

TUGAS AKHIR - TL234839

**PENGARUH BEDA POTENSIAL DAN WAKTU PROSES PEO
TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI MG AZ61
UNTUK APLIKASI ORTOPEDI DENGAN PENAMBAHAN
GLISEROL**

YOHANA CAROLINE SYDNEY MUNTHE
NRP 5011201147

Dosen Pembimbing
Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
NIP 197605282002121003
Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D.
NIP 197701162003122007

Program Studi Teknik Material
Departemen Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2024

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



TUGAS AKHIR - TL234839

**PENGARUH BEDA POTENSIAL DAN WAKTU PROSES PEO
TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI MG AZ61
UNTUK APLIKASI ORTOPEDI DENGAN PENAMBAHAN
GLISEROL**

YOHANA CAROLINE SYDNEY MUNTHE
NRP 5011201147

Dosen Pembimbing
Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
NIP 197605282002121003
Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D.
NIP 197701162003122007

Program Studi Teknik Material
Departemen Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2024

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT - TL234839

**INFLUENCE OF POTENTIAL DIFFERENCE AND TIME OF
PEO ON MORPHOLOGY AND DEGRADATION RATE OF MG
AZ61 FOR ORTHOPEDIC APPLICATIONS WITH THE
ADDITION OF GLYCERIN**

YOHANA CAROLINE SYDNEY MUNTHE
NRP 5011201147

Advisor
Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
NIP 197605282002121003
Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D.
NIP 197701162003122007

Study Program of Material Engineering
Department of Materials and Metallurgical Engineering
Faculty of Industrial Technology and Systems Engineering
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2024

(This page is intentionally blank)

LEMBAR PENGESAHAN

PENGARUH BEDA POTENSIAL DAN WAKTU PROSES PEO TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI MG AZ61 UNTUK APLIKASI ORTOPEDI DENGAN PENAMBAHAN GLISEROL

LAPORAN TUGAS AKHIR

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program Studi S-1 Teknik Material Departemen Teknik Material dan Metalurgi Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh : **YOHANA CAROLINE SYDNEY MUNTHE**
NRP. 5011201147

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.

Pembimbing

2. Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D.

Ko-Pembimbing

3. Prof. Dr. Ir. Sulistijono, DEA

Penguji

4. Budi Agung Kurniawan, S.T., M.Sc.

Penguji



Hx
SURABAYA
Juli, 2024

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

APPROVAL SHEET

INFLUENCE OF POTENTIAL DIFFERENCE AND TIME OF PEO ON MORPHOLOGY AND DEGRADATION RATE OF MG AZ61 FOR ORTHOPEDIC APPLICATIONS WITH THE ADDITION OF GLYCERIN

FINAL PROJECT

Submitted to fulfill one of the requirements
for obtaining a degree of Bachelor of Engineering at
Undergraduate Study Program of Material Engineering
Department of Materials and Metallurgical Engineering
Faculty of Industrial Technology and Systems Engineering
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

By : **YOHANA CAROLINE SYDNEY MUNTHE**
NRP. 5011201147

Approved by Final Project Examiner Team :

1. Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.


Advisor

2. Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D.


Co-Advisor

3. Prof. Dr. Ir. Sulistijono, DEA


Examiner

4. Budi Agung Kurniawan, S.T., M.Sc


Examiner





SURABAYA
July, 2024

(This page is intentionally blank)

PERNYATAAN ORISINALITAS

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama mahasiswa / NRP : Yohana Caroline Sydney Munthe / 5011201147
Departemen : Teknik Material dan Metalurgi FTIRS - ITS
Dosen Pembimbing / NIP : Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. /
197605282002121003
Dosen Ko-Pembimbing / NIP : Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D. /
197701162003122007

dengan ini menyatakan bahwa Tugas Akhir dengan judul “PENGARUH BEDA POTENSIAL DAN WAKTU PROSES PEO TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI MG AZ61 UNTUK APLIKASI ORTOPEDI DENGAN PENAMBAHAN GLISEROL” adalah hasil karya sendiri, bersifat orisinal, dan ditulis dengan mengikuti kaidah penelitian ilmiah.

Bilamana di kemudian hari ditemukan ketidaksesuaian dengan pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai dengan ketentuan yang berlaku di Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, 22 Juli 2024

Mengetahui
Dosen Pembimbing

(Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.)
NIP. 197605282002121003

Mahasiswa

(Yohana Caroline Sydney Munthe)
NRP. 5011201147

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

STATEMENT OF ORIGINALITY

The undersigned below:

Name of Student / NRP : Yohana Caroline Sydney Munthe / 5011201147
Department : Material and Metallurgical Engineering INDSYS - ITS
Advisor / NIP : Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. / 197605282002121003
Co-Advisor / NIP : Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D. / 197701162003122007

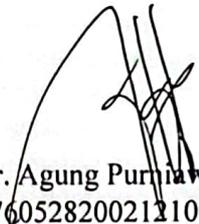
hereby declare that the Final Project with the title of "INFLUENCE OF POTENTIAL DIFFERENCE AND TIME OF PEO ON MORPHOLOGY AND DEGRADATION RATE OF MG AZ61 FOR ORTHOPEDIC APPLICATIONS WITH THE ADDITION OF GLYCERIN" is the result of my own work, is original, and is written by following the rules of scientific writing.

If in the future there is a discrepancy with this statement, then I am willing to accept sanctions in accordance with the provisions that apply at Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, 22nd July 2024

Acknowledged
Advisor

Student


(Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.)
NIP. 197605282002121003


(Yohana Caroline Sydney Munthe)
NRP. 5011201147

(This page is intentionally blank)

**PENGARUH BEDA POTENSIAL DAN WAKTU PROSES PEO TERHADAP
MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI MG AZ61 UNTUK APLIKASI ORTOPEDI
DENGAN PENAMBAHAN GLISEROL**

Nama Mahasiswa / NRP : Yohana Caroline Sydney Munthe / 5011201147
Departemen : Teknik Material dan Metalurgi FTIRS - ITS
Dosen Pembimbing : Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Dosen Ko-Pembimbing : Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D.

Abstrak

Tingkat kasus fraktur tulang yang tinggi menyebabkan peningkatan kebutuhan implan ortopedi seiring pertambahan kasusnya sehingga diperlukan material dengan *biodegradable*, biokompabilitas, dan sifat mekanik yang baik seperti magnesium. Laju degradasi yang cepat merupakan sebuah permasalahan besar pada magnesium sebagai salah satu material yang berpotensi untuk digunakan sebagai bahan implan tulang. Pada penelitian ini dengan metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO), bertujuan untuk menganalisis pengaruh beda potensial dan waktu oksidasi terhadap morfologi dan laju degradasi pada magnesium. Jenis paduan Mg yang digunakan adalah paduan AZ61 yang terdiri dari 6% Al, 1% Zn, dan 0,2% Mn. Elektrolit yang digunakan adalah Na_2SiO_3 sebesar 10 g/l, NaOH sebesar 2 g/l, KF sebesar 3 g/l, dan gliserol sebesar 2 ml/l. Penambahan gliserol bertujuan untuk meningkatkan lapisan oksida dan menurunkan laju degradasi pada hasil PEO. Dalam proses PEO, variabel yang digunakan adalah beda potensial sebesar 270 V, 285 V, dan 300 V, serta waktu oksidasi selama 5 menit, 10 menit, dan 15 menit. Setelah proses PEO dilakukan, dilakukan beberapa pengujian seperti pengujian SEM dan XRD yang dilakukan untuk mengetahui morfologi dan senyawa yang terbentuk. Setelah itu, untuk mengetahui laju degradasi dilakukan pengujian EIS, Tafel, dan *Weight Loss*. Berdasarkan hasil pengujian SEM, diperoleh bahwa sampel V3W15 memiliki densitas pori dan rata-rata ukuran pori terbesar sebesar 0,035 *measure*/mm² dan 1,555 μm , serta rata-rata ketebalan lapisan terbesar sebesar 18,127 μm . Dalam pengujian XRD, senyawa yang terbentuk pada sampel berupa MgO dan Mg₂SiO₄ dengan struktur kristal berupa polikristalin, serta MgF₂ dengan struktur kristal berupa amorf. Kemudian, pada pengujian EIS, ketahanan korosi tertinggi dimiliki oleh sampel V3W15 dengan nilai Rp sebesar 362,487 Ω dan dalam pengujian Tafel, laju degradasi terendah dimiliki oleh sampel V3W15 sebesar 0,003 mmpy. Dalam pengujian *weight loss*, sampel V3W15 juga memiliki laju degradasi terendah sebesar 0,291 mmpy sehingga dapat disimpulkan bahwa beda potensial dan waktu dalam PEO meningkatkan ketebalan lapisan dan mengurangi laju degradasi pada Mg AZ61.

Kata Kunci: AZ61, Gliserol, Implan Tulang, Laju Degradasi, Plasma Electrolytic Oxidation

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**INFLUENCE OF POTENTIAL DIFFERENCE AND TIME OF PEO ON
MORPHOLOGY AND DEGRADATION RATE OF MG AZ61 FOR ORTHOPEDIC
APPLICATIONS WITH THE ADDITION OF GLYCERIN**

Student Name / NRP : Yohana Caroline Sydney Munthe / 5011201147
Department : Material and Metalurgi Engineering INDSYS-ITS
Advisor : Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Co-Advisor : Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D.

Abstract

The high rate of bone fracture cases causes the need for orthopedic implants to increase as the cases increase, so material with biodegradable, biocompatible, and good mechanical properties are needed such as magnesium. Rapid degradation rate is a huge issue for magnesium as one of the materials that has a potential to be used as bone implant material. In this research with Plasma Electrolytic Oxidation (PEO) method, the purpose is to determine the influence of potential differences and oxidation time in morphology and degradation rate of magnesium. The electrolytes used are 10 g/l of Na₂SiO₃, 2 g/l of NaOH, 3 g/l of KF, and 2 ml/l of glycerol. The addition of glycerol aims to increase the oxide layer and reduce the rate of degradation in PEO results. In the PEO process, the variables used are potential differences of 270 V, 285 V, and 300 V, as well as oxidation times of 5 minutes, 10 minutes, and 15 minutes. After the process of PEO is done, there are some tests to proceed such as SEM and XRD tests that are carried out to determine the morphology and formed compound. After that, the tests that are carried out to determine the rate of degradation are EIS, Tafel, and Weight Loss tests. Based on the results of SEM test, it was obtained that the V3W15 sample had the largest number of pore density and the average pore size of 0,035 *measure*/mm² and 1,555 μm, as well as the largest average layer thickness of 18,127 μm. Then, in the XRD test, the compounds formed in the sample were in the form of MgO and Mg₂SiO₄ with a crystalline structure in the form of polycrystalline, and MgF₂ with a crystalline structure in the form of amorphous. In the EIS test, the highest corrosion resistance was owned by V3W15 sample with a value of R_p 362,487 Ω and in the Tafel test, the lowest degradation rate was owned by the sample V3W15 of 0,003 mmpy. In the weight loss test, the V3W15 sample also had the lowest degradation rate of 0,291 mmpy, so it can be concluded that the potential differences and time in PEO increase the thickness of coating and reduce the degradation rate in Mg AZ61.

Keywords: *AZ61, Bone Implant, Degradation Rate, Glycerol, Plasma Electrolytic Oxidation*

(This page is intentionally blank)

KATA PENGANTAR

Puji syukur dipanjatkan kepada Tuhan Yesus atas rahmat dan berkat-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan penelitian dan penulisan laporan Tugas Akhir yang berjudul **“Pengaruh Beda Potensial dan Waktu Proses PEO terhadap Morfologi dan Laju Degradasi Mg AZ61 untuk Aplikasi Ortopedi dengan Penambahan Gliserol”**. Selama proses penelitian, penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada berbagai pihak yang telah membantu dan memberi dukungan kepada penulis, di antaranya adalah:

1. Bapak Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing 1 yang telah mencurahkan segenap waktu, tenaga, dan pikiran untuk membimbing penulis dalam penelitian ini, serta memberikan semangat tanpa henti kepada penulis.
2. Bu Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D. selaku dosen pembimbing 2 yang telah menyediakan segenap waktu, tenaga, dan pikiran untuk membimbing penulis selama penelitian ini, serta memberikan motivasi yang membangun kepada penulis.
3. Bapak Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D. selaku Kepala Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS.
4. Ibu Vania Mitha Pratiwi, S.T., M.T. selaku dosen wali yang telah membimbing dan membantu penulis selama masa perkuliahan sejak perkuliahan *online* hingga sekarang.
5. Pihak lainnya yang berkontribusi dalam Tugas Akhir yang belum dapat penulis sebutkan satu per satu.

Penulis menyadari penulisan laporan ini masih jauh dari kesempurnaan. Oleh karena itu, penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun dari pembaca. Semoga laporan ini dapat berguna bagi penulis dan seluruh pihak terkait.

Surabaya, 22 Juli 2024

Penulis

Yohana Caroline Sydney Munthe

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	v
APPROVAL SHEET	vii
PERNYATAAN ORISINALITAS	ix
STATEMENT OF ORIGINALITY	xi
Abstrak	xiii
Abstract	xv
KATA PENGANTAR	xvii
DAFTAR ISI	xix
DAFTAR GAMBAR	xxi
DAFTAR TABEL	xxiii
BAB I PENDAHULUAN	3
1.1 Latar Belakang.....	3
1.2 Perumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan Penelitian.....	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Tulang Manusia.....	5
2.2 Implan Tulang.....	6
2.3 Magnesium.....	8
2.3.1 Paduan Magnesium.....	11
2.3.2 Mg AZ61.....	19
2.4 <i>Plasma Electrolytic Oxidation</i> (PEO).....	22
2.5 Gliserol.....	27
2.6 Penelitian Sebelumnya.....	28
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	35
3.1 Diagram Alir.....	35
3.2 Alat dan Bahan Penelitian.....	36
3.2.1 Alat Penelitian.....	36
3.2.2 Bahan Penelitian.....	36
3.3 Metode Penelitian.....	36
3.4 Proses Pengujian.....	37
3.4.1 Preparasi Sampel.....	37
3.4.2 Analisa Sampel.....	37
3.4.3 Pengujian pada Sampel dengan Metode PEO.....	37
3.4.4 Metode <i>Plasma Electrolytic Oxidation</i> (PEO).....	37
3.5 Pengujian.....	40
3.5.1 Pengujian <i>Scanning Electron Microscopy</i> (SEM).....	40
3.5.2 Pengujian <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD).....	42
3.5.3 Pengujian <i>Electrochemical Impedance Spectroscopy</i> (EIS).....	44
3.5.4 Pengujian Tafel.....	46
3.5.5 Pengujian <i>Weight Loss</i>	48
3.6 Rancangan Penelitian.....	49
3.7 Jadwal Penelitian.....	49
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	51

4.1 Hasil Analisis Morfologi dan Unsur	51
4.1.1 Analisis <i>Scanning Electron Microscope</i> (SEM)	51
4.1.2 Analisis Ketebalan Lapisan.....	54
4.1.3 Analisis <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD).....	58
4.2 Hasil Analisis Laju Degradasi.....	66
4.2.1 Analisis <i>Electrochemical Impedance Spectroscopy</i> (EIS).....	66
4.2.2 Analisis Tafel	70
4.2.3 Analisis <i>Weight Loss</i>	75
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	75
5.1 Kesimpulan	79
5.2 Saran.....	79
DAFTAR PUSTAKA	76
LAMPIRAN.....	85
UCAPAN TERIMA KASIH	119
BIODATA PENULIS.....	cxx

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Struktur Tulang Manusia	5
Gambar 2.2 Struktur Dasar dan Rangsangan Mekanis pada Tulang	6
Gambar 2.3 Posisi Penyambungan Implan	8
Gambar 2.4 Implan Logam dalam Bidang Medis.....	8
Gambar 2.5 Klasifikasi dari Paduan <i>Nonferrous</i>	11
Gambar 2.6 Diagram Fasa Mg-Al	12
Gambar 2.7 Kekuatan Tarik, Kekuatan Lelah, dan Tegangan Mulur pada Jenis-Jenis Paduan Mg.....	13
Gambar 2.8 Grafik Tensile Strength dan Elongasi pada Tipe Paduan Mg.....	15
Gambar 2.9 Aplikasi pada Mg-based Biomaterial.....	17
Gambar 2.10 Aplikasi Mg-based Implan (a) Kardiovaskular Mg Stent, (b) MAGNEZIX screw, (c) Mikrokliip untuk Mikro Operasi pada Laryngeal, (d) Biodegradable Implan, dan (e) Penutup Luka.....	19
Gambar 2.11 Morfologi Permukaan pada Uji SEM dalam Waktu Berbeda dimana (a) AZ31-5, (b) AZ31-15, (c) AZ31-30, (d) AZ31-60, (e) AZ61-5, (f) AZ61-15, (g) AZ61-30, (h) AZ61-60, (i) AZ91-5, (j) AZ31-15, (k) AZ91-30, dan (l) AZ91-60.....	21
Gambar 2.12 Morfologi Cross Section Lapisan pada uji SEM dalam Waktu Berbeda dimana (a) AZ31-5, (b) AZ31-15, (c) AZ31-30, (d) AZ31-60, (e) AZ61-5, (f) AZ61-15, (g) AZ61-30, (h) AZ61-60, (i) AZ91-5, (j) AZ31-15, (k) AZ91-30, dan (l) AZ91-60	22
Gambar 2.13 Skema Pelapisan PEO pada Paduan Mg	24
Gambar 2.14 Mekanisme Proses PEO	24
Gambar 2.15 Skema Proses PEO	25
Gambar 2.16 Tampilan pada Intensitas <i>Discharge</i> dengan Peningkatan Waktu.....	25
Gambar 2.17 Struktur Molekul Gliserol	27
Gambar 2.18 Hasil Pengujian XRD pada Proses PEO dengan Konsentrasi Gliserol (a) 200 ml/l, (b) 100 ml/l, (c) 50 ml/l, dan (d) Tanpa Gliserol	29
Gambar 2.19 Hasil Pengujian XRD (a) Tanpa Gliserol dan (b) dengan Gliserol Sebanyak 4 ml/l.....	29
Gambar 2.20 Hasil pengujian SEM tentang Ketebalan Lapisan Setelah Proses PEO dengan Penambahan Gliserol (a) 0 ml/l, (b) 50 ml/l, (c) 100 ml/l, dan (d) 200 ml/l.....	30
Gambar 2.21 Perbandingan Pengaruh Penambahan Gliserol terhadap Ketebalan Lapisan Oksida (a) Range Sumbu X Sebesar 0-200 ml/l dan (b) Range Sumbu X Sebesar 0-15 ml/l.....	31
Gambar 2.22 Morfologi pada Lapisan PEO dengan Konsentrasi Gliserol Sebesar (a) 0 ml/l, (b) 50 ml/l, (c) 100 ml/l, dan (d) 200 ml/l.....	32
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian	35
Gambar 3.2 Tampilan Mg AZ61.....	36
Gambar 3.3 Diagram Hubungan Waktu dan Beda Potensial selama Proses PEO.....	39
Gambar 3.4 Alat uji PEO	39
Gambar 3.5 Alat Uji SEM	41
Gambar 3.6 Mekanisme XRD.....	42
Gambar 3.7 Alat Uji XRD	43
Gambar 3.8 Diagram Nyquist Plot.....	45
Gambar 3.9 Alat Uji EIS.....	45

Gambar 3.10 Kurva Polarisasi Tafel (Purwanto, 2018)	47
Gambar 4.1 Hasil SEM pada a) AZ61 base, b) V1W15, c) V2W15, dan d) V3W15	51
Gambar 4.2 Hasil SEM pada a) AZ61 base, b) V3W5, c) V3W10, dan d) V3W15	53
Gambar 4.3 Hasil SEM Cross Section dengan Perbesaran 5000x pada a) V1W15, b) V2W15, dan c) V3W15, serta Perbesaran 10000x pada d) V1W15, e) V2W15, dan f) V3W15	55
Gambar 4.4 Hasil SEM Cross Section dengan Perbesaran 5000x pada a) V3W5, b) V3W10, dan c) V3W15, serta Perbesaran 10000x pada d) V3W5, e) V3W10, dan f) V3W15	57
Gambar 4.5 Perbandingan Hasil XRD pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial	59
Gambar 4.6 Perbandingan Hasil XRD dengan Variasi Beda Potensial dalam Posisi Range a) 17°-39°, b) 39°-60°, dan c) 60°-84°	61
Gambar 4.7 Perbandingan Hasil XRD pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu	63
Gambar 4.8 Perbandingan Hasil XRD dengan Variasi Waktu dalam Posisi Range a) 17°-39°, b) 39°-60°, dan c) 60°-84°	65
Gambar 4.9 Tampilan Bentuk Sirkuit EIS	66
Gambar 4.10 Nyquist Plot pada Mg AZ61 base dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial	68
Gambar 4.11 Nyquist Plot pada Mg AZ61 <i>base</i> dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu	70
Gambar 4.12 Kurva Tafel pada Mg AZ61 <i>Base</i> dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial	72
Gambar 4.13 Kurva Tafel pada Mg AZ61 <i>Base</i> dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu	74
Gambar 4.14 Tampilan Pengujian Weight Loss.....	75
Gambar 4.15 Hasil Weight Loss pada Mg AZ61 base dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial.....	76
Gambar 4.16 Hasil <i>Weight Loss</i> pada Mg AZ61 <i>base</i> dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu	77

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Sifat Fisik pada Magnesium	9
Tabel 2.2 Perbandingan Sifat Fisik dan Mekanik dari Mg, Al, dan Fe	10
Tabel 2.3 Tingkat Toksisitas Magnesium	11
Tabel 2.4 Sifat Mekanik dan Aplikasi pada Paduan Mg	14
Tabel 2.5 Komposisi Kimia pada Beberapa Paduan Mg	15
Tabel 2.6 Sifat Mekanik dan Proses pada Paduan Mg	16
Tabel 2.7 Perbandingan Sifat Mekanik Tulang dan Beberapa Logam	16
Tabel 2.8 Keuntungan dan Kerugian Penggunaan Mg sebagai Biomaterial	18
Tabel 2.9 Komposisi Kimia pada AZ31 dan AZ61	19
Tabel 2.10 Komposisi dan Sifat Mekanik pada <i>Wrought Alloy</i>	20
Tabel 2.11 Perbandingan Laju degradasi pada AZ31 dan AZ61	20
Tabel 2.12 Perbedaan antara <i>Plasma Electrolytic Oxidation</i> dan <i>Hard Anodization</i>	23
Tabel 2.13 Beberapa Contoh Penambahan Aditif pada Proses PEO	26
Tabel 2.14 Sifat Fisik dan Kimia dari Gliserol	28
Tabel 2.15 Perbandingan E_{corr} dan i_{corr} pada Penelitian Sebelumnya	33
Tabel 2.16 Penelitian Sebelumnya.....	34
Tabel 3.1 Parameter <i>Setting</i> Pengujian EIS	46
Tabel 3.2 Parameter <i>Setting</i> Pengujian Tafel.....	48
Tabel 3.3 Rancangan Penelitian.....	49
Tabel 3.4 Jadwal Penelitian	50
Tabel 4.1 Rata-rata Densitas Pori dan Ukuran Pori pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial	52
Tabel 4.2 Rata-rata Densitas Pori dan Ukuran Pori pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu	54
Tabel 4.3 Rata-rata Ketebalan Lapisan pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial	56
Tabel 4.4 Rata-rata Ketebalan Lapisan pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu.....	58
Tabel 4.5 Hasil Data EIS pada Mg AZ61 <i>base</i> dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial	67
Tabel 4.6 Hasil Data EIS pada sampel AZ61 <i>base</i> dan sampel Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu	69
Tabel 4.7 Hasil Data Tafel pada Mg AZ61 <i>base</i> dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial	71
Tabel 4.8 Hasil Data Tafel pada Mg AZ61 <i>base</i> dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu	73

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Patah tulang atau fraktur tulang adalah suatu kondisi medis, dimana terjadi trauma pada bagian tulang dan gangguan integritas dari tulang, termasuk cedera pada sumsum tulang dan jaringan lainnya akibat dari beberapa hal seperti kecelakaan atau penyakit (Sukma Parahita & Kurniyanta, n.d.). Secara global, jumlah kasus fraktur diperkirakan telah mencapai hingga 56 juta orang dengan berbagai pengaruh seperti kecelakaan, peristiwa alam, ataupun penyakit berupa osteoporosis (Syamsuddin, 2017). Menurut Riset Kesehatan dasar atau disingkat Riskedas, pada tahun 2018 terdapat prevalensi kasus patah tulang sebesar 5,5% (Kemenkes RI, 2018). Salah satu cara dalam menangani kasus fraktur adalah dengan rekayasa jaringan tulang. Rekayasa jaringan tulang yang telah umum diteliti adalah *bone scaffold* yang dibuat dengan material bersifat *biodegradable* agar seiring berjalannya waktu, dapat terdegradasi tanpa terbentuknya produk yang tidak diinginkan (Yuwono et al., 2023).

Bone scaffold adalah salah satu bagian dari implan tulang. Implan tulang merupakan suatu alat yang berfungsi sebagai penopang dan penyangga tubuh. Material yang umum digunakan dalam implan tulang adalah *stainless steel* dan titanium, namun kedua material memiliki keterbatasan yaitu perihal *stress shielding* akibat dari tingginya nilai modulus Young pada kedua material (Zhou et al., 2021). Selain itu, sifat mekanik pada kedua material lebih tinggi daripada pada tulang manusia sehingga *stress shielding* tersebut akan menahan terjadi regenerasi pada tulang dan mengakibatkan terjadinya inflamasi pada implan. Setiap tahunnya terhitung lebih dari dua juta operasi dengan implan tulang dilakukan. Tingginya nilai kebutuhan terhadap implan tulang membutuhkan perkembangan pada implan *biodegradable* agar dapat diserap tubuh tanpa perlu dilakukan pengeluaran implan setelah proses penyembuhannya (Wang, You, et al., 2022).

Jenis logam yang bersifat *biodegradable* adalah besi (Fe), seng (Zn), dan magnesium (Mg). Pada Fe, terdapat sifat mekanik yang baik, biokompabilitas, dan biodegradabilitas. Namun, laju degradasinya terlalu lambat untuk memenuhi syarat. Sedangkan, pada Zn, memiliki laju degradasi lebih cepat daripada Fe, namun memiliki kekuatan dan keuletan yang rendah sehingga dibandingkan antara ketiga logam, maka magnesium menjadi salah satu material yang dikembangkan sebagai material untuk implan tulang. Logam ini memiliki biokompabilitas, biodegradabilitas, dan sifat mekanik yang sesuai dengan tulang manusia yaitu pada Mg nilai densitas dan modulus Young adalah sebesar $1,7 \text{ g/cm}^3$ dan 42 GPa, sedangkan pada tulang manusia nilai densitas dan modulus Young sebesar $1,8\text{-}2,1 \text{ g/cm}^3$ dan 3-20 GPa (Sezer et al., 2021).

Meskipun demikian, terdapat kekurangan seperti keuletan yang rendah sehingga untuk meningkatkan sifat mekanik, dilakukan penambahan unsur. Unsur-unsur yang digunakan dalam paduan Mg adalah Al, Ti, Mn, dan lain-lain. Paduan magnesium terbagi menjadi dua tipe yaitu *cast alloy* dan *wrought alloy*. Secara statistika, lebih dari 90% pada komponen paduan magnesium dihasilkan melalui proses *casting*, khususnya seri AZ, dimana paduan magnesium yang umum digunakan tergabung dalam seri Mg-Al termasuk AZ91 dan AM60 (Fu et al, 2012).

Pada Mg-Al, paduan yang umum digunakan adalah AZ31 dan AZ91, dimana paduan tersebut memiliki kekuatan yang baik sebagai material implan dan Al merupakan unsur yang mampu memberikan penguatan larutan padat dan pengerasan pengendapan (Sofyan & Ariati, 2013). Selain itu, pada seri AZ terdapat juga paduan AZ61 yang mengandung 6% Al, 1% Zn, dan 0,2% Mn. Paduan ini memiliki kekuatan, kekerasan, dan ketahanan korosi yang lebih baik dibandingkan dengan AZ31 yang merupakan material yang umum digunakan (Zhang et al., 2022). Akan tetapi, laju degradasi yang tinggi menjadi permasalahan dalam penggunaan magnesium (Sezer et al, 2021).

Untuk mengatasi permasalahan laju degradasi pada paduan Mg, dapat dilakukan berbagai cara seperti modifikasi permukaan berupa konversi kimia, deposisi elektroforesis, ataupun *plasma electrolytic oxidation* (PEO) sebagai salah satu caranya (Yang, 2023). PEO adalah salah satu proses perlakuan permukaan yang dapat menghasilkan lapisan seperti keramik yang tebal, keras, dan padat pada aluminium, titanium, magnesium, dan substrat paduan ringan lainnya. PEO dikenal juga sebagai *micro-arc oxidation* (MAO), *plasma chemical oxidation* (PCO), atau *anodic oxidation by spark discharge* (Sikdar et al., 2021). Definisi lain dari PEO adalah sebuah proses pelapisan konversi yang bertujuan untuk menyempurnakan permukaan beberapa bahan logam yang cenderung bersifat pasif dalam suatu elektrolit (Simchen et al., 2020).

Gliserol merupakan senyawa alkohol dengan gugus hidroksil berjumlah tiga buah yang dikenal sebagai 1,2,3-propanatriol ($\text{CH}_2\text{OH}-\text{CHOH}-\text{CH}_2\text{OH}$) oleh IUPAC (*International Union of Pure Applied Chemistry*) (Pagliaro, 2008). Menurut penelitian pada (Wu et al., 2009), penambahan gliserol dapat mempengaruhi ketebalan lapisan oksida menjadi lebih padat dan memiliki morfologi dengan pori-pori yang lebih homogen dalam ukuran dan distribusi yang lebih kecil, serta berpengaruh dalam laju degradasi.

Pada penelitian ini, jenis paduan magnesium yang digunakan adalah AZ61 sebagai substrat. Elektrolit yang digunakan adalah Na_2SiO_3 dengan konsentrasi sebesar 10 g/l, NaOH dengan konsentrasi sebesar 2 g/l, KF dengan konsentrasi sebesar 3 g/l, dan gliserol ($\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$) dengan konsentrasi sebesar 2 g/l. Variabel pada penelitian ini adalah beda potensial dengan variasi sebesar 270 V, 285 V, dan 300 V, serta waktu oksidasi dengan variasi selama 5 menit, 10 menit, dan 15 menit. Kedua variabel akan mempengaruhi hasil yang diperoleh pada substrat, baik dalam morfologi maupun laju degradasi. Mengingat permasalahan laju degradasi yang cukup tinggi pada magnesium, maka metode untuk mengatasi hal tersebut perlu dilakukan. Oleh karena itu, penelitian ini perlu dilaksanakan untuk mengetahui pengaruh beda potensial dan waktu oksidasi terhadap morfologi dan laju degradasi pada magnesium AZ61, serta mengetahui potensi penggunaan AZ61 dalam aplikasi biomaterial.

1.2 Perumusan Masalah

Berdasarkan uraian latar belakang di atas, maka rumusan masalah pada penelitian adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh beda potensial proses PEO terhadap morfologi dan laju degradasi Mg AZ61 dengan penambahan gliserol?

2. Bagaimana pengaruh waktu proses PEO terhadap morfologi dan laju degradasi Mg AZ61 dengan penambahan gliserol?

1.3 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah pada penelitian ditetapkan untuk mendapatkan hasil optimal dan sesuai dengan yang diharapkan adalah sebagai berikut:

1. Aliran daya listrik dalam proses PEO dianggap konstan.
2. Temperatur yang digunakan dalam proses PEO dianggap konstan.
3. Komposisi elektrolit yang digunakan dianggap homogen.
4. *Impurities* dari paduan Mg diabaikan.

1.4 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan yang ingin dicapai dari penelitian ini sebagai berikut:

1. Menganalisis pengaruh beda potensial proses PEO terhadap morfologi dan laju degradasi Mg AZ61 dengan penambahan gliserol.
2. Menganalisis pengaruh waktu proses PEO terhadap morfologi dan laju degradasi Mg AZ61 dengan penambahan gliserol.

1.5 Manfaat Penelitian

Hasil yang diperoleh dari penelitian diharapkan dapat memberikan manfaat sebagai berikut:

1. Hasil penelitian dapat dijadikan sebagai salah satu referensi pada studi literatur mengenai metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) pada paduan Mg AZ61 dengan penggunaan elektrolit berupa gliserol dalam aplikasi ortopedi.
2. Pelaksanaan penelitian dapat dijadikan sebagai salah satu sumber informasi mengenai potensi pada paduan Mg AZ61 dalam aplikasi ortopedi.
3. Hasil penelitian dapat dijadikan sebagai salah satu referensi dalam metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) pada paduan Mg AZ61 dengan variasi variabel berupa beda potensial dan waktu oksidasi.

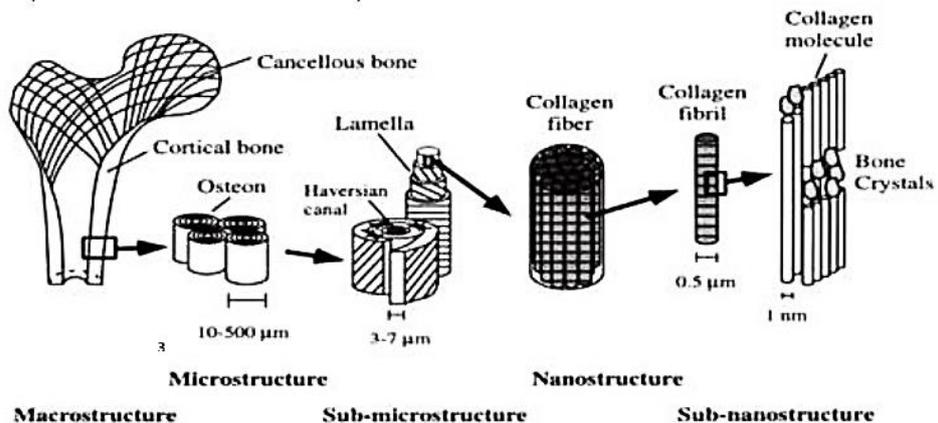
(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tulang Manusia

Tulang merupakan sebuah material komposit sel terbuka yang memiliki sistem vaskular kompleks dan terdapat sel, serat, dan matriks seperti jaringan ikat lainnya (Sukmana et al., 2016). Tulang juga dapat disebut sebagai material dengan hierarki struktur yang teratur dan kompleks, dimana dasar blok bangunan pada keluarga material tulang adalah fibril kolagen mineral yang terdiri dari kolagen protein berserat dalam bentuk struktural yang terdapat di kulit, tendon, dan berbagai jaringan lunak lainnya. Kolagen merupakan komponen utama dari matriks tiga dimensi, dimana mineral yang terbentuk disebut *dahlite* atau dikenal sebagai apatit berkarbonasi ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$) dan komponen utama lainnya adalah air (Weiner & Wagner, 1998). Dengan demikian, dapat dikatakan bahwa tulang adalah komposit dalam jaringan hidup yang memiliki kandungan 60% berat mineral, 30% berat matriks, dan 10% berat air (Lestari et al., 2022).

