksi dengan sistim biologi. Biomaterial dipakai untuk membuat implan dan *device (surgical implants and devices)* yang menggantikan bagian atau fungsi organ tubuh secara aman dan ekonomis. Biomaterial melingkupi semua jenis material mulai dari logam, keramik, polimer hingga komposit. Tabel 2.3 mengikhtisarkan material yang umum dipakai sebagai biomaterial (Hermawan, 2019).

Tabel 2.3  
Jenis Biomaterial dan Aplikasinya

Material	Keunggulan	Kelemahan	Aplikasi
Logam: <i>stainless steel</i> , Paduan titanium, paduan Kobalt-khrom, dsb.	Kuat, Tangguh, Ulet.	Non bioaktif.	Implan ortopedik, implan gigi, sendi buatan, ring jantung, dsb.
Keramik: zicrona, alumina, Bioglass, hidroksiapatif, dsb.	Bioaktif, inert.	Getas.	Implan ortopedik dan gigi.
Polimer: Nilon, poliaktid, Polietilen, polyester, dsb.	Bioaktif, elastis.	Kurang kuat.	Graft pembuluh darah, benang jahit, soket sendi buatan, dsb.

Material	Keunggulan	Kelemahan	Aplikasi
Komposit: amalgam, semen Tulang diperkuat fiber, dsb	Dibuat khusus	Relatif sukar dibuat	Semen tulang, resin gigi, dsb.

Sumber: Hermawan (2019)

## 2.8 Logam *Biodegradable*

Dalam perkembangan bioteknologi terkini muncul konsep biomaterial aktif. Bioaktifitas mendorong interaksi positif antara implan dan jaringan sekitarnya. Tingkat aktivitas biologi tertentu diperlukan untuk area tertentu seperti rekayasa jaringan dimana interaksi langsung antara biomaterial dan komponen jaringan sangat esensial. Dalam kasus tertentu, fungsi biomaterial hanya diperlukan sementara waktu selama proses penyembuhan dan diharapkan terdegradasi setelahnya. Polimer *biodegradable* adalah biomaterial yang pertama diteliti dan dipakai. Sementara logam *biodegradable* baru-baru ini masuk dalam aplikasi klinis dengan diluncurkannya skrup dan *pin* tulang yang terbuat dari paduan magnesium. Informasi lebih lengkap dapat dibaca dalam referensi (Hermawan, 2019).

Untuk meminimalkan trauma pada pasien dan mengurangi biaya medis, implan *biodegradable* dapat digunakan untuk menggantikan implan logam tradisional dan menghilangkan kebutuhan untuk operasi sekunder. Paduan magnesium (Mg) memiliki reputasi sebagai material logam *revolutionary biodegradable* dalam aplikasi ortopedi karena biokompatibilitas yang baik, biodegradabilitas, dan sifat mekanik yang dapat diterima (Liu, 2018).

## 2.9 Hot Press

*Hot Isotatic Pressing* (HIPing) adalah proses penekanan pada proses penekanan pada serbuk dalam cetakan pada temperatur tinggi yang memiliki tekanan yang sama dari setiap arah HIPing akan menjadikan serbuk menjadi lebih lunak, sehingga memudahkan untuk didapatkan (Multazam, 2014).

*Hot press* adalah proses yang dipilih karena dapat menghasilkan produk yang benar-benar padat (Meadows, 1968). Proses kompaksi ini sendiri adalah sebuah proses pembentukan logam dari serbuk logam dengan mekanisme penekanan setelah serbuk logam dimasukkan kedalam sebuah cetakan (*die*). Proses kompaksi ini pada umumnya dilakukan dengan penekanan satu arah dan dua arah. Pada penekanan satu arah penekanan atas bergerak kebawah. Sedangkan pada dua arah, penekanan dilakukan dari atas dan

penekanan bawah saling menekan secara bersamaan dalam arah berlawanan (Rusianto, 2009).

## 2.10 Pengujian Kekerasan

Pengujian kekerasan (*hardness*) dilakukan untuk mengetahui kekerasan dari material, sehingga sifat mekanis material dapat diketahui. Metode pengujian ini didasarkan pada penetrasi dari indenter jenis tertentu ketika dikenakan gaya ke dalam bahan dalam kondisi tertentu (Zubyabdi, 2020). Kekerasan (*hardness*) sendiri adalah salah satu sifat mekanik dari suatu material, selain itu juga kekerasan dapat juga dinyatakan sebagai sifat kompleks yang tidak bisa didefinisikan secara sederhana, tapi dapat dikatakan sebagai sebuah kemampuan untuk meregangkan material lain. Kemampuan untuk menahan *scratch*, kemampuan untuk menahan deformasi elastis di bawah indentasi. Kekerasan suatu material butuh untuk diketahui nilainya terutama pada material yang penggunaannya mengalami sebuah gesekan (*frictional force*) dan juga dapat dinilai dari ukuran sifat mekanis material yang diperoleh dari deformasi plastis (Sari, 2018).

Pengujian kekerasan yang digunakan ialah metode pengujian *vickers*. Menurut vika (2018) pengujian dengan menggunakan metode *vickers* dilakukan dengan penekanan piramida intan lurus dengan alas bujur sangkar dengan sudut puncak  $136^\circ$  pada permukaan spesimen selama waktu tertentu. Kekerasan *vickers* didapat dengan cara membagi gaya pada luas bekas indentasi bebrbentuk piramida. Kelebihan dari uji *vickers* ini yaitu tidak merusak material, karena hasil dari indentasi sangat kecil sehingga material bisa di uji kembali selain itu juga rentang beban yang dapat digunakan dalam melakukan pengujian ini bisa dipilih mulai dari beban berat hingga ringan. Pada penelitian ini pengujian dilakukan dengan alat Mitutoyo HM-200 Series 810-*Micro Vickers Hardness Testing Machines*.



Gambar 2.9 *Micro vickers hardness testing machines*  
Sumber: Vika (2018:60)

### 2.11. X-ray Diffraction (XRD)

Analisis mineralogi dan kristalogi dengan XRD merupakan salah satu metode analisis yang sangat efektif untuk mendeskripsikan suatu senyawa kimia tertentu dalam wujud padat karena karena proses preparasinya mudah, cepat, dan murah. Analisis XRD dalam perkembangannya juga digunakan dalam ilmu-ilmu selain geologi diantaranya adalah teknik kimia, teknik sipil, kedokteran, dan arkeologi. Analisis mineralogi dengan XRD memiliki keunggulan dibandingkan analisis petrografi karena dapat mengidentifikasi dengan jelas jenis mineral lempung (*clay*). Preparasi sampel XRD juga dapat diaplikasikan dalam analisis detail kimia mineral yang melibatkan SEM-EDS (Wicaksono, 2017).

XRD (*X-ray Diffraction*) adalah salah satu metode analisis yang efektif dalam mendeskripsikan suatu senyawa kimia dan bebatuan tertentu dalam wujud padat dengan menggunakan difraksi/pantulan sinar X. Sinar X merupakan radiasi elektromagnetik yang dihasilkan oleh deselerasi partikel dengan kecepatan tinggi secara tiba-tiba. Panjang gelombang sinar X memiliki orde yang sama dengan jarak antar atom sehingga digunakan sebagai sumber difraksi kristal. Voltase tinggi dalam tabung sinar X menghasilkan elektron yang lalu ditembakkan pada logam target (anoda) sehingga menghasilkan sinar X yang memancar ke segala arah (Wicaksono, 2017).

XRD merupakan teknik analisis kandungan mineral, fasa maupun struktur kristal suatu material dengan dasar interaksi sinar-X dengan material analit. Prinsip dasar instrumen ini adalah menggunakan hukum Bragg. Pola difraktogram yang dihasilkan berupa deretan puncak-puncak difraksi dengan intensitas relatif sepanjang nilai 2 $\theta$ . Besarnya intensitas *relative* puncak bergantung pada jumlah atom yang ada dan distribusinya dalam sel satuan material (Alimin, 2016).

### 2.12 Scanner Electron Microscopy (SEM) dan Energy Dispersive Spectroscopy (EDS)

SEM sendiri banyak dimanfaatkan untuk mengamati struktur morfologi permukaan sampel dalam perbesaran yang tinggi dengan menggunakan berkas elektron berenergi tinggi. Pengamatan berbagai jenis material dengan beragam karakter dan properti fisis yang berbeda dapat dilakukan menggunakan SEM, namun tentu saja diperlukan pertimbangan dan pendekatan yang khusus untuk setiap jenis sampel yang berbeda agar pengamatan menggunakan SEM dapat dilakukan serta mampu memberikan hasil pengamatan SEM dengan kualitas yang baik dan mampu memberikan informasi keadaan struktur sampel yang sebenarnya (Adhika, 2018).

SEM-EDX merupakan alat yang dapat menganalisis kuantitatif dan kualitas berdasarkan pada analisis karakteristik yang dipancarkan pada iradiasi dengan berkas elektron dari SEM (Julinawati, 2015). Identifikasi dengan menggunakan alat SEM-EDX dapat memberikan hasil yang lebih akurat dan cepat, disamping itu metode yang digunakan juga sederhana dengan waktu penelitian yang singkat (Julinawati, 2015).

### 2.13 Definisi Korosi

Korosi merupakan sebuah reaksi kimia yang dihasilkan dari dua reaksi setengah sel yang melibatkan elektron sehingga menyebabkan sebuah reaksi elektrokimia. Dua reaksi setengah sel tersebut adalah berupa reaksi oksidasi pada anoda dan reaksi reduksi pada katoda. Terjadinya pertukaran electron menunjukkan hubungan antara massa yang dibebaskan dengan arus listrik. Hal ini menunjukkan proses elektrokimia yang terjadi pada anoda dan katoda menunjukkan adanya perpindahan muatan (Gapsari, 2017).

Sifat-sifat yang dimiliki suatu material pun akan berubah, seperti sifat mekanik, sifat fisik maupun sifat kimia suatu material. Dengan adanya perubahan-perubahan sifat tersebut sangat merugikan dan harus diadakannya pengendalian korosi (Pematasari, 2012).

Secara umum, terdapat faktor yang mempengaruhi kemungkinan terjadinya korosi pipa gas atau minyak ada dua jenis, antara lain:

#### 1. Korosi Internal

Korosi internal adalah korosi yang terjadi akibat adanya kandungan  $O_2$  dan  $H_2$  pada minyak bumi maupun gas bumi sehingga apabila terjadi kontak dengan air akan membentuk asam yang menyebabkan korosi.

#### 2. Korosi Eksternal

Korosi eksternal adalah korosi yang terjadi pada bagian permukaan dari sistem perpipaan dan peralatan, baik yang kontak dengan udara bebas dan permukaan air laut/tanah, akibat adanya kandungan zat asam pada udara dari tanah.

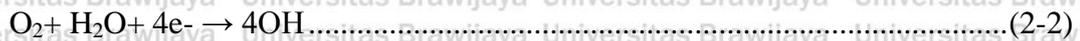
### 2.14 Mekanisme Korosi

Mekanisme terjadinya korosi tidak terlepas dari reaksi elektrokimia. Reaksi elektrokimia berhubungan dengan perpindahan elektron yang terjadi pada material. Perpindahan elektron adalah hasil dari reaksi reduksi-oksidasi (Gapsari, 2017). Elektron bermuatan negatif berpindah sehingga perpindahan elektron menyebabkan perpindahan arus listrik. Mekanisme korosi melalui reaksi elektrokimia melibatkan reaksi anodik dan

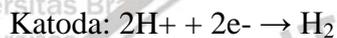
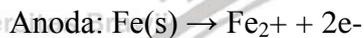
katodik pada daerah anoda dan katoda. Reaksi anodik dan katodik yang terjadi pada proses korosi logam yaitu:



Dengan kata lain ion-ion  $\text{Fe}_{2+}$  akan larut dan elektron-elektron  $\text{e}^-$  tetap tinggal pada logam. Katoda adalah bagian permukaan logam yang dimana elektron-elektron  $4\text{e}^-$  yang tertinggal akan  $\text{Fe}_{2+} + 4\text{e}^-$  menuju kesana dan bereaksi dengan  $\text{O}_2$  dan  $\text{H}_2\text{O}$ .



Ion-ion  $4\text{OH}^-$  di anoda bergabung dengan ion  $2\text{Fe}_{2+}$  dan membentuk  $2\text{Fe(OH)}_2$ . Oleh adanya air dan zat asam maka berbentuk karat  $\text{Fe}_2\text{O}_3$ .



## 2.15 Faktor – Faktor yang Mempengaruhi Terjadinya Korosi

Menurut Hidayat (2015) korosi bisa terjadi karena disebabkan beberapa faktor antara lain:

### 1. Kontak Langsung Logam dengan $\text{H}_2\text{O}$ dan $\text{O}_2$

Korosi pada permukaan logam merupakan proses yang mengandung reaksi redoks. Reaksi yang terjadi ini merupakan sel volta mini, sebagai contoh korosi besi terjadi apabila ada oksigen ( $\text{O}_2$ ) dan air ( $\text{H}_2\text{O}$ ). logam besi tidaklah murni, melainkan mengandung campuran karbon yang menyebar secara tidak merata dalam logam tersebut, hal tersebut menimbulkan perbedaan potensial listrik antara atom logam dengan atom karbon (C). atom logam besi (Fe) bertindak sebagai anoda dan atom C sebagai katoda. Oksigen dari udara yang larut dalam air tereduksi, sedangkan air sendiri berfungsi sebagai media tempat berlangsungnya reaksi redoks pada peristiwa korosi. Jika jumlah  $\text{O}_2$  dan  $\text{H}_2\text{O}$  yang mengalami kontak dengan permukaan logam semakin banyak, maka semakin cepat berlangsungnya korosi pada permukaan logam tersebut.

## 2. Keberadaan Zat Pengotor

Zat pengotor di permukaan logam dapat menyebabkan terjadinya reaksi reduksi tambahan sehingga lebih banyak atom logam yang teroksidasi. Zat pengotor pada permukaan logam dapat menyebabkan reaksi reduksi tambahan sehingga lebih banyak atom logam yang teroksidasi. Sebagai contoh, adanya tumpukan debu karbon dari hasil pembakaran BBM pada permukaan logam yang mampu mempercepat reaksi reduksi gas oksigen pada permukaan logam. Dengan demikian reaksi korosi akan semakin cepat.

## 3. Temperatur

Temperatur mempengaruhi kecepatan reaksi redoks pada peristiwa korosi. Secara umum, semakin cepat terjadinya korosi. Hal ini disebabkan dengan meningkatnya temperatur maka meningkat pula energi kinetik partikel sehingga kemungkinan terjadinya tumbukan efektif pada reaksi redoks semakin besar dan laju korosi pada logam semakin meningkat.

## 4. Kontak dengan Elektrolit

Keberadaan elektrolit. Seperti garam dalam air laut dapat mempercepat laju korosi dengan menambah terjadinya reaksi tambahan. Logam yang berkontak langsung dengan elektrolit dalam jangka waktu yang cukup lama maka akan meningkatkan terjadinya korosi. Konsentrasi elektrolit yang besar juga dapat meningkatkan laju aliran elektrolit sehingga laju korosi meningkat.

## 2.16 Macam – Macam Korosi

Secara umum korosi dapat diklasifikasikan sebagai berikut:

### 1. *Uniform Attack* (Korosi Seragam)

Adalah korosi yang terjadi pada permukaan logam akibat reaksi kimia karena pH air yang rendah dan udara yang lembab, sehingga makin lama logam akan semakin menipis, biasanya ini terjadi pada plat baja atau profil, logam homogen, seperti pada Gambar 2.10. Korosi jenis ini bisa dicegah dengan cara diberi lapis lindung yang mengandung inhibitor seperti:

- a. Untuk lambung kapal diberi proteksi katodik.
- b. Pemeliharaan material yang baik.
- c. Untuk jangka pemakaian yang lebih panjang diberi logam berpaduan tembaga 0,4%.



Gambar 2.10 Korosi seragam pada pipa ballast

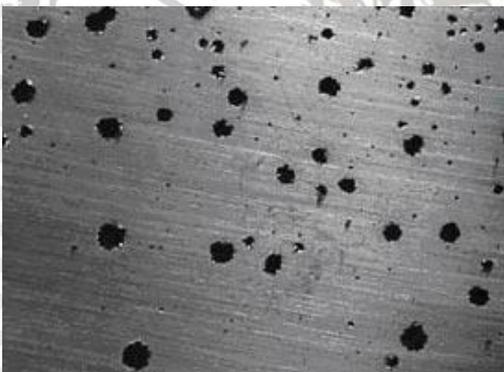
Sumber: Utomo (2019)

## 2. *Pitting Corrosion* (Korosi Sumur)

Adalah korosi yang disebabkan karena komposisi logam yang tidak homogen yang dimana pada daerah batas timbul korosi yang berbentuk sumur, seperti pada Gambar

2.11. Korosi jenis ini dapat dicegah dengan cara:

- a. Pilih bahan yang *homogeny*.
- b. Diberikan inhibitor.
- c. Diberikan *coating* dari zat regresif.