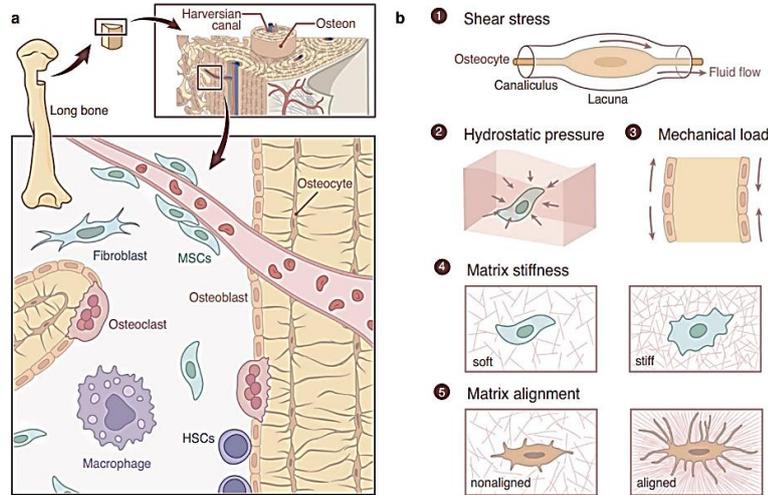
Struktur tulang terdiri dari dua yaitu tulang kortikal atau kompak (*cortical bone*) dan tulang seluler atau trabecular berpori (*cancellous bone*) yang termasuk ke dalam bagian inti tulang tersebut. Kedua jenis struktur tulang terdiri dari komposisi yang sama dengan proporsi bahan, tingkat porositas, dan organisasi yang berbeda. Diagram dari struktur tulang manusia mulai dari ukuran makro hingga sub-nano ditunjukkan oleh **Gambar 2.1** di bawah ini:



Gambar 2.1 Struktur Tulang Manusia (Sukmana et al., 2016)

Tulang dewasa terdiri dari tulang trabecular dan tulang cortical. Trabecular terletak di epiphysis dan di dalam tulang. Arah dari struktur tulang trabecular konsisten dengan jejak tegangan tulang, kemudian susunan dan ketebalan disesuaikan untuk menghasilkan sifat menahan beban yang optimal. Tulang cortical adalah lapisan eksternal tulang yang padat yang sangat penting untuk struktur tubuh dan penahanan beban karena ketahanannya yang tinggi terhadap kelenturan dan torsi. Pada manusia, tulang cortical terbuat dari struktur silindris yang disebut osteon. Osteon terdiri dari saluran sentral yang diisi dengan saraf dan pembuluh darah yang dikelilingi oleh lamellae konsentris. Lamellae yang melingkar dimasukkan di antara

osteon dan osteosit terkubur di dalam lamellae mineralisasi berserat (Wang, He, et al., 2022). Berikut adalah bentuk struktur dasar dari tulang yang ditunjukkan oleh **Gambar 2.3**:



Gambar 2.2 Struktur Dasar dan Rangsangan Mekanis pada Tulang (Wang, He, et al., 2022)

Gambar 2.2 menunjukkan struktur dasar dan rangsangan mekanis pada sel rangka tulang. Pada (a) menunjukkan sistem kerangka mengandung osteoblast, osteoklas, osteosit, dan lainnya yang sensitif terhadap rangsangan mekanis. Osteosit merupakan sensor mekanis di antara sel-sel dikarenakan struktur dan lokasinya dalam matriks tulang. Kemudian, pada (b) menunjukkan rangsangan mekanis yang terletak pada tulang yang termasuk tegangan geser, tekanan hidrostatis, beban mekanis, matriks kekakuan, dan penyesuaian matriks (Wang, He, et al., 2022).

Tulang merupakan salah satu jaringan terkeras di dalam tubuh manusia, dimana terdapat beberapa fungsi yaitu (a) menahan tekanan, (b) unsur utama dalam kerangka tubuh, (c) pelindung organ vital, (d) pembentuk sel darah pada sumsum tulang aktif, (e) penyokong struktur berotot, dan lain-lain. Struktur umum dari tulang terdiri dari matriks tulang, bahan intersel yang mengalami kalsifikasi, osteosit (sel tulang) pada rongga, osteoblas yang berperan sebagai sintesis bahan organik matriks tulang yaitu serabut kolagen dan glikoprotein, serta osteoklas yang berperan dalam perombakan matriks tulang dan perubahan bentuk pada jaringan tulang (Harjana, 2011).

2.2 Implan Tulang

Patah tulang atau disebut juga sebagai fraktur merupakan suatu kondisi medis, dimana terdapat gangguan integritas dari tulang, termasuk cedera pada sumsum tulang dan jaringan lainnya. Fraktur terbuka terbagi menjadi tiga tipe berdasarkan panjang lukanya, yaitu (1) tipe 1 dengan ukuran luka kurang dari 1 cm dan disebabkan oleh fragmen tulang yang menembus kulit, (2) tipe 2 dengan ukuran luka antara 1 sampai 10 cm dan tidak terdapat cedera jaringan lunak yang parah, serta (3) tipe 3 dengan ukuran luka lebih dari 10 cm dan terdapat kerusakan jaringan lunak yang signifikan (Sukma Parahita & Kurniyanta, n.d.). Untuk menangani hal tersebut, salah satu metode yang dapat dilakukan adalah dengan pemberian implan tulang.

Implan tulang merupakan suatu alat yang berfungsi untuk menopang dan menyangga bagian tubuh yang mengalami kerusakan. Implan terdiri dari beberapa bagian seperti *scaffold*, *plate*, *bone screw*, dan alat lainnya yang menjadi digunakan sebagai kombinasi penopang dan penyambung antara tulang yang patah sebelum terjadi pertumbuhan jaringan (Saito, 2011).

Dalam menentukan material yang dapat digunakan sebagai implan, terdapat beberapa pertimbangan yang perlu diperhatikan yaitu mengenai biokompatibilitas, sifat mekanik, dan sifat kimia pada material agar hasil implan sesuai dengan sifat biomekanik dari tulang dan mampu berintegrasi dengan jaringan dalam tubuh sehingga mengurangi terjadinya komplikasi (Kim, 2020).

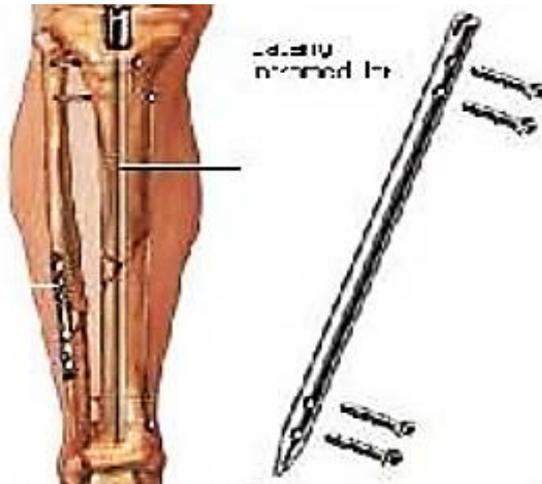
Selain itu, sifat-sifat material yang juga perlu diperhatikan adalah:

- 1) Biokompatibel dan memiliki viabilitas sel yang maksimal agar terhindar dari inflamasi, infeksi, atau reaksi berbahaya lainnya.
- 2) Tidak toksik atau meracuni tubuh dan tidak melepas elemen toksik selama proses degradasi dan memiliki sifat membantu proses penyembuhan.
- 3) Memiliki ketahanan korosi yang baik (Lestari et al., 2022).

Setelah mengetahui sifat-sifat pada suatu material, selanjutnya terdapat beberapa syarat yang perlu terpenuhi yaitu:

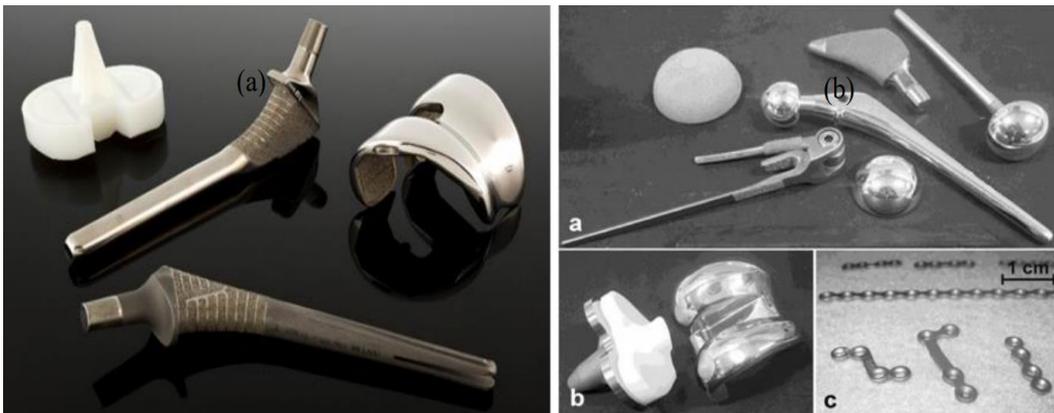
- 1) Biokompatibel, dimana terjadi penyatuan antara material dengan tubuh agar tidak terjadi penolakan terhadap material pada implan.
- 2) Sifat mekanik yang serupa dengan tulang manusia agar implan dapat bekerja sebagai pengganti dari sendi yang rusak saat mengalami pembebanan.
- 3) Bioaktif, dimana terjadi penyatuan material dengan jaringan.
- 4) Osteokonduktif, dimana material berperan sebagai penghubung antara tulang dan implan (Sutowo et al., 2014).

Persyaratan dalam pemilihan material sebagai implan adalah hal yang wajib diperhatikan. Setelah itu, perlu diketahui posisi penyambungan implan pada bagian tulang yang mengalami fraktur yang ditampilkan oleh **Gambar 2.3**. *Bone plate* adalah salah satu komponen pada implan tulang dan berfungsi untuk menggantikan struktur dan fungsi bagian tubuh, serta untuk menjadi penyangga bagian tubuh yang fraktur.



Gambar 2.3 Posisi Penyambungan Implan (Sutowo et al., 2014)

Selain digunakan sebagai *bone plate*, aplikasi biomedis yang lain adalah sebagai *screw*, *bone cement*, dan lain-lain. Berikut adalah beberapa contoh implan logam yang digunakan dalam bidang medis yang ditunjukkan oleh **Gambar 2.4**:



Gambar 2.4 Implan Logam dalam Bidang Medis (Sukmana et al., 2022)

2.3 Magnesium

Magnesium atau yang dikenal dengan simbol Mg merupakan unsur logam yang paling ringan dibandingkan dengan unsur lainnya dengan massa jenis sebesar $1,8 \text{ g/cm}^3$ yang digunakan dalam industri pesawat terbang dan mobil. Mg memiliki struktur kristal berupa *hexagonal closed pack* (HCP) dan mempunyai kekuatan tarik sebesar 19 kgf/mm^2 , kekuatan mulur sebesar $9,8 \text{ kgf/mm}^2$, dan elongasi sebesar 16% (Surdia & Saito, 1999).

Magnesium memiliki nilai atom sebesar 12 dengan konfigurasi elektron berupa $1s^2 2s^2 2p^6 3s^2$ dengan berat atom sebesar $24,31 \text{ g/mol}$. Magnesium adalah elemen terbanyak pada urutan delapan yang membentuk 2,7% berat di bumi dan elemen terlarut terbanyak pada urutan tiga di air laut (Ganda Putra et al., 2021). Pada tulang manusia mengandung sekitar 50-60% magnesium pada tubuh dengan 1% dalam cairan extracelluar dan sisanya sekitar 40% tersimpan dalam otot dan jaringan. Mg murni memiliki *ultimate compressive strength* (UCS) sebesar $185,67 \text{ MPa}$ dan *ultimate tensile strength* (UTS) sebesar 63 MPa (Hassan et al., 2022). Sifat

keuletan pada Mg rendah karena struktur kristalnya yang berbentuk *hexagonal closed pack* (HCP), dimana pada struktur tersebut hanya terdapat satu bidang susunan tumpuk padat yaitu bidang basal $\{0\ 0\ 0\ 1\}$ (Ganda Putra et al., 2021).

Dalam penggunaan Mg, terdapat beberapa keuntungan seperti memiliki densitas terendah dari semua bahan konstruksi logam, *castability* yang baik, *weldability* yang baik, kemampuan las yang baik, konduktivitas listrik dan termal yang baik, dan dapat didaur ulang. Meskipun begitu, terdapat juga beberapa kekurangan pada Mg seperti bersifat lunak karena memiliki modulus elastis rendah, kemampuan kerja dingin yang terbatas karena strukturnya yang menyebabkan Mg tidak mudah bergeser sehingga tidak mudah dibentuk dengan pengerjaan dingin, tingkat penyusutan yang tinggi pada pemadatan, dan reaktivitas kimia yang tinggi (Mordike & Ebert, 2001). Sifat fisik pada magnesium secara lebih rinci ditampilkan oleh **Tabel 2.1** berikut:

Tabel 2.1 Sifat Fisik pada Magnesium (Vyas & Sutaria, 2017)

Sifat	Nilai
Titik Leleh ($^{\circ}\text{C}$)	650 ± 2
Titik Didih ($^{\circ}\text{C}$)	1107 ± 10
Panas Fusi (MJ/kg)	0,37
Panas Evaporasi (MJ/kg)	5,25
Panas Kombusi (MJ/kg)	21,5
Resistivitas Elektrik pada 20°C ($\mu\Omega\text{cm}$)	4,45
Konduktivitas Termal pada 25°C (W/kg K)	155
Densitas (g/cm^3)	1,738

Dibandingkan dengan logam-logam lain yang umum digunakan seperti aluminium dan besi, magnesium memiliki kelebihan dan kekurangannya tersendiri. Penggunaan logam perlu disesuaikan dengan kebutuhan pada pengaplikasian. Apabila melihat sifat fisik dan mekanik pada magnesium, dapat diketahui bahwa magnesium memiliki nilai sifat mekanik terkecil dibandingkan aluminium dan besi, serta densitas terendah yang membuat Mg bersifat paling ringan sehingga material ini baik digunakan dalam bidang industri seperti elektronik. Untuk mengetahui perbandingan sifat mekanik pada magnesium (Mg) dengan aluminium (Al) dan besi (Fe), dapat dilihat pada **Tabel 2.2** di bawah ini:

Tabel 2.2 Perbandingan Sifat Fisik dan Mekanik dari Mg, Al, dan Fe (Ganda Putra et al., 2021)

Sifat	Mg	Al	Fe
Nomor Atom	12	13	26
Massa Atom	24,32	26,98	58,7
Struktur Kristal	HCP	FCC	BCC
Densitas pada 20°C (g/cm ³)	1,74	2,7	7,86
Modulus Elastis (GPa)	45	69	207
Titik Leleh (°C)	650	660	1536
Titik Didih (°C)	1105	2520	2862
Kekuatan (kNm/kg)	35-260	7-200	30-50

Sifat keunggulan yang dimiliki oleh magnesium adalah memiliki biokompabilitas yang tinggi dibandingkan dengan logam lainnya. Menurut IUPAC (*International Union of Pure Applied Chemistry*), biokompabilitas adalah sebuah kemampuan pada biomaterial untuk beradaptasi dengan tubuh *host* dan melaksanakan fungsinya tanpa terjadinya suatu efek samping yang dapat merugikan *host* (Gani, 2015). Pada biokompabilitas, material dikelompokkan menjadi empat berdasarkan interaksinya dengan tubuh yaitu *bionert*, bioaktif, *bioresorbable*, dan toksik, dimana tingkat minimumnya adalah bioaktif. Untuk implan tulang, material bersifat bioaktif saat permukaan memiliki lapisan apatit seperti magnesium. Untuk mengetahui tingkat biokompabilitas suatu material, dilakukan uji *in vivo* dan *in vitro*, dimana pada uji *in vivo* bertujuan untuk mengetahui respon tubuh *host* dengan material yang diimplantasikan, sedangkan pada uji *in vitro* bertujuan untuk mengevaluasi respon pada sel-sel yang berbeda berdasarkan berbagai faktor seperti topografi permukaan dan reaksi pada permukaan (Fadzil et al., 2022).

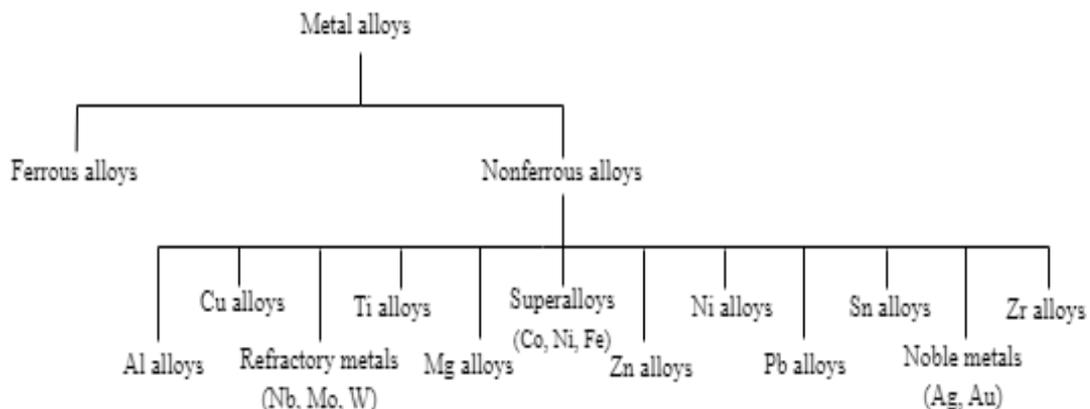
Secara umum, terdapat beberapa keuntungan dalam penggunaan implan dengan material Mg yaitu (1) biokompabilitas dan osteogenesis yang baik, (2) bersifat *biodegradable* sehingga operasi kembali atau re-operasi tidak perlu dilakukan, serta (3) sifat mekaniknya mendekati sifat mekanik tulang sehingga selama proses penyembuhan akan lebih mudah (Lestari et al., 2022). Dalam penggunaan magnesium sebagai biomaterial, toksisitas pada material perlu diketahui agar penggunaannya dalam tubuh tidak memberikan dampak buruk yang dapat berakibat pada kerusakan yang menjadi salah satu syarat dalam pemilihan material. Jumlah magnesium yang dapat dikonsumsi dalam tubuh untuk mengetahui batasan toksitasnya ditunjukkan pada **Tabel 2.3** berikut:

Tabel 2.3 Tingkat Toksisitas Magnesium (Hassan et al., 2022)

Simbol Kimia	Level Darah (<i>mean</i>) untuk Kelompok Orang			Jumlah Konsumsi Harian Magnesium yang Diperbolehkan bagi Orang Dewasa (mg)		Toksikologi dan Pathofisiologi
	French ($\mu\text{g/L}$)	Lansia dari Swedish ($\mu\text{g/L}$)	Pria dari Benin, ($\mu\text{g/L}$)	Pria	Wanita	
Mg	-	-	27858	400-420	310-320	Tidak toksik kecuali dalam jumlah yang tinggi, Akan tetapi, batasan tergantung beberapa faktor seperti kelamin, umur, atau diet.

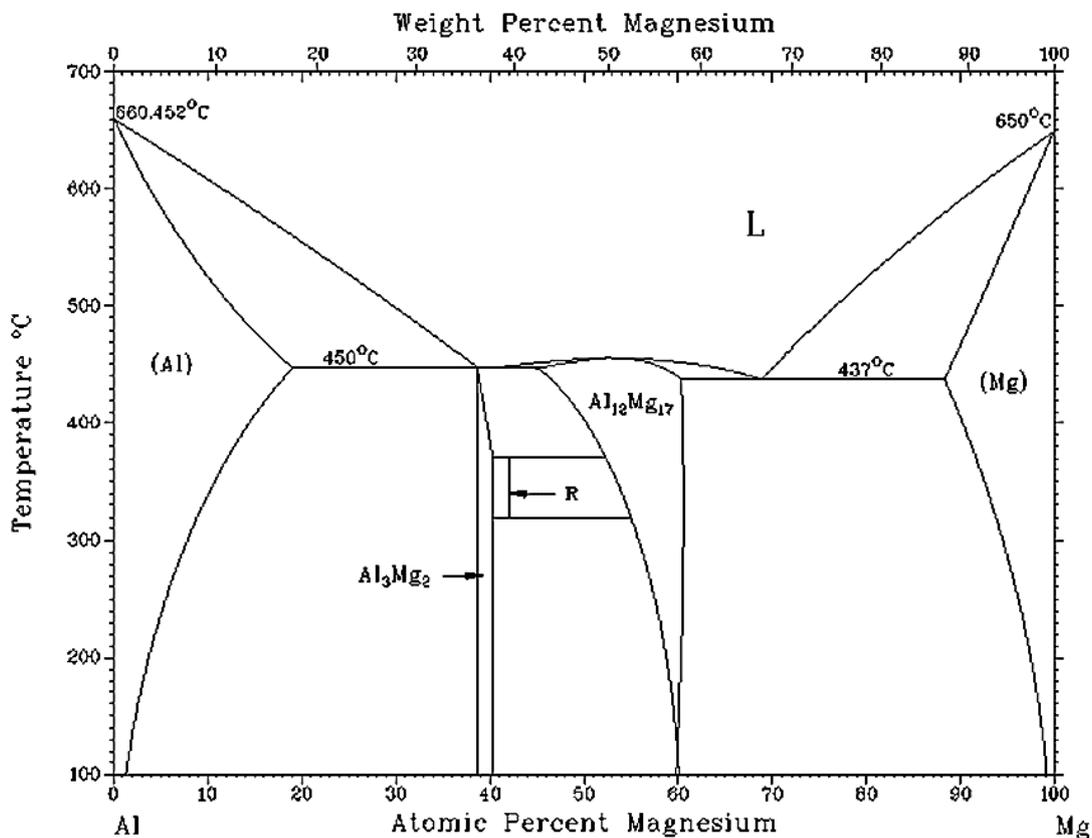
2.3.1 Paduan Magnesium

Paduan magnesium merupakan salah satu paduan yang termasuk dari klasifikasi paduan *nonferrous*, dimana pada paduan logam terbagi menjadi dua yaitu *ferrous* dan *nonferrous*. Paduan magnesium memiliki beberapa sifat mekanik seperti densitas sebesar $1,7 \text{ g/cm}^3$ dan modulus elastis sebesar 45 GPa ($6,5 \times 10^6 \text{ psi}$). Aplikasi pada paduan Mg terdapat pada pesawat, alat elektronik seperti laptop, TV, dan telepon, serta dalam bidang otomotif seperti rangka kursi dan kemudi setir, maupun aplikasi lainnya (Callister & Rethwisch, 2017). Klasifikasi dari paduan *nonferrous* ditunjukkan oleh **Gambar 2.5** berikut:



Gambar 2.5 Klasifikasi dari Paduan *Nonferrous* (Callister & Rethwisch, 2017)

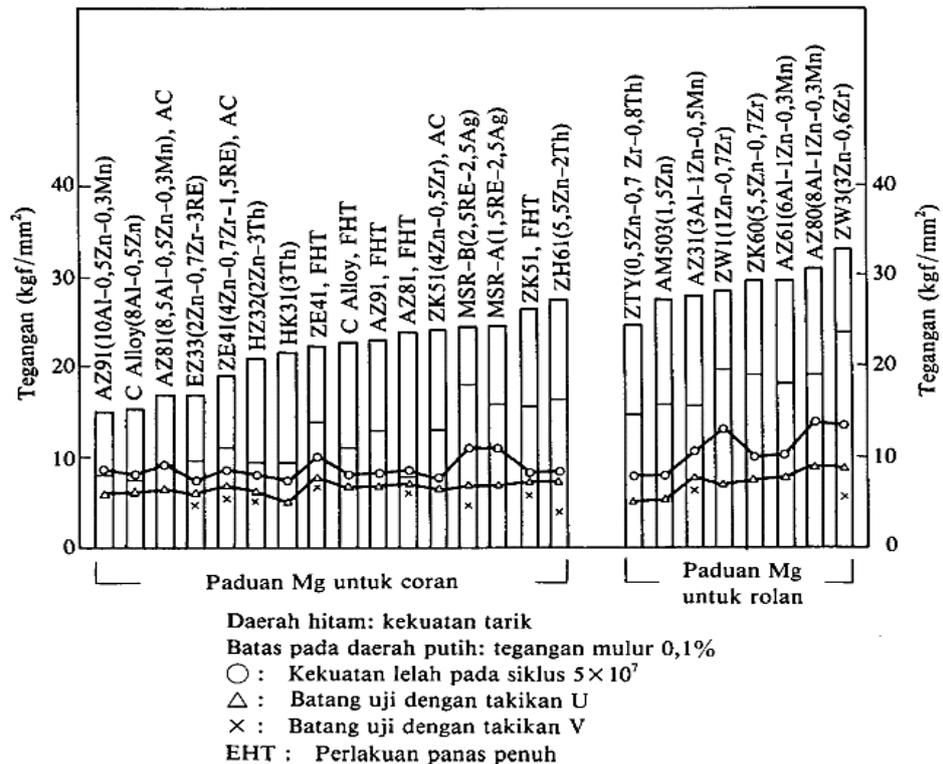
Magnesium memiliki kekakuan spesifik dan keuletan yang cukup rendah sehingga perlu dilakukan pengembangan paduan untuk meningkatkan sifat mekanik pada Mg. Salah satu cara yang paling efektif adalah dengan penambahan unsur (Vyas & Sutaria, 2017). Unsur paduan dapat mempengaruhi magnesium dalam berbagai aspek. Beberapa unsur paduan yang umum digunakan dalam magnesium adalah Al, Mn, Zn, dan lain-lain. Penambahan unsur berpengaruh pada sifat mekanik dari paduan Mg (Huang et al., 2023). Unsur Al bertujuan untuk meningkatkan kekuatan dan menghaluskan struktur coran, namun dapat menyebabkan kekoroposan dan segregasi. Mn bertujuan untuk memperbaiki ketahanan korosi. Unsur Zn bertujuan untuk memperbaiki kekuatan dan menghaluskan kristal, namun tanpa adanya Zr dapat mengakibatkan sedikit getas dan mudahnya kekoroposan mikro (Surdia & Saito, 1999). Berikut adalah diagram fasa Mg-Al yang ditunjukkan oleh **Gambar 2.6**:



Gambar 2.6 Diagram Fasa Mg-Al (Mola dan Dziadon, 2008)

Gambar 2.6 merupakan diagram fasa Mg-Al, dimana terdapat 5 fasa yaitu Mg(Al) dan Al(Mg) yang merupakan *solid solution* yang terbentuk akibat dari difusi pada *solid state*, serta Al_3Mg_2 , R, dan $Al_{12}Mg_{17}$ yang merupakan senyawa intermetalik. Temperatur 437° menunjukkan titik eutektik yang merupakan keadaan perubahan dari cair menjadi padat (Mola dan Dziadon, 2008). Paduan magnesium terbagi menjadi menjadi dua fungsi yaitu untuk coran dan rolan. Beberapa paduan yang dapat digunakan untuk coran adalah paduan yang ditambah Zr seperti ZE41 (USA) dengan mampu las yang baik, MSR (Inggris) dengan sifat mekanik yang

baik, dan AZ91. Penambahan Zr berpengaruh dalam penghalusan ukuran butir dan pembuatan coran pejal. Kemudian, beberapa paduan yang dapat digunakan untuk rolan adalah AZ31 dengan kekuatan yang baik dan dapat digunakan dalam temperatur biasa, AZ61 dengan kekuatan lebih tinggi daripada AZ31 (kekuatan sebesar 10 kgf/mm² pada 200°C), serta ZK60 dengan kekuatan tinggi. Grafik yang menunjukkan kekuatan tarik, kekuatan leleh, dan tegangan mulur pada jenis-jenis paduan Mg ditampilkan oleh **Gambar 2.7** berikut:



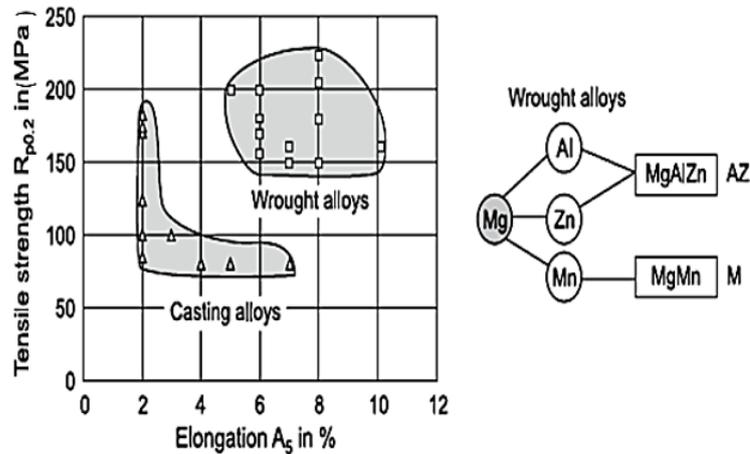
Gambar 2.7 Kekuatan Tarik, Kekuatan Lelah, dan Tegangan Mulur pada Jenis-Jenis Paduan Mg (Surdia & Saito, 1999)

Paduan magnesium umum digunakan dalam berbagai industri dikarenakan sifatnya yang ringan dan memiliki densitas yang rendah. Akan tetapi, penggunaannya terbatas karena paduan ini bersifat getas, memiliki keuletan, kekuatan, dan nilai ketahanan korosi yang rendah (Sithole & Madushele, 2019). Paduan magnesium terbagi menjadi dua tipe yaitu *cast alloy* dan *wrought alloy*. Perbedaan antara *cast alloy* dan *wrought alloy* adalah pada *cast alloy* bersifat getas sehingga *forming* dan *shaping* oleh deformasi tidak memungkinkan, sedangkan pada *wrought alloy* dapat mengalami deformasi mekanis (Callister & Rethwisch, 2017). Untuk mengetahui sifat mekanik dan aplikasi pada beberapa contoh paduan magnesium yang termasuk ke dalam dua tipe *alloy* dapat dilihat pada **Tabel 2.4** berikut:

Tabel 2.4 Sifat Mekanik dan Aplikasi pada Paduan Mg (Callister & Rethwisch, 2017)

Angka ASTM	Angka UNS	Komposisi (wt%)	Sifat Mekanik			Aplikasi
			Kekuatan Tensile (MPa)	Kekuatan Yield (MPa)	Keuletan (%EL dalam 50 mm)	
<i>Wrought Alloys</i>						
AZ31B	M11311	3.0 Al, 1.0 Zn, 0.2 Mn	262	200	15	Struktur dan pipa, perlindungan katodik. Penempaan kekuatan maksimum untuk pesawat terbang.
ZK60A	M16600	5.5 Zn, 0.45 Zr	350	285	11	
<i>Cast Alloys</i>						
AZ91D	M11916	9.0 Al, 0.15 Mn, 0.7 Zn	230	150	3	Bagian die-cast untuk automobiles dan perangkat elektronik.
AM60A	M10600	6.0 Al, 0.13 Mn	220	130	6	Roda otomotif.

Tabel 2.4 menunjukkan nama paduan sesuai standar, komposisi kimia, sifat mekanik berupa kekuatan *tensile*, kekuatan *yield*, dan elongasi, serta aplikasi pada beberapa *wrought alloy* maupun *cast alloy*. Apabila dibandingkan antara kedua *alloy*, diketahui bahwa *wrought alloy* memiliki sifat mekanik yang lebih tinggi daripada *cast alloy*. Beberapa jenis paduan Mg yang umum digunakan adalah seri AZ (Mg-Al-Zn), seri AM (Mg-Al-Mn), seri AE (Mg-Al-RE), seri ZK (Mg-Zn-Zr), dan seri WE (Mg-RE-Zr). Jenis paduan yang biasa digunakan dalam aplikasi otomotif adalah seri AZ dan AM yaitu AZ91D, AM50A, dan AM60B (Vyas & Sutaria, 2017). Perbedaan pada *cast alloy* dan *wrought alloy* adalah *wrought alloy* memiliki sifat mekanik berupa kekuatan *tensile* dan elongasi yang lebih tinggi daripada *cast alloy*. Hal tersebut dapat dilihat pada **Gambar 2.8** di bawah ini:



Gambar 2.8 Grafik *Tensile Strength* dan *Elongasi* pada Tipe Paduan Mg (Avvari et al., 2015)

Seperti yang telah disebutkan sebelumnya, terdapat berbagai jenis paduan magnesium yang terbagi menjadi beberapa seri. Nama-nama paduan pada setiap seri dipengaruhi oleh komposisi kimia yang terkandung di dalamnya. Angka pada nama paduan melambangkan persentase komposisi kimia yang terkandung seperti contoh AZ31 yang memiliki 3% Al dan 1% Zn, AZ61 yang memiliki 6% Al dan 1% Zn, ataupun AM60 yang memiliki 6% Al dan 0,2% Mn. Berikut adalah nama paduan magnesium dengan jumlah komposisi kimia yang ditunjukkan oleh **Tabel 2.5**:

Tabel 2.5 Komposisi Kimia pada Beberapa Paduan Mg (Revie, 2008)

Nomor Paduan		Elemen (%)							Bentuk Produk
ASTM	UNS	Al	Zn	Mn	Ag	Zr	Th	Re	
AM50	M10500	5	-	0,3	-	-	-	-	C
AM60	M10600	6	-	0,2	-	-	-	-	C
AZ31	M11310	3	1	0,2	-	-	-	-	W
AZ61	M11610	6	1	0,2	-	-	-	-	W
AZ91	M11910	9	1	0,2	-	-	-	-	C
HK31	M13310	-	0,1	-	-	0,5	3	-	C, W
ZK40	M16400	-	4	-	-	0,5	-	-	C, W
ZK60	M16600	-	6	-	-	0,5	-	-	C, W

*C adalah *cast iron* dan W adalah *wrought alloy*

Sifat mekanik pada magnesium yang *biodegradable* membuat material ini dapat digunakan dalam aplikasi biomaterial. Dalam penggunaan sebagai biomaterial, paduan Mg yang umum digunakan adalah magnesium-aluminium (Mg-Al), magnesium-mangan (Mg-Mn), dan magnesium-unsur *rare earth* (Mg-RE). Pada Mg-Al, paduan yang umum digunakan adalah AZ31 dan AZ91, dimana paduan tersebut memiliki kekuatan yang baik sebagai material implan dan Al merupakan unsur yang mampu memberikan penguatan larutan padat dan pengerasan

pengendapan. Kemudian, pada Mg-Mn penggunaan Mn bertujuan untuk meningkatkan ketahanan korosi dengan mengubah unsur lain menjadi intermetalik yang lebih aman. Pada Mg-RE, salah satu paduan yang sesuai syarat material implan adalah Mg-Nd karena tidak mengeluarkan racun dalam tubuh, sedangkan unsur jarang tanah yang lain dapat meningkatkan ketahanan korosi (Sofyan & Ariati, 2013). Berikut adalah sifat mekanik pada beberapa paduan magnesium yang ditunjukkan oleh **Tabel 2.6**:

Tabel 2.6 Sifat Mekanik dan Proses pada Paduan Mg (Song et al., 2022)

Paduan	Proses	YS (MPa)	UTS (MPa)	EL (%)
AZ61	ECAP + EPT	330	448	15
AZ91	<i>Hard plate rolling</i>	314	381	11
ZK60	<i>Radial forging</i>	192	341	27,1

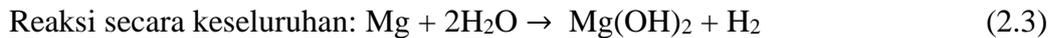
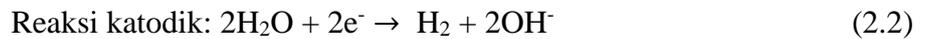
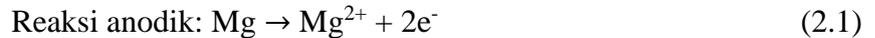
Melihat keberagaman pada jenis paduan magnesium menyebabkan paduan ini untuk digunakan sebagai biomaterial. Perkembangan aplikasi pada paduan ini sebagai biomaterial dikarenakan Mg memiliki potensi sebagai implan yang ringan dalam pengaplikasian biomedis karena sifat mekaniknya yaitu nilai modulus elastis sebesar 41-45 GPa dan densitas sebesar 1,7 g/cm³ yang mendekati sifat mekanik pada tulang dengan modulus sebesar 3-20 GPa dan densitas sebesar 1,8-2,1 g/cm³, sehingga dampak *stress shielding* dapat berkurang selama proses penyembuhan (Yang, 2017). Hal tersebut dapat dilihat pada **Tabel 2.7** di bawah ini:

Tabel 2.7 Perbandingan Sifat Mekanik Tulang dan Beberapa Logam (Lestari et al., 2022)

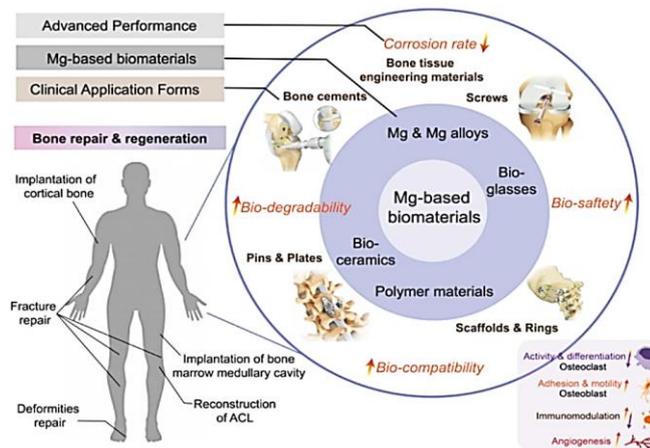
Sifat	Tulang Cortical	Tulang Cancellous	Fe murni	Zn murni	Mg murni
Densitas (g/cm ³)	1,8-2,1	1,0-1,4	7,87	7,14	1,74
E (GPa)	5-23	0,01-1,57	211	105	45
YS (MPa)	-	-	120-150	-	80
UTS (MPa)	35-283	1,5-3,8	180-210	110-200	152
V _{corr} (V)	-	-	-0,748	-1,049	-1,886
i _{corr} (A/cm ²)	-	-	8,96	5,47	86,06
CR (mmpy)	-	-	0,105	0,325	1,94
Aplikasi	-	-	<i>Bone screw, plates, pins, stents</i>		

Berdasarkan **Tabel 2.7**, terlihat bahwa Mg memiliki perbandingan nilai sifat mekanik yang paling mendekati tulang. Magnesium bersifat *biodegradable* yaitu kemampuan untuk terdegradasi melalui proses korosi saat terekspos dengan media korosif. Akan tetapi, akibat dari tingginya reaksi kimia permukaan pada Mg sehingga menyebabkan laju degradasi yang tinggi dan penggunaannya menjadi terbatas. Laju degradasi yang tinggi tersebut dapat menghalangi pembentukan tulang dan mengurangi bioaktivitas beserta dengan sifat mekaniknya. Paduan

magnesium dikenal atas kemampuannya dalam degradasi pada lingkungan aqueous melalui reaksi elektrokimia yang menghasilkan magnesium hidroksida ($Mg(OH)_2$) dan gas hidrogen (H_2) (Mousa et al., 2017). Reaksi yang terjadi pada Mg adalah sebagai berikut:



Penggunaan Mg dalam bidang biomedis telah ada sejak 1878, dimana pertama kali digunakan sebagai pengikat dalam pembuluh darah. Magnesium umum digunakan sebagai stent kardiovaskular (Zhang et al., 2022). Aplikasi biomaterial oleh Mg-based adalah beragam mulai dari *screw* hingga menjadi *bone cement* sekalipun. Pada aplikasinya, terdapat performa seperti penurunan laju degradasi dan peningkatan pada biokompatibilitas, biodegradabilitas, maupun *bio-safety* (Zhou et al., 2021). Berikut adalah aplikasi pada Mg sebagai biomaterial yang ditunjukkan oleh **Gambar 2.9**:



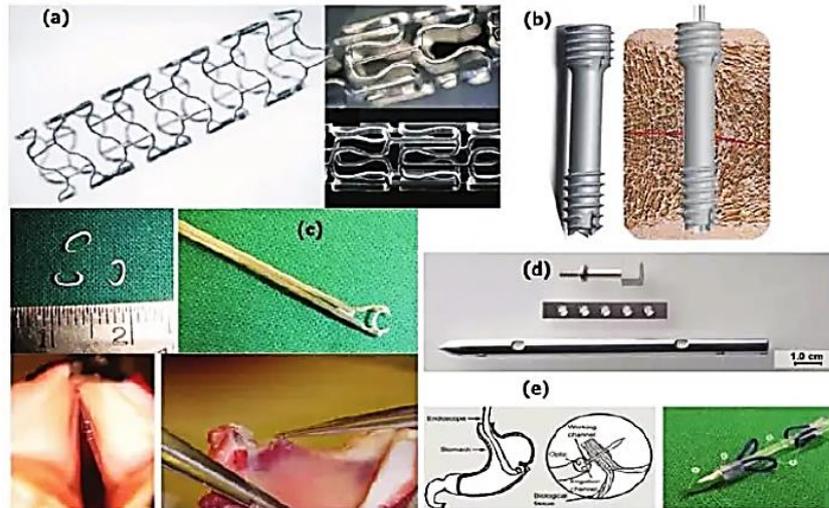
Gambar 2.9 Aplikasi pada Mg-based Biomaterial (Zhou et al., 2021)

Penggunaan Mg sebagai aplikasi biomaterial dilakukan dengan melihat dari keuntungan dan kerugian yang dimiliki oleh magnesium. Sifat mekanik yang baik pada magnesium seperti densitas dan modulus elastis yang mendekati tulang manusia menjadi salah satu alasan mengapa Mg digunakan sebagai biomaterial. Sifat biokompatibilitas dan degradabilitas juga menjadi salah satu keuntungan magnesium. Sedangkan, salah satu kerugian yang cukup mengkhawatirkan adalah tingginya laju degradasi pada Mg sehingga penggunaan magnesium dalam perawatan klinis terbatas. Untuk mengetahui keuntungan dan kerugian yang lebih rinci, dapat dilihat dari **Tabel 2.8** di bawah ini:

Tabel 2.8 Keuntungan dan Kerugian Penggunaan Mg sebagai Biomaterial (Zhang et al., 2022)

Kelebihan dan Kekurangan	Deskripsi
Kelebihan	
Densitas dan Modulus Elastis yang Rendah	Densitas dan modulus elastis serupa dengan tulang cortical.
Efek <i>Stress Shielding</i>	Modulus elastis pada Mg serupa dengan tulang sehingga banyak masalah yang berkaitan dengan efek <i>stress shielding</i> dapat berkurang.
Biokompabilitas	Mg bersifat biokompatibel dan memiliki fungsi osteogenik.
Degradabilitas	Mg akan terdegradasi secara menyeluruh di dalam tubuh yang bermanfaat bagi pasien.
Kekurangan	
Laju Degradasi yang Tinggi	Mudah bagi integritas dan dukungan mekanis pada implan untuk mengalami kehilangan sehingga aplikasi dalam bidang medis menjadi terbatas, khususnya dalam bagian ortopedik
Pembentukan Hidrogen (H ₂)	H ₂ lepas ketika Mg mengalami degradasi yang terjadi di sekitar jaringan halus.

Magnesium sedang diteliti dan dikembangkan dalam bidang biomaterial, khususnya mengenai perangkat ortopedik dikarenakan di dalam tubuh manusia terdapat 24 gram kandungan Mg, dimana 60% dari keseluruhan kandungan berada di dalam tulang. Biomaterial merupakan suatu material yang berfungsi dalam perbaikan atau penggantian jaringan yang rusak pada tubuh manusia. Syarat dalam biomaterial adalah memiliki sifat mekanik yang baik, memiliki sifat biokompabilitas, tidak sulit dalam proses pembentukan, dan tidak terkontaminasi racun atau hal lain yang dapat merugikan tubuh (Iqbal et al., 2018). Kesesuaian Mg sebagai biomaterial ditunjukkan dengan beberapa aplikasi *Mg-based* implan yang telah ada seperti pada **Gambar 2.10**:



Gambar 2.10 Aplikasi Mg-based Implan (a) Kardiovaskular Mg Stent, (b) MAGNEZIX screw, (c) Mikroklip untuk Mikro Operasi pada Laryngeal, (d) Biodegradable Implan, dan (e) Penutup Luka (Mousa et al., 2017)

2.3.2 Mg AZ61

Mg AZ61 merupakan jenis paduan magnesium dengan komposisi kimia Al sebesar 6%, Zn sebesar 1%, dan Mn sebesar 0,2% (Revie, 2008). Paduan ini dinamakan AZ61 dikarenakan komposisi kimianya, dimana AZ melambangkan unsur paduan terbanyak yang terkandung yaitu Al-Zn dan angka 61 melambangkan jumlah komposisi kimia yang terkandung pada unsur tersebut.

Jenis paduan magnesium ini juga termasuk ke dalam *wrought alloy*, dimana wrought magnesium *alloy* dibuat dengan persentase Mg yang lebih tinggi daripada *cast alloy*. Paduan ini biasa digunakan dalam otomotif sebagai bentuk aplikasinya. Salah satu jenis paduan Mg yang biasa digunakan adalah AZ31 dengan komposisi Al sebesar 3%. Terdapat beberapa perbedaan dalam komposisi kimia maupun sifat mekanik pada kedua jenis paduan yang ditampilkan oleh **Tabel 2.9**:

Tabel 2.9 Komposisi Kimia pada AZ31 dan AZ61 (Feliu et al., 2011)

Paduan	Al	Zn	Mn	Si	Cu	Fe	Ni	Ca	Zr	Others
AZ31	3,1	0,73	0,25	0,02	<0,001	0,005	<0,001	0,0014	<0,001	<0,3
AZ61	6,2	0,74	0,23	0,04	<0,001	0,004	<0,001	0,0013	<0,001	<0,03

Pada **Tabel 2.9** terlihat perbedaan komposisi kimia pada AZ31 dan AZ61. Perbedaan komposisi kimia yang paling signifikan adalah pada unsur aluminium (Al). Unsur Al bertujuan untuk meningkatkan kekuatan dan ketahanan korosi, namun perlu dibatasi jumlahnya untuk penggunaan dalam tubuh karena dapat mengurangi sifat biokompabilitas. Hal tersebut disebabkan oleh ion Al^{3+} yang berikatan dengan fosfat sehingga tubuh kekurangan fosfat dan dapat terjadi kerusakan (Chen et al., 2015). Perbedaan komposisi kimia tersebut mempengaruhi

sifat mekanik, dimana hasil perbandingan sifat mekanik antara AZ31 dan AZ61 dapat dilihat pada **Tabel 2.10**:

Tabel 2.10 Komposisi dan Sifat Mekanik pada *Wrought Alloy* (Avvari et al., 2015)

Paduan	Komposisi (%)		Kekuatan Tensile (MPa)	Kekuatan Yield		Elongasi dalam 50 mm (%)	Kekuatan Shear (MPa)	Kekerasan (HB)
	Al	Zn		Tensile (MPa)	Compressive (MPa)			
	AZ31B	3	1	260	200	97	15	130
AZ61	6,5	1	310	230	130	16	140	60

Berdasarkan **Tabel 2.10** dapat dilihat apabila dibandingkan dengan AZ31, maka Mg AZ61 memiliki nilai kekuatan, elongasi, dan kekerasan yang lebih tinggi daripada AZ31 (Avvari et al., 2015). Jumlah perbedaan pada hasil sifat mekanik yang diperoleh antar keduanya terjadi karena perbedaan komposisi yaitu unsur aluminium (Al) yang merupakan salah satu unsur paduan yang umum ditambahkan ke dalam Mg karena mampu meningkatkan kekerasan dan kekuatan (Zhang et al., 2022).

Selain perihal sifat mekanik, didapatkan juga hasil perbandingan terkait laju degradasi antara AZ31 dan AZ61. Pada kedua material, dilakukan *treatment polishing*, dimana didapatkan hasil bahwa AZ61 memiliki laju degradasi lebih lambat daripada AZ31 dan laju tercepat terjadi pada AZ31 tanpa *polishing* atau *as-received* AZ31. Material yang telah di-*polish* mengalami penurunan laju degradasi yang signifikan dan keseragaman pada lapisan oksida yang lebih baik. Hasil perbandingan ditampilkan pada **Tabel 2.11** di bawah ini:

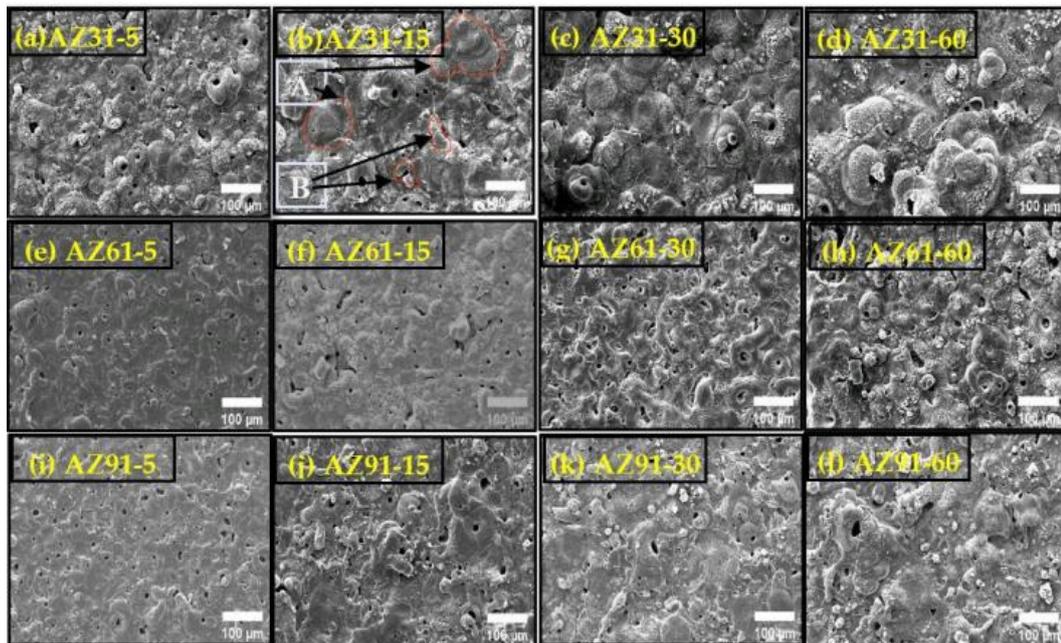
Tabel 2.11 Perbandingan Laju degradasi pada AZ31 dan AZ61 (Feliu et al., 2011)

Spesimen	Perhitungan EIS		Fitur Spesial
	RHF (Ωcm^2)	Laju degradasi (mmpy)	
<i>As-received</i> AZ31	300	4,9	B
<i>Freshly polished</i> AZ31	1000	1,5	A
<i>As-received</i> AZ61	1200	2,3	B, D
<i>Freshly polished</i> AZ61	4000	0,7	A, B, C

*A = keseragaman pada lapisan oksida, B = keberadaan *spinel islands*, C = ketebalan yang lebih baik pada lapisan oksida, D = persentase permukaan tertutupi *spinel* lebih tinggi

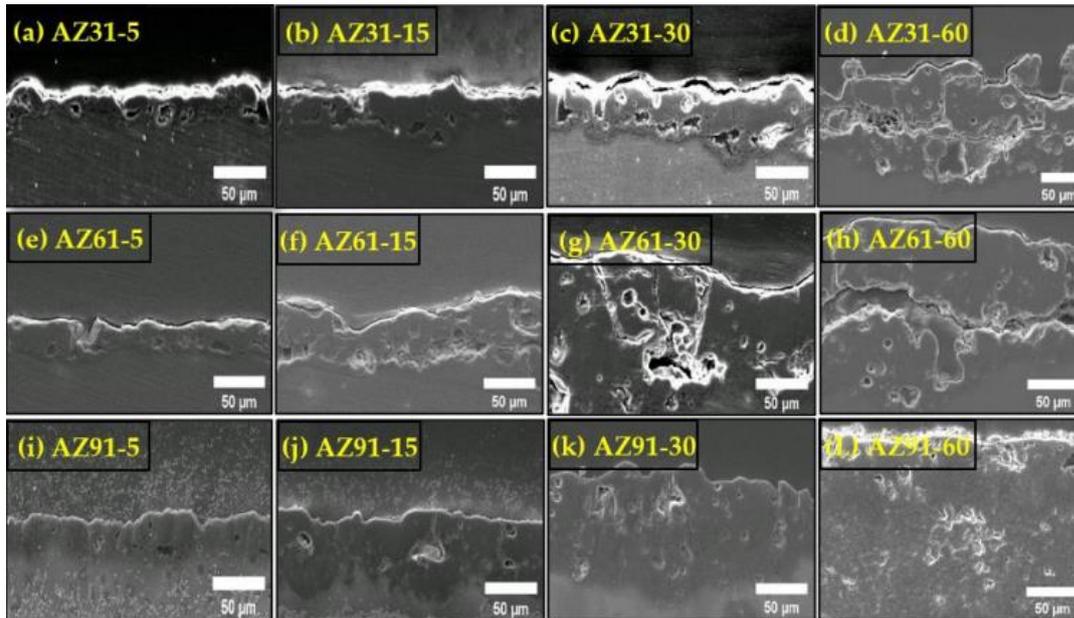
Perbandingan kekerasan antara AZ31 dan AZ61 juga telah dilakukan. Hasil yang diperoleh pada *Hardness Brinell Test* yang dilakukan adalah bahwa AZ61 memiliki nilai kekerasan yang lebih besar daripada AZ31. Perbedaan tersebut dipengaruhi oleh komposisi kimia yaitu aluminium (Al) yang terkandung lebih banyak pada AZ61 sehingga kekerasannya melebihi AZ31.

Selain itu, terdapat juga penelitian lain yang menguji paduan-paduan pada seri AZ yaitu antara AZ31, AZ61, dan AZ91. Berdasarkan penelitian tersebut, diperoleh hasil morfologi dari uji SEM dan laju degradasi pada ketiga material. Urutan porositas dari terendah hingga tertinggi adalah AZ91, AZ61, dan AZ31, dimana pada AZ31 dan AZ61 *sparks* yang ada bersifat intensif karena keberadaan dari jumlah α -phase yang maksimum dibandingkan dengan AZ91. Akan tetapi, seiring berjalannya waktu, maka jumlah dan intensitas dari *discharge* mulai berkurang sehingga porositas pada AZ91 juga berkurang. Hal tersebut ditunjukkan melalui **Gambar 2.11** berikut:



Gambar 2.11 Morfologi Permukaan pada Uji SEM dalam Waktu Berbeda dimana (a) AZ31-5, (b) AZ31-15, (c) AZ31-30, (d) AZ31-60, (e) AZ61-5, (f) AZ61-15, (g) AZ61-30, (h) AZ61-60, (i) AZ91-5, (j) AZ31-15, (k) AZ91-30, dan (l) AZ91-60 (Rehman et al., 2022)

Berdasarkan **Gambar 2.11**, terlihat hasil morfologi yang terbentuk pada uji SEM. Pori-pori pada permukaan dapat terbentuk dari adanya *micro discharge channel* yang terbentuk dalam proses PEO. Peningkatan ukuran pada pori dapat terjadi dikarenakan peningkatan ukuran pada *micro discharge channel* dalam jangka waktu yang lebih lama. Selain itu, terdapat juga hasil SEM pada morfologi *cross section* lapisan, dimana dikarenakan jumlah β -phase yang lebih sedikit pada AZ31 dan AZ61 sehingga lapisan inisial tidak mampu menahan tegangan termal yang tinggi dan terjadi peretakan, sedangkan pada AZ91 tidak terlihat peretakan seperti pada **Gambar 2.12**:



Gambar 2.12 Morfologi *Cross Section* Lapisan pada uji SEM dalam Waktu Berbeda dimana (a) AZ31-5, (b) AZ31-15, (c) AZ31-30, (d) AZ31-60, (e) AZ61-5, (f) AZ61-15, (g) AZ61-30, (h) AZ61-60, (i) AZ91-5, (j) AZ31-15, (k) AZ91-30, dan (l) AZ91-60 (Rehman et al., 2022)

2.4 Plasma Electrolytic Oxidation (PEO)

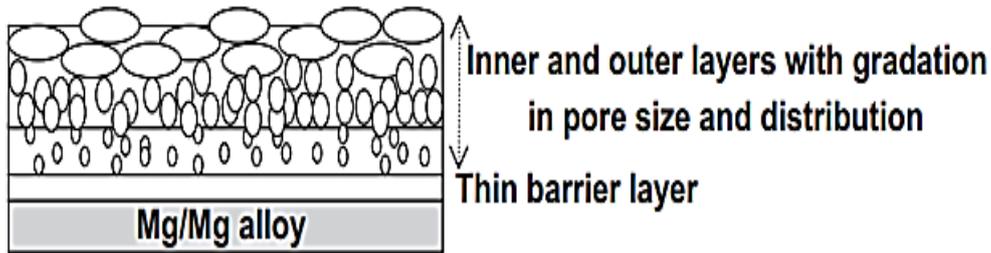
Plasma electrolytic oxidation (PEO) atau disebut juga sebagai *micro-arc oxidation* (MAO), *anodic spark deposition* (ASD), *plasma chemical oxidation* (PCO), atau *anodic oxidation by spark discharge* (ANOF) merupakan sebuah proses pelapisan konversi yang bertujuan untuk menyempurnakan permukaan beberapa bahan logam yang cenderung bersifat pasif dalam suatu elektrolit (Simchen et al., 2020). Peristiwa PEO pertama kali diobservasi oleh Sluginov dan diteliti lebih lanjut oleh Guntherschulze dan Betz pada 1920 untuk mengembangkan kapasitor elektrolitik. Peristiwa tersebut berhasil dipelajari pada awal 1970 oleh Brown untuk menghasilkan pelapisan keramik pada paduan Al dalam elektrolit alkaline yang disebut dengan *Anodic Spark Deposition* (ASD). PEO merupakan proses *anodizing* yang lebih sulit tingkatannya karena dibutuhkan tegangan yang lebih tinggi dan menghasilkan pelapisan yang lebih tebal dan tahan lama dengan sifat mekanik lebih baik dibandingkan anodizing (Sikdar et al., 2021). Berikut adalah perbedaan antara PEO dan *Hard Anodization* (HA) yang ditampilkan oleh **Tabel 2.12**:

Tabel 2.12 Perbedaan antara *Plasma Electrolytic Oxidation* dan *Hard Anodization* (Sikdar et al., 2021)

Parameter Perlakuan Permukaan	Perbedaan	
	<i>Plasma Electrolytic Oxidation (PEO)</i>	<i>Hard Anodizing (HA)</i>
Tegangan dan Densitas Arus Elektrik	Lebih tinggi	Lebih rendah
Deposisi Pelapisan	Lebih cepat	Lebih lambat
Mekanisme Proses Oksidasi	Memiliki reaksi plasma	Hanya memiliki reaksi elektrokimia
Mikrostruktur	Memiliki lapisan kristalin dan amorfous lapisan poros luar	Hanya memiliki lapisan amorfous
Oksidasi dan Ketahanan Korosi	Lebih tinggi	Lebih rendah
Kekerasan	Lebih tinggi	Lebih rendah
Ketahanan Aus	Lebih tinggi	Lebih rendah
Perlindungan termal	Lebih tinggi	Lebih rendah
Elektrolit	Alkaline	Asam
Kekuatan Dielektrik	Lebih tinggi	Lebih rendah

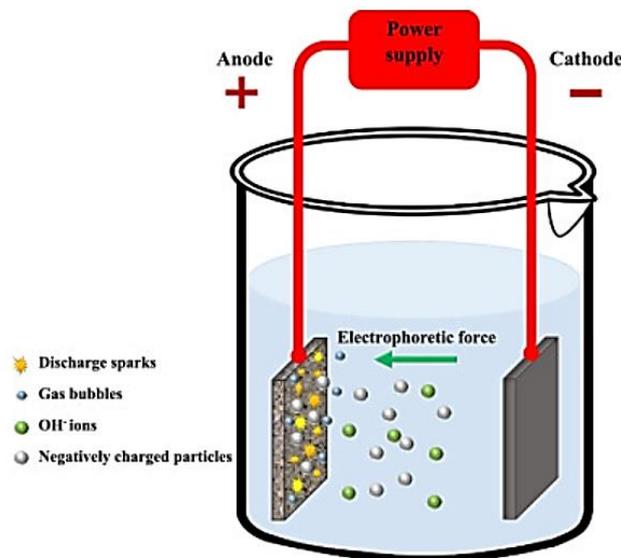
Pada **Tabel 2.12**, terlihat bahwa perbedaan antara PEO dan HA cukup signifikan. Pada PEO, nilai voltase dan arus, oksidasi dan ketahanan korosi, proteksi termal, serta kekuatan dielektrik lebih tinggi daripada HA. Kemudian terkait mikrostruktur, pada PEO terdapat kedua lapisan yaitu kristalin dan amorfous, sedangkan pada HA hanya terdapat satu lapisan yaitu amorfous. Jenis elektrolit yang digunakan juga berbeda, dimana pada PEO digunakan tipe alkalin seperti fosfat, silikat, hidroksida, dan aluminat, sedangkan pada HA digunakan tipe asam seperti asam sulfat dan asam fosfat (Sikdar et al, 2021).

Pada pelapisan PEO, terdapat tiga struktur lapisan yaitu (1) lapisan luar berporos dengan beberapa pori-pori besar, (2) lapisan dengan porositas yang berkurang, dan (3) lapisan pembatas yang tipis. Lapisan pembatas merupakan lapisan yang kompak yang tidak terdapat pori-pori dan retakan. Mikropori dan *microcracks* terdistribusi secara acak pada permukaan lapisan PEO. Pada saat *discharge*, mikropori dan *microcracks* dapat membantu pelepasan residual *stress* pada pelapisan. Kemudian, keberadaan lapisan luar berporos dapat meningkatkan efek *interlocking* secara mekanis sehingga didapatkan kekuatan ikatan yang lebih tinggi. Akan tetapi, adanya densitas pori yang lebih tinggi meningkatkan luas permukaan dan kecenderungan media korosif untuk menyerap ke dalam pori-pori tersebut sehingga dapat mempercepat infiltrasi media korosif ke dalam daerah pelapisan dan memperburuk ketahanan korosi pada lapisan. Skema pelapisan PEO pada paduan Mg ditunjukkan oleh **Gambar 2.13** di bawah ini:

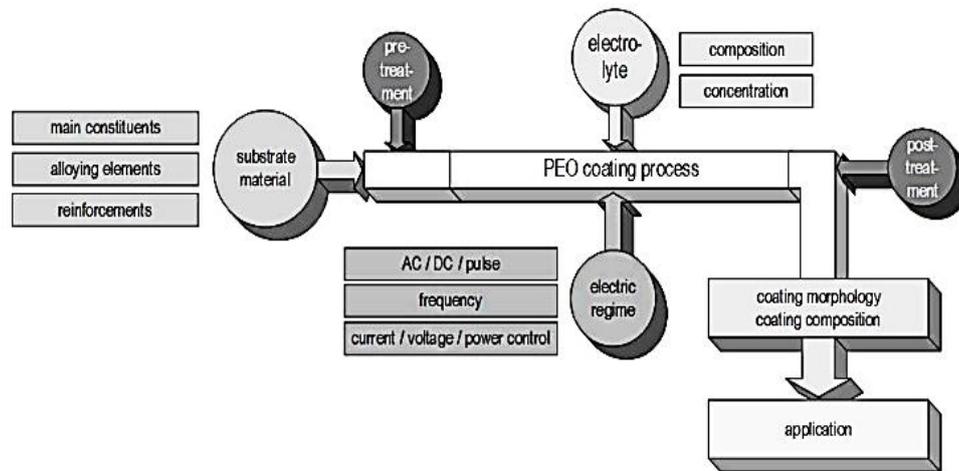


Gambar 2.13 Skema Pelapisan PEO pada Paduan Mg (Narayanan et al., 2015)

Proses PEO ditandai dengan peristiwa pelepasan yang terjadi dalam medan listrik yang kuat pada suatu sistem yang terdiri dari substrat, lapisan oksida, gas, dan elektrolit. Kerusakan listrik dalam sistem ini membentuk keadaan plasma, dimana di bawah polarisasi anodik, bahan substrat diubah menjadi senyawa yang terdiri dari bahan substrat itu sendiri (termasuk elemen paduan), oksigen, dan komponen elektrolit. Proses PEO berasal dari oksidasi anodik logam. Elektroda logam, yang tidak larut dalam elektrolit, akan menyebabkan evolusi oksigen (elektrolisis air). Jika elektroda logam larut dalam elektrolit, garam yang terdiri dari bahan elektroda dan komponen elektrolit akan terjadi, dan elektroda akan dikonsumsi. Reaksi ketiga adalah reaksi anoda dengan oksigen yang disediakan dari elektrolit untuk membentuk film pasif tipis yang hampir tidak larut dalam elektrolit. Film pasif biasanya terdiri dari oksida atau hidroksida dari bahan anoda, tetapi senyawa substrat dan komponen elektrolit yang lebih kompleks juga diketahui terbentuk (Simchen et al., 2020). Mekanisme pada proses PEO ditampilkan pada **Gambar 2.14** dan untuk skema proses PEO ditunjukkan oleh **Gambar 2.15**:

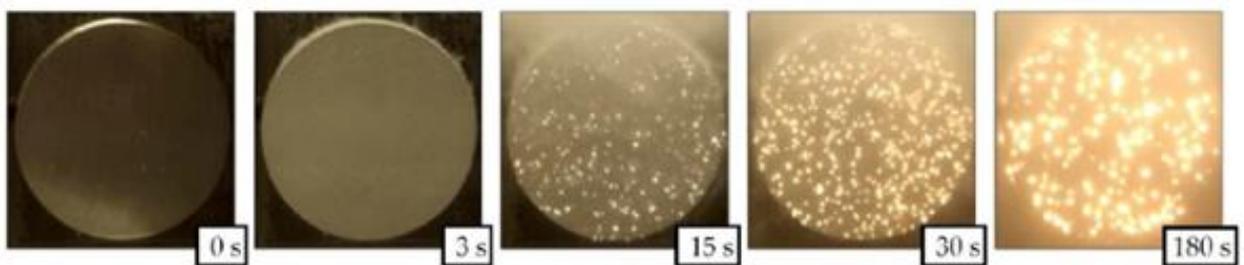


Gambar 2.14 Mekanisme Proses PEO (Molaei et al., 2021)



Gambar 2.15 Skema Proses PEO (Simchen et al., 2020)

Gambar 2.15 menunjukkan bahwa dalam PEO, terdapat tiga aspek yang berperan penting dalam keberjalanan proses yaitu substrat, elektrolit, dan listrik. Pada aspek substrat, ion logam yang berperan dalam reaksi elektrokimia ditentukan oleh materialnya, dimana oksida pada substrat adalah bagian utama pada pelapisan. Akan tetapi, komposisi dan morfologi pada pelapisan tidak dipengaruhi oleh substrat, melainkan oleh elektrolit. Pada aspek elektrolit, terbagi menjadi tiga yaitu (1) elektrolit yang hanya mengarah pada penggabungan oksigen, (2) elektrolit yang mengarah pada penggabungan senyawa asing oleh anion, dan (3) elektrolit yang mengarah pada penggabungan senyawa asing oleh kation. Kemudian, pada aspek listrik ditentukan oleh parameter kontrol (densitas arus atau voltase sel), tipe parameter (*direct*, *alternating*, arus *pulse*), dan definisi dari regime (frekuensi, limit). Dalam arus *direct current* (DC), *discharge* akan menjadi lebih intens selama proses yang dapat memiliki dampak memperburuk oksida yang terbentuk sehingga berujung pada kecacatan yang tidak dapat diperbaiki (Simchen et al., 2020). Tampilan *discharge* selama proses PEO ditampilkan oleh **Gambar 2.16** berikut:



Gambar 2.16 Tampilan pada Intensitas *Discharge* dengan Peningkatan Waktu (Sikdar et al., 2021)

Elektrolit sebagai salah satu aspek penting dalam PEO berpengaruh pada morfologi, porositas, ketebalan, dan ketahanan korosi suatu pelapisan. Elektrolit alkalin digunakan untuk deposit pelapisan PEO dikarenakan mampu mencegah pelarutan logam secara berlebih yang berasal dari anoda. Dasar elektrolit berupa NaOH atau KOH dan elektrolit aditif primer berupa fosfat, silikat, fluoride, aluminat, dan lain-lain (Narayanan et al., 2015). Penggunaan elektrolit

dalam proses PEO disesuaikan dengan jenis paduan logam yang digunakan, dimana hal tersebut ditunjukkan oleh **Tabel 2.13**:

Tabel 2.13 Beberapa Contoh Penambahan Aditif pada Proses PEO (Sikdar et al., 2021)

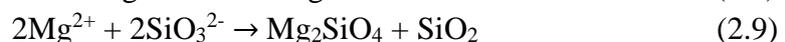
Partikel Aditif	Substrat material	Elektrolit	Sifat
<i>Glycerol</i>	AM50	Na ₂ SiO ₃ + KOH	Menyediakan ketahanan korosi yang lebih baik
<i>Phosphate</i>	Mg-8,5 Li	Na ₂ SiO ₃ + KOH + KF	Menyediakan ketebalan dan kekerasan
<i>Carbon nano tube (CNT)</i>	AZ31	KOH + KF + Na ₂ SiO ₃	Menyediakan peningkatan pada ketahanan korosi

Dalam penelitian ini, elektrolit yang digunakan dalam metode PEO pada paduan magnesium AZ61 adalah Na₂SiO₃, NaOH, KF, dan gliserol sebagai penambahan aditifnya. Na₂SiO₃ dapat meningkatkan ketebalan lapisan oksida. Sedangkan, untuk KF dapat mengurangi diameter pori-pori, meningkatkan keseragaman pada lapisan ketahanan korosi, dan meningkatkan kekompakan (Lujun, 2023). Penggunaan NaOH dapat meningkatkan ketahanan korosi (Sikdar et al., 2021). Gliserol bertujuan untuk meningkatkan ketebalan lapisan oksida, meningkatkan ketahanan korosi, dan menjadikan pori-pori pada permukaan dalam ukuran dan distribusi lebih kecil (Wu et al., 2009).