Gambar 2.11 *Pitting Corrosion*

Sumber: Utomo (2009)

## 3. *Errosion Corrosion* (Korosi Erosi)

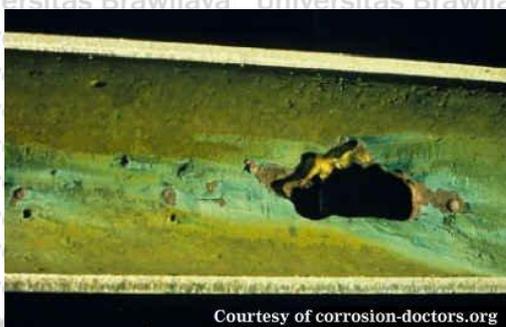
Korosi yang terjadi karena keausan dan menimbulkan bagian-bagian yang tajam dan kasar, bagian-bagian inilah yang mudah terjadi korosi dan juga diakibatkan karena fluida yang sangat deras dan dapat mengikis film pelindung logam, seperti pada Gambar 2.12 dan Gambar 2.13. Korosi ini biasa terjadi pada pipa dan propelle. Dan dapat dicegah dengan cara:

- a. Pilih bahan yang *homogeny*.
- b. Diberi *coating* dari zat regresif.
- c. Diberikan inhibitor.
- d. Hindari aliran fluida yang deras.



Gambar 2.12 Erosion corrosion

Sumber: Utomo (2009)



Gambar 2.13 Lubang karena erosion corrosion

Sumber: Utomo (2019)

#### 4. Galvaniscorrosion (Korosi Galvanis)

Korosi yang terjadi karena adanya 2 logam yang berbeda dalam satu elektrolit sehingga logam yang lebih anodik akan terkorosi, seperti pada Gambar 2.14. Korosi ini dapat dicegah dengan cara:

- a. Beri isolator yang cukup tebal hingga tidak ada aliran elektrolit.
- b. Pasang proteksi katodik.
- c. Penambahan anti korosi inhibitor pada cairan.



Gambar 2.14 Galvanic corrosion

Sumber: Utomo (2009)

5. *Stress Corrosion* (Korosi Tegangan)

Terjadi karena butiran logam yang berubah bentuk yang diakibatkan karena logam mengalami perlakuan khusus seperti diregang atau ditebuk. Sehingga butiran menjadi tegang dan butiran ini sangat mudah bereaksi dengan lingkungan, seperti pada Gambar 2.15. Dan dapat dicegah dengan cara:

- a. Diberi inhibitor.
- b. Apabila ada logam yang mengalami stress maka logam harus direlaksasi.



Gambar 2.15 *Stress corrosion*

Sumber: Utomo (2009)

6. *Crevice Corrosion* (Korosi Celah)

Korosi yang terjadi pada logam yang berdempetan dengan logam lain diantaranya celah yang dapat menahan kotoran dan air sehingga konsentrasi  $O_2$  pada mulut pada bagian mulut dibanding pada bagian dalam, seperti pada Gambar 2.16, sehingga bagian dalam lebih anodik dan bagian mulut jadi katodik, dan dapat dicegah dengan cara:

- a. Isolator.
- b. Dikeringkan bagian yang basah.
- c. Dibersihkan kotoran yang ada.



Gambar 2.16 *Crevice Corrosion*

Sumber: Utomo (2019)

## 7. Korosi Mikrobiologi

Korosi yang terjadi karena mikroorganisme yang mempengaruhi korosi antara lain bakteri, jamur, dan alga. Korosi ini bertanggung jawab terhadap degradasi material di lingkungan, seperti pada Gambar 2.17. Pengaruh inisiasi atau laju korosi di suatu area, mikroorganisme umumnya berhubungan dengan permukaan korosi kemudian menempel pada permukaan logam dalam bentuk lapisan tipis. Lapisan *film* tipis atau biofilm. Pembentukan lapisan tipis saat 2-4 jam pencelupan sehingga membentuk lapisan ini terlihat hanya bintik-bintik dibandingkan menyeluruh dipermukaan. Korosi ini dapat dicegah dengan cara:

- a. Memilih logam yang tepat sesuai kondisi lingkungan.
- b. Memberi lapisan perlindungan.
- c. Memperbaiki lingkungan agar tidak korosif.
- d. Perlindungan secara elektrokimia dengan anoda korban atau arus tandingan.
- e. Memperbaiki konstruksi agar tidak menyimpan air dan zat korosif lainnya.



Gambar 2.17 Korosi mikrobiologi

Sumber: Utomo (2009)

## 8. *Fatigue Corrosion* (Korosi Lelah)

Korosi ini terjadi karena logam mendapatkan bebann siklus yang terus berulang sehingga semakin lama logam akan mengalami patah karena terjadi kelelahan logam, seperti pada Gambar 2.18. Korosi ini terjadi pada turbin uap, pengeboran minyak dan propeller kapal, korosi ini dapat dicegah dengan cara:

- a. Menggunakan inhibitor.
- b. Memilih bahan tepat yang tahan korosi.



Gambar 2.18 Fatigue Corrosion  
Sumber: Utomo (2009)

## 2.17 Metalurgi Serbuk

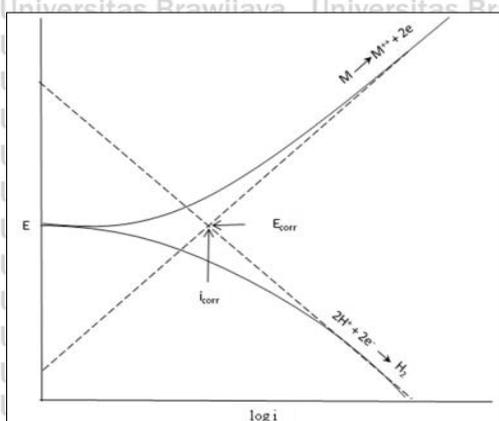
Metalurgi serbuk merupakan proses pembentukan benda kerja komersial dari logam dimana logam dihancurkan terlebih dahulu berupa serbuk, kemudian serbuk itu ditekan didalam cetakan (*mold*) dan dipanaskan dibawah temperatur leleh serbuk sehingga terbentuk benda kerja. Sehingga partikel-partikel logam memadu karena mekanisme transportasi massa akibat difusi atom antar permukaan partikel. Pemanasan selama proses penekanan atau sesudah penekanan yang dikenal sebagai istilah sinter menghasilkan pengikatan partikel halus. Dengan demikian kekuatan dari sifat-sifat fisis lainnya meningkat. Produk hasil metalurgi serbuk dapat terdiri dari produk campuran serbuk berbagai logam atau dapat pula terdiri dari campuran bahan bukan logam untuk meningkatkan ikatan partikel dan mutu benda jadi secara keseluruhan (Irwana, 2018).

Dari Rusianto (2009) metalurgi serbuk merupakan proses pembuatan serbuk dan benda jadi dari serbuk logam atau paduan logam ukuran serbuk tertentu tanpa melalui proses peleburan. Energi yang digunakan dalam proses ini relative rendah sedangkan keuntungan lainnya antara lain hasil akhirnya dapat langsung disesuaikan dengan dimensi yang diinginkan yang berarti akan mengurangi biaya pemesinan dan bahan baku yang terbuang. Dan yang menjadi masalah utama untuk memanfaatkan hasil serbuk tersebut adalah perlakuan-perlakuan terhadap serbuk logam tersebut dengan sebaik-baiknya, sehingga menjadi sebuah benda yang mempunyai nilai tinggi.

## 2.18 Uji Laju Korosi

Tafel ekstrapolasi dan resistensi polarisasi adalah dua metode untuk mengukur laju korosi. Metode polarisasi adalah teknik eksperimental yang lebih cepat dibandingkan dengan estimasi *weight loss*. Hubungan tafel sehubungan dengan aktivasi yang dikendalikan anodik dan proses katodik. Untuk reaksi elektrokimia di bawah kontrol

aktivasi, kurva polarisasi menunjukkan perilaku linier dalam plot  $E$  Vs  $(i)$  yang disebut perilaku Tafel. Perilaku polarisasi dari logam dalam larutan asam dengan adanya dan tidak adanya oksigen diilustrasikan pada Gambar 2.19. Kurva polarisasi katodik yang khas sehubungan dengan perilaku Tafel juga diberikan. Ekstrapolasi Tafel katodik dan anodik bergaris miring ke potensi korosi ( $E_{\text{corr}}$ ) ditunjukkan. Titik persimpangan sesuai dengan kepadatan arus korosi ( $i_{\text{corr}}$ ) atau laju korosi pada Gambar 2.19.



Gambar 2.19 Polarisasi logam (M) dalam larutan asam

Sumber: Narayan (2018)

Setidaknya satu dekade linearitas dalam ekstrapolasi Tafel diinginkan untuk memastikan akurasi yang baik. Ketika polarisasi konsentrasi dan resistensi ohmik muncul, akurasi dalam ekstrapolasi Tafel menjadi semakin sulit. Kurva polarisasi keadaan stabil perlu diperoleh agar lebih mewakili reaksi korosi. Metode potensiostatik dan galvanostatik perlu dibandingkan untuk memastikan pilihan teknik yang lebih baik untuk menentukan laju korosi.

Ada beberapa kekurangan dalam ekstrapolasi Tafel. Karena kurva polarisasi tidak dapat dibalik dan dipengaruhi oleh kondisi eksperimental dan lingkungan, konstanta Tafel dapat bervariasi dari satu sistem ke sistem lainnya. Seringkali kurva anodik mungkin tidak menunjukkan perilaku linier di dekat  $E_{\text{corr}}$ .

## 2.19 Kekerasan

Uji kekerasan merupakan salah satu metode yang lebih murah dan cepat untuk menentukan sebuah sifat mekanik pada suatu material. Kekerasan bukanlah konstanta fisika, nilainya tidak hanya bergantung pada material yang di uji, namun juga dipengaruhi dengan metode pengujiannya. Apabila metode pengujiannya yang digunakan berbeda, maka hasil dari sifat mekanisnya pun akan berbeda (Kumayasari, 2017).

Pada umumnya uji kekerasan yang sering dilakukan adalah pengujian yang berdasarkan penetrasi akibat beban statis. Pengujian kekerasan ini sendiri berdasarkan material yang lebih keras akan dapat menggores material yang lebih lunak. Oleh karena itu hasil pengujiannya bersifat relatif. Angka kekerasan dinyatakan dengan skala Mohs yaitu dengan material yang ter lunak dengan angka 1, dan diamond material terkeras dengan angka 15.

Pengujian kekerasan dibagi menjadi dua yaitu:

- a. Untuk mengatur kekerasan bagian kecil (fasa pada struktur mikro) atau lapisan-lapisan tipis dari suatu material digunakan pengujian kekerasan *Microhardness*.
- b. Untuk spesimen yang cukup tebal digunakan pengujian kekerasan *Rockwell*, *Vickers*, dan *Biners* (Irwana, 2007).

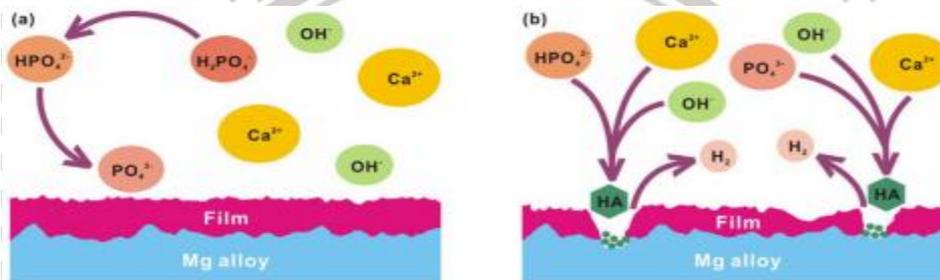
## 2.20 Biokompabilitas

Sebelum digunakan, alat kesehatan harus diuji komabilitasnya terlebih dahulu. Standar pengujian biokompabilitas untuk alat kesehatan adalah ISO 10993. Dalam ISO 10993-1 tercatat bahwa ada beberapa hal yang harus diperhitungkan terkait dengan evaluasi biologis alat kesehatan, antara lain :

1. Konstruksi bahan (mis. Semua bahan yang berhubungan langsung dan tidak langsung dengan jaringan).
2. Zat aditif yang dimaksudkan, kontaminan proses dan residu (misalnya, pengujian residu sterilisasi etilen oksida harus dilakukan sesuai dengan ISO 10993-7).
3. Bahan kemasan yang secara langsung atau tidak langsung berhubungan dengan perangkat medis dan dapat mentransfer bahan kimia ke perangkat medis kemudian secara tidak langsung ke pasien atau dokter.
4. Zat yang dapat larut (ISO10993-17 dan ISO 10993-18).
5. Degradasi produk (ISO 10993-9, untuk prinsip umum dan 10993-13, 10993-14 dan 10993-15 untuk produk degradasi dari masing-masing polimer, keramik dan logam).
6. Komponen lain dan interaksinya dalam produk akhir.
7. Kinerja dan karakteristik produk akhir. Karakteristik fisik dari produk akhir, termasuk tetapi tidak terbatas pada, porositas, ukuran partikel, bentuk dan morfologi permukaan.

## 2.21 Korosi Pada Tubuh Manusia

Tubuh manusia mengandung cairan sekitar 60%, salah satunya adalah darah. Logam sendiri pada umumnya mengalami korosi pada lingkungan terbuka, tidak terkecuali ketika logam yang akan ditanamkan ke dalam tubuh manusia (Kuntarti, 2015). Untuk menguji laju korosi diperlukan sebuah cairan yang memiliki kesamaan dengan darah. Salah satunya adalah *Hank's Balanced Salt Solution* (HBSS). HBSS sendiri merupakan larutan garam yang memiliki kadar pH yaitu sebesar 7,4 (Ghali, 2011) HBSS sendiri mengandung  $\text{PO}_4^{2-}$ , yang berperan penting dalam pembentukan sebuah lapisan korosi yang dilakukan secara *in vivo*. HBSS sendiri dipilih sebagai media yang digunakan untuk penelitian secara *in vitro*. Karena larutan HBSS memiliki kandungan berupa senyawa yang menyerupai protein, asam amino serta konsentrasi yang mirip dengan larutan pada tubuh.



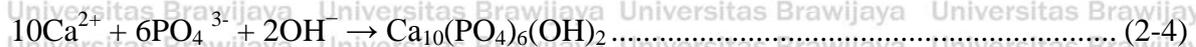
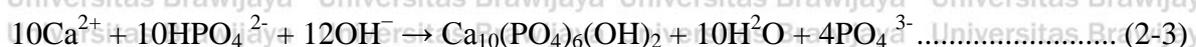
Gambar 2.20 Korosi pada larutan HBSS

Sumber: Zhao (2018:794)

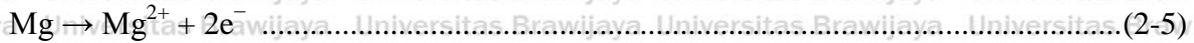
Pada Gambar 2.20 menunjukkan mekanisme korosi pada media HBSS dengan spesimen paduan logam magnesium dan pelapisan menggunakan (PVP/PAA)<sup>10</sup>. Ion  $\text{H}_2\text{PO}_4^-$  dan  $\text{HPO}_4^{2-}$  yang terkandung dalam HBSS akan berubah menjadi ion  $\text{PO}_4^{3-}$  dengan reaksi sebagai berikut:



Selanjutnya  $\text{Ca}^{2+}$  dan  $\text{OH}^-$  akan masuk ke dalam permukaan spesimen. Kemudian ion  $\text{HPO}_4^{2-}$  dan  $\text{PO}_4^{3-}$  akan berubah menjadi *Hydroxiapatite* (HA) yang ditunjukkan pada reaksi berikut:



Ketika lapisan sudah mulai terkikis, permukaan pada paduan Mg akan mulai terpapar HBSS. Reaksinya sebagai berikut:



(Zhao, 2018).