Dalam menentukan komposisi kimia yang terdapat pada permukaan pelapisan, berkaitan dengan pemilihan elektrolit. Pada penelitian ini, penggunaan fluorida dan silikat akan bereaksi dengan magnesium sehingga menghasilkan MgO, MgF₂, dan Mg₂SiO₄. Pembentukan Mg(OH)₂ tidak ditemukan pada pelapisan karena kemungkinan durasi proses hingga terdapat kenaikan temperatur yang menyediakan energi yang cukup untuk mengubah Mg(OH)₂ menjadi MgO dengan reaksi seperti berikut:



Reaksi yang terjadi ketika *anodizing* dimulai adalah atom Mg akan kehilangan elektron dan berubah menjadi Mg²⁺, dimana saat berinteraksi dengan KF akan membentuk MgF₂ dan saat berinteraksi dengan Na₂SiO₃ akan membentuk Mg₂SiO₄ seperti berikut:



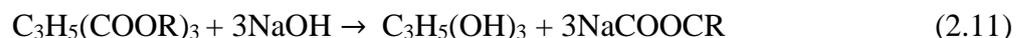
(Chen et al., 2015)

2.5 Gliserol

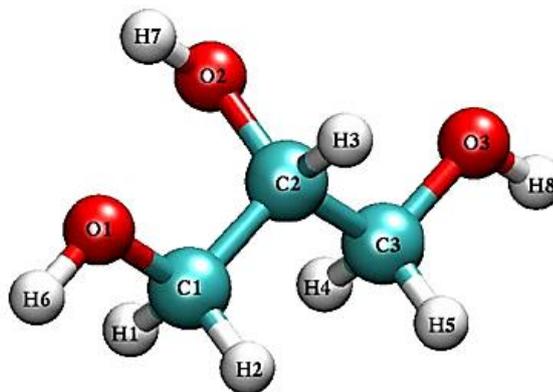
Gliserol merupakan senyawa alkohol dengan gugus hidroksil berjumlah tiga buah yang dikenal sebagai 1,2,3-propanatriol ($\text{CH}_2\text{OH}-\text{CHOH}-\text{CH}_2\text{OH}$) oleh IUPAC (*International Union of Pure Applied Chemistry*). Selain itu, gliserol adalah cairan yang tidak berwarna, tidak berbau, dan cairan kental yang memiliki rasa manis (Pagliaro, 2008). Gliserol adalah bagian dari trigliserida (lemak dan minyak), dimana pada minyak kelapa terkandung 13,5% gliserol dan pada minyak yang lain terkandung 9% sampai 12% gliserol (Lantara, 2019). Gliserol dapat dicampurkan dalam berbagai larutan seperti alkohol (methyl, ethyl, dan isopropyl), glikol etilen, dan larutan lainnya. Gliserol bersifat *viscous* atau kental, dimana pada suhu normal, gliserol tetap menjadi cairan kental tanpa mengkristal bahkan pada konsentrasi 100%. Pada suhu rendah, larutan gliserol akan menjadi sangat dingin sebagai cairan dengan viskositas tinggi. Viskositas meningkat di awal sampai menjadi vitreous sekitar -89°C dengan cepat (Quispe et al., 2013).

Gliserol merupakan senyawa kimia yang umum digunakan dalam industri kosmetik dan farmasi. Terdapat beberapa jenis metode pembuatan gliserol yaitu melalui reaksi transesterifikasi, saponifikasi, dan metode lainnya (Rahayu et al., 2005). Struktur gliserol ditampilkan oleh **Gambar 2.17**. Menurut (Quispe et al., 2013) berikut adalah reaksi pembentukan gliserol:

- A. Saponifikasi adalah proses yang terjadi antara lemak dan alkali yang menghasilkan gliserol dan sabun atau logam alkali.



- B. Transesterifikasi adalah proses yang terjadi antara lemak dan alcohol yang menghasilkan gliserol.



Gambar 2.17 Struktur Molekul Gliserol (Quispe et al., 2013)

Pada **Gambar 2.17**, terlihat bahwa struktur molekul pada gliserol terdiri dari tiga gugus hidroksil yang menyebabkan gliserol untuk memiliki kemampuan higroskopis dan solubilitas dalam air atau kemampuan larut dalam air (Lantara, 2019). Selain itu, gliserol memiliki sifat

mekanik berdasarkan tiga sumber berbeda, dimana densitas sebesar 1260 kg/m^3 , massa molar sebesar 92 g/mol , titik leleh sebesar 18°C , dan sifat-sifat mekanik lainnya yang ditampilkan pada **Tabel 2.14** berikut:

Tabel 2.14 Sifat Fisik dan Kimia dari Gliserol (Quispe et al., 2013)

Sifat	Sumber		
	Morrison	Pagliari and Rossi	OECD-SIDS
Formula Molekul	-	$\text{C}_3\text{H}_5(\text{OH})_3$	$\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$
Massa Molar (g/mol)	92,09	92,09382	92
Densitas (kg/m^3)	1260	1261	1260
Viskositas (Pa.s)	1,41	1,5	1,41
Titik Leleh ($^\circ\text{C}$)	18	18,2	18
Titik Didih ($^\circ\text{C}$)	290	290	290
Konduktivitas Termal (W/mK)	0,28	-	-
Formasi Panas (kJ/mol)	667,8	-	-
Tegangan Permukaan (N/m)	63,4	64,0	63,4
pH larutan	7	-	-
Auto flammabilitas ($^\circ\text{C}$)	-	-	393

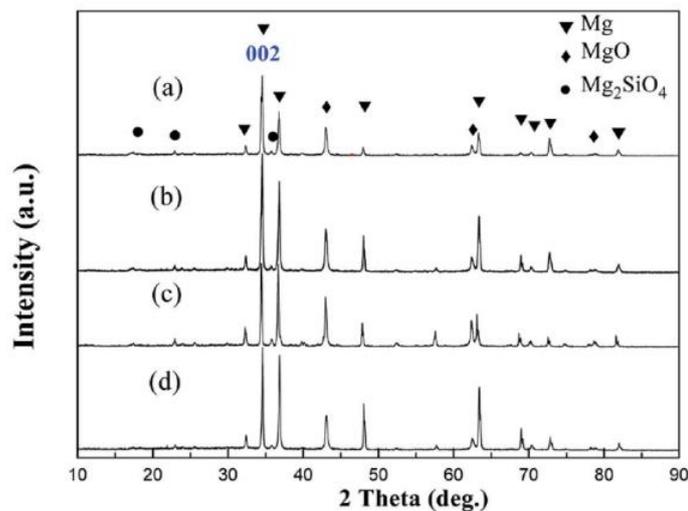
Penambahan gliserol dalam proses *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) berfungsi untuk mengurangi mikropori dan *microcracks* yang terbentuk. Selain itu, kestabilan selama proses oksidasi dapat terjadi dengan adanya gliserol sehingga *discharge* yang terjadi berukuran lebih kecil yang menghasilkan pori yang lebih homogen dan merata. Tidak hanya itu, gliserol mampu meningkatkan ketahanan korosi dikarenakan gliserol menjadi pengganti air yang berkontak dengan magnesium sehingga spark menjadi lebih kecil dan mengurangi tegangan. Lapisan keramik yang terbentuk juga akan menjadi lebih padat (Qiu et al., 2015).

2.6 Penelitian Sebelumnya

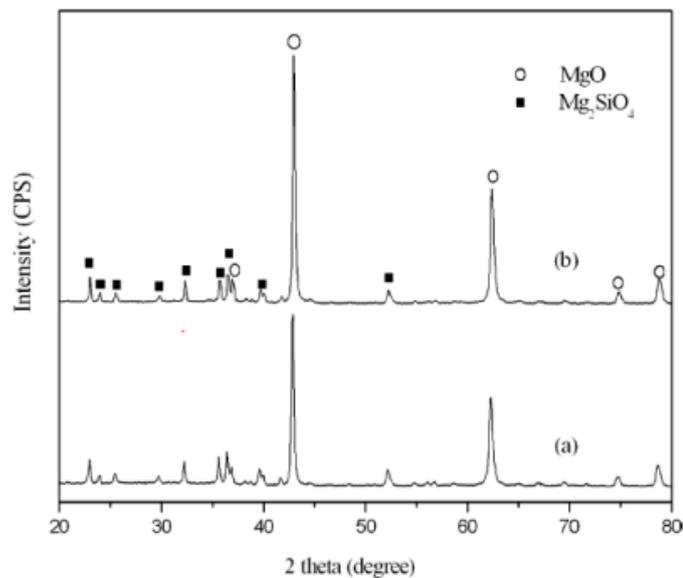
Penelitian mengenai pengaruh penambahan gliserol dengan metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) pada paduan magnesium telah dilakukan beberapa kali oleh peneliti yang berbeda. Pada (Li et al, 2008), spesimen yang digunakan adalah paduan magnesium AZ61 dengan elektrolit dasar berupa campuran dari Na_2SiO_3 , KOH, NaAlO_2 , dan gliserol dengan variasi konsentrasi sebesar 0, 2, 5, dan 10 ml/l. Pada penelitian yang lain, (Wu et al, 2009) menggunakan spesimen paduan magnesium AZ91D dengan elektrolit dasar berupa campuran dari Na_2SiO_3 , NaOH, Na_2EDTA , dan gliserol dengan variasi konsentrasi sebesar 0, 2, 4, dan 6 ml/l. Sedangkan, pada (Qiu et al, 2015) spesimen yang digunakan adalah paduan magnesium dengan elektrolit dasar berupa campuran dari Na_2SiO_3 , KOH, NaF, dan gliserol dengan variasi konsentrasi sebesar 0, 50, 100, dan 200 ml/l.

Setelah preparasi alat dan bahan telah dilakukan, dilakukan pengujian *X-Ray Diffraction* (XRD) yang bertujuan untuk mengetahui senyawa (fase) yang terbentuk pada lapisan oksida pada permukaan spesimen, dimana pada (Qiu et al, 2015) hasil fase yang diperoleh adalah MgO

dan Mg_2SiO_4 pada lapisan oksida dengan bentuk berupa keramik. Lapisan tersebut memiliki sifat tahan korosi yang baik sehingga laju degradasi dapat berkurang. Sifat mekanik dari magnesium juga meningkat dikarenakan sifat yang keras dan kuat. Pembentukan hasil fasa terjadi karena reaksi antara permukaan spesimen (Mg^{2+}) dengan ion pada larutan elektrolit yang terjadi. Hasil pengujian XRD ditunjukkan oleh **Gambar 2.18** dan hasil fasa yang sama juga diperoleh pada penelitian (Wu et al., 2009) yaitu *periclase* (MgO) dan *forsterite* (Mg_2SiO_4) yang ditunjukkan oleh **Gambar 2.19** sebagai berikut:



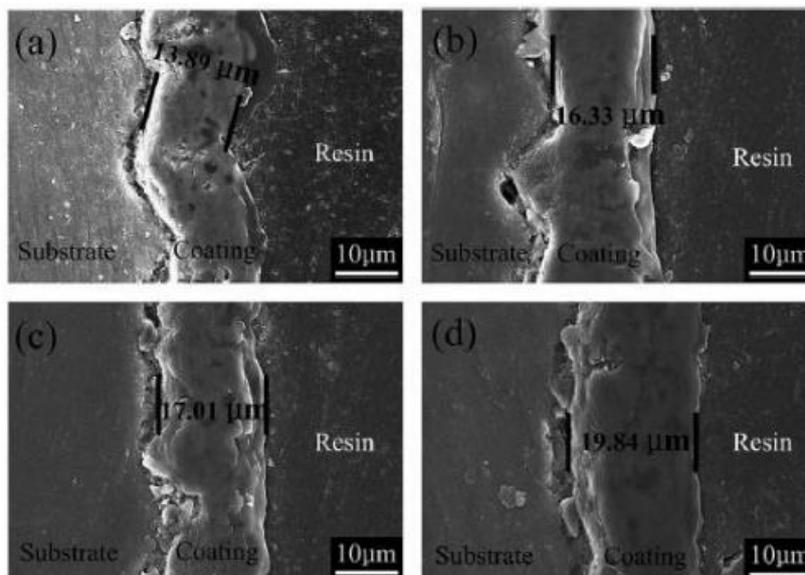
Gambar 2.18 Hasil Pengujian XRD pada Proses PEO dengan Konsentrasi Gliserol (a) 200 ml/l, (b) 100 ml/l, (c) 50 ml/l, dan (d) Tanpa Gliserol (Qiu et al, 2015)



Gambar 2.19 Hasil Pengujian XRD (a) Tanpa Gliserol dan (b) dengan Gliserol Sebanyak 4 ml/l (Wu et al., 2009)

Apabila **Gambar 2.18** dan **Gambar 2.19** dibandingkan, maka diketahui bahwa terdapat hasil fasa yang sama yang terbentuk yaitu MgO dan Mg_2SiO_4 , dimana hal tersebut disebabkan oleh reaksi antara ion-ion Mg pada permukaan spesimen dengan ion-ion pada larutan elektrolit. Selama proses PEO berlangsung, tegangan dari *power supply* akan meningkat seiring berjalannya waktu sehingga substrat paduan Mg mulai larut menjadi ion Mg^{2+} dan senyawa pada elektrolit ikut terurai menjadi ion. Pada saat tegangan mencapai *dielectric breakdown*, maka terjadi *discharge* yang menyebabkan *molten metal* dari Mg disebarkan ke permukaan substrat dan didinginkan secara cepat (*quenching*) oleh larutan elektrolit. Spark tersebut akan bereaksi dengan ion-ion SiO_3^{2-} dan O_2^- yang membentuk lapisan oksida berupa MgO dan Mg_2SiO_4 .

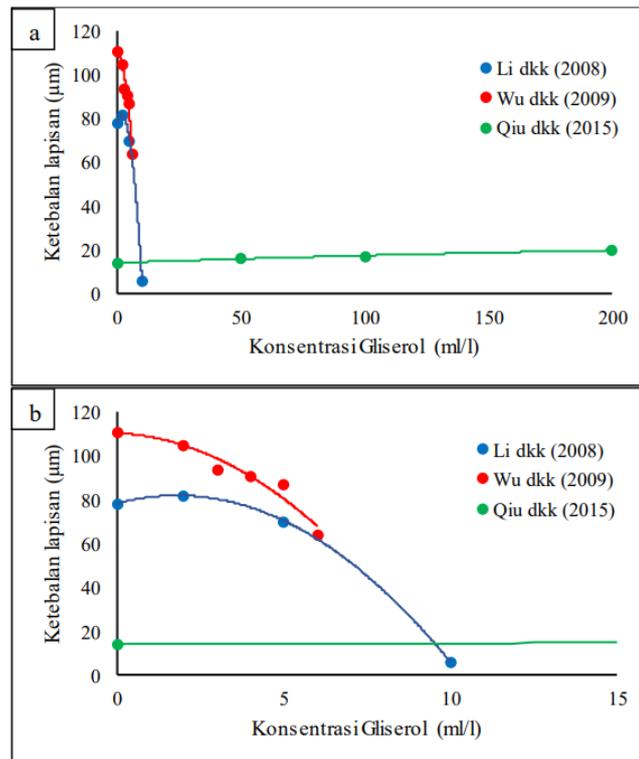
Kemudian dilakukan pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM) yang bertujuan untuk mengetahui ketebalan dan morfologi dari lapisan oksida. Pada (Qiu et al, 2015), didapatkan hasil bahwa ketebalan lapisan keramik meningkat secara bertahap seiring dengan peningkatan konsentrasi gliserol, dimana pada awalnya ketebalan yang terbentuk sebesar $13,89 \mu m$ tanpa adanya gliserol. Akan tetapi, pada saat gliserol ditambahkan ketebalan meningkat menjadi $16,33$ sampai dengan $19,84 \mu m$. Hasil tersebut ditampilkan oleh **Gambar 2.20** di bawah ini:



Gambar 2.20 Hasil pengujian SEM tentang Ketebalan Lapisan Setelah Proses PEO dengan Penambahan Gliserol (a) 0 ml/l, (b) 50 ml/l, (c) 100 ml/l, dan (d) 200 ml/l (Qiu et al, 2015)

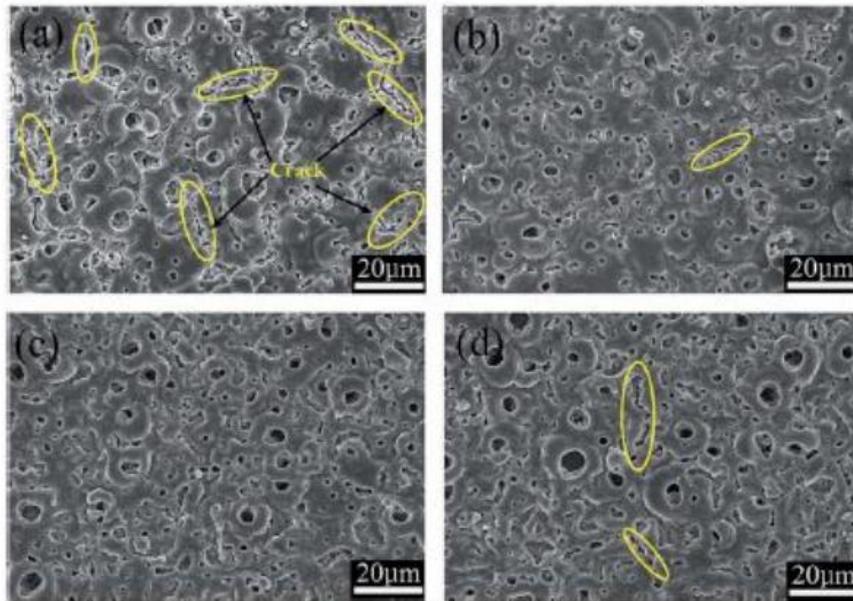
Peningkatan ketebalan lapisan juga terjadi pada penelitian (Li et al, 2008) dan (Wu et al, 2009). Akan tetapi, penambahan gliserol secara berlebihan justru menyebabkan penurunan ketebalan lapisan. Peristiwa tersebut dapat terjadi karena di dalam elektrolit, gliserol menjadi pengganti air saat diadsorpsi pada permukaan anoda dan anion yang dihasilkan oleh Na_2SiO_3 menghasilkan *spark* yang lebih kecil. *Spark* yang terus-menerus terjadi membuat lapisan oksida menebal, namun ukuran *spark* yang mengecil dapat menurunkan ketebalan karena logam cair yang keluar bersamaan dengan *spark* yang mengecil. Logam cair tersebut akan di-*quenching*

oleh elektrolit dan menjadi dasar pembentukan lapisan oksida. Oleh karena itu, pada saat konsentrasi gliserol meningkat, ketebalan lapisan akan menurun. Penambahan gliserol secara berlebihan menyebabkan larutan menjadi lebih kental (viskositas tinggi) yang mempersulit distribusi ion pembentuk lapisan oksida untuk bereaksi dengan permukaan spesimen. Selain itu, terjadi penumpukan gliserol pada *interface* sehingga pembentukan spark terganggu. Perbandingan hasil ketebalan lapisan antar peneliti ditunjukkan oleh **Gambar 2.21** berikut:



Gambar 2.21 Perbandingan Pengaruh Penambahan Gliserol terhadap Ketebalan Lapisan Oksida (a) *Range* Sumbu X Sebesar 0-200 ml/l dan (b) *Range* Sumbu X Sebesar 0-15 ml/l (Hidayat, 2020)

Hasil pada **Gambar 2.21** menunjukkan terdapat penurunan ketebalan lapisan pada kurva Li dan Wu, namun pada kurva Qiu terdapat kenaikan yang kurang signifikan. Perbedaan hasil tersebut dapat terjadi dikarenakan perbedaan konsentrasi gliserol, dimana pada Qiu konsentrasinya dalam jumlah yang terlalu besar. Oleh karena itu, jumlah konsentrasi gliserol perlu dibatasi agar hasil yang diperoleh maksimal. Kemudian, dalam morfologi permukaan didapatkan hasil pada (Qiu et al, 2015) bahwa lapisan keramik tanpa gliserol memiliki mikropori yang besar dan *microcracks* yang banyak, sedangkan pada lapisan dengan penambahan gliserol memiliki *microcracks* lebih sedikit, khususnya pada saat konsentrasi sebesar 100 ml/l dimana hampir tidak terlihat keberadaan *microcracks* seperti pada **Gambar 2.22** di bawah ini:



Gambar 2.22 Morfologi pada Lapisan PEO dengan Konsentrasi Gliserol Sebesar (a) 0 ml/l, (b) 50 ml/l, (c) 100 ml/l, dan (d) 200 ml/l (Qiu et al, 2015)

Penambahan elektrolit meningkatkan stabilitas proses oksidasi dan terdapat banyak discharge yang lebih intensif dengan ukuran lebih kecil, dimana hal tersebut berpengaruh pada pembentukan lapisan oksida yang lebih padat, pori-pori yang lebih homogen dalam ukuran dan distribusi yang lebih kecil dengan permukaan lebih merata. Setelah itu, dilakukan pengujian polarisasi untuk memperoleh hasil ketahanan korosi yang berkaitan dengan laju degradasi, dimana pada (Qiu et al, 2015) didapatkan bahwa lapisan dengan penambahan gliserol memiliki ketahanan degradasi yang lebih baik, potensial korosi lebih tinggi, dan densitas arus yang rendah dimana hasil terbaik diperoleh pada kandungan gliserol sebesar 100 ml/l yaitu rapat arus terendah sebesar $42,98 \text{ nA/cm}^2$ dan memiliki ketahanan korosi yang terbaik. Hal tersebut dapat terjadi karena berkaitan dengan hasil morfologi yang didapatkan pada saat konsentrasi 100 ml/l yaitu berupa pori-pori lebih kecil, *microcracks* yang sedikit, dan struktur lebih homogen yang mengurangi anion Cl^- yang memasuki lapisan sehingga ketahanan korosi yang dihasilkan lebih baik. Akan tetapi, konsentrasi gliserol perlu dibatasi karena jumlah yang berlebihan dapat menurunkan kemampuan ketahanan korosi karena adsorbat dapat bertindak sebagai anion yang tererosi.

Hasil yang sama juga terjadi pada (Wu et al, 2009) dimana peningkatan potensial korosi dan penurunan rapat arus korosi terjadi dengan adanya gliserol, namun ketika konsentrasinya berlebihan dapat mencegah pertumbuhan lapisan. Hasil terbaik diperoleh dalam konsentrasi sebesar 4 ml/l yaitu dengan rapat arus terendah sebesar $5,18 \times 10^{-7} \text{ A/cm}^2$ yang berkaitan dengan morfologi seperti penjelasan sebelumnya. Perbandingan antara kedua peneliti ditampilkan pada **Tabel 2.15** di bawah ini:

Tabel 2.15 Perbandingan E_{corr} dan i_{corr} pada Penelitian Sebelumnya

Sampel	(Qiu et al, 2015)		Sampel	(Wu et al, 2009)	
	E_{corr} (V)	i_{corr} ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)		E_{corr} (V)	i_{corr} ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)
0 ml	-1,36	89,15	AZ91D	-1,535	$8,89 \times 10^{-4}$
50 ml	-1,32	73,04	0 ml/l $\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$	-1,512	$6,16 \times 10^{-5}$
100 ml	-1,29	42,98	2 ml/l $\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$	-1,483	$5,07 \times 10^{-5}$
200 ml	-1,27	44,46	4 ml/l $\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$	-1,313	$5,18 \times 10^{-7}$
Substrat	-1,57	105000	6 ml/l $\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$	-1,486	$5,69 \times 10^{-7}$

Setelah itu, nilai laju degradasi dapat diperoleh melalui persamaan berikut:

$$CR = 3,27 \times 10^{-3} \cdot i_{corr} \cdot \frac{EW}{\rho} \quad (2.13)$$

Keterangan:

CR = laju degradasi (mmpy)

EW = berat ekuivalen (gram)

i_{corr} = rapat arus ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)

ρ = densitas (g/cm^3)

Melalui persamaan tersebut, dilakukan perhitungan untuk hasil (Qiu et al, 2015) dan (Wu et al, 2009) yang ditunjukkan oleh **Tabel 2.17**. Laju degradasi berbanding lurus dengan nilai i_{corr} , dimana semakin tinggi nilai i_{corr} , maka nilai laju degradasi juga akan semakin tinggi. Begitu pula sebaliknya. Apabila dibandingkan antara keduanya, diketahui bahwa i_{corr} pada (Qiu et al, 2015) lebih rendah daripada (Wu et al, 2009) sehingga dapat dikatakan bahwa (Qiu et al, 2015) memiliki laju degradasi yang lebih baik, meskipun ketebalannya lebih tipis dikarenakan hasil laju degradasi dipengaruhi oleh morfologinya yaitu semakin kompak lapisan dan semakin sedikit porositas akan menurunkan laju degradasinya.

Maka, dapat disimpulkan bahwa penambahan gliserol dapat berpengaruh pada ketebalan lapisan, morfologi permukaan, dan laju degradasi pada suatu material. Akan tetapi, perlu diingat bahwa konsentrasi gliserol tetap perlu dibatasi dikarenakan jumlah yang berlebihan akan berpengaruh buruk pada hasilnya seperti menghambat pertumbuhan lapisan dan menurunkan kemampuan ketahanan korosi. Berdasarkan *review* pada (Hidayat, 2020), didapatkan kesimpulan konsentrasi gliserol sebagai berikut yaitu pada (Li et al, 2008), konsentrasi gliserol yang menghasilkan hasil paling optimal adalah sebesar 5 ml/l, pada (Wu et al, 2009) konsentrasi gliserol yang menghasilkan hasil paling optimal adalah sebesar 4 ml/l, dan pada (Qiu et al, 2015) konsentrasi gliserol yang menghasilkan hasil paling optimal adalah sebesar 100 ml/l.

Pada penelitian (Zahrantiara, 2021) dilakukan proses PEO pada Mg AZ31B dengan elektrolit 3 g/l Na_2SiO_3 , 3 g/l KOH, dan 0,5 g/l NaF dengan variasi pada variabel waktu adalah 6 menit, 9 menit, 12 menit, dan 15 menit. Untuk melakukan analisis pada senyawa dilakukan

uji XRD, dimana pada uji tersebut didapatkan hasil fasa yang terbentuk berupa MgO, MgF₂, dan Mg₂SiO₄. Selain itu, terdapat juga hasil susunan atom yang mengidentifikasi bahwa penyusun dari material bersifat kristalin. Struktur tersebut berpengaruh pada kestabilan ikatan molekul sehingga lapisan memiliki kemampuan untuk tidak mudah larut. Kemudian, dilakukan uji SEM untuk mengetahui morfologi pada spesimen dan diperoleh hasil bahwa semakin lama waktu oksidasi, maka semakin merata pula persebaran pori dan juga berpengaruh pada kerapatan dan kepadatan porinya. Ketika waktunya adalah 6 menit, jumlah pori sebanyak 3213 dan rata-rata ukuran sebesar $4,034 \times 10^{-2} \mu\text{m}$, sedangkan ketika waktunya adalah 15 menit diperoleh jumlah pori sebanyak 2034 dan rata-rata ukuran sebesar $5,209 \times 10^{-2} \mu\text{m}$. Durasi waktu yang lebih lama akan membuat PEO membesar dan menyebabkan adanya *breakdown* sehingga ukuran pori membesar yang membuat jumlah porinya menurun. Penelitian sebelumnya disajikan secara ringkas melalui **Tabel 2.16** berikut:

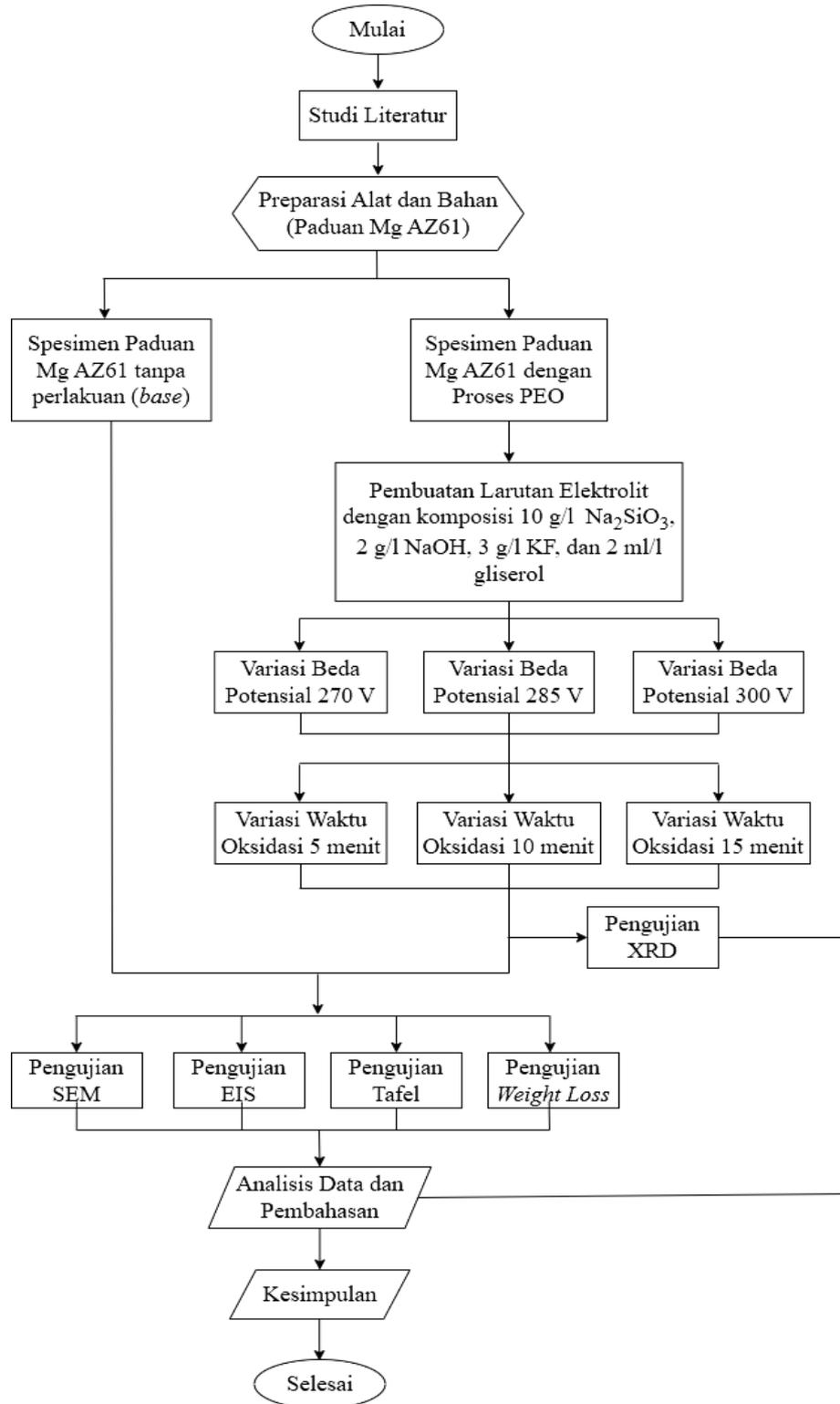
Tabel 2.16 Penelitian Sebelumnya

Jurnal Penelitian	Sampel	Elektrolit	Konsentrasi Gliserol Teroptimal	Komposisi Fasa	Morfologi Permukaan	Laju Degradasi
Li et al., 2008	Mg AZ61	Na ₂ SiO ₃ , KOH, NaAlO ₂ , dan Gliserol	5 ml/l	MgO, Mg ₂ SiO ₃ , MgAl ₂ O ₄	-	-
Wu et al., 2009	Mg AZ91D	Na ₂ SiO ₃ , NaOH, Na ₂ EDTA, dan Gliserol	4 ml/l	MgO, Mg ₂ SiO ₄	Mikropori terkecil dan <i>microcrack</i> tersedikit saat gliserol sebanyak 4 ml/l, serta distribusi pori merata akibat adanya gliserol.	E _{corr} tertinggi sebesar -1,313 V dan i _{corr} terendah sebesar $5,18 \times 10^{-7} \text{ A/cm}^2$ saat gliserol sebanyak 4 ml/l.
Qiu et al., 2015	Paduan Mg	Na ₂ SiO ₃ , KOH, NaF, dan Gliserol	100 ml/l	MgO, Mg ₂ SiO ₄	<i>Microcrack</i> berkurang hingga hampir tidak terlihat saat gliserol sebanyak 100 ml/l.	i _{corr} terendah sebesar $42,98 \mu\text{A/cm}^2$ saat gliserol sebanyak 100 ml/l.
Zahrantiara, 2021	Mg AZ31B	Na ₂ SiO ₃ , KOH, dan NaF	-	MgO, Mg ₂ SiO ₄ , MgF ₂	Semakin lama waktu, maka semakin rata persebaran pori.	-

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir

Diagram alir pada penelitian ini ditunjukkan oleh **Gambar 3.1** berikut:



Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian

3.2 Alat dan Bahan Penelitian

3.2.1 Alat Penelitian

Adapun alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini yaitu satu set alat *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) sebagai media untuk pelaksanaan proses PEO, gelas *beaker* sebagai wadah pelarut elektrolit dengan *aquades*, *magnetic stirrer* sebagai pengaduk pelarutan dalam gelas beaker, *hotplate* sebagai pencampur larutan dengan kecepatan 500 rpm, spatula sebagai alat pengambil serbuk untuk dimasukkan ke dalam wadah pengukur atau pelarut, cawan petri sebagai wadah serbuk elektrolit untuk ditimbang pada neraca analitik, neraca analitik sebagai media penghitung massa serbuk elektrolit, avometer sebagai alat pengukur arus dan tegangan pada PEO, dan *stopwatch* sebagai penghitung durasi waktu selama PEO. Berikut adalah tampilan dari Mg AZ61 ditunjukkan oleh **Gambar 3.2** berikut:



Gambar 3.2 Tampilan Mg AZ61 (Dokumentasi Pribadi, 2024)

3.2.2 Bahan Penelitian

Adapun bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini yaitu material AZ61 berbentuk *plate* dengan panjang 1 m, lebar 0,6 m, dan ketebalan 3 mm dengan dimensi spesimen sebesar 30 mm x 15 mm x 3 mm dari Shandong Zehao Metal Materials Co., Ltd. sebagai anoda, *stainless steel* sebagai katoda, campuran larutan elektrolit berupa Na_2SiO_3 dari SAP Chemicals, NaOH dari Merck, KF dari Merck, dan gliserol dari SAP Chemicals. Kemudian, terdapat alkohol dari SAP Chemicals sebagai pembersih permukaan spesimen, selotip pipa sebagai pelindung kabel, dan *aquades* dari SAP Chemicals sebanyak 250 ml sebagai pelarut untuk campuran elektrolit.

3.3 Metode Penelitian

Adapun metode penelitian yang dilakukan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Studi Literatur

Metode ini mengacu pada referensi dalam buku, jurnal ilmiah, dan penelitian yang serupa dengan penelitian yang dilakukan yaitu terkait metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO), potensi paduan AZ61 sebagai implan tulang, pengaruh beda potensial dan waktu oksidasi dalam proses *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) terhadap morfologi dan laju degradasi pada paduan AZ61, serta gliserol pada magnesium baik dari informasi pengetahuan hingga pengaplikasian yang telah dilakukan pada penelitian-penelitian sebelumnya.

2. Diskusi

Metode ini dilakukan untuk menambah wawasan dan pemahaman mengenai permasalahan pada dibahas sehingga dapat mencari solusi melalui penelitian yang akan dilakukan. Metode ini dilakukan dalam bentuk diskusi dengan pihak-pihak yang berkaitan dengan penelitian tersebut.

3. Eksperimental

Metode ini dilakukan dengan pelaksanaan penelitian dan pengujian yang sesuai dengan prosedur dan metode yaitu metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) dan dilakukan pengujian *Scanning Electron Microscopy* (SEM), *X-Ray Diffraction* (XRD), *Electrochemical Impedance Spectroscopy* (EIS), Tafel, dan *Weight Loss*.

3.4 Proses Pengujian

Proses penelitian yang dilakukan terdiri dari beberapa tahapan sebagai berikut:

3.4.1 Preparasi Sampel

Dalam penelitian ini, material yang digunakan adalah paduan AZ61 berbentuk *plate* dengan panjang 1 m, lebar 0,6 m, dan ketebalan 3 mm yang dipotong menjadi dimensi 30 mm x 15 mm x 3 mm. Setelah pemotongan spesimen, dilakukan pengamplasan dengan kertas amplas *grade* 200 sampai dengan 400 pada spesimen untuk membersihkan permukaan dari pengotor dan meratakan tampilan permukaan. Kemudian, spesimen dibilas dengan aquades. Setelah itu, spesimen dikeringkan untuk proses selanjutnya yaitu proses *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO).

3.4.2 Analisa Sampel

Sebelum melakukan proses *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO), spesimen dianalisis melalui sertifikat komposisi yang disediakan oleh perusahaan untuk mengetahui kesesuaian komposisi kimia pada paduan AZ61 dengan standar yang ada.

3.4.3 Pengujian pada Sampel dengan Metode PEO

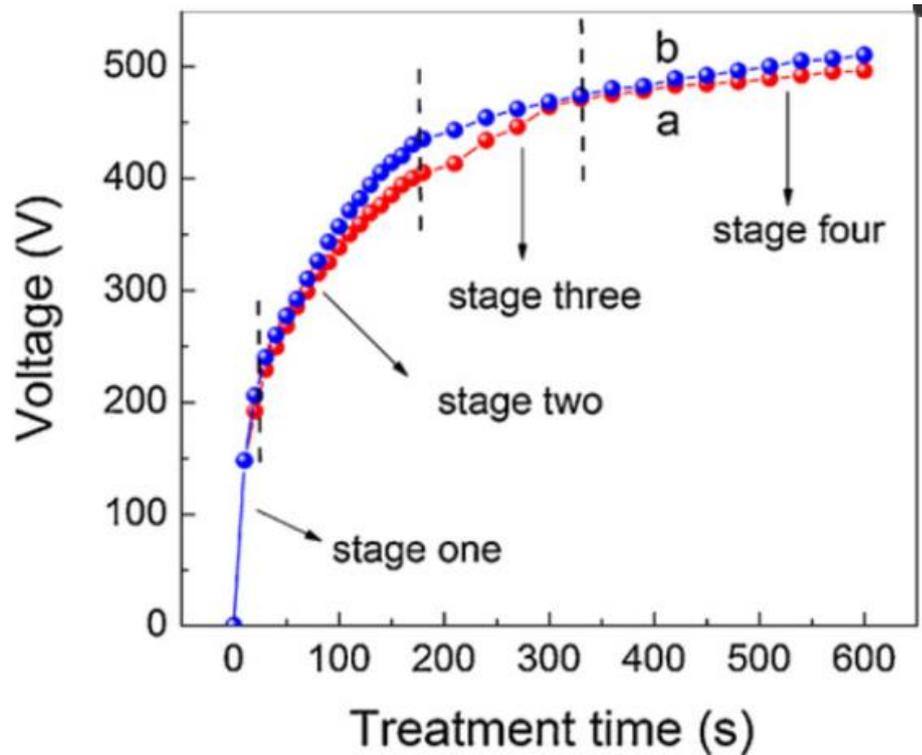
Dalam melakukan proses *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO), spesimen yang digunakan adalah paduan Mg AZ61 dari Shandong Zehao Metal Materials Co., Ltd. Larutan elektrolit yang digunakan adalah Na_2SiO_3 , NaOH, KF, dan gliserol ($\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$). Pada Na_2SiO_3 , merk yang digunakan adalah SAP Chemicals dengan kemurnian sebesar >95%. Pada NaOH, merk yang digunakan adalah Merck dengan kemurnian sebesar >98%. Pada KF, merk yang digunakan adalah Merck. Pada gliserol, merk yang digunakan adalah SAP Chemicals dengan

konsentrasi sebesar 99,7%. Elektrolit-elektrolit tersebut terbukti dapat meningkatkan ketahanan korosi dan ketebalan lapisan oksida. Jumlah konsentrasi yang digunakan adalah tetap atau konstan, dimana Na_2SiO_3 sebesar 10 g/l, NaOH sebesar 2 g/l, KF sebesar 3 g/l, dan gliserol sebesar 2 ml/l.

Pada penelitian ini, Mg AZ61 berperan sebagai anoda dan *stainless steel* berperan sebagai katoda. Percobaan akan dilakukan beberapa kali dengan dua variabel yang berpengaruh yaitu beda potensial dan waktu oksidasi. Variasi beda potensial yang digunakan sebesar 270 V, 285 V, dan 300 V dengan variasi waktu oksidasi selama 5 menit, 10 menit, dan 15 menit. Hasil yang ingin diperoleh adalah terkait morfologi dan laju degradasi.

3.4.4 Metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO)

Pengujian PEO merupakan suatu pengujian yang bertujuan untuk membentuk lapisan sehingga dapat mengurangi ketahanan korosi pada material. Proses PEO menggunakan *power supply* dengan voltase *direct current* (DC). Terdapat empat tahapan yang terjadi, yaitu 1) tahap pertama adalah *anodizing*, dimana terjadi reaksi elektrokimia pada lapisan oksida yang meningkat seiring dengan adanya peningkatan beda potensial dan ketika beda potensial telah melampaui *breakdown voltage*, maka *discharge* akan terbentuk yang ditandai pembentukan lapisan keramik dan muncul *spark* yang terang dengan densitas rendah pada permukaan sampel, 2) tahap kedua disebut *spark discharge* yaitu proses bertambah besar dan terangnya *spark* yang menyebabkan terbentuknya gelembung gas seiring dengan peningkatan temperatur pada sampel sehingga terjadi penyemburan dari logam cair pada Mg dan dilakukan pendinginan cepat (*quenching*) oleh larutan elektrolit, 3) tahap ketiga adalah *micro-arc discharge* yang merupakan tahap pembentukan lapisan keramik oleh reaksi antara *spark* dengan ion yang berada di sekitar substrat, 4) tahap keempat terjadi ketika dengan seiring dengan peningkatan ketebalan lapisan dibutuhkan energi yang lebih dari *breakdown discharge*, maka terdapat dua kemungkinan yang terjadi pada *discharge*, yaitu *arc* terang yang menghilang akibat dari kurangnya energi atau *arc discharge* terjadi secara intens pada beberapa area sehingga terjadi kerusakan pada lapisan. Berikut adalah diagram yang menunjukkan hubungan beda potensial dan waktu selama proses PEO yang menggambarkan tahapan PEO seperti pada **Gambar 3.3** dan alat uji PEO yang diuji di Laboratorium Fisika Material, Departemen Teknik Material dan Metalurgi ITS ditampilkan pada **Gambar 3.4** berikut:



Gambar 3.3 Diagram Hubungan Waktu dan Beda Potensial selama Proses PEO (Yang et al., 2024)



Gambar 3.4 Alat uji PEO (Dokumentasi Pribadi, 2024)

Gambar 3.3 menunjukkan bahwa beda potensial berkaitan dengan waktu, dimana seiring dengan peningkatan beda potensial dan peningkatan waktu, terjadi tahapan yang berbeda selama proses PEO, mulai dari reaksi elektrokimia hingga terbentuk lapisan maupun *defect*. **Gambar 3.4** menunjukkan alat uji PEO yang digunakan. Cara untuk melakukan proses PEO, mulai dari preparasi sampel sampai pelaksanaan pengujian adalah sebagai berikut:

1. Menimbang elektrolit-elektrolit yang digunakan dengan neraca analitik. Spatula digunakan untuk mengambil elektrolit dari wadah dan cawan petri digunakan sebagai wadah elektrolit.
2. Memasukkan elektrolit ke dalam gelas *beaker* dan menuangkan aquades sebanyak 250 ml.
3. Memasukkan *magnetic stirrer* untuk mengaduk larutan dan meletakkan gelas *beaker* pada *hotplate* untuk mencampur larutan dengan kecepatan 500 rpm selama 8 menit.
4. Menyalakan alat PEO dan mengisi wadah kontainer dengan air.
5. Mengamplas sampel dengan kertas amplas *grade* 200-400 dan meletakkan gelas *beaker* pada wadah kontainer.
6. Memasang kabel pada *stainless steel* dan sampel ke dalam gelas *beaker*, serta menutupi kabel dengan selotip pipa.
7. Menaikkan beda potensial sebesar variabel yang digunakan dengan memerhatikan nilai arusnya.
8. Melakukan proses PEO selama durasi yang sesuai dengan variabel yang digunakan.

3.5 Pengujian

Pada penelitian ini, terdapat beberapa pengujian yang digunakan meliputi pengujian PEO, pengujian SEM, pengujian XRD, pengujian EIS, pengujian Tafel, dan pengujian *Weight Loss*. Berikut merupakan penjelasan mengenai prosedur pada pengujian tersebut:

3.5.1 Pengujian *Scanning Electron Microscopy* (SEM)

Pengujian SEM merupakan suatu pengujian yang bertujuan untuk menganalisis morfologi permukaan dan penampang melintang pada material dalam perbesaran yang tinggi. Prinsip dasar pada pengujian ini yaitu melalui pantulan elektron yang ditembakkan oleh *electron gun*. Pada *electron gun*, terdapat filamen yang menghasilkan berkas elektron. Pantulan elektron yang ditembakkan oleh *electron gun* akan tertangkap oleh *backscattered electron detector* dan *secondary electron detector*. Kemudian, difokuskan dengan lensa detektor dimana elektron menumbuk sampel dan elektron yang terhambur akan ditangkap oleh detektor untuk menghasilkan tampilan morfologi sampel pada monitor. Elektron yang dipercepat pada SEM memiliki energi kinetik yang akan hilang ketika berbagai hasil sinyal akibat interaksi elektron tersebut melambat pada sampel. Sinyal-sinyal tersebut berupa *backscattered electron* (BSE) sebagai penghasil kontras dalam komposisi multifase sampel, *secondary electron* sebagai penghasil gambar SEM dimana terlihat morfologi dan topografi sampel, *backscattered diffraction electron* (EBSD) sebagai penentu struktur kristal, foton sebagai analisis elemen dan kontinum x-ray, panas, serta cahaya tampak (Nureza, 2017). Pada pengujian SEM, tampilan yang terlihat pada monitor adalah ukuran pori dan ketebalan lapisan yang terbentuk oleh *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO). Berikut adalah alat uji SEM dengan merk FEI Inspect S50 yang diuji di Laboratorium Divisi Karakterisasi Material, Departemen Teknik Material dan Metalurgi ITS yang ditunjukkan oleh **Gambar 3.5**:



Gambar 3.5 Alat Uji SEM (Dokumentasi Pribadi, 2024)

Pada tampilan morfologi, hasil SEM dianalisis dengan *software* ImageJ dengan memilih fitur *Threshold* yang berada pada bagian *Image* dan dipilih bagian *Adjust*. Cara untuk menentukan densitas pori adalah sebagai berikut:

1. Memilih foto hasil uji SEM yang ingin dianalisis.
2. Memilih bagian *Analyze* dan *Set Scale* untuk membuat nilai 0 agar dapat diukur terlebih dahulu skala yang digunakan.
3. Memilih garis *Straight* untuk menghitung skala sesuai dengan perbesaran gambar yang digunakan.
4. Memilih bagian *Analyze* dan *Set Scale*, kemudian masukkan nilai *known distance* sebesar skala yang digunakan dan mengubah *unit of lengths* sesuai satuan pada skala.
5. Memilih bagian *Image* dan *Type* untuk mengubah bentuk *file* menjadi 8-bit.
6. Memilih bagian *Image*, *Adjust*, dan *Threshold*. Kemudian, mengatur *setting* dan persentase arsiran.
7. Memilih bagian *Analyze* dan *Analyze Particles* untuk mengetahui densitas pori.

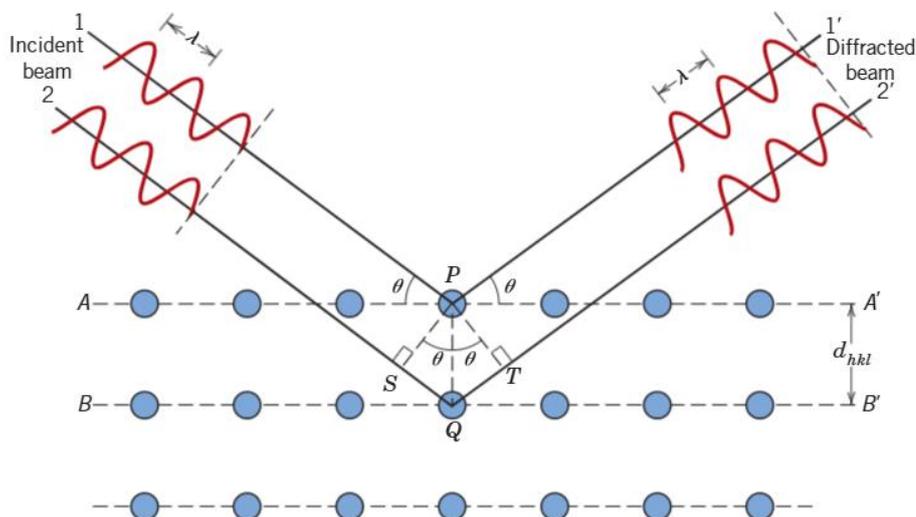
Selanjutnya, cara untuk menghitung ukuran pori adalah sebagai berikut:

1. Memilih foto hasil uji SEM yang ingin dianalisis.
2. Memilih bagian *Analyze* dan *Set Scale* untuk membuat nilai 0 agar dapat diukur terlebih dahulu skala yang digunakan.
3. Memilih garis *Straight* untuk menghitung skala sesuai dengan perbesaran gambar yang digunakan.

4. Memilih bagian *Analyze* dan *Set Scale*, kemudian masukkan nilai *known distance* sebesar skala yang digunakan dan mengubah *unit of lengths* sesuai satuan pada skala.
5. Memilih garis *Straight* untuk menghitung pori pada gambar dan mengklik Ctrl+M untuk memunculkan hasil data.
6. Mengulangi Langkah 5 hingga hasil data mencapai ± 50 data dan pindahkan data perhitungan ke dalam *Excel* untuk menghitung rata-rata ukuran pori.

3.5.2 Pengujian X-Ray Diffraction (XRD)

Pengujian XRD merupakan suatu pengujian yang bertujuan untuk menentukan struktur kristal atau fasa kristalin dan ukuran butir yang terbentuk pada material. Prinsip dasar pada pengujian ini yaitu dengan mendifraksi sinar X melalui celah kristal pada permukaan sampel dan dipantulkan, kemudian ditangkap oleh detektor *x-ray* (Waseda et al., 2011). Sinar X adalah radiasi elektromagnetik dengan panjang gelombang yang pendek dan energi yang tinggi (Callister & Rethwisch, 2010). Sinar X tersebut merupakan hasil dari tumbukan elektron dengan logam material dan akan berinteraksi dengan sebuah material, dimana terdapat tiga fenomena yang terjadi yaitu terdapat berkas sinar yang diserap atau absorpsi, ditransmisikan atau fluoresensi, dan dihamburkan atau difraksi (Mahmudi, 2020). Hamburan ke segala arah tersebut yang tertangkap oleh XRD dengan mekanisme ditunjukkan oleh **Gambar 3.6** di bawah ini:



Gambar 3.6 Mekanisme XRD (Callister & Rethwisch, 2010)

Interferensi gelombang yang tersebar secara konstruktif saat dihamburkan atom-atom kristal membentuk terjadinya fenomena difraksi menurut Hukum Bragg yang menjadi hukum dasar dalam difraksi sinar X seperti yang ditunjukkan oleh **Persamaan 3.1**:

$$n\lambda = 2d \cdot \sin \theta \quad (3.1)$$

Keterangan:

n = Orde difraksi (1, 2, 3, dst.)

λ = Panjang gelombang sinar X (\AA)

d = Jarak antar kisi (\AA)

θ = Sudut difraksi ($^\circ$)

(Callister & Rethwisch, 2010)

Difraksi sinar X dapat digunakan untuk mengetahui nilai ukuran butir yang dapat dilihat melalui *peak* pada hasil setiap difraksi sinar X melalui persamaan Debye Scherrer yang ditunjukkan oleh **Persamaan 3.2** berikut:

$$D = \frac{k\lambda}{\beta \cdot \cos \theta} \quad (3.2)$$

Keterangan:

D = Ukuran butir kristal (μm)

K = Konstanta Scherrer = 0,9 atau 1

λ = Panjang sinar X (\AA); ($\lambda = 1,5406 \text{\AA}$)

β = lebar *peak* atau *Full Width at Half Maximum* (rad); ($1^\circ = 0,0174 \text{ rad}$)

θ = Sudut difraksi ($^\circ$)

(Langford & Wilson, 1978)

Berikut adalah alat uji XRD dengan merk PANalytical yang diuji di Laboratorium Divisi Karakterisasi Material, Departemen Teknik Material dan Metalurgi ITS yang ditunjukkan oleh **Gambar 3.7**:



Gambar 3.7 Alat Uji XRD (Dokumentasi Pribadi, 2024)

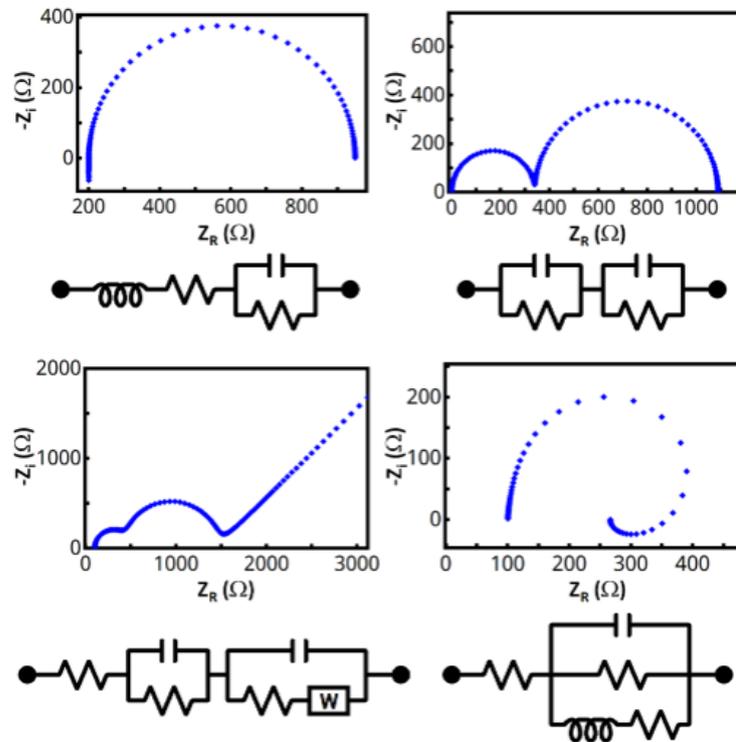
Hasil XRD dianalisis dengan X'Pert Highscore Plus untuk mengetahui senyawa yang terbentuk. Cara untuk mengetahui senyawa adalah sebagai berikut:

1. Memilih bagian *Customize* dan *Manage Database* untuk memasukkan *database* yang akan digunakan.

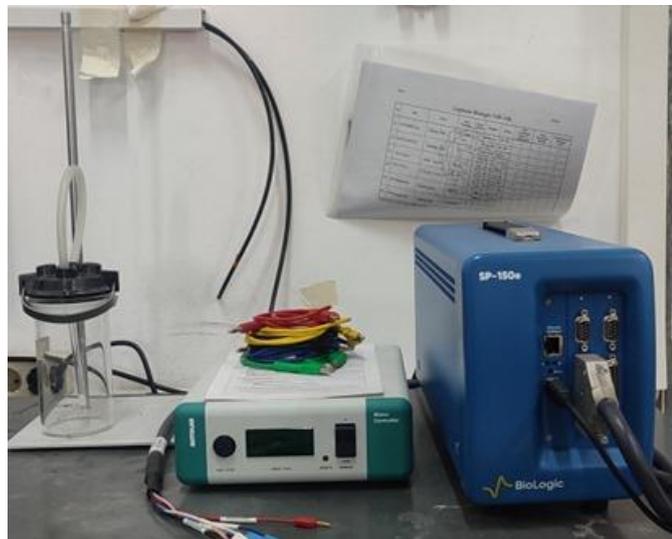
2. Memilih file jenis xrdml dan memilih bagian *Analysis*, serta memilih *Search and Match* untuk mencocokkan hasil senyawa dengan *database*.
3. Memilih bagian *Treatment* dan *Search Peaks* untuk mengetahui *peak* yang terbentuk.
4. Memilah hasil senyawa pada *Candidate* dengan memasukkan senyawa yang diinginkan ke dalam bagian *Accepted Ref. Pattern*.
5. Mengklik 2 kali pada senyawa untuk mengetahui informasi peak list, sistem kristal, dan lainnya.

3.5.3 Pengujian *Electrochemical Impedance Spectroscopy* (EIS)

Pengujian EIS merupakan suatu pengujian yang bertujuan untuk mengetahui efektivitas sistem perlindungan korosi agar dapat dievaluasi kinerjanya berdasarkan nilai hambatan (impedansi) listrik, mengetahui respon sistem elektroda terkorosi terhadap potensial AC, dan menentukan parameter kinetika elektrokimia yang berkaitan dengan unsur-unsur listrik. Hasil yang diperoleh berupa diagram Nyquist plot yang menunjukkan hubungan antara impedansi real (Z_{re}) dan impedansi imajiner ($-Z_i$). Bentuk diagram berkaitan dengan pengendalian transfer muatan, dimana berbentuk *semicircle* dikarenakan korosinya dikendalikan oleh transfer muatan. Akan tetapi, bentuk diagram tidak benar-benar *semicircle* dikarenakan kekasaran permukaan elektroda mengakibatkan adanya dispersi pada frekuensi tinggi. Pengujian ini dianalisis dalam *software* EC-Lab dengan *scan rate from f_i to f_f* sebesar 100.000 Hz sampai dengan 0,01 Hz. Berikut adalah diagram Nyquist plot yang ditunjukkan oleh **Gambar 3.8** dan alat uji EIS dengan merk BioLogic SP-150e yang diuji di Laboratorium Metalurgi dan Manufaktur, Departemen Teknik Material dan Metalurgi ITS yang ditampilkan oleh **Gambar 3.9**:



Gambar 3.8 Diagram Nyquist Plot (Magar et al., 2021)



Gambar 3.9 Alat Uji EIS (Dokumentasi Pribadi, 2024)

Cara untuk memperoleh hasil EIS adalah sebagai berikut:

1. Membuka *software* EC-Lab pada komputer dan menyalakan alat BioLogic, serta menghubungkannya dengan komputer.
2. Mengisi gelas *beaker* 250 ml dengan larutan SBF sebanyak 100 ml.
3. Menyambungkan kabel dengan elektroda bantu (grafit), elektroda kerja (sampel Mg AZ61), dan elektroda acuan (Ag/AgCl) yang digunakan.
4. Memilih EIS pada pilihan pengujian dan mengisi parameter pada *setting*.

5. Menyimpan *file* dan memulai pengujian hingga selesai.

Berikut adalah parameter *setting* pada *software* EC-Lab dalam pengujian EIS secara rinci yang ditampilkan oleh **Tabel 3.1**:

Tabel 3.1 Parameter *Setting* Pengujian EIS

Parameter <i>Setting</i>	Nilai
Scan rate from f_i to f_f (Hz)	100.000-0,01
Amplitudo (mV)	10
Elektrolit	<i>Phosphate Buffer Saline</i> (PBS)
Elektroda Kerja	Mg AZ61
Elektroda Bantu	Grafit
Elektroda Acuan	<i>Silver Chloride Electrode</i> (Ag/AgCl)

Hasil data yang diperoleh pada pengujian ini berupa R_s , R_{ct} , dan C_{dl} . R_s adalah tahanan larutan yang bergantung pada jenis ion, konsentrasi ion, geometri area penghantaran arus, dan temperatur. R_{ct} adalah tahanan transfer muatan yang terbentuk dari reaksi elektrokimia pada permukaan logam secara kinetika. Nilai R_{ct} adalah ukuran transfer elektron pada permukaan logam yang berkebalikan dengan i_{corr} . C_{dl} adalah kapasitansi lapis rangkap listrik, dimana nilai C_{dl} berkaitan dengan adsorpsi senyawa inhibitor pada permukaan logam. Hubungan antara R_s , R_{ct} , C_{dl} , dan Z_{real} ditunjukkan melalui **Persamaan 3.3** berikut dengan Z adalah impedansi:

$$Z = R_s + \frac{R_{ct}}{(2\pi \cdot f_{max} \cdot R_{ct} \cdot C_{dl})^\alpha} \quad (3.3)$$

Keterangan:

Z = Impedansi (Ω)

R_s = resistansi larutan (Ω)

R_{ct} = resistansi lapisan (Ω)

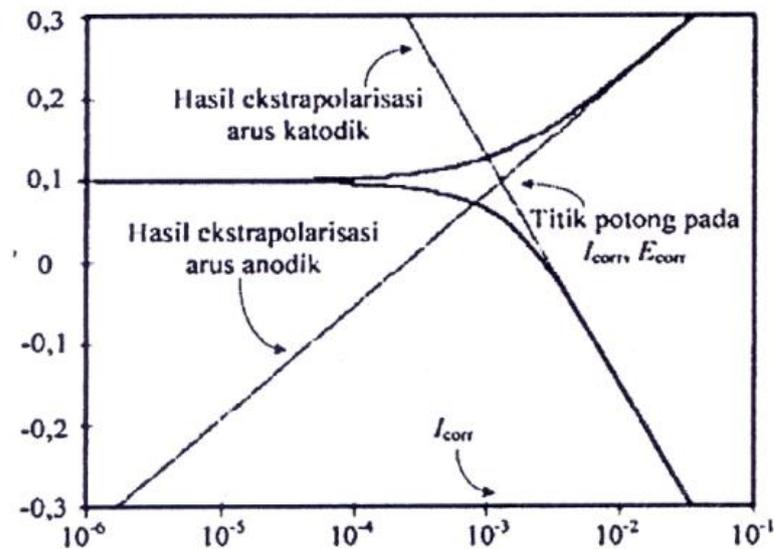
C_{dl} = kapasitansi *double layer*

(Wahyudin, 2018)

3.5.4 Pengujian Tafel

Pengujian Tafel merupakan suatu pengujian yang bertujuan untuk mengetahui laju degradasi yang terjadi pada material. Prinsip dasar pada pengujian ini yaitu dengan pencelupan sampel ke dalam larutan *Phosphate Buffered Saline* (PBS) yang merupakan salah satu jenis *Simulated Body Fluid* (SBF) dari merk SAP Chemicals dan dipasang pada rangkaian elektroda yang menghitung beda potensial antara elektroda kerja dan elektroda acuan, serta menghitung arus korosi antara elektroda acuan dan elektroda bantu. Elektroda acuan yang digunakan adalah *silver chloride electrode* (Ag/AgCl) untuk menghitung potensial sel, elektroda kerja yang digunakan adalah sampel Mg AZ61 untuk terlibat langsung dalam reaksi elektrokimia, dan elektroda bantu yang digunakan adalah grafit untuk menghitung arus korosi. Pengujian ini diuji dengan merk alat BioLogic SP-150e seperti **Gambar 3.9** sebelumnya dan dianalisis dalam

software EC-Lab. Pengujian ini dilakukan di Laboratorium Metalurgi dan Manufaktur, Departemen Teknik Material dan Metalurgi ITS. Hasil yang diperoleh berupa kurva polarisasi, dimana potensial korosi dan rapat arus korosi menjadi perpotongan anodik dan katodik seperti yang ditunjukkan pada **Gambar 3.10** berikut:



Gambar 3.10 Kurva Polarisasi Tafel (Purwanto, 2018)

Dari kurva polarisasi tersebut, dapat diperoleh nilai arus korosi (i_{corr}). Akan tetapi, i_{corr} tidak dapat ditentukan secara langsung, melainkan dengan melakukan ekstrapolasi terhadap kurva log arus versus potensial korosi E_{corr} . Nilai E_{corr} merupakan potensial di saat kecepatan total dari semua reaksi anodik seimbang dengan kecepatan total dari semua reaksi katodik. Perpotongan kurva tersebut akan menghasilkan titik koordinat (i_{corr} , E_{corr}). Nilai i_{corr} didapatkan dari hubungan antara tahanan polarisasi dengan koefisien kurva anodik dan katodik yang ditunjukkan melalui **Persamaan 3.4** berikut:

$$i_{\text{corr}} = \frac{\beta_a \beta_k}{2.303 R_p (\beta_a + \beta_k)} \quad (3.4)$$

Keterangan:

i_{corr} = kerapatan arus korosi (mA)

R_p = resistansi polarisasi (Ω)

β_a = koefisien kurva anodik (mV)

β_k = koefisien kurva katodik (mV)

(ASTM G59, 2014)

Cara untuk memperoleh hasil Tafel adalah sebagai berikut:

1. Membuka *software* EC-Lab pada komputer dan menyalakan alat BioLogic, serta menghubungkannya dengan komputer.
2. Mengisi gelas *beaker* 250 ml dengan larutan SBF sebanyak 100 ml.

3. Menyambungkan kabel dengan elektroda bantu (grafit), elektroda kerja (sampel Mg AZ61), dan elektroda acuan (Ag/AgCl) yang digunakan.
4. Memilih Tafel pada pilihan pengujian dan mengisi parameter pada *setting*.
5. Menyimpan *file* dan memulai pengujian hingga selesai.

Berikut adalah parameter *setting* pada *software* EC-Lab dalam pengujian Tafel secara rinci yang ditampilkan oleh **Tabel 3.2**:

Tabel 3.2 Parameter *Setting* Pengujian Tafel

Parameter <i>Setting</i>	Nilai
Scan rate E_{we} (mV/s)	0,5
Sweep Range from E_i to E_L (V)	(-0,25)-0,25 vs E_{corr}
Elektrolit	Phosphate Buffer Saline (PBS)
Elektroda Kerja	Mg AZ61
Elektroda Bantu	Grafit
Elektroda Acuan	Silver Chloride Electrode (Ag/AgCl)

3.5.5 Pengujian *Weight Loss*

Pengujian *Weight Loss* merupakan suatu pengujian yang bertujuan untuk mengetahui massa material yang telah berkurang dalam waktu tertentu. Prinsip dasar pada pengujian ini yaitu dengan perendaman sampel ke dalam larutan yang serupa dengan cairan tubuh manusia atau *Simulated Body Fluid* (SBF) dan dilakukan perhitungan dengan menimbang secara berkala untuk mendapatkan laju degradasinya. Pengujian ini dilakukan di Laboratorium Fisika Material, Departemen Teknik Material dan Metalurgi ITS. Massa yang telah berkurang akibat korosi dapat dihitung dengan rumus sesuai **Persamaan 3.5** berikut:

$$Weight\ loss = \frac{(Massa\ awal - Massa\ akhir)}{Jumlah\ hari} \quad (3.5)$$

Keterangan:

Massa awal = Massa sebelum proses pencelupan (gram)

Massa akhir = Massa setelah proses pencelupan (gram)

Cara untuk melakukan *weight loss* adalah sebagai berikut:

1. Menimbang sampel pada neraca analitik dan mencatat beratnya.
2. Mengisi larutan SBF pada wadah kontainer.
3. Melapisi bagian yang tidak dicelup dengan selotip pipa.
4. Menempelkan tali pada sampel agar dapat bergantung dalam wadah.
5. Memasukkan sampel dalam wadah dan memberikan isolasi bening pada penutupnya secara rapat.
6. Selang 3 hari, membuka kembali wadah dan membersihkannya dengan alkohol.
7. Memanaskan pada *hotplate* dan menimbang kembali berat yang telah hilang.
8. Melakukan langkah 2-5 kembali setiap selang 3 hari selama 21 hari.

3.6 Rancangan Penelitian

Berikut merupakan rancangan penelitian yang dicantumkan pada **Tabel 3.3** dengan sampel penelitian berupa AZ61 dengan dua variabel yaitu beda potensial dan waktu oksidasi, dimana variasi pada beda potensial adalah 270 V, 285 V, dan 300 V, serta variasi pada waktu adalah 5 menit, 10 menit, dan 15 menit dengan menggunakan metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO). Nama sampel yang digunakan adalah VaWb, dimana V menandakan beda potensial dengan a adalah urutan beda potensial dan W menandakan waktu dengan b adalah durasi dalam menit. V1W15 menunjukkan voltase pertama sebesar 270 V dan waktu sebesar 15 menit, V2W15 menunjukkan voltase kedua sebesar 285V dan waktu sebesar 15 menit, Kemudian, V3W5 menunjukkan voltase ketiga sebesar 300 V dan waktu sebesar 5 menit. V3W10 menunjukkan voltase ketiga sebesar 300 V dan waktu sebesar 10 menit, serta V3W15 menunjukkan voltase ketiga sebesar 300 V dan waktu sebesar 15 menit.