## 2.22 Hipotesis

Berdasarkan dasar teori yang telah dijelaskan bahwa penambahan Zn pada unsur Mg dalam material *Biodegradable* dapat meningkatkan nilai kekerasan dan mengontrol laju korosi dalam media HBSS (*Hank's Balanced Salt Solution*). Karna Zn sendiri memiliki sifat tahan korosi dan memiliki laju degradasi yang bagus serta dianggap biokompatibel.



## BAB III METODE PENELITIAN

### 3.1 Metode Penelitian

Metode yang digunakan dalam penelitian ini adalah metode eksperimental dengan tujuan untuk mengetahui pengaruh penambahan unsur Mg terhadap nilai laju korosi dan sifat mekanik pada paduan Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn.

### 3.2 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilakukan pada bulan Desember 2020 - April 2021. Laboratorium yang digunakan pada penelitian ini antara lain:

- Laboratorium  $\alpha\gamma\beta$ .
- Laboratorium Metrologi Industri, Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Brawijaya.
- Laboratorium Metalurgi Fisik, Teknik Mesin, Fakultas Teknik Universitas Brawijaya.
- Laboratorium Bahan, Teknik Mesin, Politeknik Negeri Malang.
- Laboratorium Sentral Ilmu Hayati Universitas Brawijaya.

### 3.3 Variabel Penelitian

#### 1. Variabel Bebas

Variabel bebas adalah yang tidak terpengaruh sama sekali dengan variabel lainnya.

Variabel bebas dari penelitian ini adalah paduan komposisi pada Mg- Zn, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn.

#### 2. Variabel Terikat

Variabel terikat adalah variabel yang dipengaruhi variabel bebas yang telah ditentukan sebelumnya. Variabel terikat dari penelitian ini adalah laju korosi, kekerasan, dan pengujian pada paduan.

#### 3. Variabel Terkontrol

Variabel terkontrol adalah variabel yang mempunyai nilai yang harus dijaga konstan ketika melakukan penelitian. Variabel terkontrol pada penelitian ini adalah:

a. *Hot Press*

Suhu : 450°C

Waktu penekanan : 10 menit

Tekanan : 400 bar

b. Ukuran Spesimen

Diameter : 20 mm

Tebal : 3 mm

### 3.4 Alat dan Bahan

#### 3.4.1 Alat-Alat yang Digunakan

1. *Hot Press*

Gambar 3.1 berfungsi untuk proses pencampuran serbuk Mg-Zn agar melebur dan menjadi satu paduan.

Spesifikasi:

Tekanan maksimum : 500 bar

Suhu pemanasan maksimum : 500°C



Gambar 3.1 Hot press

2. XRD (*X-Ray Diffraction*)

Spesifikasi alat dalam Gambar 3.2:

Model : PW3040/60

Model : PANalytical

Angular range : 5° - 140°

Detector : Xcelerator

Power : 40 KV; 30 mA

Radius Beam Path (mm) : 0,001

PHD Lower Level (%) : 40,5

PHD Upper Level (%) : 79,0

*Active Length (2 $\theta$ )* : 2.122

*Diffracted Beam Path (mm)* : 240.0



Gambar 3.2 Alat uji XRD

### 3. SEM (Scanning Electron Microscope)

Gambar 3.3 berfungsi untuk mengetahui persentase kandungan elemen yang terdapat pada permukaan logam.

Spesifikasi SEM-EDS yang digunakan:

Merek : FEI-Quanta FEG 650

EDS *detector* : X-act Oxford Instrument

EDS *software* : AztecOne

Lisensi : Universitas Brawijaya



Gambar 3.3 Alat uji SEM-EDS

### 4. Alat Uji Kekerasan

Spesifikasi alat:

Merek : Mitutoyo HM-200 Series 810

Buatan : Jepang

*Dwell time* : 0-999 s

*Stage unit* : Manual XY

*Stage size* : 100X100 mm

*Resolution* : 0,0001 mm

*Travel range* : 25x25 mm



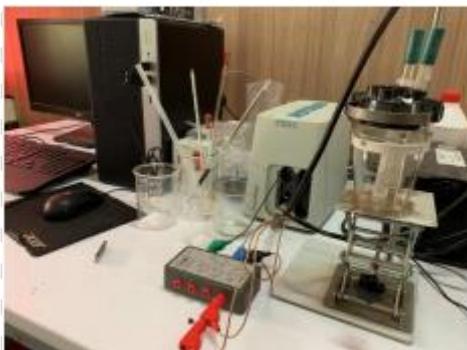
Gambar 3.4 Alat uji kekerasan *micro vickers hardness testing machines*

#### 5. AUTOLAB PGSTAT 204

Gambar 3.5 digunakan untuk mengukur laju korosi pada spesimen tiap-tiap paduan yang dibuat.

Spesifikasi alat:

<i>Electrode connections</i>	: 2, 3 dan 4
<i>Potential range</i>	: +/- 10 V
<i>Compliance voltage</i>	: +/- 20 V
<i>Maximum current</i>	: +/- 400 mA
<i>Current ranges</i>	: 100 mA to 10 nA
<i>Potential accuracy</i>	: +/- 0,2%
<i>Potential resolution</i>	: 3 $\mu$ V
<i>Current accuracy</i>	: +/- 0,2%
<i>Current resolution</i>	: 0,0003 % (of current range)
<i>Input impedance</i>	: > 100 GOhm
<i>Potentiostat bandwidth</i>	: 1 MHz
<i>Computer interface</i>	: USB
<i>Control software</i>	: NOVA



Gambar 3.5 AUTOLAB PGSTAT 204

## 6. Kompor Listrik dan Termometer

Gambar 3.6 digunakan untuk memanaskan larutan media korosi agar suhu larutan mendekati suhu tubuh yaitu antara 35-37°C

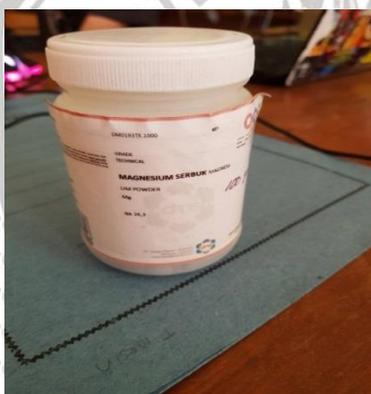


Gambar 3.6 Kompor listrik dan thermometer

### 3.4.2 Bahan-bahan yang Digunakan

Bahan-bahan yang digunakan ada dalam Gambar 3.7 sampai Gambar 3.9.

#### 1. Serbuk Mg dengan kemurnian 99,9%



Gambar 3.7 Mg murni

#### 2. Serbuk Zn dengan kemurnian 99,9%



Gambar 3.8 Zn murni

### 3. Larutan *Hank's Balance Salt Solution* (HBSS)

Spesifikasi:

NaCl : 8,0 g/l

NaHCO<sub>3</sub> : 0,35 g/l

KCl : 0,4 g/l

MgSO<sub>4</sub>.7H<sub>2</sub>O : 0,06

NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>.H<sub>2</sub>O : 0,25 g/l

NaH<sub>2</sub>PO.H<sub>2</sub>O : 0,06

MgCl<sub>2</sub> : 0,19

CaCl<sub>2</sub>.H<sub>2</sub>O : 0,19

Glukosa : 1,0

pH : 6,9

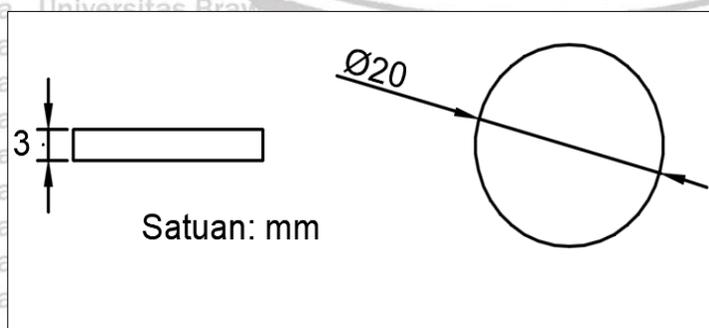
Sumber: Manivasagam (2010)



Gambar 3.9 Larutan HBSS

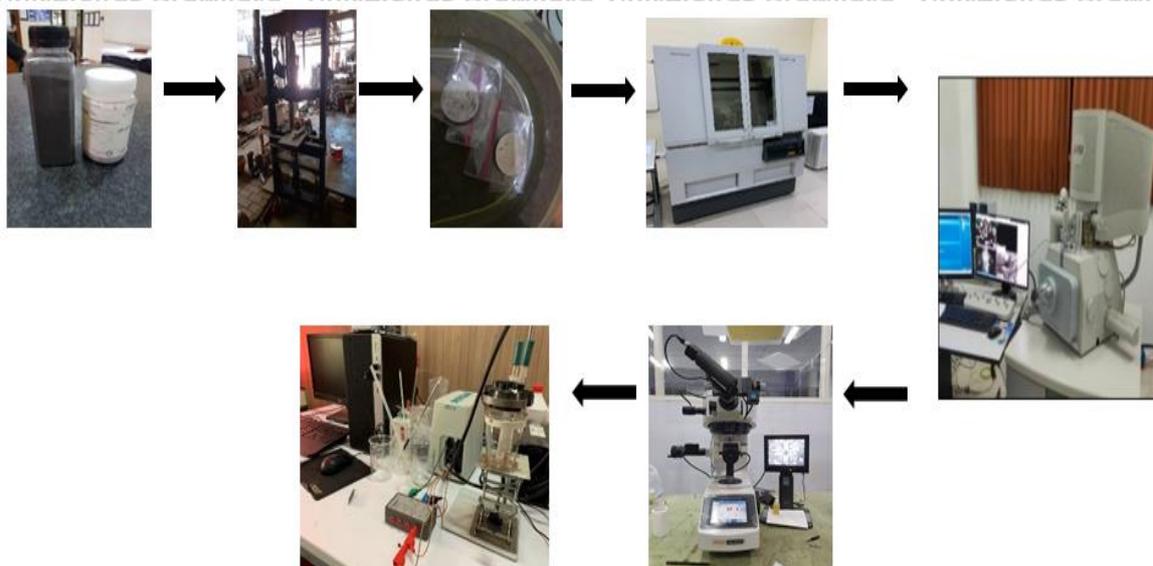
### 3.5 Dimensi Benda Kerja

Gambar 3.10 merupakan dimensi benda kerja dalam skripsi ini.



Gambar 3.10 Dimensi benda kerja

### 3.6 Skema Penelitian



Gambar 3.11 Skema penelitian

Pada skema penelitian di Gambar 3.11 ditunjukkan gambar pertama terdapat bahan dasar berbentuk serbuk Mg dan Zn, kemudian bahan dasar tersebut dicampur sesuai variasi dan presentase pembuatan spesimen dalam bentuk kepingan yang sudah ditentukan dan pembuatan bendanya melalui proses *hot press* dengan suhu  $450^{\circ}\text{C}$  dan waktu *holding* 10 menit. Kemudian ketika spesimen jadi dibersihkan dan dihaluskan dengan amplas agar permukaan spesimen lebih halus dan rata. Kemudian dilakukan uji XRD untuk melihat fasa kristalin dalam material setelah itu dilakukannya uji struktur mikro menggunakan SEM-EDS untuk melihat struktur mikro pada spesimen dan kemudian dilakukan uji kekerasan pada spesimen dan terakhir dilakukan uji korosi pada spesimen.

### 3.7 Prosedur Penelitian

Berikut merupakan tata cara pelaksanaan penelitian material dengan paduan Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn:

Langkah awalnya ialah mencari dan mengumpulkan berbagai sumber sebagai acuan penelitian (diktat, jurnal, buku, dll). Setelah mencari sumber referensinya, mempersiapkan berbagai alat dan bahan untuk penelitian dengan metode yang digunakan, yaitu *hot press*.

Lalu membuat beberapa paduan yang terbuat dari campuran Mg-Zn sesuai presentase berat yang telah ditentukan, yaitu Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn.

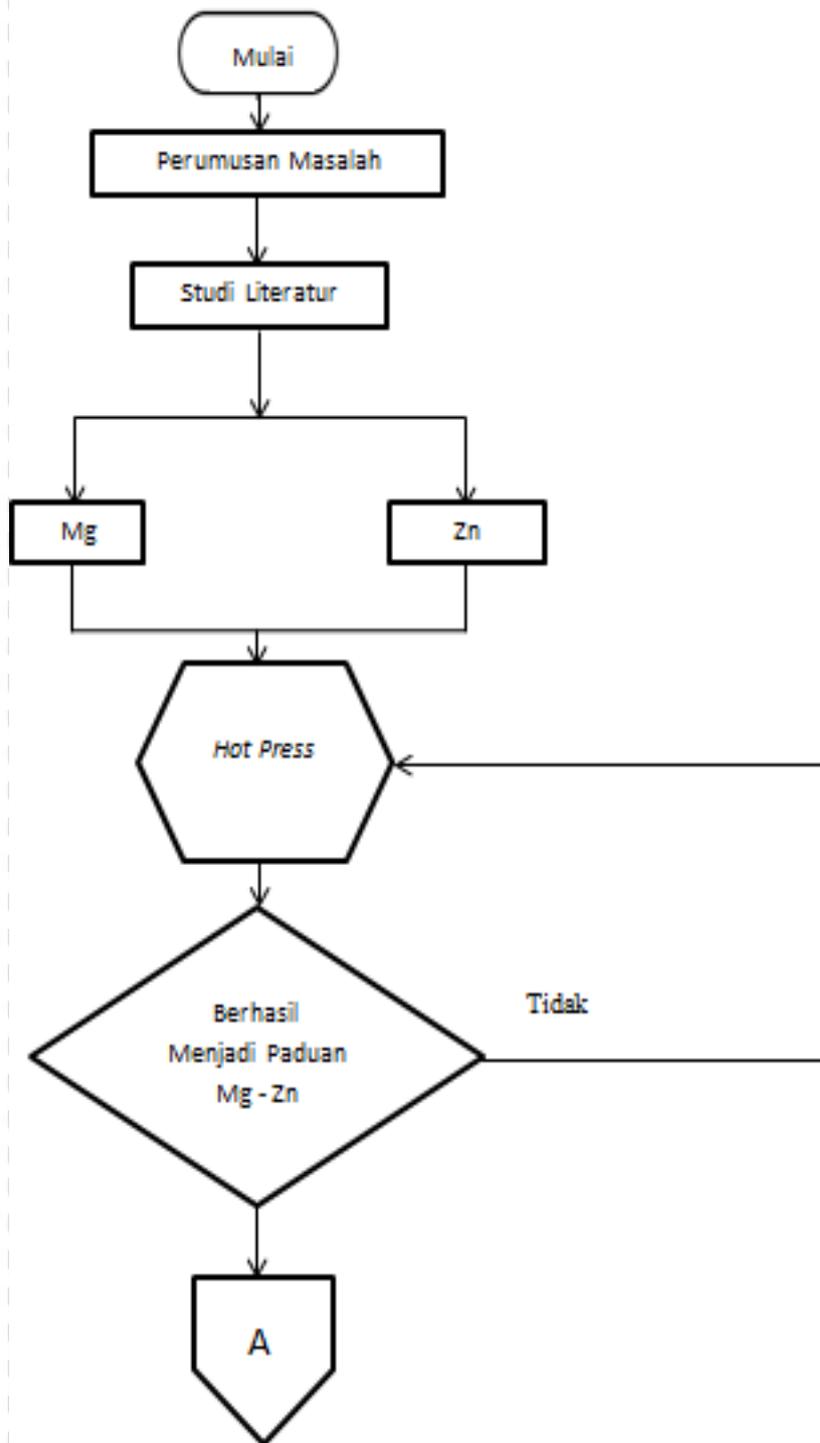
Pencampuran bubuk Mg-Zn menggunakan metode *dry mixing* dimana kedua serbuk dimasukan ke sebuah cawan, kemudian diaduk menggunakan batang pengaduk dengan

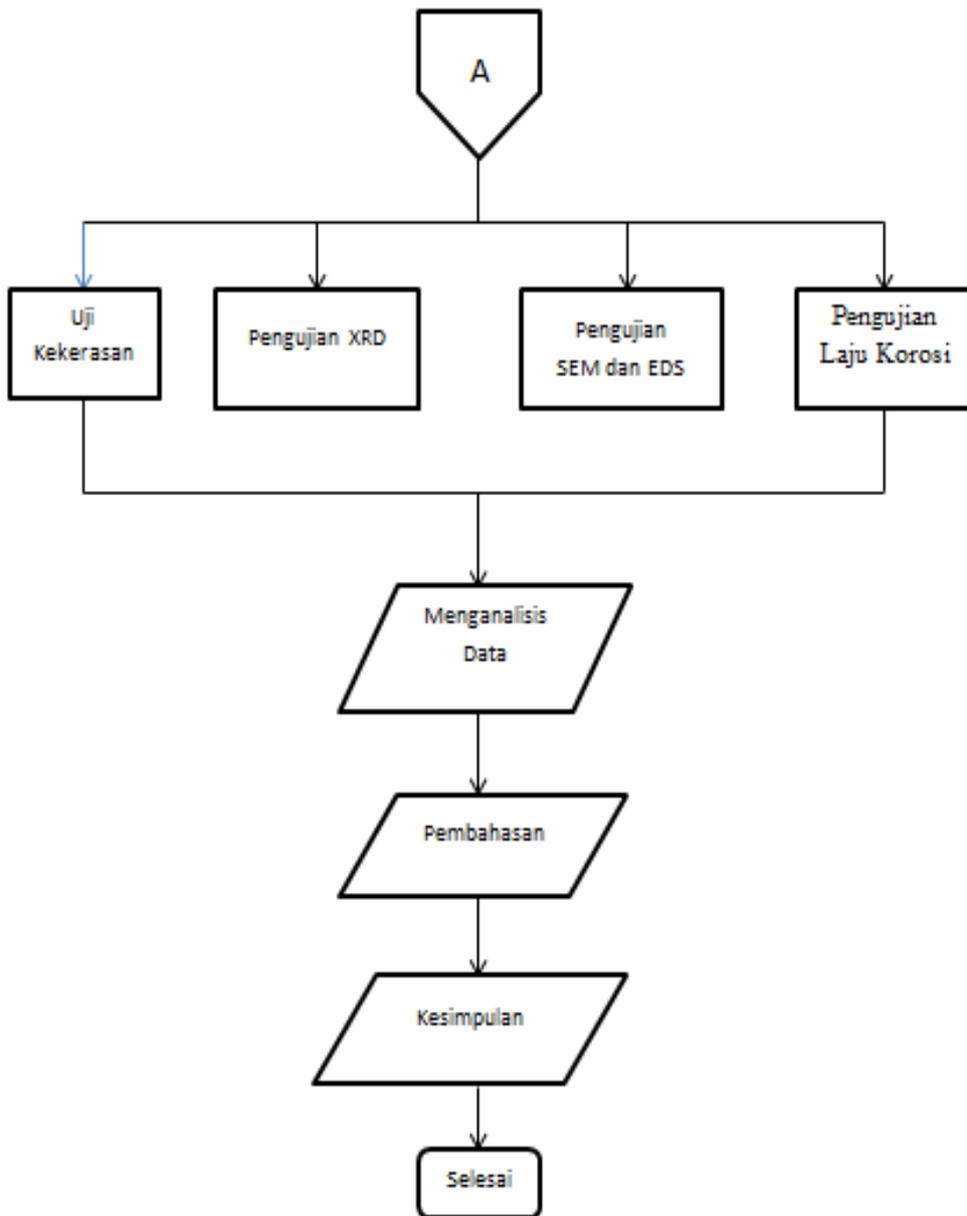
waktu sekitar 5 menit dengan temperatur ruangan agar kedua serbuk paduan merata tercampur dan digunakan suhu  $450^{\circ}\text{C}$  pada tekanan 400Mpa pada setiap spesimen. Suhu sintering didasari oleh titik lebur 0,7 dari masing-masing paduan. Tingkat pemanasan adalah  $10\text{ C min}^{-1}$ . Sampel yang digunakan berbentuk piringan, dengan diameter sebesar 10 mm, dan ketebalan sebesar 3 mm.

Kemudian melakukan suatu preparasi sampel yang kemudian digunakan untuk pengujian XRD. Kemudian dilakukan uji SEM dan dilengkapi EDS guna mengetahui ukuran butir. Tahap selanjutnya dilakukan uji kekerasan menggunakan *Micro Vickers Hardness Testing Machines* untuk mengetahui kekuatan dari spesimen dan dilakukan pengaturtan pembebanan sebesar 30 gf kemudian memilih area yang akan diuji dengan menekan tombol *start* lalu kemudian tunggu selama 15 detik setelah itu akan muncul nilai kekerasan dalam bentuk skala HV. Kemudian pengukuran uji perendaman dan elektrokimia dilakukan dalam cairan tubuh simulasi *Hank's solution (artificial blood)* untuk menguji sifat degradasi *in-vitro*. Sifat Elektrokimia dapat diketahui menggunakan pengujian polarisasi. Alat yang digunakan adalah AUTOLAB PG STAT 204 N. Spesimen didiamkan dalam larutan Hank selama sekitar 10 menit sebelum dilakukan polarisasi potensiodinamik untuk memastikan nilai *open circuit potentials (OCP)*. Polarisasi potensiodinamik dilakukan pada kecepatan pemindaian  $0,035\text{ V / s}$  dalam larutan Hank dengan *start potential* dari -2V hingga 2V. Dan kemudian yang terakhir membuat kesimpulan dari hasil analisis.

### 3.8 Diagram Alir Penelitian

Alur dalam skripsi ini digambarkan pada Gambar 3.12.





Gambar 3.12 Diagram alir penelitian

## BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

### 4.1 Hasil Pengujian Kekerasan

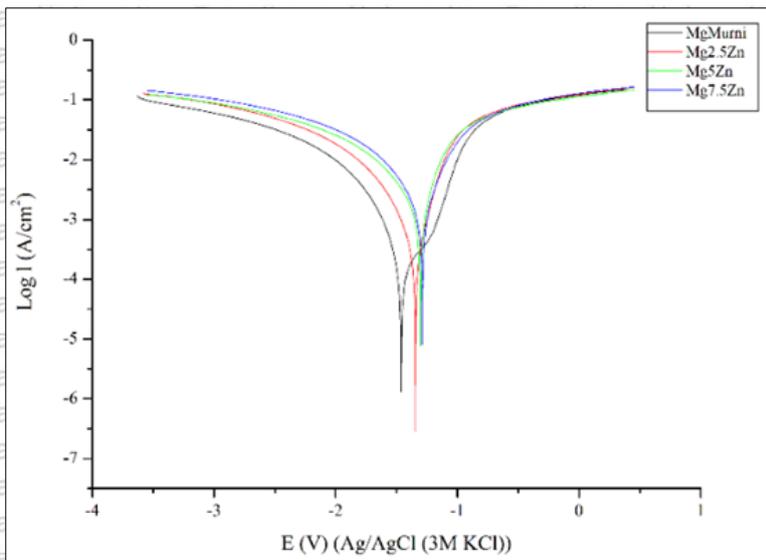
Hasil pengujian *Micro Vickers Hardness Testing Machines* dapat dilihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1  
Data Hasil Pengujian Kekerasan

Spesimen	Kekerasan (HV)	
	Nilai	Rata-rata
Mg Murni	42,1	42,4
	43,7	
	41,4	
Mg-2,5 Zn	65,3	71,93
	76,7	
	73,8	
	83,4	
Mg-5 Zn	80,7	82,86
	84,5	
	60,8	
Mg-7,5 Zn	61	60,13
	58,6	

Dari hasil pengujian kekerasan dengan variasi Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn didapatkan nilai rata - rata pada tabel 4.1. Pada variasi Mg-Zn murni adalah 42,4 HV, pada variasi Mg-2,5Zn adalah 71,93 HV, pada variasi Mg-5Zn adalah 82,86 HV, pada variasi Mg-7,5Zn adalah 60,13 HV. Nilai kekerasan tertinggi terdapat pada variasi Mg-5Zn yaitu dengan nilai rata – ratanya adalah 82,86 HV dan yang memiliki nilai kekerasan terendah adalah Mg murni dengan nilai rata – ratanya adalah 42,4 HV.

## 4.2 Pengujian Laju Korosi



Gambar 4.1 Tafel plot pada media HBSS

Tabel 4.2

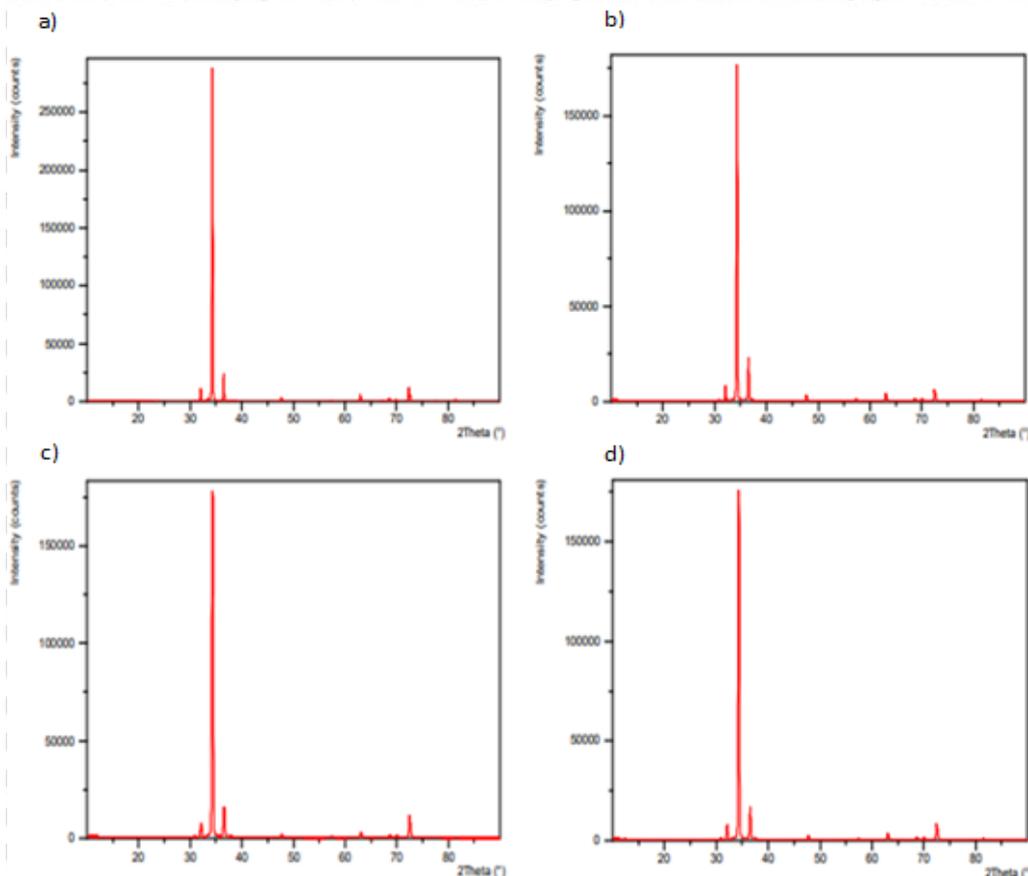
Hasil Pengujian Laju Korosi

Spesimen	Ba (V/dec)	Bc (V/dec)	E <sub>corr</sub> Calc(V)	E <sub>corr</sub> Obs(V)	i <sub>corr</sub> (A)	Corrosion rate (mm/year)	E <sub>pp</sub>	E <sub>b</sub>
Mg Murni	0,18921	0,73577	-1,4616	-1,4619	0,000214	0,79148	1,4473	1,4783
Mg-2,5Zn	0,071779	0,068566	-1,345	-1,3453	0,000101	0,38424	1,3347	-1,356
Mg-5Zn	0,008057	0,01174	-1,3044	-1,304	4,27x10 <sup>-5</sup>	0,16869	-1,3	1,3065
Mg-7,5Zn	0,028872	0,034749	-1,288	-1,2881	0,00017	0,56637	1,2856	1,2909

Pada kurva polarisasi potensiodinamik (Pp) Gambar 4.1 dan Tabel 4.2 merupakan hasil pengujian laju korosi pada Mg murni dan paduan Mg-Zn pada media HBSS. Dapat dilihat besar nilai laju korosi atau *corrosion rate* pada Mg murni sebesar 0,79148 mm/year, Mg-2,5Zn sebesar 0,38424 mm/year, Mg-5Zn sebesar 0,16869 mm/year, Mg-7,5Zn sebesar 0,56637 mm/year.

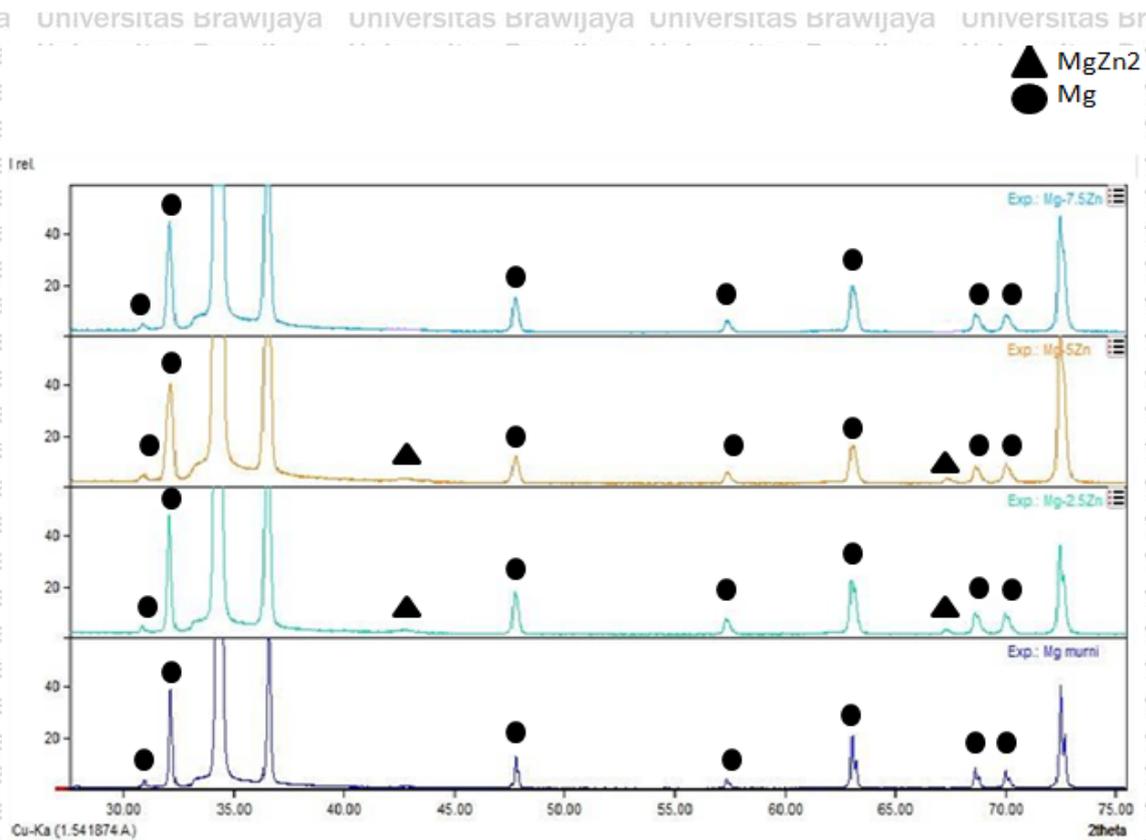
### 4.3 Hasil Pengujian XRD

Pola difraksi terukur dari masing-masing spesimen pada pengujian XRD ditunjukkan pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2 (a) Hasil XRD Mg Murni, (b) Hasil XRD paduan Mg-2,5Zn, (c) Hasil XRD Paduan Mg-5Zn, (d) Hasil XRD Paduan Mg-7,5Zn

Pengujian XRD disini bertujuan untuk dapat mengetahui fasa yang terbentuk pada masing-masing variasi paduan Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, dan Mg-7,5Zn. Berikut merupakan hasil pengujian XRD dengan menggunakan aplikasi match:



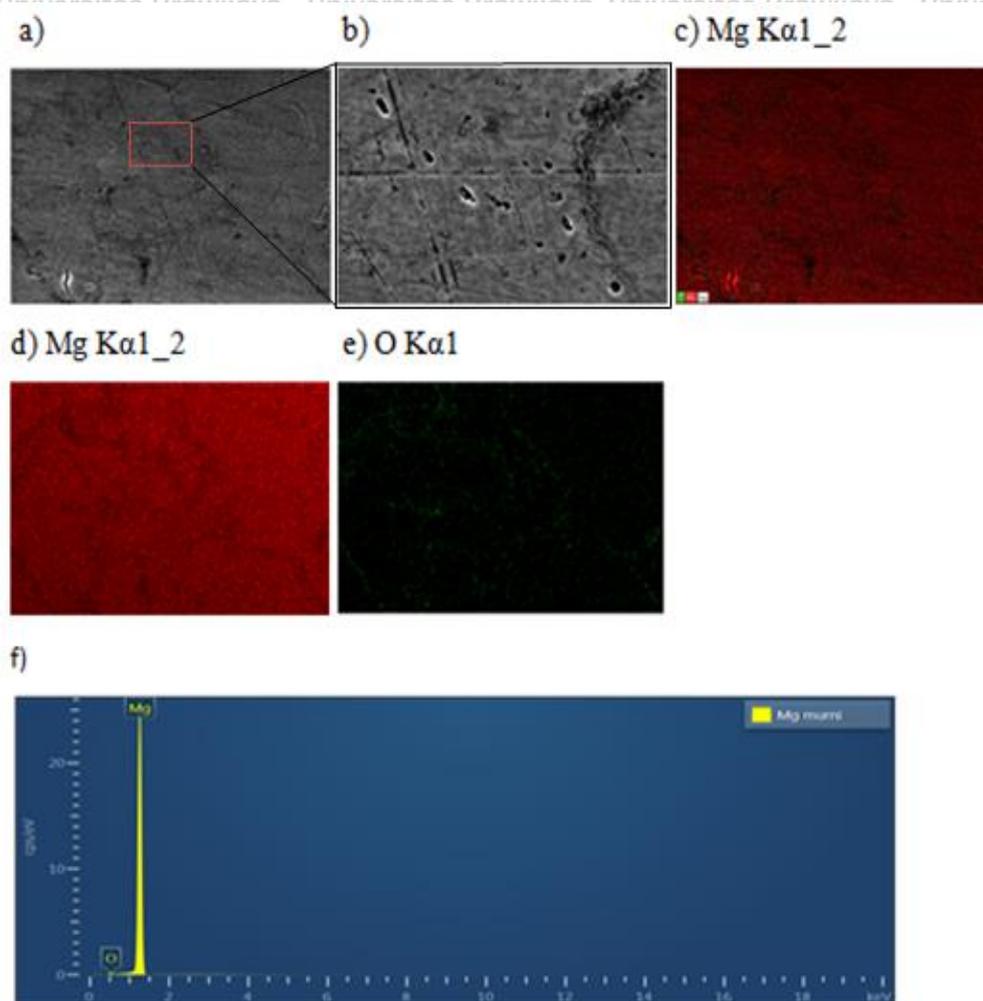
Gambar 4.3 Hasil XRD masing-masing variasi paduan pada aplikasi *match*

Gambar 4.3 menunjukkan hasil analisa dari paduan Mg-Zn. Pada spesimen Mg-2,5Zn dan Mg-5Zn mulai terlihat puncak baru yang telah terindeksasi melalui aplikasi *software Match* sebagai fasa intermetalik MgZn<sub>2</sub>. Sementara spesimen Mg murni dan Mg-7,5Zn hanya terdiri dari fasa tunggal Mg dan tidak menunjukkan adanya puncak dengan intensitas tertentu yang menunjukkan *peak* baru yang terindikasikan sebagai fasa intermetalik. Mg diketahui memiliki sistem kristal dalam bentuk *hexagonal* dengan nilai  $a = 3,203 \text{ \AA}$  dan  $c = 5,127 \text{ \AA}$ . MgZn<sub>2</sub> diketahui memiliki sistem kristal dalam bentuk *hexagonal* dengan nilai  $a = 5,251 \text{ \AA}$ ,  $c = 8,445 \text{ \AA}$ , dan  $\beta = 90.000 \text{ \AA}$ . *Scan range* ( $2\theta$ ) dilakukan pada  $10.0000-89.9968$  dengan *start position* ( $2\theta$ ) =  $10.0084$  dan *end position* ( $2\theta$ ) =  $89.9885$ . Kemudian *diffracted beam path* dengan radius (mm) =  $240.0$ .

#### 4.4 Hasil Uji SEM-EDS

Pengujian SEM-EDS dilakukan pada 4 variasi spesimen yaitu Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, Mg-7,5Zn. Dan didapat hasil foto SEM dan komposisi unsur seperti pada Gambar 4.4:

a. Hasil SEM-EDS untuk variasi Mg murni :



Gambar 4.4 a) Hasil SEM Mg Murni perbesaran 1500x, b) Hasil SEM Mg Murni Perbesaran 2000x, c) Komposisi Warna Persebaran SEM EDS Mg Murni, d) Persebaran Unsur Mg, e) Persebaran Unsur O, f) Komposisi Elemen Spesimen Mg Murni

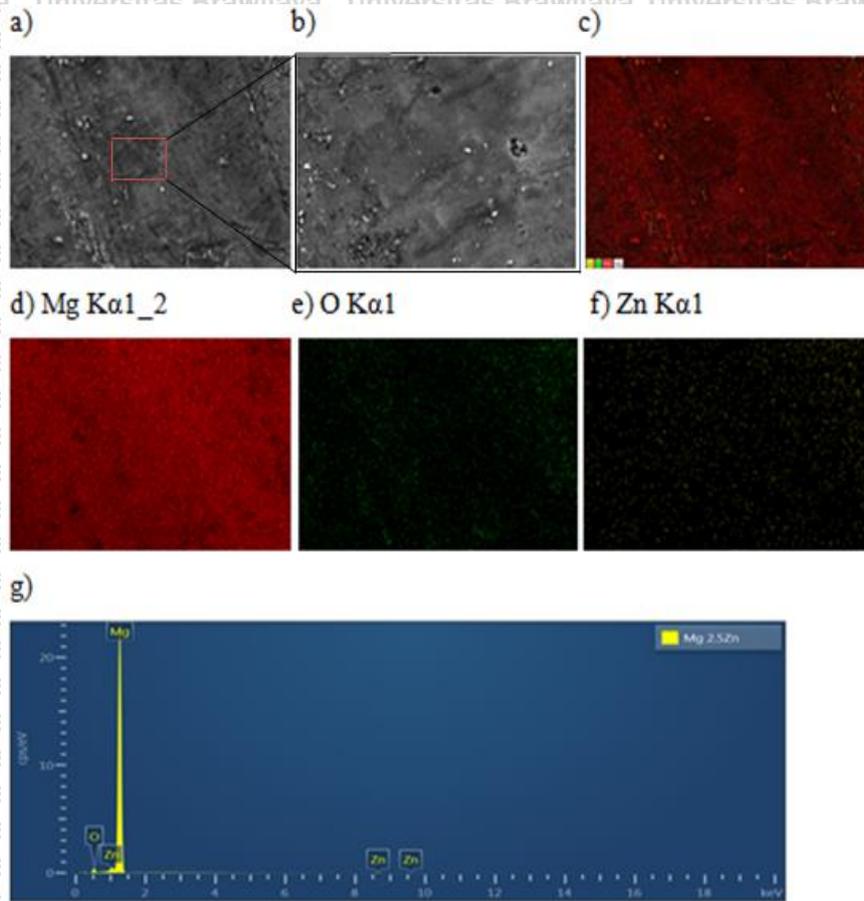
Tabel 4.3

Komposisi Unsur Mg Murni

Element	Line Type	Weight %
Mg	K series	97.05
O	K series	2.95
Total		100.00

Dari Gambar 4.4 menunjukkan hasil SEM-EDS pada spesimen Mg murni dengan perbesaran 2000x dan 1500x. dan Gambar 4.4 (c) merupakan persebaran unsur Mg dan O dengan *weight%* Mg adalah 97,05% dan O adalah 2,95% dapat dilihat pada Tabel 4.3 dan Gambar 4.4 (f) untuk grafik elemen spesimen Mg murni.

b. Hasil SEM-EDS untuk variasi Mg-2,5Zn :



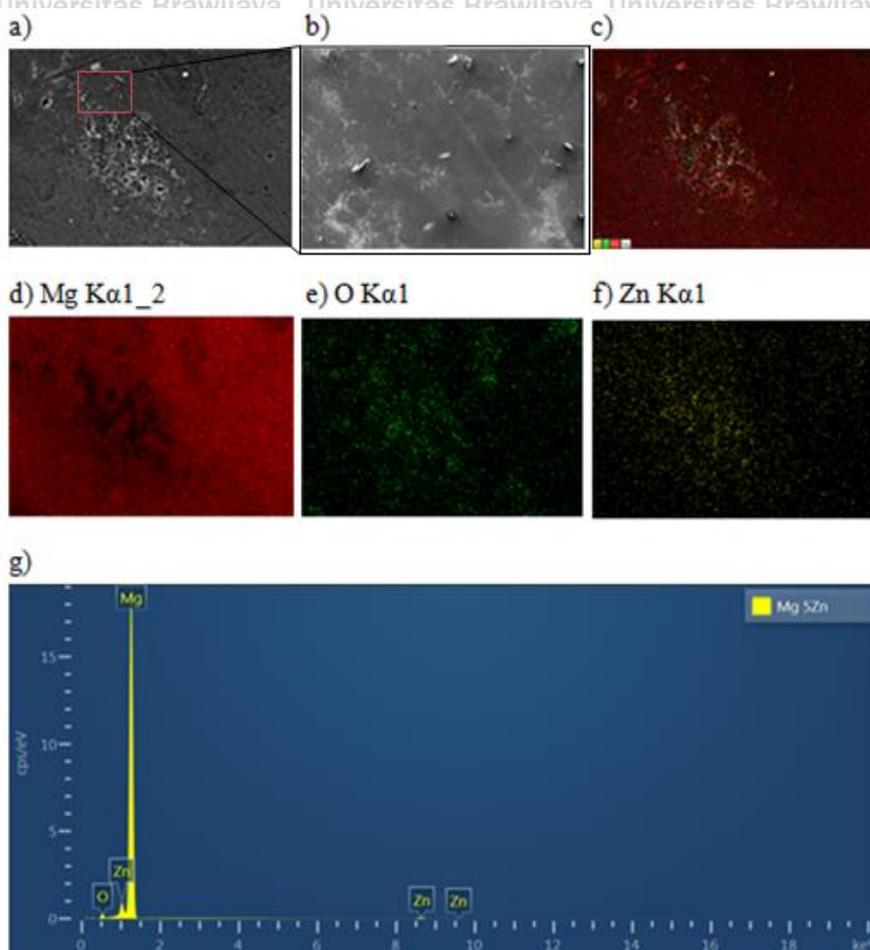
Gambar 4.5 a) Hasil SEM Mg-2,5Zn Perbesaran 1500x, b) Hasil SEM Mg-2,5Zn perbesaran 2000x, c) Komposisi Warna Persebaran SEM EDS Mg-2,5Zn, d) Persebaran Unsur Mg, e) Persebaran Unsur O, f) Persebaran Unsur Zn, g) Komposisi Elemen Spesimen Mg-2,5Zn

Tabel 4.4  
Komposisi Unsur Mg-2,5Zn

Element	Line Type	Weight %
O	K series	7.04
Mg	K series	91.09
Zn	K series	1.87
Total		100.00

Dari Gambar 4.5 menunjukkan hasil SEM-EDS pada spesimen Mg-2,5Zn dengan perbesaran 2000x dan 1500x, Gambar 4.5 (c) merupakan persebaran unsur Mg, O, dan Zn dengan *weight%* Mg adalah 91,09%, O adalah 7,04%, dan Zn adalah 1,87% dapat dilihat pada Tabel 4.4 dan Gambar 4.5 (g) untuk grafik elemen spesimen Mg-2,5Zn. Dapat dilihat pada Gambar 4.5 (f) penambahan Zn terdeteksi merata di paduan Mg.

c. Hasil SEM-EDS untuk variasi Mg-5Zn :



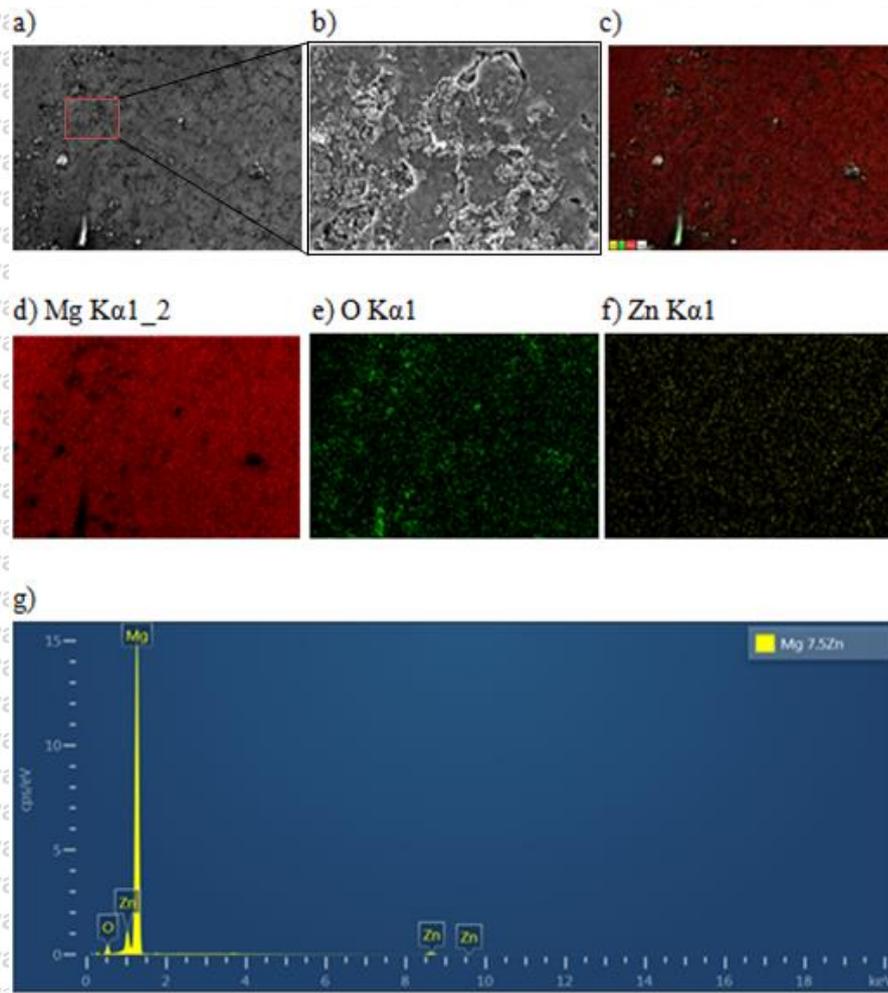
Gambar 4.6 a) Hasil SEM Mg-5Zn Perbesaran 1500x b) Hasil SEM Mg-5Zn Perbesaran 2000x, c) Komposisi Warna Persebaran SEM EDS Mg-5Zn, d) Persebaran Unsur Mg, e) Persebaran Unsur O, f) Persebaran Unsur Zn, g) Komposisi Elemen Spesimen Mg-5Zn

Tabel 4.5  
Komposisi Unsur Mg-5Zn

Element	Line Type	Weight %
Mg	K series	89.67
Zn	K series	5.47
O	K series	4.86
Total		100.00

Dari Gambar 4.6 menunjukkan hasil SEM-EDS pada spesimen Mg-5Zn dengan perbesaran 2000x, dan gambar 4.6 (c) merupakan persebaran unsur Mg, O, dan Zn dengan *weight%* Mg adalah 89,67%, O adalah 4,86%, dan Zn adalah 5,47% dapat dilihat pada Tabel 4.5 dan Gambar 4.6 (g) untuk grafik elemen spesimen Mg-5Zn. Dapat dilihat pada Gambar 4.6 (f) penambahan Zn terdeteksi merata di paduan Mg.

d. Hasil SEM-EDS untuk variasi Mg-7,5Zn ditunjukkan pada gambar berikut.