Tabel 3.3 Rancangan Penelitian

Spesimen		Variasi		Pengujian				
Jenis Spesimen	Nama Spesimen	Beda Potensial (Volt)	Waktu Oksidasi (Menit)	SEM	XRD	EIS	Tafel	Weight Loss
Mg AZ61 tanpa perlakuan (<i>base</i>)	AZ61 <i>base</i>	-	-	✓	✓	✓	✓	✓
	V1W5		5	-	-	-	-	-
	V1W10	270	10	-	-	-	-	-
	V1W15		15	✓	✓	✓	✓	✓
Mg AZ61-PEO	V2W5		5	-	-	-	-	-
	V2W10	285	10	-	-	-	-	-
	V2W15		15	✓	✓	✓	✓	✓
	V3W5	300	5	✓	✓	✓	✓	✓
	V3W10		10	✓	✓	✓	✓	✓
	V3W15		15	✓	✓	✓	✓	✓

3.7 Jadwal Penelitian

Penelitian ini dilakukan dalam jangka waktu 10 bulan mulai dari September 2023 hingga Juni 2024 yang dirincikan pada **Tabel 3.4** di bawah ini:

Tabel 3.4 Jadwal Penelitian

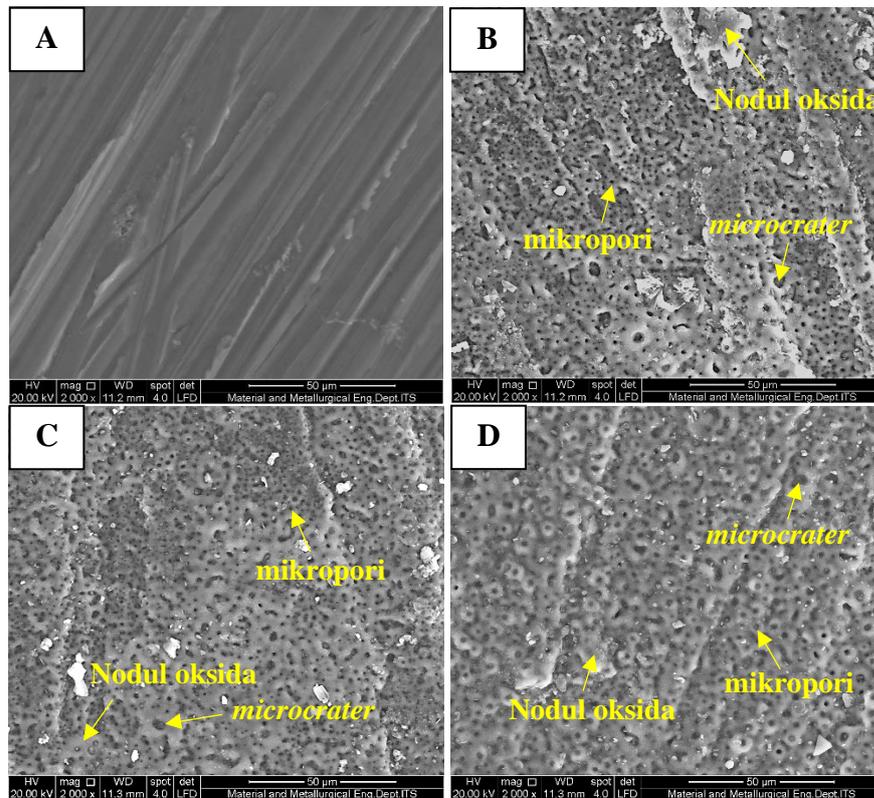
No.	Kegiatan	2023												2024																											
		Sept				Okt				Nov				Des				Jan				Feb				Mar				April				Mei				Juni			
		1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4								
1	Studi Literatur	[Orange bar from Sept 1 to Oct 4]																																							
2	Bimbingan	[Yellow bar from Sept 1 to June 4]																																							
3	Penyusunan Proposal Tugas Akhir	[Green bar from Sept 1 to Oct 4]																																							
4	Asistensi	[Purple bar from Sept 1 to June 4]																																							
5	Persiapan Alat dan Bahan	[Blue bar from Sept 1 to April 4]																																							
6	Pelaksanaan Pengujian PEO													[Dark Blue bar from Jan 1 to April 4]																											
7	Pelaksanaan Pengujian SEM													[Red bar from April 1 to June 4]																											
8	Pelaksanaan Pengujian XRD													[Brown bar from April 1 to May 4]																											
9	Pelaksanaan Pengujian EIS													[Light Green bar from April 1 to May 4]																											
10	Pelaksanaan Pengujian Tafel													[Magenta bar from April 1 to May 4]																											
11	Pelaksanaan Pengujian Weight Loss													[Yellow bar from April 1 to May 4]																											
12	Penyusunan Laporan Tugas Akhir													[Green bar from April 1 to June 4]																											

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Analisis Morfologi dan Unsur

4.1.1 Analisis *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Morfologi pada sampel Mg AZ61 dapat dilihat dengan menggunakan uji karakterisasi *Scanning Electron Microscopy* (SEM). Analisis pengujian dilakukan pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial dan variasi waktu. Penggunaan larutan elektrolit dalam semua sampel merupakan campuran dari 10 g/l Na_2SiO_3 , 2 g/l NaOH, 3 g/l KF, dan 2 ml/l gliserol. Hasil pengujian SEM pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial ditunjukkan oleh **Gambar 4.1** di bawah ini:



Gambar 4.1 Hasil SEM pada a) AZ61 *base*, b) V1W15, c) V2W15, dan d) V3W15

Pada **Gambar 4.1**, ditampilkan tampilan morfologi pada sampel dengan perbesaran 2000x. Apabila dibandingkan hasil SEM pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial, maka dapat terlihat perbedaan signifikan pada tampilan morfologi antara keduanya. Pada sampel Mg AZ61 *base*, tidak terdapat pori yang terbentuk pada permukaannya. Sedangkan, pada sampel Mg AZ61-PEO, baik dari **Gambar b** sampai dengan **Gambar d**, terlihat bahwa terdapat mikropori yang berbentuk seperti lingkaran, *microcraters* yang berbentuk seperti cekungan, dan nodul oksida pada permukaannya dengan ukuran pori yang kecil dan cukup merata.

Pembentukan *microcraters* disebabkan oleh adanya oksida cair yang memasuki daerah selama proses *discharge*. Pembentukan nodul oksida diakibatkan oleh adanya deposisi dari

oksida cair. Dalam proses PEO, terjadi *spark discharge* yaitu terbentuknya gelembung-gelembung gas di permukaan sampel yang menghasilkan suhu tinggi di sekitarnya sehingga terbentuk suatu lapisan. Apabila jumlah gelembung terlalu banyak, maka dapat menyebabkan gangguan pada struktur lapisan yang terbentuk sehingga terbentuk *defect* seperti mikropori dan lainnya. Pada saat *discharge*, mikropori dapat membantu pelepasan residual *stress* pada pelapisan. Kemudian, keberadaan lapisan luar berporos dapat meningkatkan efek *interlocking* secara mekanis sehingga didapatkan kekuatan ikatan yang lebih tinggi.

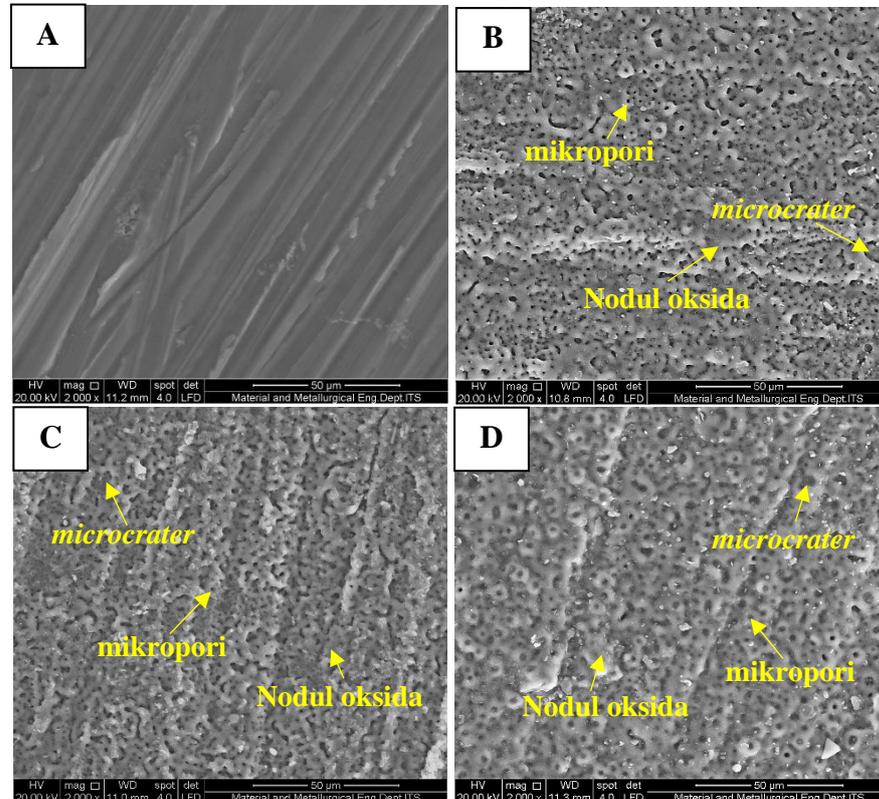
Menurut Sikdar et al. (2021), dalam *discharge* terjadi beberapa hal yang diawali dengan *breakdown*. Kemudian, terjadi pembentukan plasma melalui lapisan yang dilanjutkan dengan munculnya gelembung-gelembung gas. Gelembung-gelembung tersebut akan berkurang akibat dari pendinginan yang terjadi dan diakhiri dengan *quenching*, serta pembuangan dari oksida cair dari *discharge channel*. Lapisan oksida terbentuk setiap *discharge* terjadi dalam plasma setelah dan runtuh. Oksida cair memasuki pori dan rongga di bawah tekanan tinggi. Beberapa oksida cair memasuki daerah, dimana terjadi pembentukan *volcano (microcrater)*. Setelah tampilan morfologi diperoleh, hasil tersebut dianalisis dengan menggunakan *software ImageJ* dengan memilih fitur *Threshold* untuk mengetahui densitas pori dan ukuran pori yang terdapat pada masing-masing sampel Mg AZ61-PEO yang ditunjukkan oleh **Tabel 4.1**. Untuk memperoleh nilai densitas pori, dapat dilakukan dengan menghitung densitas pori yang terbentuk berdasarkan area gambar pada sampel dengan skala ukuran sebesar 50 μm sebagai acuan untuk perhitungan pori lainnya dan melakukan pembagian dengan ukuran luas hasil foto sebesar 88.350 mm^2 (310 mm x 285 mm). Skala tersebut disesuaikan dengan perbesaran yang digunakan.

Tabel 4.1 Rata-rata Densitas Pori dan Ukuran Pori pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial

Variasi Sampel	Densitas Pori (<i>measure</i> / mm^2)	Rata-rata Ukuran Pori (μm)
V1W15	0,029	1,008
V2W15	0,028	1,134
V3W15	0,035	1,555

Berdasarkan **Tabel 4.1**, dapat dilihat bahwa apabila dilakukan perbandingan antar sampel, maka terlihat bahwa sampel V3W15 memiliki hasil densitas pori dan rata-rata ukuran pori terbesar dibandingkan dengan variasi lainnya. Hal tersebut menunjukkan hubungan antara beda potensial dalam densitas dan ukuran pori, dimana peningkatan beda potensial menyebabkan peningkatan ukuran pori dan pengurangan jumlah akibat dari terjadinya *micro arc* yang membesar sehingga timbul *spark discharge* yang memerlukan energi lebih sehingga intensitas tersebut membuat temperatur tinggi dan terbentuk pori yang lebih besar. Dalam sampel V3W15, terdapat peningkatan densitas pori dikarenakan intensitas *discharge* yang terus meningkat dan terjadi secara berkelanjutan sehingga semakin banyak densitas pori yang terbentuk. Menurut White, et al. (2017), potassium fluorida (KF) mampu meningkatkan konduktivitas pada elektrolit yang dapat menurunkan beda potensial sehingga dapat terjadi perubahan pada *spark discharge* yang besar menjadi *spark discharge* yang lebih halus. Hal tersebut menghasilkan densitas pori yang lebih besar dengan ukuran lebih kecil yang membuat

terbentuknya lapisan lebih merata. Kemudian, hasil pengujian SEM pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu dapat dilihat pada **Gambar 4.2** berikut:



Gambar 4.2 Hasil SEM pada a) AZ61 *base*, b) V3W5, c) V3W10, dan d) V3W15

Pada **Gambar 4.2**, ditampilkan tampilan morfologi pada sampel dengan perbesaran 2000x. Apabila dibandingkan hasil SEM pada sampel AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu, dapat terlihat perbedaan signifikan pada tampilan permukaan. Pada sampel AZ61 *base*, tidak terdapat pori yang terbentuk pada permukaannya. Sedangkan, pada sampel Mg AZ61-PEO, baik dari **Gambar b** sampai dengan **Gambar d**, terlihat bahwa terdapat mikropori yang berbentuk seperti lingkaran, *microcraters* yang berbentuk seperti cekungan, dan nodul oksida pada permukaannya dengan ukuran pori yang kecil dan cukup merata.

Pembentukan *microcraters* disebabkan oleh adanya oksida cair yang memasuki daerah selama proses *discharge*. Pembentukan nodul oksida diakibatkan oleh adanya deposisi dari oksida cair. Dalam proses PEO, terjadi *spark discharge* yaitu terbentuknya gelembung-gelembung gas di permukaan sampel yang menghasilkan suhu tinggi di sekitarnya sehingga terbentuk suatu lapisan. Apabila jumlah gelembung terlalu banyak, maka dapat menyebabkan gangguan pada struktur lapisan yang terbentuk sehingga terbentuk *defect* seperti mikropori dan lainnya. Pada saat *discharge*, mikropori dan *microcracks* dapat membantu pelepasan residual *stress* pada pelapisan. Kemudian, keberadaan lapisan luar berporos dapat meningkatkan efek *interlocking* secara mekanis sehingga didapatkan kekuatan ikatan yang lebih tinggi.

Setelah tampilan morfologi diperoleh, hasil tersebut dianalisis dengan menggunakan *software* ImageJ dengan fitur *Threshold* untuk mengetahui densitas pori dan ukuran pori yang terdapat pada masing-masing sampel Mg AZ61-PEO yang ditunjukkan oleh **Tabel 4.2**. Untuk

memperoleh nilai densitas pori, dapat dilakukan dengan menghitung densitas pori yang terbentuk berdasarkan area gambar pada sampel dengan skala ukuran sebesar 50 μm sebagai acuan untuk perhitungan pori lainnya dan melakukan pembagian dengan ukuran luas hasil foto sebesar 88.350 mm^2 (310 mm x 285 mm). Skala tersebut disesuaikan dengan perbesaran yang digunakan.

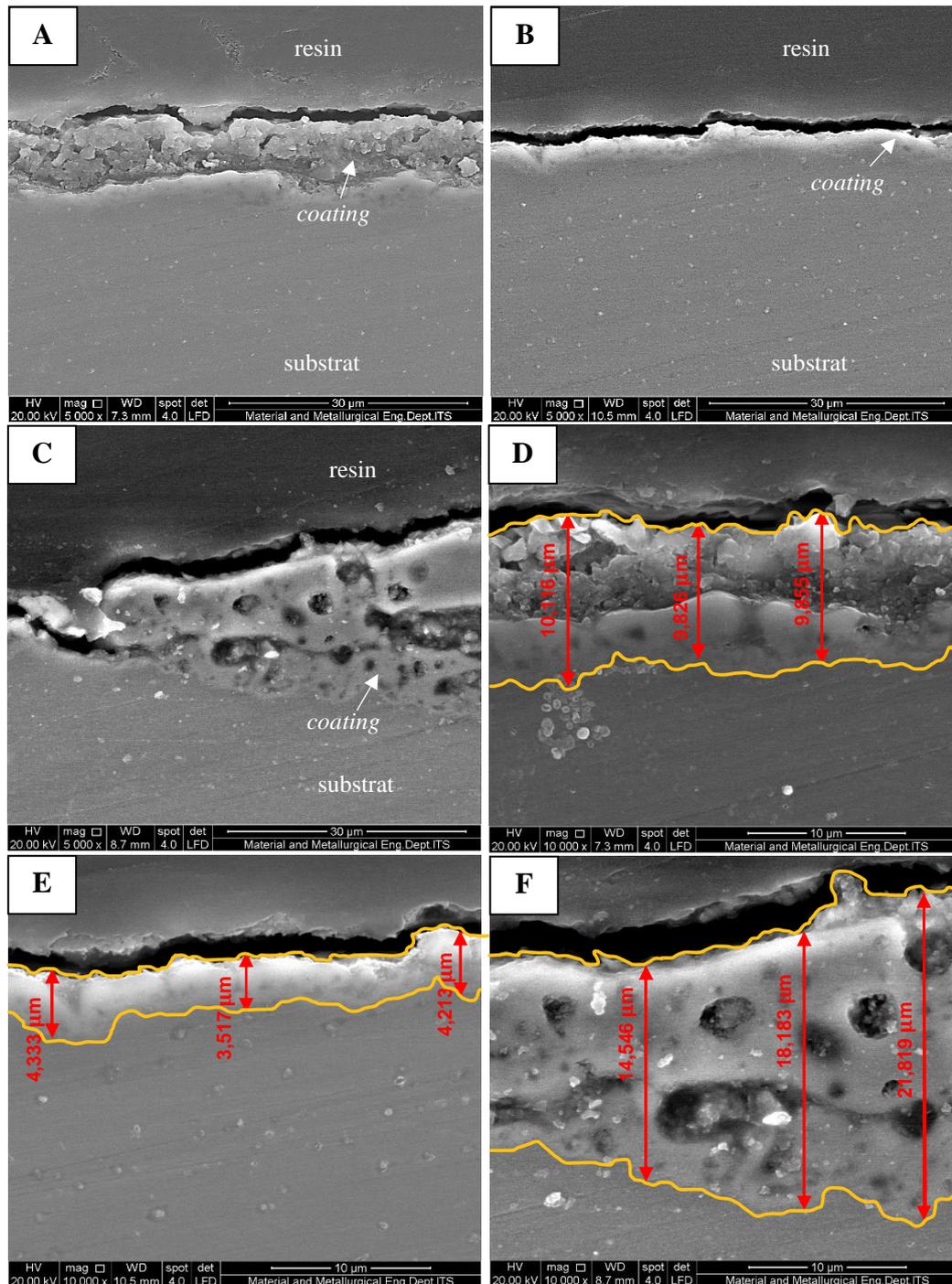
Tabel 4.2 Rata-rata Densitas Pori dan Ukuran Pori pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu

Variasi Sampel	Densitas Pori (<i>measure</i> / mm^2)	Rata-rata Ukuran Pori (μm)
V3W5	0,034	0,806
V3W10	0,031	0,701
V3W15	0,035	1,555

Berdasarkan **Tabel 4.2**, dapat dilihat bahwa apabila dilakukan perbandingan antar sampel, maka terlihat bahwa sampel V3W15 memiliki hasil densitas pori dan rata-rata ukuran pori terbesar dibandingkan dengan variasi lainnya. Hal tersebut menunjukkan hubungan antara waktu oksidasi dalam densitas dan ukuran pori, dimana semakin lama waktu oksidasi, maka semakin homogen pori-pori yang terbentuk dan hal tersebut menyebabkan persebaran pori tersebut menjadi lebih merata, padat, dan rapat. Selain itu, peningkatan waktu menyebabkan *discharge* menjadi lebih kuat sehingga ukuran pori akan membesar dan jumlahnya akan berkurang akibat dari penggabungan antara pori yang lebih merata seiring dengan peningkatan waktu tersebut. Dalam sampel V3W15, terdapat peningkatan densitas pori dikarenakan intensitas *discharge* yang terus meningkat dan terjadi secara berkelanjutan sehingga semakin banyak densitas pori yang terbentuk.

4.1.2 Analisis Ketebalan Lapisan

Pengujian yang dilakukan untuk mengetahui ketebalan lapisan pada sampel adalah uji SEM *Cross Section*. Analisis pengujian ini pada sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial dan variasi waktu. Penggunaan larutan elektrolit dalam semua sampel merupakan campuran dari 10 g/l Na_2SiO_3 , 2 g/l NaOH, 3 g/l KF, dan 2 ml/l gliserol. Hasil pengujian pada sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial dapat dilihat pada **Gambar 4.3** sebagai berikut:



Gambar 4.3 Hasil SEM *Cross Section* dengan Perbesaran 5000x pada a) V1W15, b) V2W15, dan c) V3W15, serta Perbesaran 10000x pada d) V1W15, e) V2W15, dan f) V3W15

Gambar 4.3 menunjukkan tampilan ketebalan lapisan yang dimiliki setiap sampel pada perbesaran 5000x dan 10000x. Bagian lapisan ditandai dengan garis, dimana lapisan PEO memiliki lapisan luar yang berpori dan lapisan dalam yang lebih tipis. Pada permukaan sampel yang berubah menjadi lapisan MgO akan memiliki porositas yang tinggi karena terdapat struktur berpori. Pori-pori tersebut akan menyebabkan hambatan yang meningkat sehingga aliran elektron menjadi sedikit dan menyebabkan konduktivitas listrik menurun yang

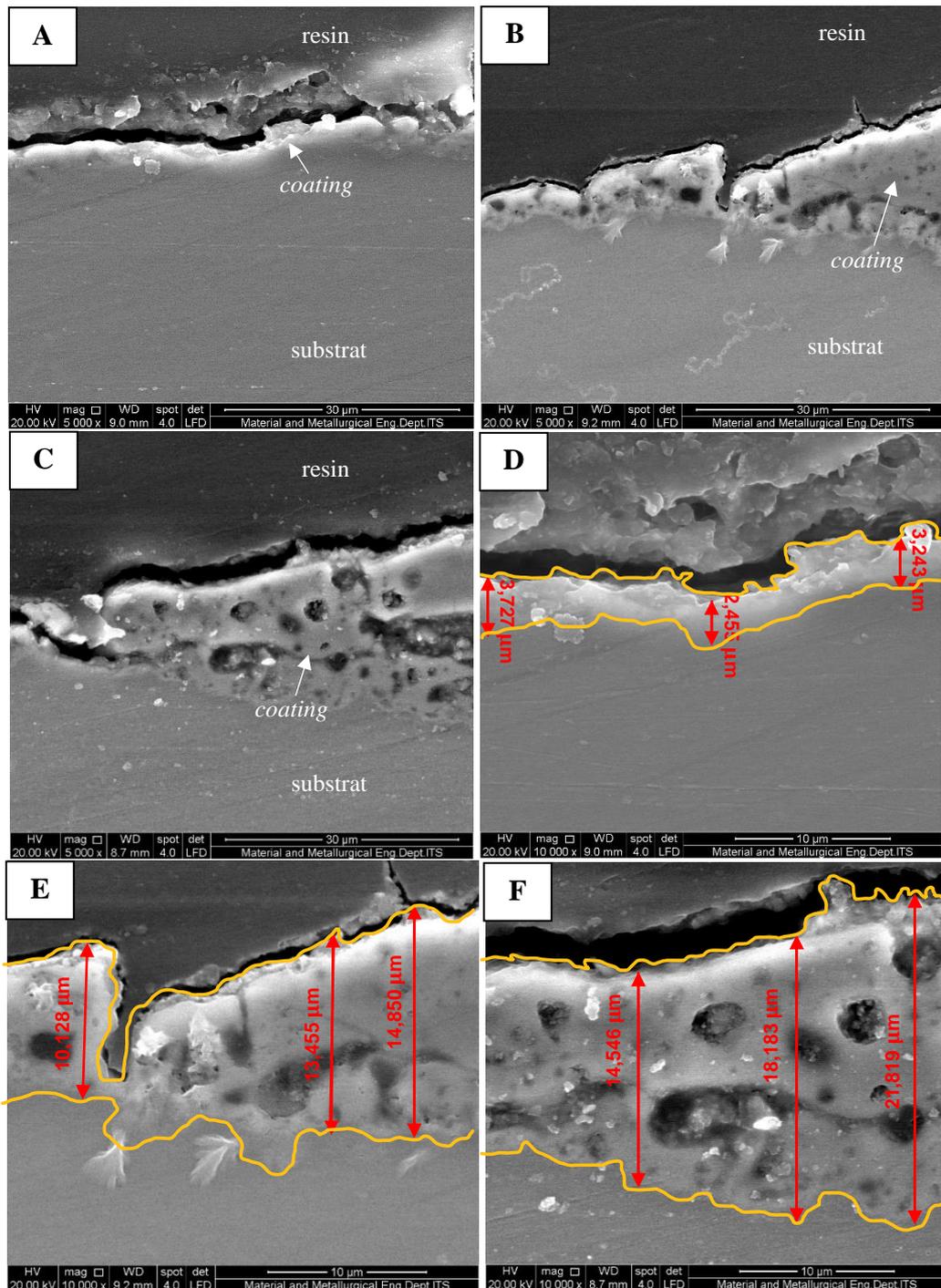
ditunjukkan oleh penurunan aliran arus. Pada saat *discharge*, lapisan luar berporos dapat meningkatkan efek *interlocking* secara mekanis sehingga didapatkan kekuatan ikatan yang lebih tinggi. Variasi beda potensial berpengaruh pada nilai ketebalan lapisannya, dimana semakin tinggi beda potensial, maka semakin tebal pula lapisan yang terbentuk. Hal tersebut dapat dilihat pada **Tabel 4.3** yang menunjukkan rata-rata ketebalan lapisan pada sampel dengan variasi beda potensial.

Tabel 4.3 Rata-rata Ketebalan Lapisan pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial

Variasi Sampel	Rata-rata Ketebalan Lapisan (μm)
V1W15	9,932
V2W15	4,021
V3W15	18,127

Pada **Tabel 4.3**, dapat dilihat bahwa sampel V3W15 memiliki rata-rata ketebalan lapisan terbesar dan sampel V2W15 memiliki rata-rata ketebalan lapisan terkecil. Pada sampel V2W15, terjadi ketidakstabilan pada pembentukan lapisan saat proses PEO sehingga ketebalan yang terbentuk lebih kecil daripada variasi sebelumnya. Menurut An et al. (2018), hubungan antara beda potensial dan ketebalan lapisan adalah bahwa peningkatan beda potensial menyebabkan semakin kuatnya medan listrik, dimana reaksi yang terjadi memerlukan gaya lebih besar sehingga menghasilkan peningkatan dalam ketebalan lapisan.

Akan tetapi, hal tersebut juga menyebabkan peningkatan intensitas pada *breakdown voltage* sehingga terbentuk *defect* seperti mikropori dan lainnya. Menurut Yang et al. (2024), faktor kekasaran juga berkaitan pada ketebalan lapisan, dimana kekasaran yang rendah mampu mengurangi tegangan residual dalam lapisan dan mengurangi kepadatan arus sehingga *discharge* yang terjadi lebih merata. Namun, adhesi atau kerapatan antara substrat dan permukaan lapisan tidak akan bersifat sekuat adhesi pada kekasaran yang tinggi. Umumnya, permukaan kasar akan memiliki lebih banyak mikropori yang dapat meningkatkan area kontak antara lapisan dan substrat sehingga terwujud adhesi yang lebih baik. Selain itu, hasil pengujian pada sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu dapat dilihat pada **Gambar 4.4** sebagai berikut:



Gambar 4.4 Hasil SEM *Cross Section* dengan Perbesaran 5000x pada a) V3W5, b) V3W10, dan c) V3W15, serta Perbesaran 10000x pada d) V3W5, e) V3W10, dan f) V3W15

Gambar 4.4 menunjukkan tampilan ketebalan lapisan yang dimiliki setiap sampel pada perbesaran 5000x dan 10000x. Bagian lapisan ditandai dengan garis, dimana lapisan PEO memiliki lapisan luar yang berpori dan lapisan dalam yang lebih tipis. Pada permukaan sampel yang berubah menjadi lapisan MgO akan memiliki porositas yang tinggi karena terdapat struktur berpori. Pori-pori tersebut akan menyebabkan hambatan yang meningkat sehingga aliran elektron menjadi sedikit dan menyebabkan konduktivitas listrik menurun yang

ditunjukkan oleh penurunan aliran arus. Variasi waktu berpengaruh pada nilai ketebalan lapisannya, dimana semakin lama waktu, maka semakin tebal pula lapisan yang terbentuk. Hal tersebut dapat dilihat pada **Tabel 4.4** yang menunjukkan rata-rata ketebalan lapisan pada sampel dengan variasi waktu.

Tabel 4.4 Rata-rata Ketebalan Lapisan pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu

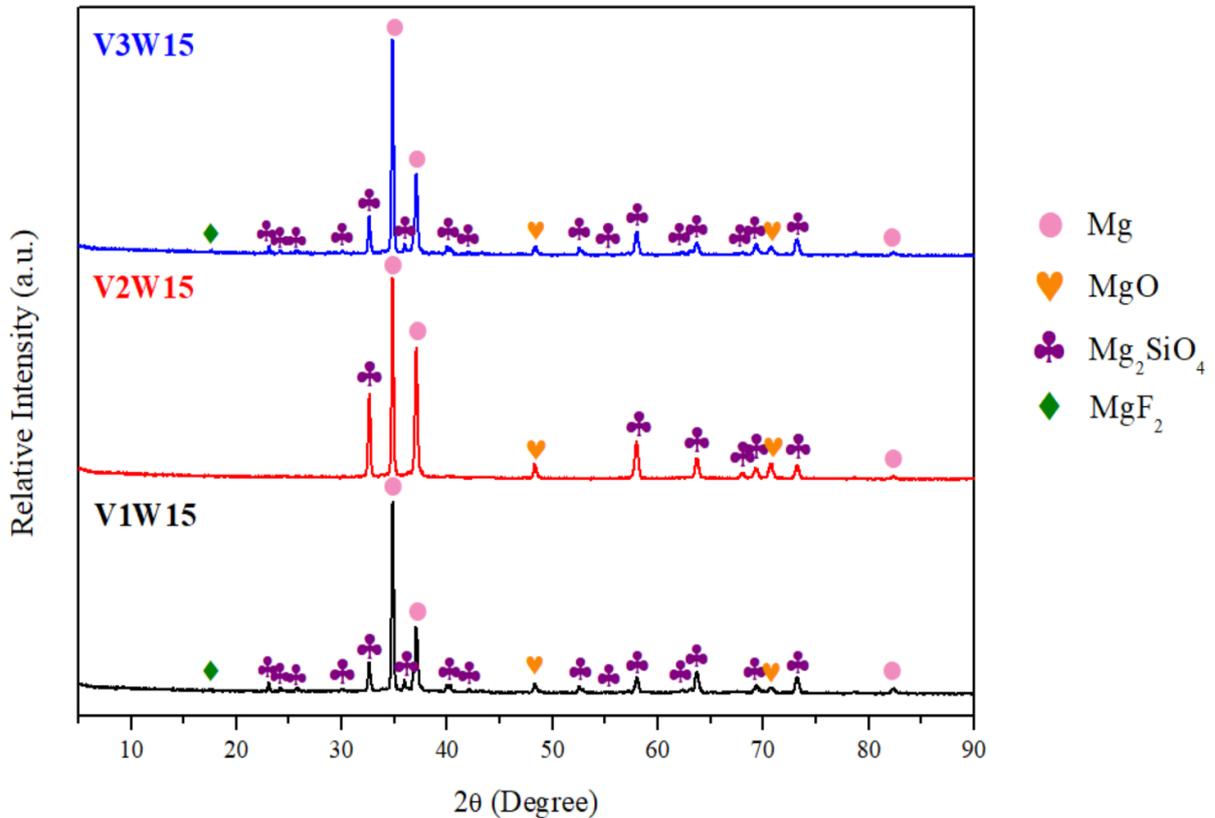
Variasi Sampel	Rata-rata Ketebalan Lapisan (μm)
V3W5	3,142
V3W10	12,811
V3W15	18,127

Pada **Tabel 4.4**, dapat dilihat bahwa sampel V3W15 memiliki rata-rata ketebalan lapisan terbesar dan sampel V3W5 memiliki rata-rata ketebalan lapisan terkecil. Melihat hasil tabel tersebut, dapat dikatakan bahwa waktu berpengaruh dalam ketebalan lapisan, dimana peningkatan waktu akan menghasilkan peningkatan ketebalan lapisan. Menurut Wang et al. (2019), hubungan antara waktu dan ketebalan lapisan adalah bahwa peningkatan waktu menyebabkan peningkatan temperatur, dimana reaksi yang terjadi menghasilkan peningkatan energi untuk *breakdown* sehingga terjadi peningkatan dalam ketebalan lapisan.

Selain itu, menurut Yang et al. (2024), kekasaran berkaitan pada ketebalan lapisan, dimana kekasaran yang rendah mampu mengurangi tegangan residual dalam lapisan dan mengurangi kepadatan arus sehingga *discharge* yang terjadi lebih merata. Namun, adhesi atau kerapatan antara substrat dan permukaan lapisan tidak akan bersifat sekuat adhesi pada kekasaran yang tinggi. Umumnya, permukaan kasar akan memiliki lebih banyak mikropori yang dapat meningkatkan area kontak antara lapisan dan substrat sehingga terwujud adhesi yang lebih baik.