Gambar 4.7 a) Hasil SEM Mg-7,5Zn Perbesaran 1500x b) Hasil SEM Mg-7,5Zn Perbesaran 2000x, c) Komposisi Warna Persebaran SEM EDS Mg-7,5Zn, d) Persebaran Unsur Mg, e) Persebaran Unsur O, f) Persebaran Unsur Zn, g) Komposisi Elemen Spesimen Mg-7,5Zn

Tabel 4.6  
Komposisi Unsur Mg-7,5Zn

Element	Line Type	Weight %
Mg	K series	83.71
Zn	K series	7.46
O	K series	8.83
Total		100.00

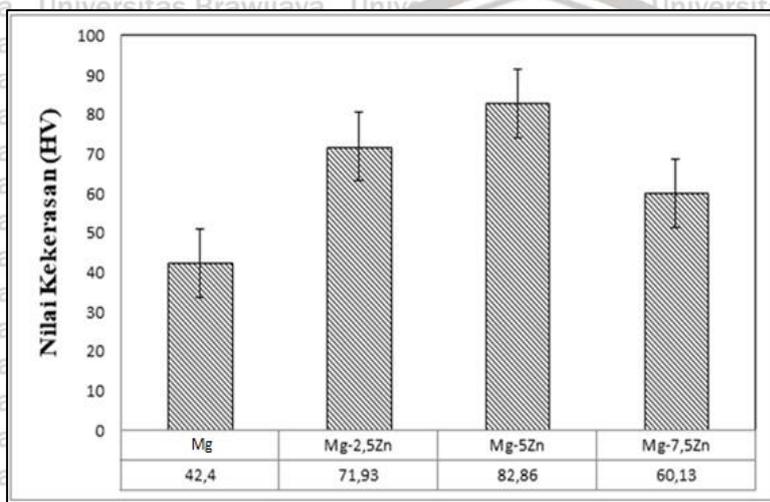
Dari Gambar 4.7 menunjukkan hasil SEM-EDS pada spesimen Mg-7,5Zn dengan perbesaran 2000x dan 1500x, Gambar 4.7 (c) merupakan persebaran unsur Mg, O, dan Zn dengan *weight%* Mg adalah 83,71%, O adalah 8,83%, dan Zn adalah 7,46% dapat dilihat pada Tabel 4.6 dan Gambar 4.7 (g) untuk grafik elemen spesimen Mg-7,5Zn. Dapat dilihat pada Gambar 4.7 (f) penambahan Zn terdeteksi merata di paduan Mg.

#### 4.5 Pembahasan

Dari hasil dan pembahasan yang telah dilakukan telah didapatkan hasil dari berbagai variasi yang telah di tentukan sebelumnya yaitu Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, dan Mg-7,5Zn. Dan melewati beberapa pengujian secara *in vitro* yaitu uji kekerasan, uji laju korosi, uji SEM-EDS, dan uji XRD. Penelitian ini dimaksudkan untuk mendapat komposisi yang pas dari variasi paduan Mg-Zn yang beberapa tahun terakhir ini menjadi sorotan para peneliti karna kemampuannya yang dapat terdegradasi secara alami ketika menjadi material dari implan tulang logam serta sifat mekanis yang dimiliki Mg hampir mirip dengan yang dimiliki oleh tulang dan tidak akan menimbulkan efek racun pada tubuh dengan Mg sebagai material dasar. Apabila dibandingkan dengan penelitian yang telah dilakukan Zhang (2010), dimana proses penggabungan Mg-Zn menjadi satu paduan menggunakan metode *casting*. Dan dengan menggunakan metode *hot pressing* memiliki hasil yang lebih baik dapat dilihat dari segi nilai kekerasan dan laju korosinya jika penambahan komposisi Zn yang tepat pada Mg akan membentuk fasa intermetalik dan dapat mempengaruhi nilai kekerasannya. Pada penelitian yang telah dilakukan Zhang (2010) dengan variasi Mg-6Zn mendapatkan laju korosinya sebesar 2,32 mm/year sedangkan pada penelitian kali ini dengan variasi Mg-5Zn yang memiliki hasil terbaik dengan laju korosinya sebesar 0,16869 mm/year, serta larutan yang digunakan Zhang (2010) adalah larutan SBF sedangkan pada penelitian kali ini menggunakan larutan HBSS sebagai media dalam uji laju korosi. Dari penelitian Zhang juga dalam komposisi paduannya masih terdapat unsur Al yang berbahaya bagi tubuh ketika diaplikasikan sebagai implan, berbeda dengan penelitian kali ini sudah tidak ada mengandung unsur yang berbahaya bagi tubuh seperti Al. Dalam penelitian ini terbukti bahwa dengan penggunaan material paduan Mg-Zn dengan menggunakan beberapa variasi komposisinya menghasilkan nilai kekerasan dan laju korosi yang berbeda. Pada pengamatan uji kekerasan dengan penambahan Zn dengan komposisi tertentu pada Mg sebagai bahan dasar implan dapat meningkatkan nilai kekerasan yang menyebabkan butir-butirnya menjadi halus. Dan juga dapat menekan laju korosi dengan media HBSS dari implan biomaterial menggunakan paduan Mg-Zn. Menurut Sharma (2011) Zn biasanya digunakan sebagai elemen paduan untuk paduan magnesium, dan kekuatan luluh paduan magnesium meningkat dengan kandungan Zn. Salah satu metode yang paling berhasil untuk mengatasi masalah evolusi gas hidrogen dari paduan magnesium adalah dengan memadukan dengan Zn. Evolusi hidrogen dan uji Spektroskopi Impedansi Elektrokimia (EIS) mengungkapkan bahwa pada paduan dengan kandungan Zn yang lebih rendah menghasilkan H<sub>2</sub> yang kuat

selama degradasi dalam cairan tubuh, sedangkan paduan kaya Zn hampir tidak membentuk gas hidrogen.

Dari beberapa penelitian sebelumnya seperti Zhang (2010) yang juga melakukan penelitian secara *in vivo* yaitu metodologi penelitian secara langsung. Dimana peneliti memeriksa efek biologis pada sejumlah besar subjek *in vitro* pada percobaan di makhluk hidup secara langsung. Sedangkan pada penelitian kali ini hanya dilaksanakan secara *in vitro* dimana pengujian hanya dilakukan di laboratorium dan mengacu pada sebuah prosedur perlakuan yang diberikan dalam lingkungan terkendali diluar makhluk/organisme hidup. Jadi peralatan dan lingkungan dibuat sedemikian sehingga meyerupai atau mendekati keadaan didalam tubuh organisme hidup.

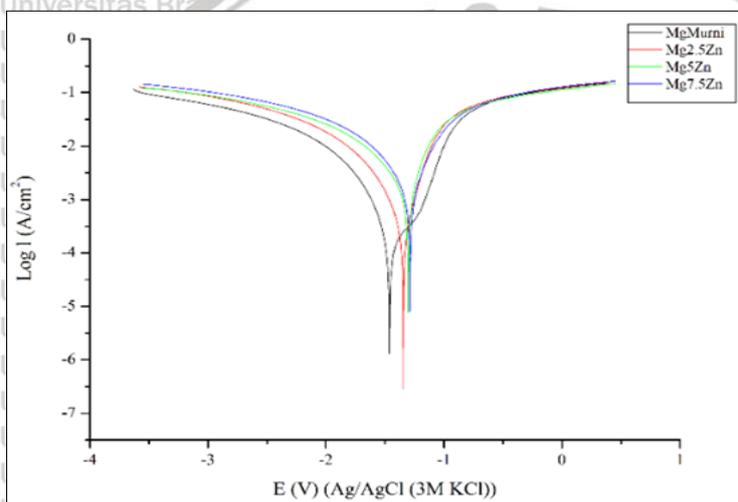


Gambar 4.8 Nilai kekerasan spesimen

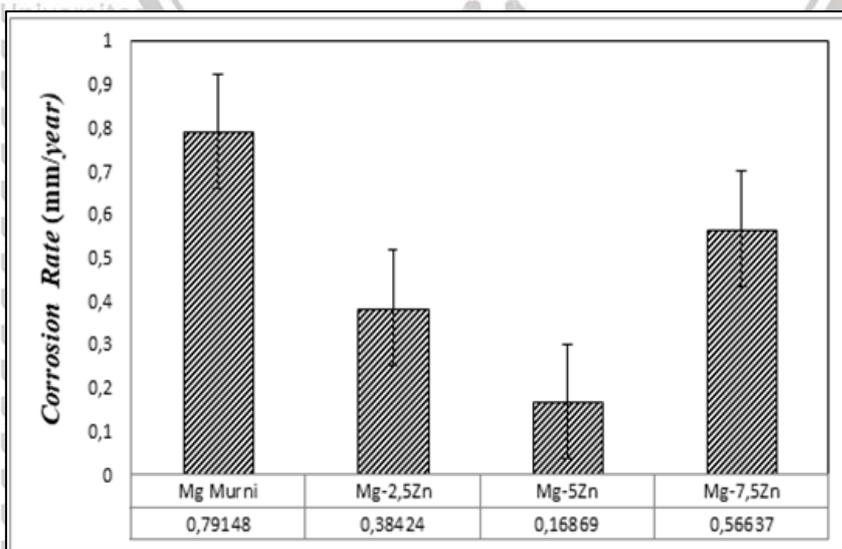
Dari Cai (2012) menjelaskan pada ukuran butir paduan Mg akan semakin halus dan kekuatan mekanik semakin meningkat dengan penambahan unsur Zinc sampai dengan 6%. Tetapi ketika ditambah Zn lebih dari 6% kekuatan paduan akan kembali menurun. Penambahan diatas 6% akan menimbulkan dendrit yang akan menimbulkan retakan-retakan yang baru pada batas butir sehingga menyebabkan nilai kekerasan paduan menurun, lebih dari penambahan 6% paduan akan membentuk butir sendiri dan tidak menghalangi pertumbuhan batas butirnya sehingga terdapat celah kecil pada batas butir dan akan menyebabkan retakan atau dendrit. Dari diagram *binary* fasa Mg-Zn sendiri batas maximum *solid solubility* dari Zn pada Mg adalah 6,2%. Dan retakan-retakan banyak terjadi pada paduan Mg-7,5Zn dari hasil SEM-EDS gambar 4.7 dan terdapat porositas yang terjadi pada paduan Mg-7,5Zn yang mempengaruhi nilai kekerasan dari paduan. Pada hasil pengujian XRD gambar 4.3 juga fasa *intermetallic* yang terbentuk hanya terjadi pada paduan Mg-5Zn dan Mg-2,5Zn. Dan pada hasil pengujian *Scanning Electron Microscopy*

(SEM). Gambar 4.6 dan gambar 4.5 paduan Mg-5Zn dan Mg-2,5Zn memiliki porositas yang paling sedikit, menunjukkan bahwa porositas yang rendah dapat meningkatkan nilai kekerasan dan memungkinkan terbentuknya fasa intermetalik sehingga terbukti terjadinya peningkatan nilai kekerasan.

Nilai kekerasan pada paduan ini juga dipengaruhi oleh struktur mikro. Paduan Mg-5Zn memiliki kekerasan paling tinggi dan Mg murni memiliki kekerasan terendah, dapat dilihat pada Gambar 4.8. Pada paduan Mg-5Zn mengalami pembentukan fasa intermetalik dan jumlah pori-pori paling sedikit. Semakin sedikit pori-pori yang terbentuk pada fasa intermetalik yang terjadi, meningkatkan nilai kekerasan paduan. Dari semua hasil yang telah didapatkan paduan Mg-5Zn merupakan spesimen dengan nilai kekerasan yang paling dianggap biokompatibel untuk digunakan sebagai *orthopedic device* karena nilainya mendekati nilai kekerasan standar pada tulang yaitu 80-89HV.



Gambar 4.9 Tafel plot pada media HBSS



Gambar 4.10 Nilai laju korosi

Pada Gambar 4.8 dan Gambar 4.10 dapat dilihat semakin banyaknya penambahan unsur Zn akan memperlambat proses korosi. Hal ini dikarenakan menurut Song (2008), Zinc sendiri dapat menciptakan *passive film* pada permukaan yang akan melindungi dari kontak dengan lingkungan sehingga proses korosinya dapat diperlambat. Dengan adanya penambahan unsur Zn akan membuat sebuah *passive film* pada permukaan hingga penambahan 5% yang mana akan memperbaiki nilai laju korosi pada Magnesium. Tapi ketika penambahan lebih dari 5% akan membuat nilai laju korosinya kembali meningkat karena penambahan diatas 5% akan membuat *degradation rate* kembali meningkat akibat peningkatan intensitas fasa  $\alpha$  Mg sebagai anoda. Ketika katoda dan anoda bertemu makan akan terjadi perbedaan emf yang besar dan dapat mengakibatkan laju korosinya kembali naik bahkan dapat menimbulkan terjadinya proses korosi galvanik (Cai, 2012).

Dan dapat dilihat pada hasil pengujian laju korosi dengan penambahan 5% akan membuat nilai laju korosi pada Mg menurun yaitu pada paduan Mg-5Zn yaitu 0,16869 mmpy, sedangkan dengan penambahan diatas 5% akan kembali meningkatkan nilai laju korosi dari Mg yaitu pada paduan Mg-7.5Zn dengan *corrosion rate* 0,56637 mmpy. Bisa saja terjadi akibat adanya *pitting corrosion* yang ditimbulkan karena permukaan benda kerja adanya dendrit yang akan menimbulkan retakan – retakan dan porositas yang baru pada batas butir sehingga menyebabkan adanya *pitting corrosion*. Dari Cai (2012) menjelaskan pada ukuran butir paduan Mg akan semakin halus dan kekuatan mekanik semakin meningkat tetapi dengan penambahan diatas 6% akan menimbulkan dendrit yang akan menimbulkan retakan – retakan yang baru pada batas butir. Nilai laju korosi pada Mg dapat dikontrol atau dikendalikan dengan cara penambahan massa dari Zn yang menjadi paduan dari Mg serta dapat meningkatkan sifat mekanik dari Mg itu sendiri. (Liu, 2018)

Pada Gambar 4.3 menampilkan hasil XRD menggunakan aplikasi *match* dapat dilihat perbedaan dari keempat data adalah dari ketinggian intensitas *peak*-nya. Ketinggian intensitas *peak* dari paduan Mg-5Zn adalah yang paling tinggi dan terendah terjadi pada Mg murni. Namun pada paduan Mg-7,5Zn sedikit mengalami penurunan *peak*. Bisa dilihat pada paduan Mg-2,5Zn dan paduan Mg-5Zn terbentuk fasa  $\alpha$  magneisum dan fasa *intermetallic* MgZn<sub>2</sub>. Pada paduan Mg-7,5 Zn hanya terbentuk fasa  $\alpha$  Mg dikarenakan berdasarkan diagram *binary* Mg-Zn batas maksimum *solid solubility* Zinc pada Mg adalah 6,2%. Fasa MgZn<sub>2</sub> inilah yang kemudian akan berubah menjadi fasa *intermetallic* paduan Mg-Zn ketika saat proses pendinginan berlangsung. Dan fasa *intermetallic* yang terbentuk inilah yang nantinya dapat meningkatkan nilai kekerasan pada spesimen.

Dari gambar hasil uji SEM-EDS yang telah dilakukan dari setiap paduan dan Mg murni dapat dilihat dengan adanya penambahan unsur Zn dapat meningkatkan kehalusan dari unsur Mg. Tapi penambahan pada unsur Mg paduan Mg-7,5Zn atau diatas 5% menurut Cai (2012) menjelaskan dimana dengan penambahan konsentrasi Zn akan membuat ukuran butir semakin kecil, namun hingga konsentrasi unsur Zinc sebesar 5% karna lebih dari itu paduan akan membentuk butir sendiri dan tidak menghalangi pertumbuhan batas butirnya dan akan menyebabkan retakan dan porositas pada paduan yang akan menyebabkan nilai kekerasannya malah akan menurun. Dan dilihat pada hasil gambar uji SEM-EDS pada Mg murni dan Mg-7,5Zn terdapat porositas yang terjadi. Dan porositas ini lah yang nantinya dapat menyebabkan *pitting corrosion* pada spesimen.

Ketetapan pemilihan komposisi yang tepat dapat mempengaruhi hasil pada setiap spesimen. Pada persentase komposisi yang ditunjukkan tabel komposisi pada masing-masing unsur sudah terdapat unsur lain yaitu Oksigen (O) yang disebabkan karna adanya proses oksidasi pada saat pembuatan spesimen. Dan unsur oksigen tertinggi terdapat pada variasi paduan Mg-7,5Zn. Menurut Liu (2018) dengan penambahan Zn hingga 5% dalam paduan Mg-Zn dapat memprhalus butir, meningkatkan ketahanan terhadap korosi serta meningkatkan kekuatan mekanik dari Mg. Adapun dasar penentuan variasi yang dipilih untuk mengetahui pengaruh yang ditimbulkan Zn pada Mg dengan mempertimbangkan diagram binary fasa Mg-Zn yang dimana maksimum penambahan komposisi Zn pada Mg adalah 6,2% Cai (2012). Sehingga pada penelitian kali ini peneliti memilih variasi Mg murni, Mg-2,5Zn, Mg-5Zn, dan Mg-7,5Zn. Walaupun Mg-5Zn memiliki hasil yang paling baik tetapi untuk digunakan dan diaplikasikan sebagai implan masih dibutuhkan beberapa pengujian *in vivo* dan *in vitro* lainnya agar didapatkan hasil yang lebih spesifik.



Halaman ini sengaja dikosongkan

## BAB V PENUTUP

### 5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil dari analisis data dan pembahasan pada penelitian yang telah dilakukan, maka disimpulkan bahwa penambahan Zn pada paduan Mg dapat mempengaruhi nilai kekerasan, dan nilai laju korosinya. Komposisi optimal yang paling cocok digunakan pada implan *bidegradable* adalah paduan Mg-5Zn dengan mempertimbangkan nilai kekerasan yang tinggi sebesar 82,86 HV dan laju korosinya yang rendah yaitu 0,16869 mm/year dibanding variasi dengan komposisi Zn lainnya sebagai *orthopedic device* dan yang paling dianggap biokompatibel.

### 5.2 Saran

1. Penelitian ini hanya merupakan awalan atau dasar dalam pengembangan implan *bidegradable* yang menggunakan unsur paduan Mg-Zn dengan menggunakan metode *hot press*. Maka dari itu diperlukan penelitian lanjut untuk didapatkannya implan *bidegradable* yang paling optimal untuk diterapkan.
2. Diperlukan beberapa proses pengujian lainnya agar didapat hasil yang lebih spesifik untuk digunakannya pada implan *bidegradable*.



Halaman ini sengaja dikosongkan

## DAFTAR PUSTAKA

- Adhika, D, R. 2018. Teknik Pengamatan Sampel Biologi dan Non-konduktif Menggunakan *Scanning Electron Microscopy*.
- Alimin. 2016. Analisis Kandungan Mineral Pasir Pantai Losari Kota Makassar Menggunakan XRF dan XRD.
- Cai. 2012. *Effect of Zn on Microstructure, Mechanical Properties and Corrosion Behavior of Mg-Zn Alloys*.
- Devita, H. 2015. Hubungan Kadar Magnesium dengan Kejadian Preeklamsi pada Ibu Hamil Trimester III di RSUP Dr. M. Djamil Padang Tahun 2015.
- Dumitrescu, A, L. 2011. *Antibiotics and Antiseptics in Periodontal Therapy*.
- Gapsari, Femiana. 2017. *Pengantar Korosi*. Malang: Universitas Brawijaya Press.
- Ghali, E. 2011. *Activity and Passivity of Magnesium (Mg) and Its Alloys*. Corrosion of Magnesium Alloy (pp. 66-114).
- Hermawan, H. 2019. Pengenalan pada biomaterial.
- Irwana, Indra. 2007. Pengaruh Perlakuan Panas Pada Anoda Korban Aluminium Galvalum Iii terhadap Laju Korosi Pelat Baja Karbon Astm A380 Grade C.
- Julinawati. 2015. *Applying sem-edx techniques to identifying the types of mineral of jades*.
- Kumayasari, Magdalena F. 2017. Comparison Study of Hardness Testing By Using Rockwell Superficial VS Microvickers.
- Kuntarti. 2005. Keseimbangan Cairan, Elektrolit, Asam, dan Basa. *Depok : Fakultas Ilmu Keperawatan Universitas Indonesia*.
- Liu, C. 2018. Biodegradable Magnesium Alloys Developed as Bone Repair Materials: A Review. *Zhejiang University, China*.
- Lu, Y. 2015. Effects of secondary phase and grain size on the corrosion of biodegradable Mg–Zn–Ca alloys. *Material Science and Engineering C 48*, 480-486.
- Narayan, K. A. 2018. Polarization Techniques - Corrosion Rate Determination. *Advances in Corrosion Engineering. NPTEL Web Course*.
- Noorisa, Riswanda. 2017. The Characteristic of Patients With Femoral Fracture in Department of Orthopaedic and Traumatology RSUD Dr. Soetomo Surabaya 2013-2016. *Vol 6 no 1, Airlangga University*.
- Manivasagam, Geetha, Dhinasekarana, Durgalakshmi & Rajamanickam, Asokamani. 2010. Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention – A Review. *Recent Patents on Corrosion Science, 2010, 2, 40-54*.
- Meadows, Geoffrey W. 1968. *Hot Pressing Process*.
- Multazam, Ahmad. 2014. Pengaruh Temperatur pada Proses Hot Isostatic Pressing terhadap Porositas, Keausan dan Mikrostruktur Sludge Powder Duralumin. *Jurusan*

*Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Brawijaya Jl. Mayjen Haryono No. 167, Malang, 65145, Indonesia.*

Olszta, J. M. 2007. *Bone structure and formation. A new perspective.*

Parinduri, A, G. 2018. Identifikasi Tulang Belulang. *Vol 1 No 1 januari 2018.*

Phermatasari, Kharisma. 2012. Pengaruh Perlakuan Panas Pada Anoda Korban Aluminium Galvalum Iii terhadap Laju Korosi Pelat Baja Karbon Astm A380 *Grade C. Jurnal Sains dan Seni ITS Vol. 1, No. 1, (Sept. 2012) ISSN: 2301-928X.*

Rusianto, T. 2009. *Hot Pressing Metalurgi Serbuk Aluminium Dengan Variasi Suhu Pemanasan. Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri Institu Sains & Teknologi AKPRIND Yogyakarta.*

Saito, E. 2011. *Designed Biodegradable and Osteoconductive Porous Scaffolds for Human Trabecular Bone.*

Sari, Nasmi H. (2018). *Material Teknik.*

Song. 2008. Effect of Zn On Mechanical Property and Corroton Property of Extruded Mg-Zn-Mn Alloy. *Institute of Metal Research, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, China.*

Sharma, Dharma P. 2011. Biodegradable Magnesium Alloys: A Review of Material Development and Applications. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Tissue Engineering Vol 12 (2011) pp 25-39.*

Staiger. 2006. Magnesium and its Alloys as Orthopedic Biomaterials. *Journal of Biomaterials, University of Cantenbury, 27: 1728–1734.*

Utomo, B. 2012. Jenis Korosi Dan Penanggulangannya. *Kapal, 6(2), 138–141.*

Vika, Arwida F, S. 2018. Penentuan Beban Indentor Ideal *Micro Vickers Hardness Tester Matsuzawa MMT-X7.*

Wan, P. 2016. Surface Modification on Biodegradable Magnesium Alloys as Orthopedic Implant Materials to Improve the Bio-adaptability: A Review. *Journal of Material and Science, Vol 32.*

Wicaksono, D. 2017. Teknik Preparasi Sampel Dalam Analisis Mineralogi Dengan XRD (*X-RAY DIFFRACTION*) Di Departemen Teknik Geologi, Fakultas Teknik, UGM.

Widhyari, S. 2012. *The Role and Deficiency of Zinc Mineral In Immune System.*

Zhang, S. 2010. Research on an Mg–Zn alloy as a degradable biomaterial. *Acta Biomaterialia, 626–640.*

Zhang, S. 2009. In vitro degradation, hemolysis and MC3T3-E1 cell adhesion of biodegradable Mg–Zn alloy. *materials Science and Engineering C 29 (2009) 1907–1912.*

Zhao, yan. 2018. Corrosion resistance and adhesion strength of a spin-assisted layer-by-layer assembled coating on AZ31 magnesium alloy. *Applied Surface Science 434, 787-795.*

Zubyabdi, Achmad. 2020. *Material Sandwich Teori, Desain, dan Aplikasi.*





Halaman ini sengaja dikosongkan



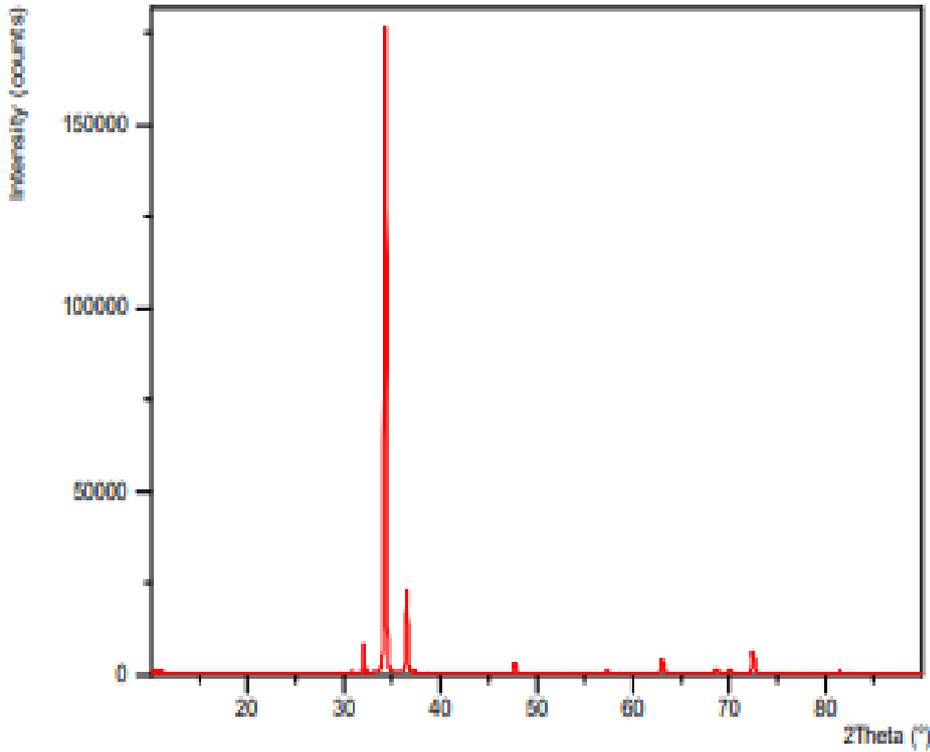
### Lampiran 2 Data Hasil Pengujian X-ray Diffraction (XRD) Mg-2,5Zn

#### Data Viewer



Mg-2.5Zn.xrdml

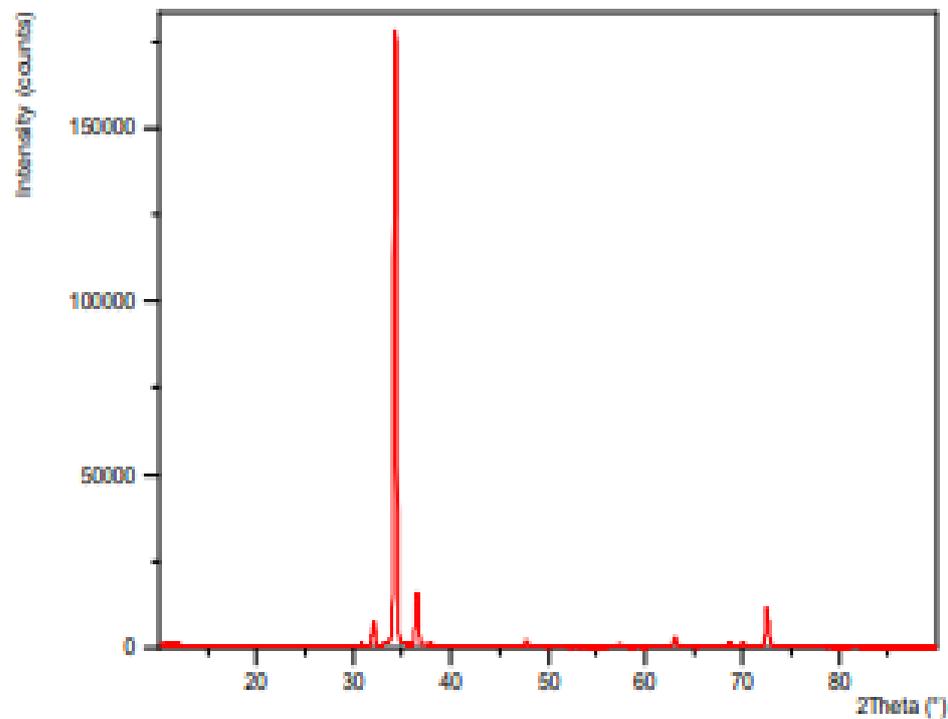
Scan range (°): 10.0000 - 89.9968  
Start position (°): 10.0084  
End position (°): 89.9885  
Step size (°): 0.0167  
No. of points: 4787  
Scan mode: Continuous  
Counting time (s): 10.160



**Lampiran 3** Data Hasil Pengujian X-ray Diffraction (XRD) Mg-5Zn**Data Viewer**

Mg-5Zn.xrdml

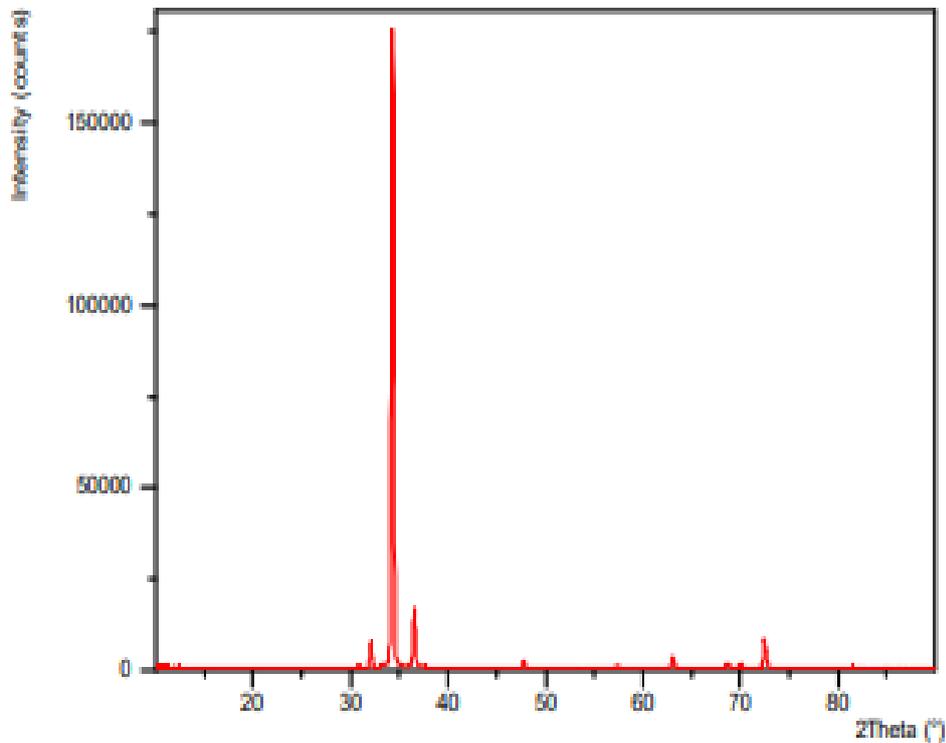
Scan range (°): 10.0000 - 89.9968  
Start position (°): 10.0084  
End position (°): 89.9885  
Step size (°): 0.0167  
No. of points: 4787  
Scan mode: Continuous  
Counting time (s): 10.160



**Lampiran 4** Data Hasil Pengujian *X-ray Diffraction* (XRD) Mg-7,5Zn**Data Viewer**

Mg-7.5Zn.xrdml

Scan range (°): 10.0000 - 89.9968  
Start position (°): 10.0084  
End position (°): 89.9885  
Step size (°): 0.0167  
No. of points: 4787  
Scan mode: Continuous  
Counting time (s): 10.160



## Lampiran 5 Data Hasil Pengujian Kekerasan

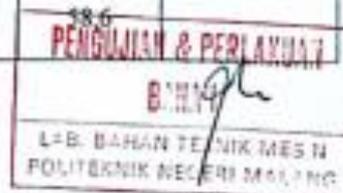


### TABEL UJI KEKERASAN *MICRO-VICKERS*

Nama : Devin Amindya Satyatma  
 NIM : 175060207111005  
 Instansi : Teknik Mesin – Universitas Brawijaya  
 Hari/Tanggal pengujian : Kamis, 10 Desember 2020

No	Spesimen	Kekerasan (HV)	
		Nilai	Rata-rata
1	Mg Murni	42,1	42,4
		43,7	
		41,4	
2	Mg-2,5 Zn	65,3	71,93
		76,7	
		73,8	
3	Mg-5 Zn	83,4	82,86
		80,7	
		84,5	
4	Mg-7,5 Zn	60,8	60,13
		61	
		58,6	