4.1.3 Analisis *X-Ray Diffraction* (XRD)

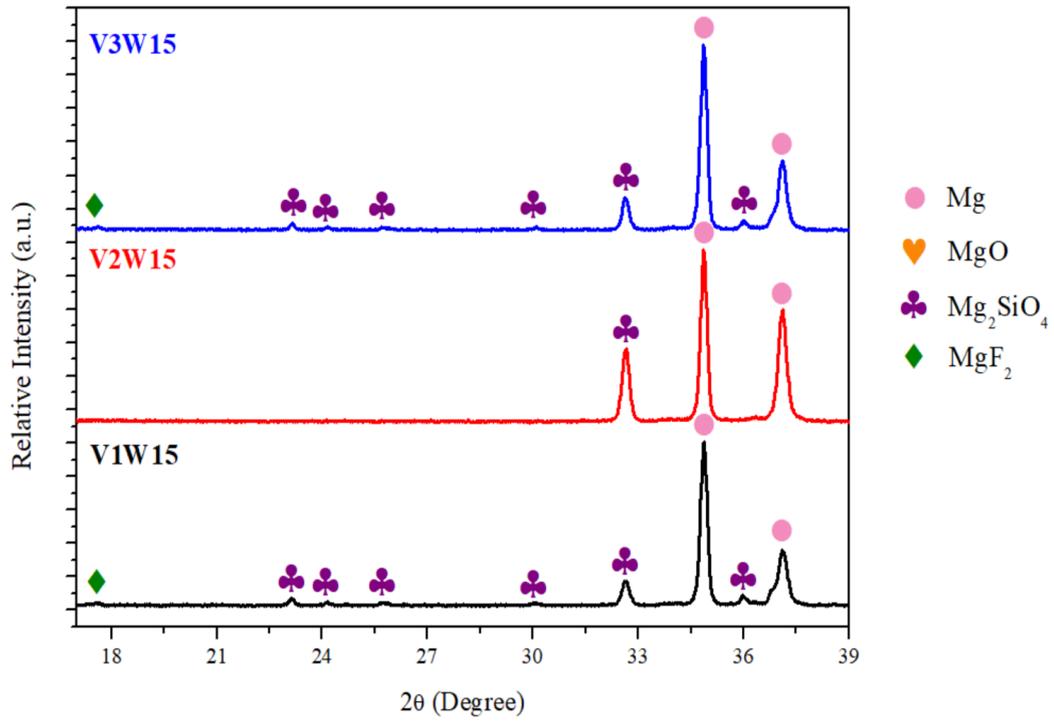
Kandungan senyawa dalam sampel dapat diketahui dengan karakterisasi berupa alat uji *X-Ray Diffraction* (XRD). Proses analisis dilakukan pada sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial dan variasi waktu. Penggunaan larutan elektrolit dalam semua sampel merupakan campuran dari 10 g/l Na_2SiO_3 , 2 g/l NaOH, 3 g/l KF, dan 2 ml/l gliserol. Hasil karakterisasi XRD pada sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial ditampilkan pada **Gambar 4.5** di bawah ini:



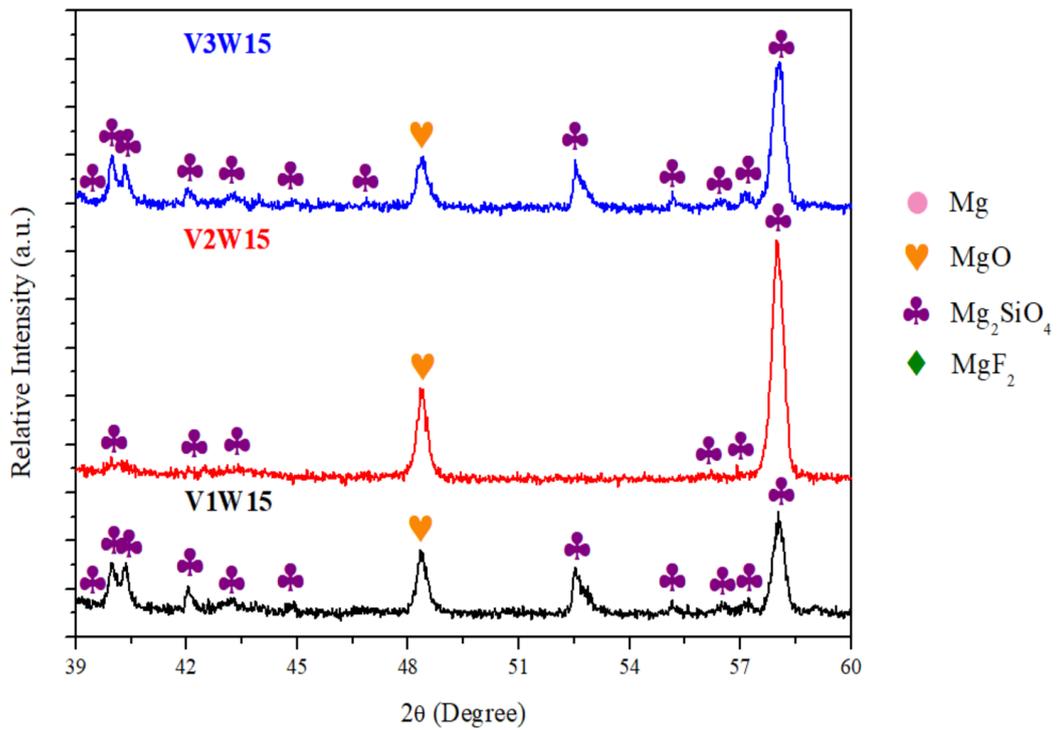
Gambar 4.5 Perbandingan Hasil XRD pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial

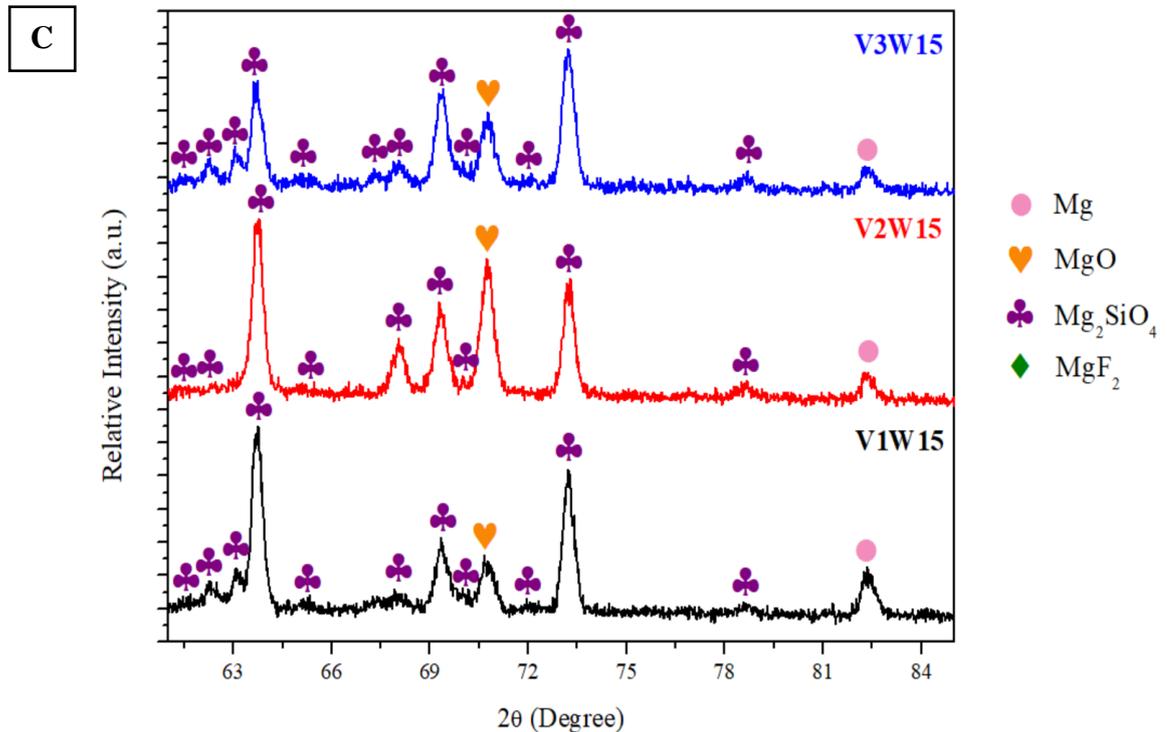
Gambar 4.5 menunjukkan hasil XRD dari semua sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial, dimana senyawa yang terbentuk berupa MgO (*periclase*), Mg_2SiO_4 (*forsterite*), dan MgF_2 (*magnesium fluoride*). Pada posisi 2θ $34,660^\circ$, $36,819^\circ$, dan $82,237^\circ$ menunjukkan senyawa Mg yang diperoleh dari data COD 96-151-2520. Kemudian, pada posisi 2θ $48,308^\circ$ dan $70,716^\circ$ menunjukkan senyawa MgO yang diperoleh dari data COD 96-901-3243. Pada posisi 2θ $23,126^\circ$, $24,047^\circ$, $25,832^\circ$, $30,054^\circ$, $32,686^\circ$, $36,096^\circ$, $40,037^\circ$, $42,099^\circ$, $52,692^\circ$, $55,480^\circ$, $57,375^\circ$, $62,470^\circ$, $63,587^\circ$, $67,505^\circ$, $69,381^\circ$, dan $73,932^\circ$ menunjukkan senyawa Mg_2SiO_4 yang diperoleh dari data COD 96-901-1462. Kemudian, pada posisi 2θ $17,119^\circ$ menunjukkan senyawa MgF_2 yang diperoleh dari data ICDD 01-070-2742. Setelah itu, dilakukan perbandingan XRD pada posisi 2θ dengan *range* mulai dari 17° sampai dengan 84° untuk melihat *peak* baru yang terbentuk secara lebih jelas seperti pada **Gambar 4.6**:

A



B





Gambar 4.6 Perbandingan Hasil XRD dengan Variasi Beda Potensial dalam Posisi *Range* a) 17°-39°, b) 39°-60°, dan c) 60°-84°

Berdasarkan **Gambar 4.6**, terlihat bahwa pada *range* 17°-39° tidak terbentuk *peak* baru, pada *range* 39°-60° terbentuk *peak* baru pada 2θ 39,140°, 40,550°, 43,429°, 44,993°, 56,929°, dan 58,257°, serta pada *range* 60°-84° terbentuk *peak* baru pada 2θ 61,764°, 63,587°, 65,404°, 68.026°, 70,110°, 72,310°, dan 78,894°. Fasa yang terbentuk pada *peak* baru tersebut adalah Mg_2SiO_4 . Perbedaan pada sampel terdapat pada intensitas *peak*, dimana semakin tinggi *peak*, maka intensitasnya juga semakin tinggi yang menandakan jumlah fasa pada *peak* tersebut. Setelah hasil XRD diperoleh, maka data tersebut diolah pada *software* X'Pert Highscore Plus untuk mengetahui struktur kristal, kandungan senyawa, dan *peak* yang terdapat pada sampel dengan melakukan *search and match* agar terdapat kecocokan dengan *database*. Kemudian, hasil XRD dimasukkan dalam *software* OriginPro 8.5 agar hasil grafik perbandingan antar sampel dapat terbentuk.

Jenis *database* yang digunakan berasal dari 2 sumber yaitu COD dan ICDD. *International Centre for Diffraction Data* (ICDD) merupakan *database* yang berfokus pada data difraksi untuk material organik dan anorganik yang digunakan dalam identifikasi fasa dan karakterisasi material. Sedangkan, *Crystallography Open Database* (COD) merupakan *database* yang bersifat *open-access* dan berfokus pada data struktur kristal dari material organik, anorganik, dan senyawa lainnya. Kedua *database* digunakan untuk mengidentifikasi dan melakukan pencocokan terhadap struktur kristal yang terbentuk pada nilai sudut 2θ . *Peak* pada XRD menunjukkan ukuran butir kristal. Senyawa-senyawa tersebut dapat terbentuk karena terjadi reaksi elektrokimia antara sampel dengan larutan elektrolit sehingga senyawa MgO , Mg_2SiO_4 , dan MgF_2 dapat terbentuk. Reaksi yang terjadi pada sampel Mg AZ61 seperti pada **Persamaan 2.4**. Berikut adalah reaksi yang terjadi pada sampel Mg AZ61:

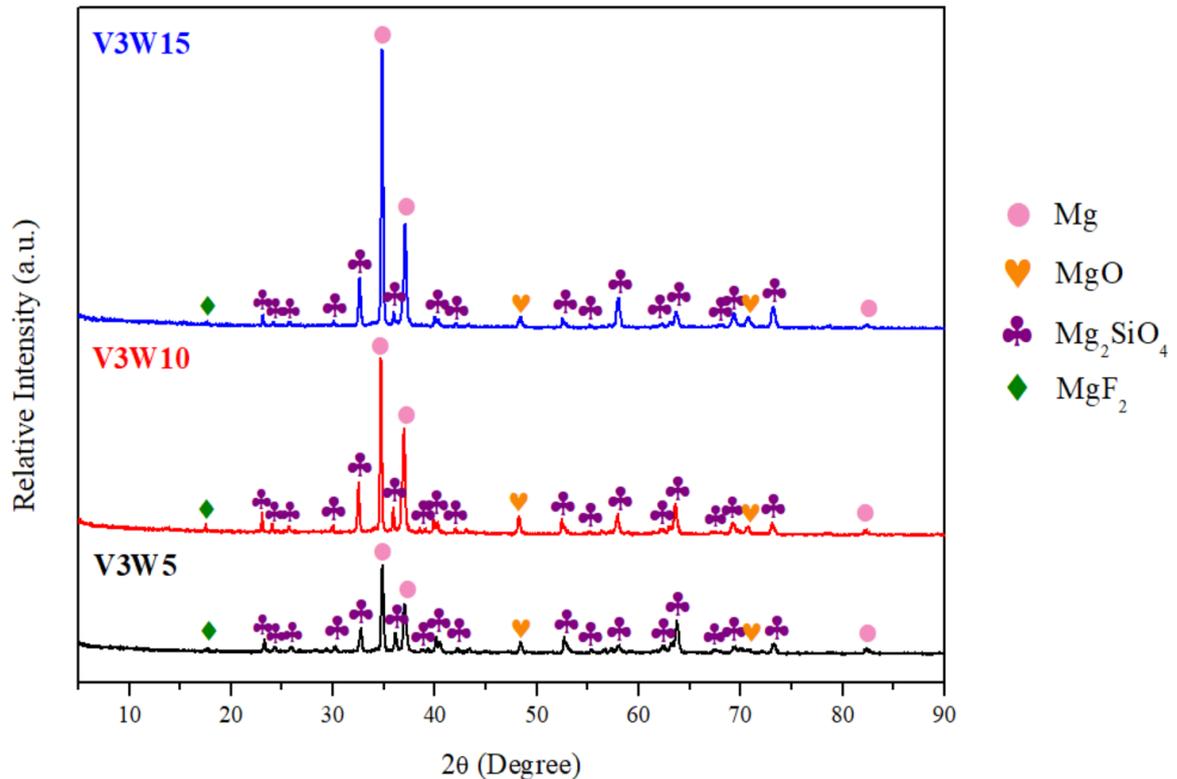


Ketika proses oksidasi terjadi, ion Mg^{2+} dan anion di dalam elektrolit seperti OH^- dari NaOH , SiO_3^{2-} dari Na_2SiO_3 , dan F^- dari KF berpindah ke permukaan lapisan sehingga terjadi pembentukan MgO seperti **Persamaan 2.6**, MgF_2 seperti **Persamaan 2.8**, dan Mg_2SiO_4 seperti **Persamaan 2.10** akibat dari *discharge channel* yang memiliki medan listrik yang tinggi dengan reaksi yang terjadi pada seperti pada **Persamaan 2.6**:



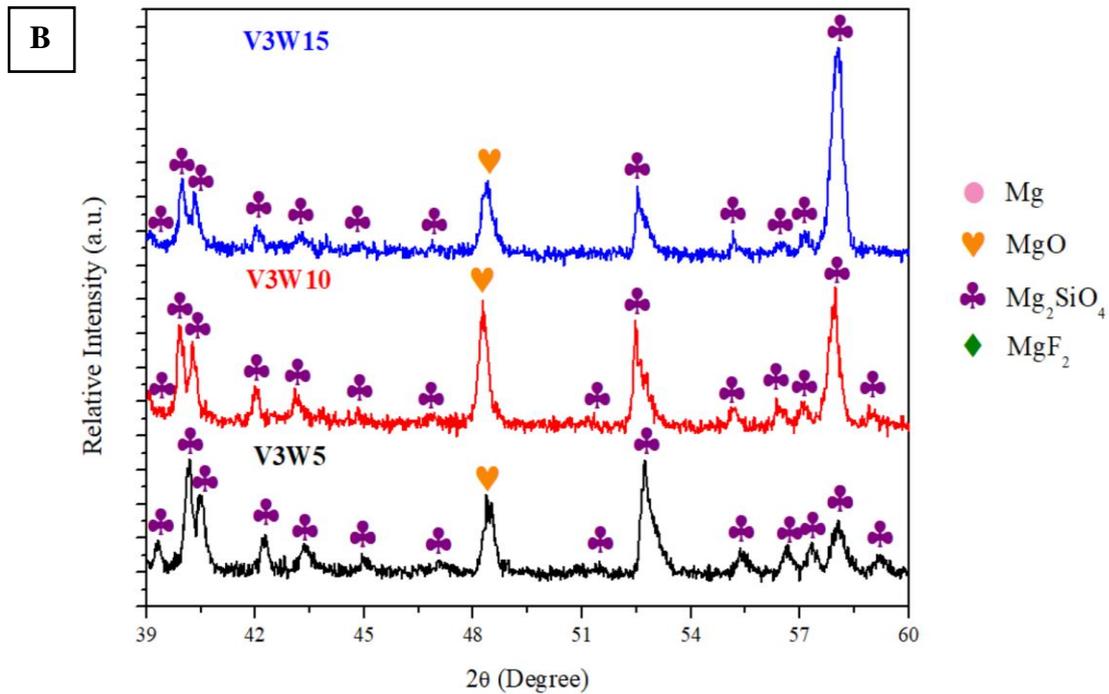
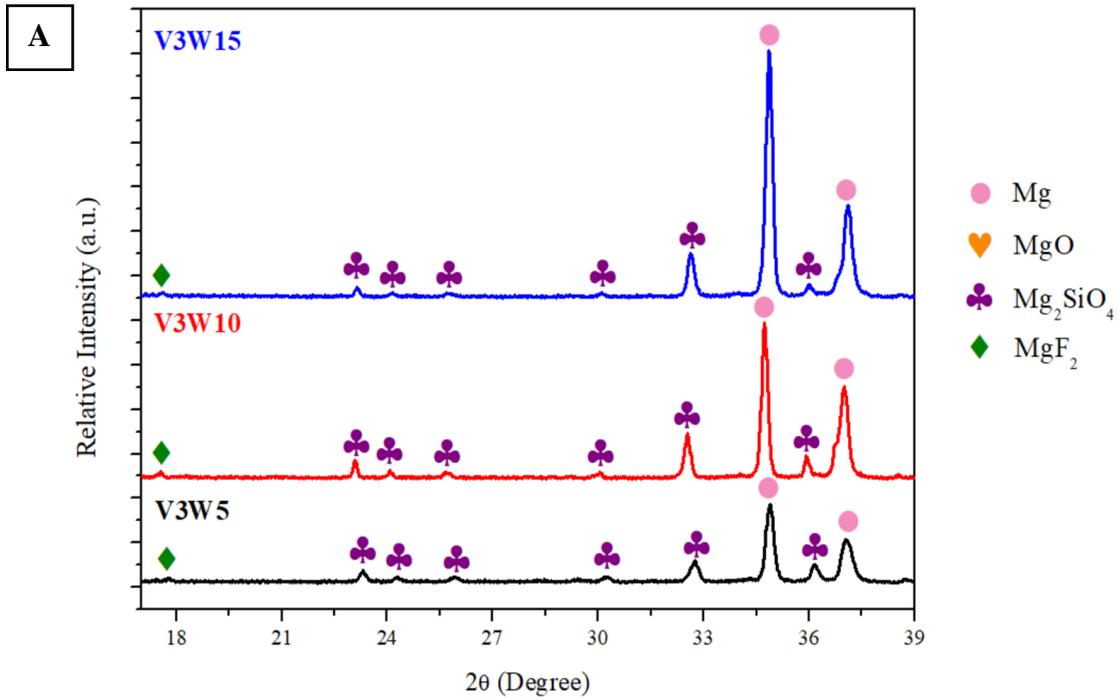
Sedangkan, gliserol tidak bereaksi dengan substrat karena bersifat inert yang disebabkan oleh kestabilan struktur molekul yang dimiliki sehingga tidak terdapat fasa yang terbentuk pada permukaan. Oleh karena itu, dapat dikatakan bahwa gliserol tidak mempengaruhi pembentukan fasa. Reaksi-reaksi tersebut dapat terjadi karena terdapat energi dari tegangan yang tinggi yang disediakan oleh *power supply*. Lapisan MgO terbentuk akibat dari pergerakan dari ion OH^- menuju anoda Mg . Kemudian, lapisan Mg_2SiO_4 dapat terbentuk akibat dari reaksi antara SiO_2 dan MgO pada temperatur tinggi. Dalam proses ini, SiO_2 dari anion SiO_2^{3-} akan mengalami kehilangan elektron dan terbentuk hasil SiO_2 dan O_2 yang menghasilkan energi panas akibat dari adanya *discharging*. Hal tersebut terjadi pula pada MgF_2 yang terbentuk akibat dari reaksi antara anion F^- pada elektrolit dengan sampel.

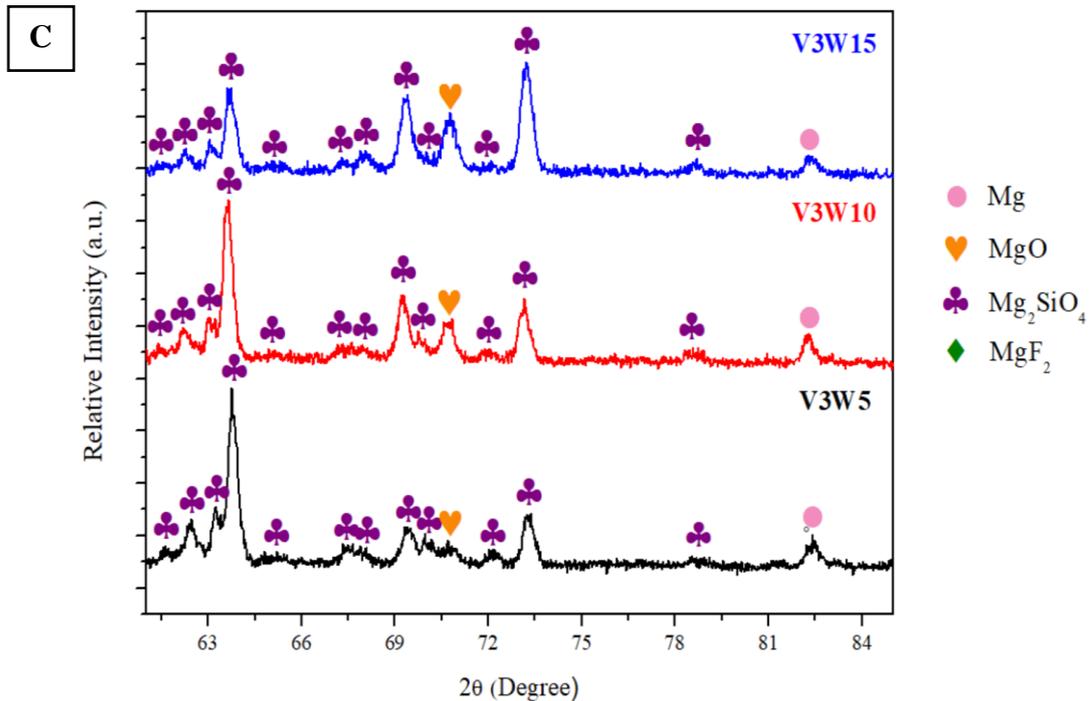
XRD berfungsi untuk mengetahui sistem kristal, ukuran kristal, bentuk kualitas kristal atau atom penyusun, dan lainnya. Apabila atom penyusun berbentuk teratur, maka material penyusunnya bersifat kristalin. Susunan kristalin memiliki kemampuan yang sukar untuk larut dikarenakan kestabilan ikatan dan keseragaman gaya antar molekul. Sedangkan, apabila atom penyusun berbentuk tidak teratur, maka material penyusunnya bersifat amorf. Susunan amorf memiliki kemampuan untuk mudah larut dikarenakan ketidakstabilan ikatan. Berdasarkan hasil XRD yang ditampilkan, senyawa Mg , MgO , dan Mg_2SiO_4 merupakan lapisan keramik yang memiliki susunan polikristalin karena jumlah peak yang banyak, sedangkan MgF_2 memiliki susunan amorf. Kemudian untuk sistem kristal, Mg termasuk heksagonal, MgO termasuk kubik, Mg_2SiO_4 termasuk orthorhombik, dan MgF_2 termasuk monoklinik. Setelah itu, dilakukan pula analisis XRD pada sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu yang ditampilkan pada **Gambar 4.7** di bawah ini:



Gambar 4.7 Perbandingan Hasil XRD pada Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu

Gambar 4.7 menunjukkan hasil XRD dari semua sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu, dimana senyawa yang terbentuk sama dengan variasi beda potensial. Pada posisi 2θ $34,660^\circ$, $36,819^\circ$, dan $82,237^\circ$ menunjukkan senyawa Mg yang diperoleh dari data COD 96-151-2520. Kemudian, pada posisi 2θ $48,308^\circ$ dan $70,716^\circ$ menunjukkan senyawa MgO yang diperoleh dari data COD 96-901-3243. Pada posisi 2θ $23,126^\circ$, $24,047^\circ$, $25,832^\circ$, $30,054^\circ$, $32,686^\circ$, $36,096^\circ$, $39,140^\circ$, $40,037^\circ$, $42,099^\circ$, $52,692^\circ$, $55,480^\circ$, $57,375^\circ$, $62,470^\circ$, $63,587^\circ$, $67,505^\circ$, $69,381^\circ$, dan $73,932^\circ$ menunjukkan senyawa Mg_2SiO_4 yang diperoleh dari data COD 96-901-1462. Kemudian, pada posisi 2θ $17,119^\circ$ menunjukkan senyawa MgF_2 yang diperoleh dari data ICDD 01-070-2742. Kemudian, dilakukan perbandingan XRD pada posisi 2θ dengan *range* mulai dari 17° sampai dengan 84° untuk melihat *peak* baru yang terbentuk secara lebih jelas seperti pada **Gambar 4.8**:





Gambar 4.8 Perbandingan Hasil XRD dengan Variasi Waktu dalam Posisi Range a) 17°-39°, b) 39°-60°, dan c) 60°-84°

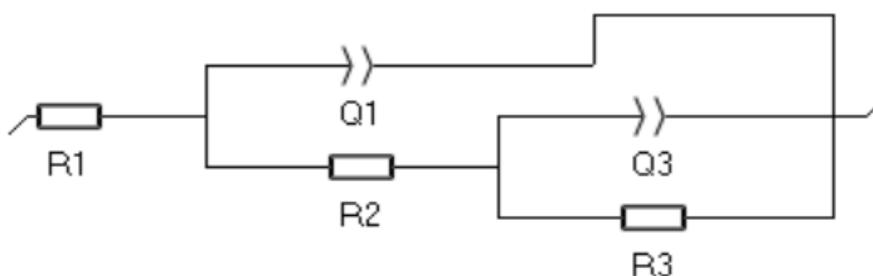
Berdasarkan **Gambar 4.8**, terlihat bahwa pada *range* 17°-39° tidak terbentuk *peak* baru, 39°-60° terbentuk *peak* baru pada 2θ 39,140°, 40,550°, 43,429°, 44,993°, 51,607°, 56,929°, 58,257°, dan 59,302°, serta pada *range* 60°-84° terbentuk *peak* baru pada 2θ 61,764°, 63,587°, 65,404°, 68,026°, 70,110°, 72,310°, dan 78,894°. Fasa yang terbentuk pada *peak* baru tersebut adalah Mg_2SiO_4 . Perbedaan pada sampel terdapat pada intensitas *peak*, dimana semakin tinggi bentuk *peak*, maka intensitasnya juga semakin tinggi yang menandakan jumlah fasanya. Setelah hasil XRD diperoleh, maka data tersebut diolah pada *software* X'Pert Highscore Plus untuk mengetahui struktur kristal, kandungan senyawa, dan *peak* yang terdapat pada sampel dengan melakukan *search and match* agar terdapat kecocokan dengan *database*. Kemudian, hasil XRD dimasukkan dalam *software* OriginPro 8.5 agar hasil grafik perbandingan antar sampel dapat terbentuk.

Penyebab reaksi dalam pembentukan lapisan adalah reaksi yang bersesuaian dengan variasi beda potensial. XRD berfungsi untuk mengetahui sistem kristal, ukuran kristal, bentuk kualitas kristal atau atom penyusun, dan lainnya. Apabila atom penyusun berbentuk teratur, maka material penyusunnya bersifat kristalin. Susunan kristalin memiliki kemampuan yang sukar untuk larut dikarenakan kestabilan ikatan dan keseragaman gaya antar molekul. Sedangkan, apabila atom penyusun berbentuk tidak teratur, maka material penyusunnya bersifat amorf. Susunan amorf memiliki kemampuan untuk mudah larut dikarenakan ketidakstabilan ikatan. Berdasarkan hasil XRD yang ditampilkan, senyawa Mg, MgO, dan Mg_2SiO_4 merupakan lapisan keramik yang memiliki susunan polikristalin karena jumlah *peak* yang banyak, sedangkan MgF_2 memiliki susunan amorf. Kemudian untuk sistem kristal, Mg termasuk heksagonal, MgO termasuk kubik, Mg_2SiO_4 termasuk orthorhombik, dan MgF_2 termasuk monoklinik.

4.2 Hasil Analisis Laju Degradasi

4.2.1 Analisis *Electrochemical Impedance Spectroscopy* (EIS)

Pengujian EIS dilakukan untuk mengetahui perilaku oksidasi dan ketahanan korosi dari sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial dan variasi waktu. Dalam EIS, terdapat sirkuit ekuivalen yang berfungsi untuk mengetahui komponen pada EIS, seperti R_s (*resistance solution*) atau R_1 adalah resistansi elektrolit, Q_1 dan R_2 berkaitan dengan sifat lapisan luar yaitu kapasitansi dan ketahanan pori, Q_2 dan R_3 berkaitan dengan proses yang terjadi antara permukaan sampel Mg AZ61 dengan lapisan dalam, R_2 dan R_3 adalah resistansi pada ion di dalam lapisan luar dan dalam. Nilai R_2 merujuk pada lapisan luar, dimana apabila nilainya rendah, maka berkaitan dengan lapisan berpori. Sedangkan, nilainya yang tinggi akan berkaitan dengan lapisan luar yang padat sehingga dapat dikatakan bahwa porositas pada sampel berpengaruh pada ketahanan korosinya. Resistansi tersebut menunjukkan ketahanan korosi, dimana semakin tinggi nilai resistansi, maka semakin baik pula ketahanan korosi yang dimiliki oleh sampel. Bentuk sirkuit yang digunakan dalam EIS ini adalah $R_1+Q_1/(R_2+Q_3/R_3)$ dengan tampilan sirkuit dapat dilihat pada **Gambar 4.9** di bawah ini:



Gambar 4.9 Tampilan Bentuk Sirkuit EIS

Setelah mengetahui bentuk sirkuit yang akan digunakan, maka dianalisis hasil tersebut dengan menggunakan *software* EC-Lab untuk mengetahui nilai dari setiap bagian. Dalam pengujian ini, sampel Mg AZ61-PEO digunakan sebagai elektroda kerja atau *working electrode* (WE) yang terlibat langsung dalam reaksi elektrokimia, grafit sebagai elektroda bantu atau *counter electrode* (CE) untuk menghitung arus korosi, dan *silver chloride electrode* (Ag/AgCl) digunakan sebagai elektroda acuan atau *reference electrode* (RE) untuk menghitung potensial sel. Hasil dari EIS pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial ditunjukkan oleh **Tabel 4.5** berikut:

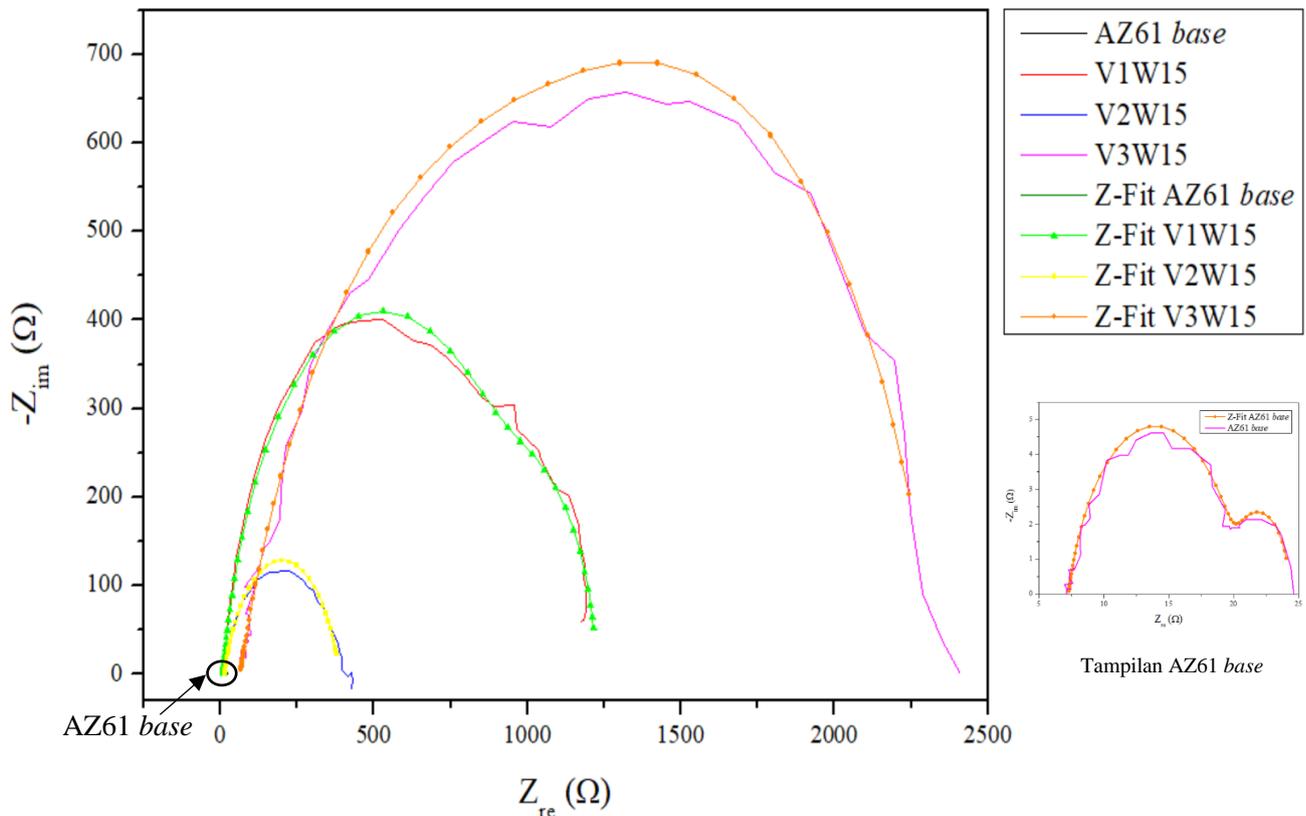
Tabel 4.5 Hasil Data EIS pada Mg AZ61 *base* dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial

Variasi Sampel	R_s (Ω)	Q_1 ($F \cdot s^{a-1}$)	Q_2 ($F \cdot s^{a-1}$)	n_1	n_2	R_{p1} (Ω)	R_{p2} (Ω)	R_p (Ω)
AZ61 <i>Base</i>	7,263	$0,2513 \times 10^{-3}$	0,01498	0,7943	1	13,36	3,721	2,910
V1W15	8,976	$19,92 \times 10^{-6}$	$0,5587 \times 10^{-3}$	0,8597	1	1017	201,2	167,969
V2W15	14,05	$61,46 \times 10^{-6}$	$-1,374 \times 10^{-9}$	0,7646	0,9885	247,3	127,8	83,874
V3W15	65,72	$9,347 \times 10^{-6}$	$25,28 \times 10^{-6}$	0,7469	0,9984	1819	452,7	362,487

Tabel 4.5 menunjukkan nilai resistansi dan kapasitansi pada masing-masing sampel. Hasil ketahanan korosi ditunjukkan oleh R_p yang diperoleh dengan menghitung nilai R_{p1} dan R_{p2} yang diperoleh dengan menganalisis kurva EIS pada *software* EC-Lab dan dilakukan *fitting* dengan sirkuit ekuivalen. Menurut Chen et al. (2022), nilai R_{p1} yang lebih besar daripada R_{p2} menunjukkan bahwa lapisan memiliki ketahanan korosi yang baik pada tahap awal immersion. Ketahanan korosi meningkat seiring dengan peningkatan ketebalan lapisan, dimana nilai R_{p1} dan R_{p2} pada sampel Mg AZ61-PEO lebih besar daripada Mg AZ61 *base*. Nilai n_1 dan n_2 yang kurang dari 0,9 menunjukkan heterogenitas atau ketidakhomogenan pada permukaan lapisan yang berkaitan dengan porositas. Ketahanan korosi dipengaruhi oleh beberapa faktor seperti ketebalan lapisan, kepadatan struktur, dan faktor lainnya.