Note:  
 1. Force: 30 gf  
 2. Dwell: 15 detik

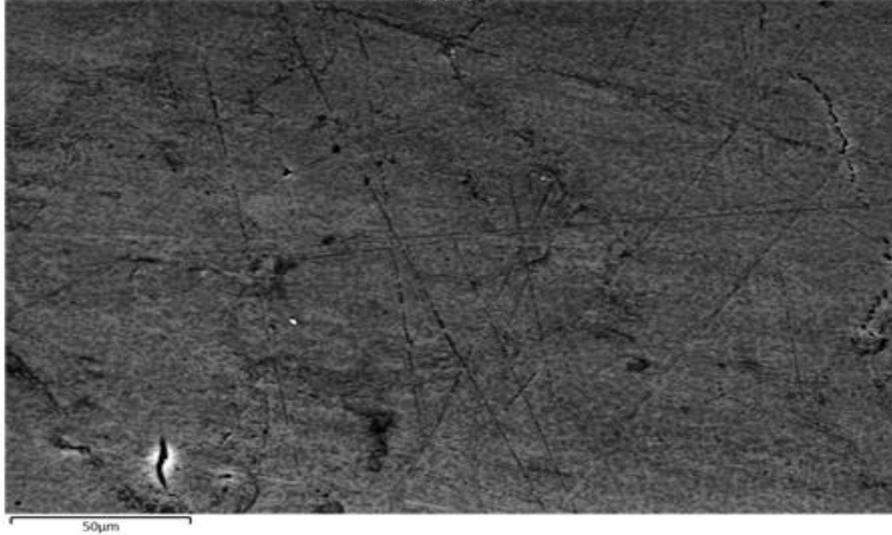


### Lampiran 6 Data Hasil Pengujian SEM-EDS Mg Murni

08122020

12/15/2020

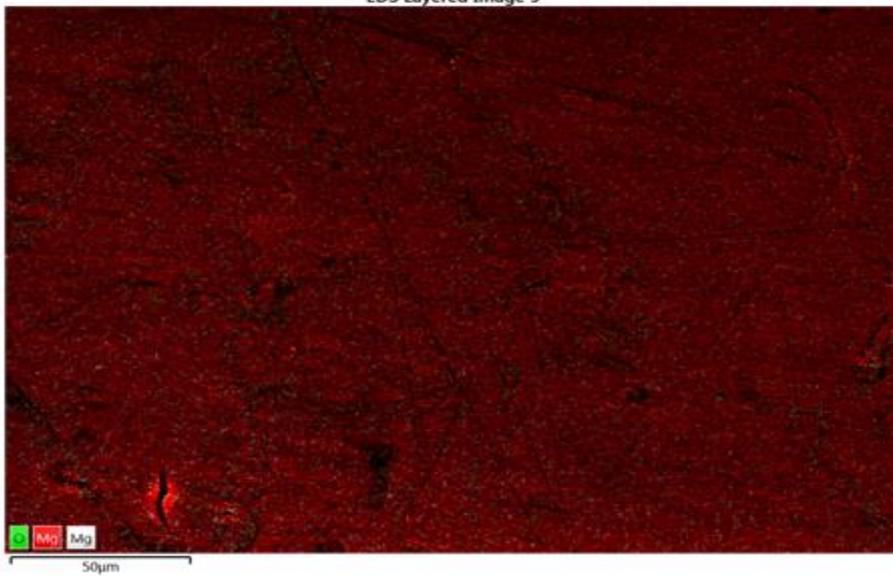
Mg murni

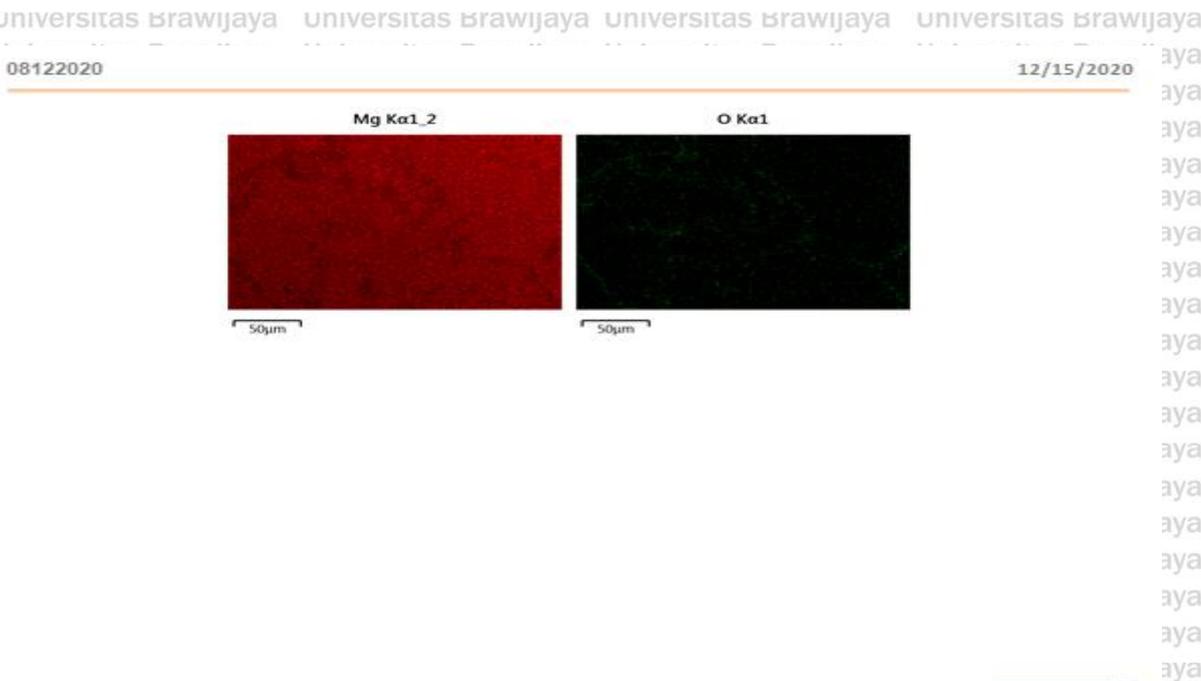


08122020

12/15/2020

EDS Layered Image 5





Universitas Brawijaya Universitas Brawijaya Universitas Brawijaya Universitas Brawijaya



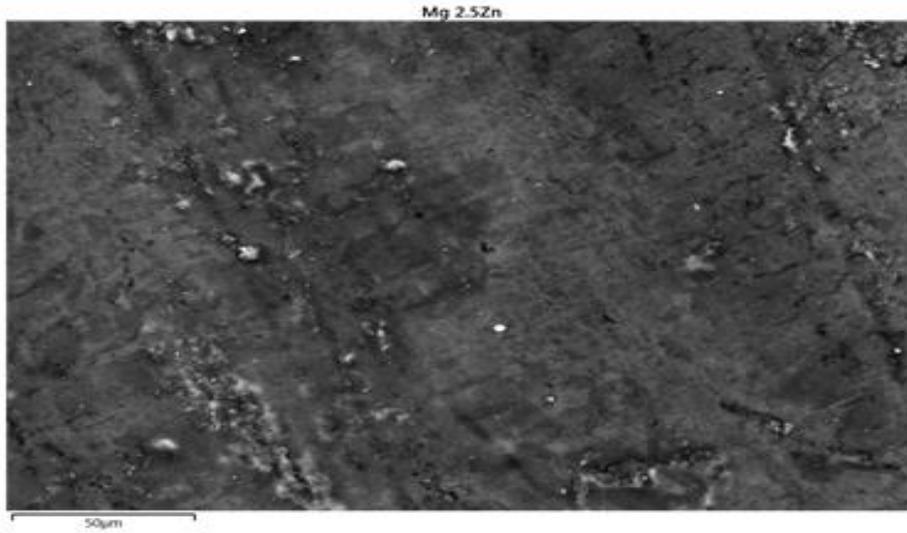
Element	Line Type	Weight %	Weight % Sigma	Atomic %
Mg	K series	97.05	0.13	95.59
O	K series	2.95	0.13	4.41
Total		100.00		100.00



Lampiran 7 Data Hasil Pengujian SEM-EDS Mg-2,5Zn

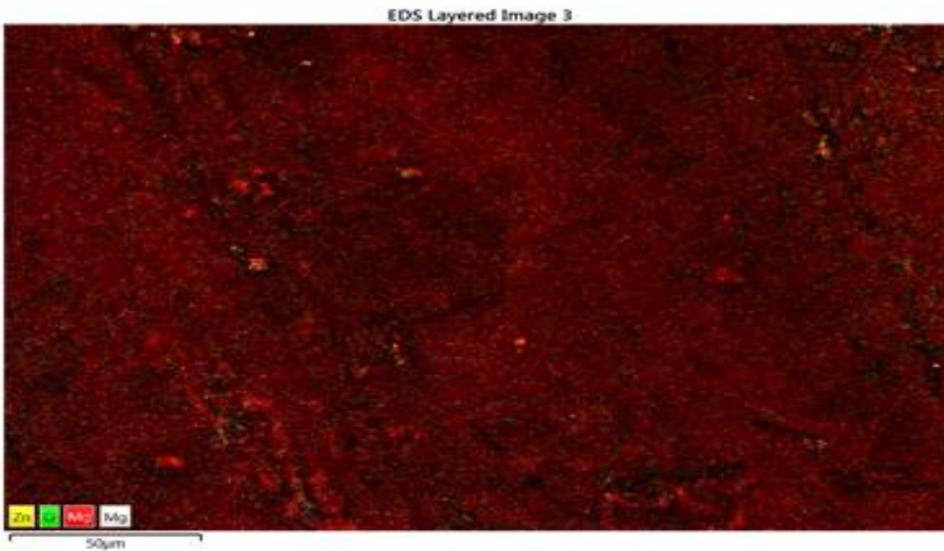
08122020

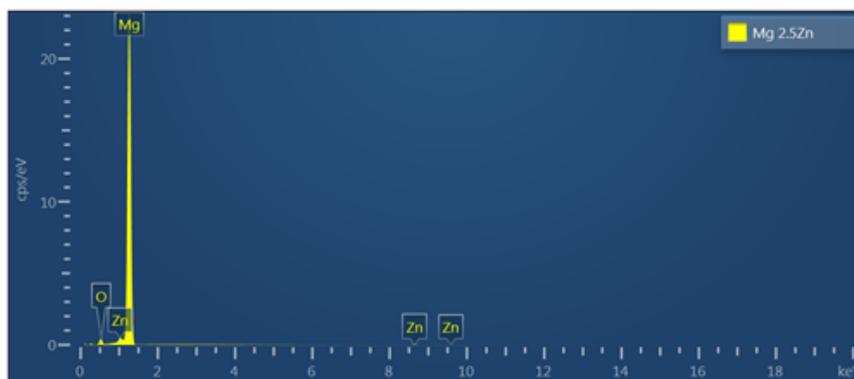
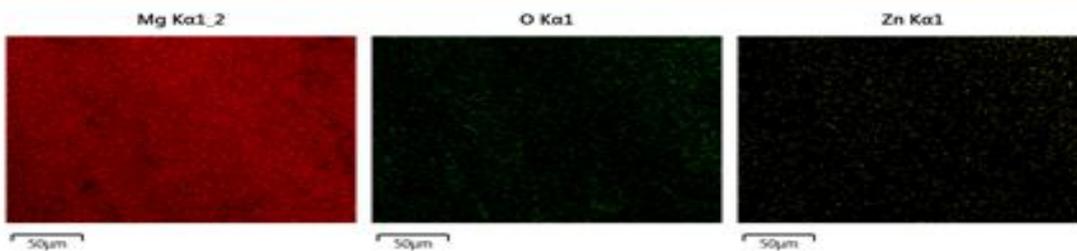
12/15/2020



08122020

12/15/2020





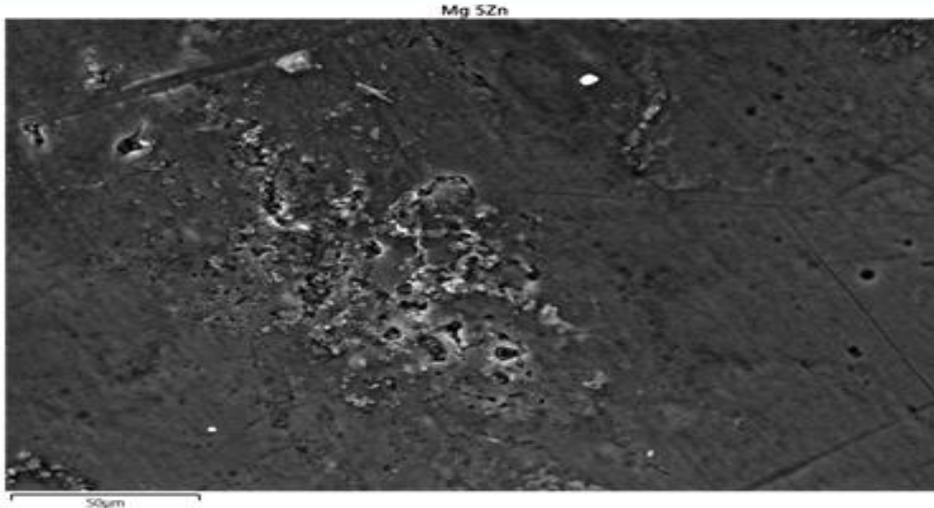
Element	Line Type	Weight %	Weight % Sigma	Atomic %
O	K series	7.04	0.15	10.44
Mg	K series	91.09	0.19	88.88
Zn	K series	1.87	0.12	0.68
Total		100.00		100.00



### Lampiran 8 Data Hasil Pengujian SEM-EDS Mg-5Zn

08122020

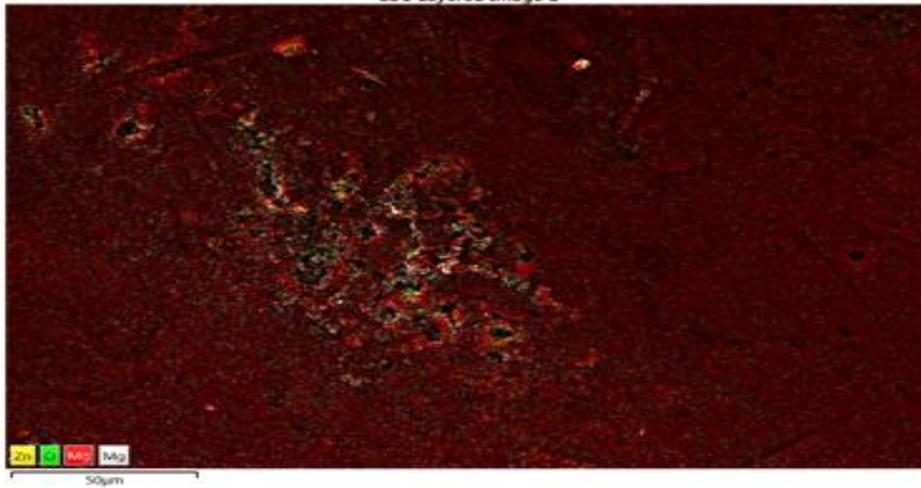
12/15/2020



Univ  
08122020

Universitas Brawijaya  
12/15/2020

EDS Layered Image 1

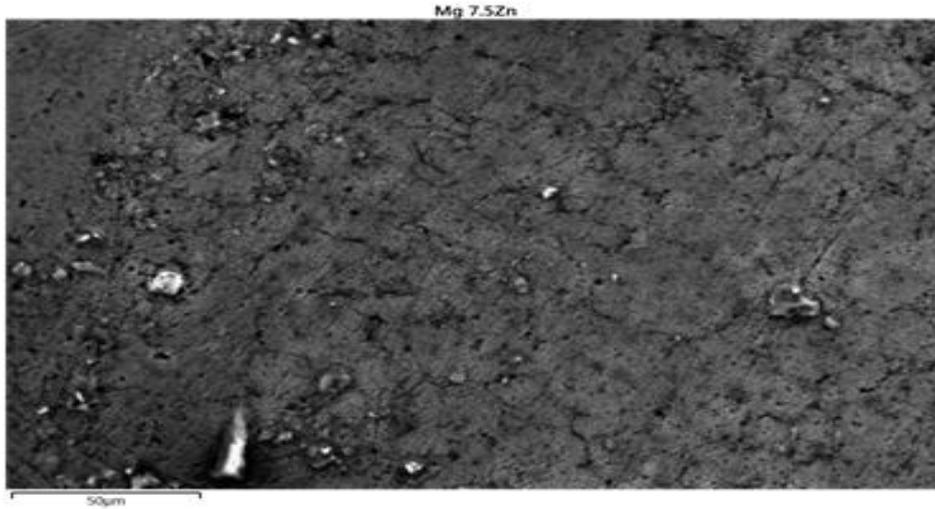




Lampiran 9 Data Hasil Pengujian SEM-EDS Mg-7,5Zn

08122020

12/15/2020



08122020

12/15/2020