Berdasarkan nilai resistansi pada tabel di atas, dapat dikatakan bahwa sampel Mg AZ61 *base* memiliki ketahanan korosi terendah dan sampel V3W15 memiliki ketahanan korosi tertinggi. Pemilihan sirkuit ekuivalen dilakukan agar dapat mengetahui nilai resistansi dan kapasitansi yang menunjukkan ketahanan korosi. Terdapat dua jenis kurva yang umum digunakan pada EIS yaitu Nyquist plot yang merupakan suatu kurva yang menunjukkan diameter dari *loop* yang terdapat pada peningkatan lapisan seiring dengan peningkatan waktu dan Bode plot yang merupakan suatu kurva yang digunakan untuk mengetahui kapasitansi dari sistem elektrokimia. Nyquist plot berfungsi untuk menganalisis proses resistif dan Bode plot berfungsi untuk menganalisis proses kapasitif.

Setelah memperoleh EIS pada masing-masing sampel, maka hasil tersebut dianalisis dengan *software* OriginPro 8.5 untuk membandingkan hasil antar sampel. Dalam prosesnya, hasil oksidasi dapat terjadi akibat dari elektrokimia oleh larutan *Phosphate Buffer Saline* (PBS) yang digunakan. Berikut adalah grafik EIS pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial seperti yang ditampilkan pada **Gambar 4.10** berikut:



Gambar 4.10 Nyquist Plot pada Mg AZ61 *base* dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial

Gambar 4.10 menunjukkan perbedaan tampilan Nyquist plot pada sampel AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial. Pada gambar di atas, terlihat bahwa terdapat perbedaan signifikan antar sampel, dimana bentuk sampel AZ61 *base* hampir tidak terlihat dalam kurva perbandingan tersebut dan sampel V3W15 memiliki bentuk kurva terbesar, dimana semakin besar *loop* menandakan ketahanan korosi yang lebih baik sehingga dapat dikatakan bahwa sampel V3W15 memiliki ketahanan korosi tertinggi. Diameter *capacitive loop* yang mengecil menunjukkan pengurangan ketahanan korosi, dimana semakin kecil bentuk *loop*, maka ketahanan korosi akan semakin kecil pula. Bentuk kurva-kurva tersebut diberikan fitur *smoothing* pada *software* OriginPro 8.5 untuk merapikan tampilan yang memudahkan perbandingan antar sampel. Bentuk *loop* pada frekuensi tinggi dapat terbentuk dikarenakan *transfer charge* yang terjadi lebih lambat daripada difusi di dalam elektrolit. Ketika elektron pada elektroda berpindah ke dalam larutan, molekul berada pada permukaan elektroda sehingga proses transfer menjadi lebih lambat. *Loop* yang dihasilkan dapat berukuran lebih besar karena resistansi larutan yang lebih besar yang diakibatkan oleh rendahnya konduktivitas pada larutan. Selanjutnya adalah hasil dari EIS pada Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu yang ditunjukkan oleh **Tabel 4.6**:

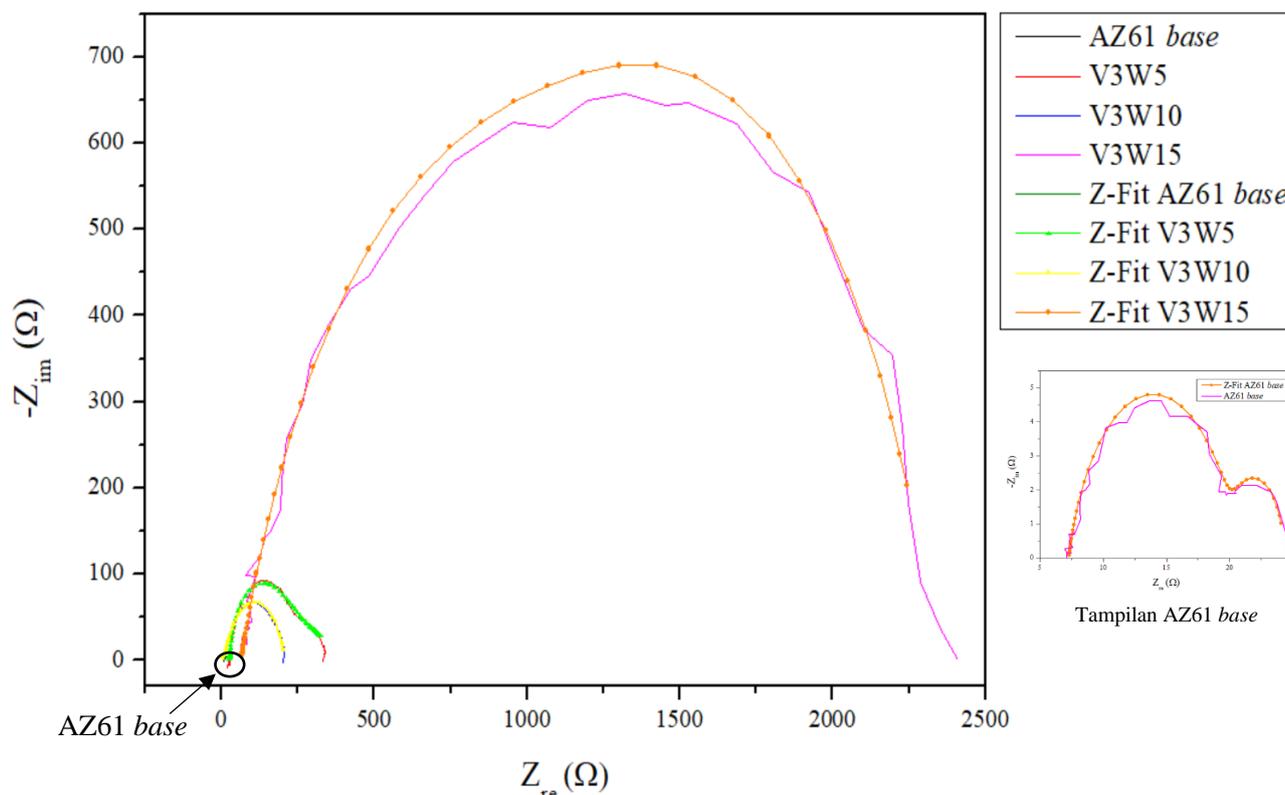
Tabel 4.6 Hasil Data EIS pada sampel AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu

Variasi Sampel	R_s (Ω)	Q_1 ($F.s^{a-1}$)	Q_2 ($F.s^{a-1}$)	n_1	n_2	R_{p1} (Ω)	R_{p2} (Ω)	R_p (Ω)
AZ61 <i>Base</i>	7,263	$0,2513 \times 10^{-3}$	0,01498	0,7943	1	13,36	3,721	2,910
V3W5	7,84	$0,781 \times 10^{-3}$	$18,96 \times 10^{-6}$	0,2556	0,9996	24,39	380,4	22,920
V3W10	4,731	$60,07 \times 10^{-6}$	$2,472 \times 10^{-6}$	0,6499	1	42,18	168,7	33,743
V3W15	65,72	$9,347 \times 10^{-6}$	$25,28 \times 10^{-6}$	0,7469	0,9984	1819	452,7	362,487

Tabel 4.6 menunjukkan nilai resistansi dan kapasitansi pada masing-masing sampel. Hasil ketahanan degradasi ditunjukkan oleh R_p yang diperoleh dengan menghitung nilai R_{p1} dan R_{p2} yang diperoleh dengan menganalisis kurva EIS pada *software* EC-Lab dan dilakukan *fitting* dengan sirkuit ekuivalen. Menurut Chen et al. (2022), nilai R_{p1} yang lebih besar daripada R_{p2} menunjukkan bahwa lapisan memiliki ketahanan korosi yang baik pada tahap awal imersi. Ketahanan korosi meningkat seiring dengan peningkatan ketebalan lapisan, dimana nilai R_{p1} dan R_{p2} pada sampel Mg AZ61-PEO lebih besar daripada Mg AZ61 *base*. Nilai n_1 dan n_2 yang kurang dari 0,9 menunjukkan heterogenitas atau ketidakhomogenan pada permukaan lapisan yang berkaitan dengan porositas. Ketahanan korosi dipengaruhi oleh beberapa faktor seperti ketebalan lapisan, kepadatan struktur, dan faktor lainnya.

Berdasarkan nilai resistansi pada tabel di atas, dapat dikatakan bahwa sampel Mg AZ61 *base* memiliki ketahanan korosi terendah dan sampel V3W15 memiliki ketahanan korosi tertinggi. Pemilihan sirkuit ekuivalen dilakukan agar dapat mengetahui mekanisme, nilai resistansi, dan kapasitansi yang menunjukkan ketahanan korosi. Terdapat dua jenis kurva yang umum digunakan pada EIS yaitu Nyquist plot yang merupakan suatu kurva yang menunjukkan diameter dari *loop* yang terdapat pada peningkatan lapisan seiring dengan peningkatan waktu dan Bode plot yang merupakan suatu kurva yang digunakan untuk mengetahui kapasitansi dari sistem elektrokimia. Nyquist plot berfungsi untuk menganalisis proses resistif dan Bode plot berfungsi untuk menganalisis proses kapasitif.

Dalam sirkuit ekuivalen pada EIS, terdapat beberapa bagian komponen seperti R_s adalah resistansi elektrolit, Q_1 dan R_1 adalah kapasitansi lapisan dan resistansi lapisan, Q_2 dan R_2 adalah proses yang terjadi antara permukaan sampel Mg AZ61 dengan lapisan, R_p dan R_b adalah resistansi pada lapisan dalam dan luar. Resistansi tersebut menunjukkan ketahanan korosi, dimana semakin tinggi nilai resistansi, maka semakin baik pula ketahanan korosi yang dimiliki oleh sampel. Setelah memperoleh EIS pada masing-masing sampel, maka hasil tersebut dianalisis dengan *software* OriginPro 8.5 untuk membandingkan hasil antar sampel. Dalam prosesnya, hasil oksidasi dapat terjadi akibat dari elektrokimia oleh larutan *Phosphate Buffer Saline* (PBS) yang digunakan. Berikut adalah grafik EIS pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu seperti yang ditampilkan pada **Gambar 4.11**:



Gambar 4.11 Nyquist Plot pada Mg AZ61 *base* dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu

Gambar 4.11 menunjukkan perbedaan tampilan Nyquist plot pada sampel AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu. Pada gambar di atas, terlihat bahwa terdapat perbedaan signifikan antar sampel, dimana sampel AZ61 *base* hampir tidak terlihat dalam kurva perbandingan dan ditunjukkan oleh lingkaran, sedangkan sampel V3W15 memiliki bentuk kurva terbesar, dimana semakin besar *loop* menandakan ketahanan korosi yang lebih baik sehingga dapat dikatakan bahwa sampel V3W15 memiliki ketahanan korosi tertinggi. Bentuk kurva-kurva tersebut diberikan fitur *smoothing* pada *software* OriginPro 8.5 untuk merapikan tampilan yang memudahkan perbandingan antar sampel. Bentuk *loop* pada frekuensi tinggi dapat terbentuk dikarenakan *transfer charge* yang terjadi lebih lambat daripada difusi di dalam elektrolit. Ketika elektron pada elektroda berpindah ke dalam larutan, molekul berada pada permukaan elektroda sehingga proses transfer menjadi lebih lambat. *Loop* yang dihasilkan dapat berukuran lebih besar karena resistansi larutan yang lebih besar yang diakibatkan oleh rendahnya konduktivitas pada larutan. Apabila melihat *loop* pada sampel V3W5 dan V3W10, terlihat bahwa sampel V3W5 memiliki *loop* lebih besar dengan nilai R_p yang lebih kecil. Hal tersebut dapat disebabkan oleh nilai kapasitansi yang lebih besar daripada sampel V3W10.

4.2.2 Analisis Tafel

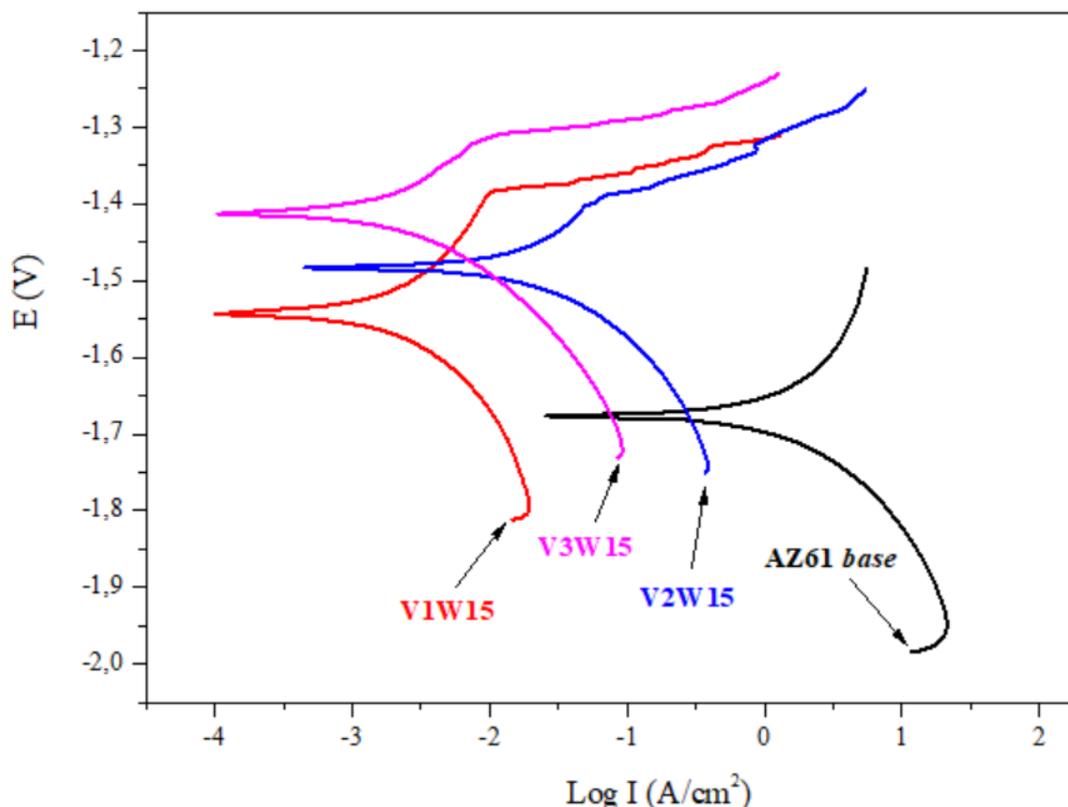
Pengujian Tafel dilakukan untuk mengetahui laju degradasi dari sampel Mg AZ61 *base* dan Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial dan variasi waktu. Hasil dari Tafel pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial ditunjukkan oleh **Tabel 4.7** berikut:

Tabel 4.7 Hasil Data Tafel pada Mg AZ61 *base* dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial

Variasi Sampel	E_{corr} (V)	i_{corr} (A/cm ²)	β_a (V)	β_k (V)	Laju Degradasi (mppy)
AZ61 <i>Base</i>	-1,675365	$2,107 \times 10^{-8}$	0,4284	0,2218	7,064
V1W15	-1,542085	$1,699 \times 10^{-5}$	0,1879	0,1657	0,006
V2W15	-1,482284	$9,297 \times 10^{-5}$	0,0962	0,086	0,022
V3W15	-1,411436	$1,033 \times 10^{-5}$	0,0943	0,0753	0,003

Tabel 4.7 menunjukkan potensial korosi (E_{corr}) dan arus korosi (i_{corr}) yang dimiliki sampel dari Tafel plot. Hasil laju degradasi tersebut diperoleh dengan menganalisis grafik Tafel pada *software* EC-Lab. Berdasarkan nilai laju degradasi pada tabel di atas, dapat dikatakan bahwa sampel AZ61 *base* memiliki laju degradasi tertinggi dan sampel V3W15 memiliki laju degradasi terendah. Nilai i_{corr} dan laju degradasi berbanding lurus, dimana semakin tinggi nilai i_{corr} , maka semakin tinggi pula laju degradasinya. Terdapat beberapa faktor pengaruh pada Tafel seperti berat ekuivalen, densitas sampel, dan luas sampel yang tercelup, dimana semakin besar berat ekuivalen, maka akan semakin besar pula laju degradasinya. Sedangkan, semakin besar densitas dan luas, maka akan semakin kecil laju degradasi.

Setelah memperoleh kurva Tafel pada masing-masing sampel, maka hasil tersebut dianalisis dengan *software* OriginPro 8.5 untuk membandingkan hasil antar sampel. Kurva polarisasi atau Tafel plot merupakan kurva yang menunjukkan hubungan antara rapat arus (I) dan potensial (E). Dalam prosesnya, hasil oksidasi dapat terjadi akibat dari elektrokimia oleh larutan *Phosphate Buffer Saline* (PBS) yang digunakan. Hasil Tafel plot pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial ditunjukkan pada **Gambar 4.12**:



Gambar 4.12 Kurva Tafel pada Mg AZ61 Base dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial

Berdasarkan **Gambar 4.12**, dapat dilihat bahwa pada posisi kurva yang semakin kiri, maka sampel tersebut memiliki kepadatan arus yang lebih tinggi. Posisi tersebut juga menghasilkan nilai i_{corr} yang semakin rendah sehingga laju degradasinya semakin rendah. Sedangkan, apabila posisi kurva semakin ke kanan, maka sampel tersebut memiliki kepadatan arus yang lebih rendah sehingga nilai i_{corr} dan laju degradasi akan meningkat. Dalam menentukan nilai i_{corr} , dilakukan ekstrapolasi kurva log arus ($\text{Log } I$) versus potensial (E). Ekstrapolasi dilakukan dengan cara memilih kurva yang memiliki E_{corr} .

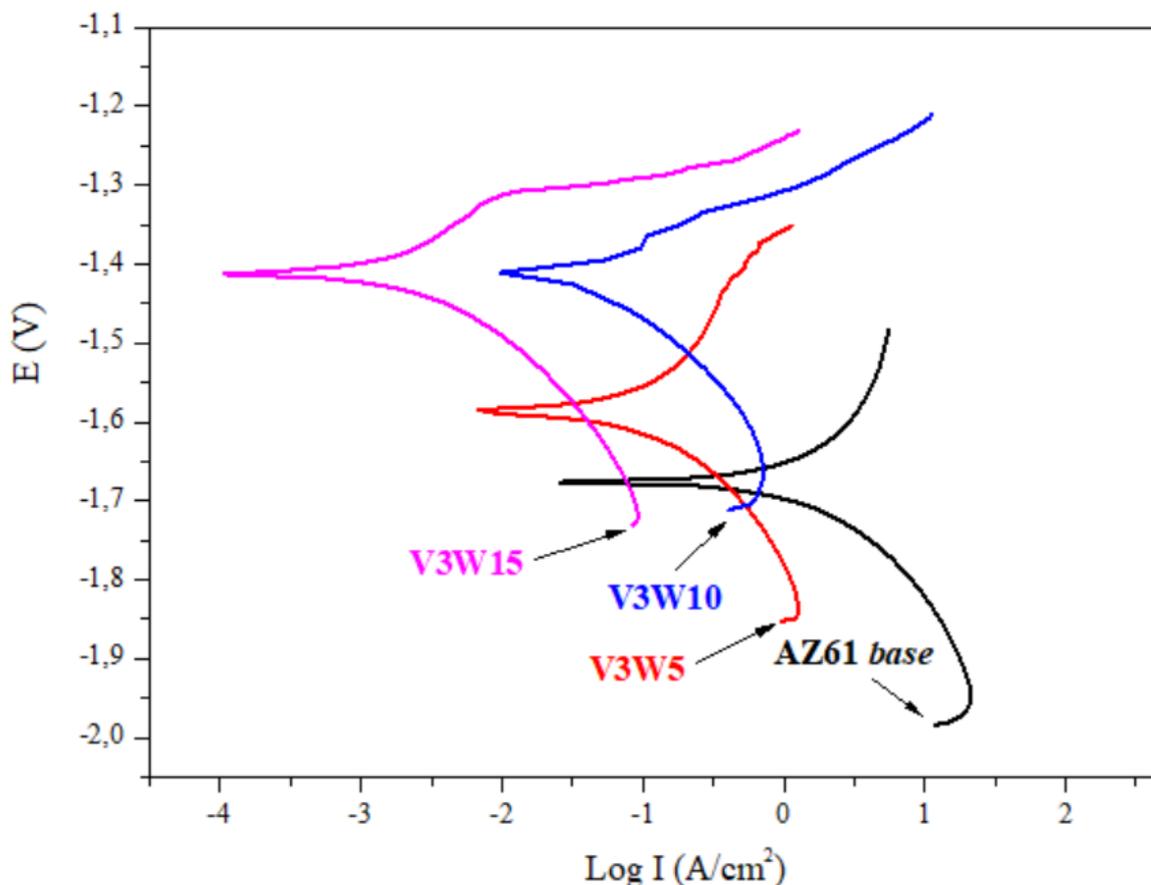
E_{corr} merupakan potensial ketika laju total pada reaksi anodik sama dengan laju total pada semua reaksi katodik. Dari ekstrapolasi tersebut, terbentuk perpotongan kurva yang menghasilkan sebuah titik dengan koordinat $(i_{\text{corr}}, E_{\text{corr}})$. Nilai i_{corr} tersebut akan menentukan laju degradasi yang dimiliki sampel. Melihat perbandingan antara sampel Mg AZ61 base dan sampel Mg AZ61-PEO, dapat dilihat bahwa proses PEO terbukti mampu menurunkan laju degradasi pada sampel Mg AZ61. Dapat dilihat bahwa sampel V3W15 berada di sisi paling kiri dengan i_{corr} terendah sehingga dapat dikatakan bahwa sampel V3W15 memiliki laju degradasi terendah. Selain itu, dapat dilihat pula dengan adanya variasi beda potensial pada PEO menjadikan reaksi elektrokimia pada sampel lebih anodik dengan elektrolit yang berarti reaksi yang terjadi pada sampel lebih dominan daripada reaksi yang terjadi pada elektrolit. Selanjutnya adalah hasil dari Tafel pada sampel Mg AZ61 base dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu yang ditunjukkan oleh **Tabel 4.8**:

Tabel 4.8 Hasil Data Tafel pada Mg AZ61 *base* dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu

Variasi Sampel	E_{corr} (V)	i_{corr} (A/cm ²)	β_a (V)	β_k (V)	Laju Degradasi (mmpy)
AZ61 <i>base</i>	-1,675365	$2,107 \times 10^{-8}$	0,4284	0,2218	7,064
V3W5	-1,584584	$112,909 \times 10^{-5}$	0,2768	0,1924	0,379
V3W10	-1,409638	$46,963 \times 10^{-5}$	0,0807	0,1681	0,112
V3W15	-1,411436	$1,033 \times 10^{-5}$	0,0943	0,0753	0,003

Tabel 4.8 menunjukkan potensial korosi (E_{corr}) dan arus korosi (i_{corr}) yang dimiliki sampel dari Tafel plot. Hasil laju degradasi tersebut diperoleh dengan menganalisis kurva Tafel pada *software* EC-Lab secara otomatis. Berdasarkan nilai laju degradasi pada tabel di atas, dapat dikatakan bahwa sampel AZ61 *base* memiliki laju degradasi tertinggi dan sampel V3W15 memiliki laju degradasi terendah. Terdapat beberapa faktor pengaruh pada Tafel seperti berat ekuivalen, densitas sampel, dan luas sampel yang tercelup, dimana semakin besar berat ekuivalen, maka akan semakin besar pula laju degradasinya. Sedangkan, semakin besar densitas dan luas, maka akan semakin kecil laju degradasi.

Setelah memperoleh Tafel plot pada masing-masing sampel, maka hasil tersebut dianalisis dengan *software* OriginPro 8.5 untuk membandingkan hasil antar sampel. Kurva polarisasi atau Tafel plot merupakan kurva yang menunjukkan hubungan antara rapat arus (I) dan potensial (E). Dalam prosesnya, hasil oksidasi dapat terjadi akibat dari elektrokimia oleh larutan *Phosphate Buffer Saline* (PBS) yang digunakan. Kemudian, hasil Tafel plot pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu ditunjukkan pada **Gambar 4.13**:



Gambar 4.13 Kurva Tafel pada Mg AZ61 Base dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu

Berdasarkan **Gambar 4.13**, dapat dilihat bahwa pada posisi kurva yang semakin kiri, maka sampel tersebut memiliki kepadatan arus yang lebih tinggi. Posisi tersebut juga menghasilkan nilai i_{corr} yang semakin rendah sehingga laju degradasinya semakin rendah. Sedangkan, apabila posisi kurva semakin ke kanan, maka sampel tersebut memiliki kepadatan arus yang lebih rendah sehingga nilai i_{corr} dan laju degradasi akan meningkat. Dalam menentukan nilai i_{corr} , dilakukan ekstrapolasi kurva log arus ($\text{Log } I$) versus potensial (E). Ekstrapolasi dilakukan dengan cara memilih kurva yang memiliki E_{corr} .

E_{corr} merupakan potensial ketika laju total pada reaksi anodik sama dengan laju total pada semua reaksi katodik. Dari ekstrapolasi tersebut, terbentuk perpotongan kurva yang menghasilkan sebuah titik dengan koordinat (i_{corr} , E_{corr}). Nilai i_{corr} tersebut akan menentukan laju degradasi yang dimiliki sampel. Melihat perbandingan antara sampel AZ61 base dan sampel Mg AZ61-PEO, dapat dilihat bahwa proses PEO terbukti mampu menurunkan laju degradasi pada sampel Mg AZ61. Dapat dilihat bahwa sampel V3W15 berada di sisi paling kiri dengan i_{corr} terendah sehingga dapat dikatakan bahwa sampel V3W15 memiliki laju degradasi terendah. Apabila melihat sampel V3W5 dan V3W10, terlihat bahwa sampel V3W5 berada di posisi lebih kiri daripada sampel V3W10 dengan nilai laju degradasi yang lebih tinggi. Hal tersebut disebabkan oleh nilai i_{corr} pada sampel V3W5 yang lebih besar, namun nilai E_{corr} lebih negatif daripada sampel V3W10.

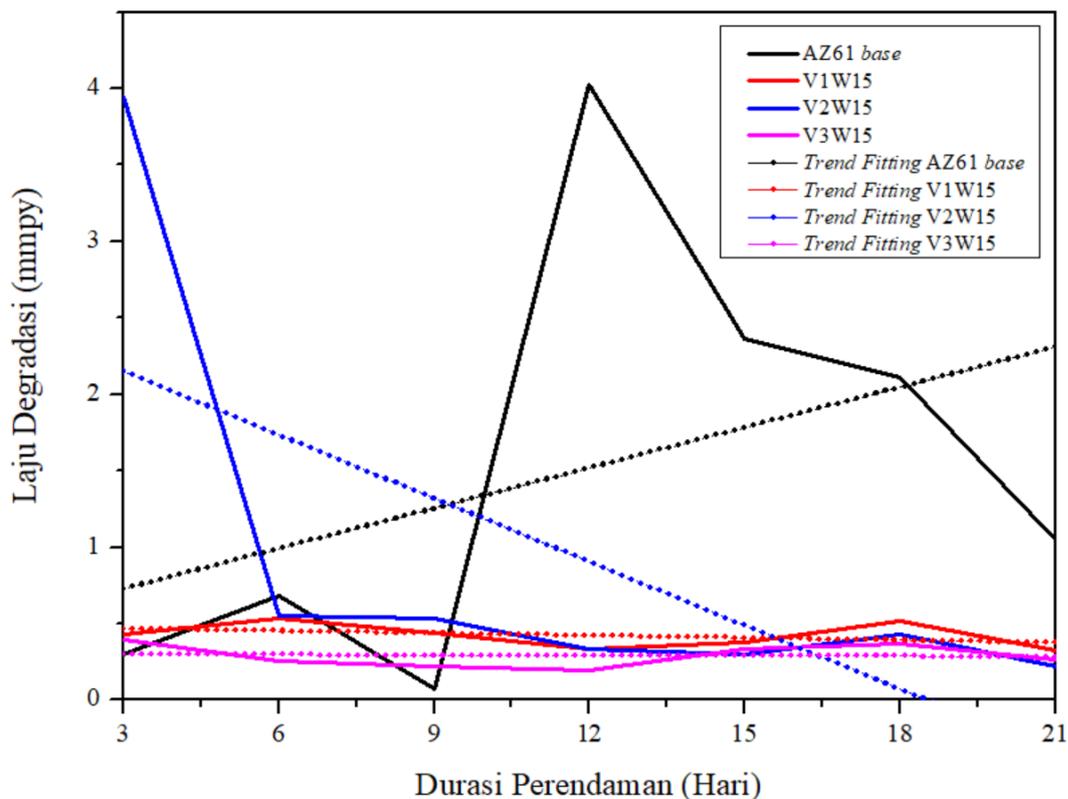
4.2.3 Analisis *Weight Loss*

Pengujian *weight loss* yang dilakukan berfungsi untuk mengetahui pengurangan massa pada sampel sehingga dapat diketahui laju degradasi yang dimiliki sampel tersebut. Pengujian ini dilakukan di Laboratorium Fisika Material yang terletak di Departemen Teknik Material dan Metalurgi ITS. Analisis hasil uji *weight loss* dilakukan pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial dan variasi waktu. Berikut adalah tampilan pengujian *weight loss* yang ditampilkan oleh **Gambar 4.14**:



Gambar 4.14 Tampilan Pengujian *Weight Loss*

Gambar 4.14 menunjukkan tampilan pengujian *weight loss* yang dilakukan selama 21 hari dengan memasukkan sampel dalam wadah yang berisikan larutan *Phosphate Buffer Saline* (PBS). Hasil *weight loss* pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial dapat dilihat pada **Gambar 4.15** berikut:



Gambar 4.15 Hasil *Weight Loss* pada Mg AZ61 base dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Beda Potensial

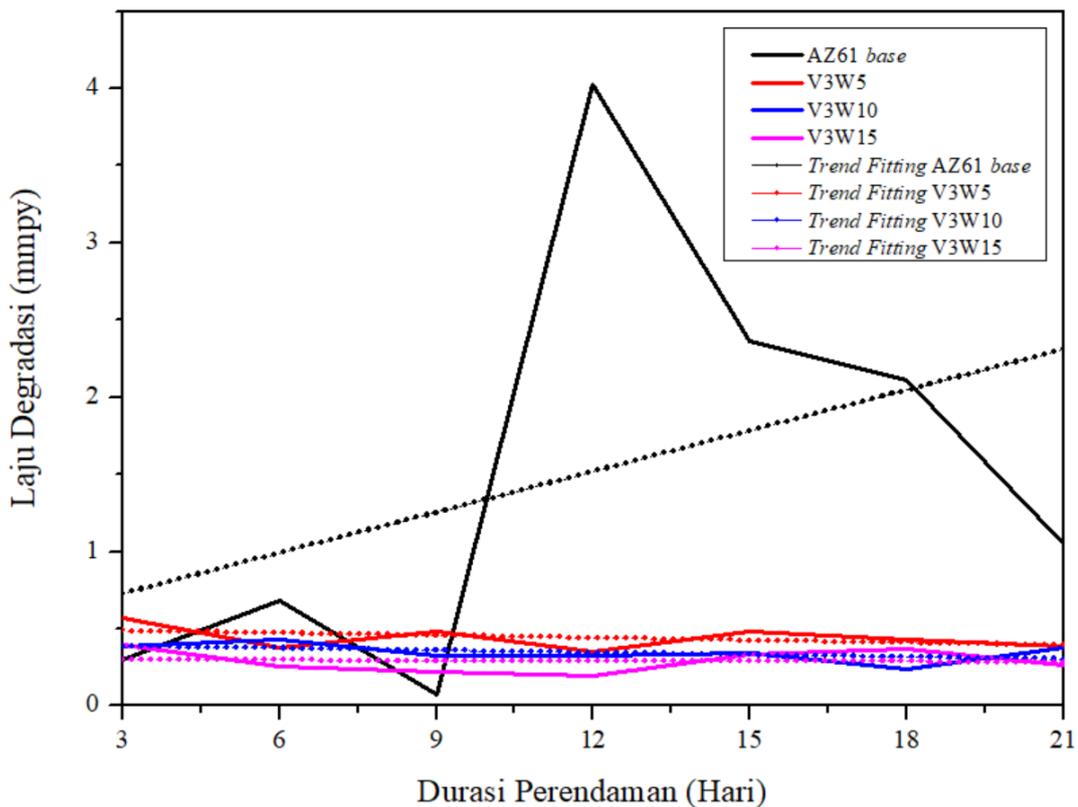
Gambar 4.15 tersebut menunjukkan grafik laju degradasi yang dimiliki sampel Mg AZ61 base dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi beda potensial selama 21 hari dengan *software* OriginPro 8.5. Pengujian ini dilakukan dengan merendam sampel dalam larutan *Phosphate Buffer Saline* (PBS) dan diukur perubahan massanya dalam selang per tiga hari. Dalam pengujian ini, tidak terjadi reaksi elektrokimia pada sampel. Peristiwa yang terjadi hanya peluruhan atau perontokan lapisan dari permukaan sampel. Berdasarkan gambar di atas, dapat dilihat bahwa sampel AZ61 base memiliki laju degradasi tertinggi, dimana sampel AZ61 base mengalami peningkatan laju degradasi pada hari ke-12. Sedangkan, sampel V1W15 dan V3W15 memiliki laju degradasi yang cukup setara antar keduanya yaitu di kisaran 0,1 hingga 0,5 mmpy. Kemudian, sampel V2W15 memiliki laju degradasi yang cukup tinggi pada hari ke-3 yang hampir mencapai 4 mmpy.

Perbedaan yang signifikan pada sampel V2W15 dengan sampel V1W15 dan V3W15 dapat disebabkan oleh perbedaan permukaan sampel, dimana sampel V2W15 memiliki lapisan silikat yang tebal yang terbentuk pada permukaan sehingga pada hari ke-3, terjadi peluruhan pada lapisan tersebut yang menyebabkan tingginya pengurangan massa yang berdampak pada laju degradasinya. Sedangkan, pada sampel V1W15 dan V3W15, hal tersebut tidak berlaku sehingga pengurangan massa yang dialami tidak sebesar V2W15.

Apabila melihat garis *trend*, terjadi peningkatan laju degradasi secara signifikan pada sampel AZ61 base yang disebabkan oleh morfologi pada sampel, dimana tidak terdapat lapisan sebagai pelindung permukaan karena tidak dilakukan metode PEO. Sedangkan pada sampel

V2W15 terjadi penurunan laju degradasi secara signifikan akibat dari tingginya laju degradasi pada hari ke-3 dan mengalami penurunan terus-menerus. Sampel V1W15 dan sampel V3W15 terjadi penurunan laju degradasi secara konstan dikarenakan keberadaan lapisan yang mampu mengurangi laju degradasinya. Salah satu faktor yang berpengaruh pada laju degradasi adalah ukuran diameter pori pada sampel, dimana semakin besar ukuran suatu pori, maka semakin tinggi pula laju degradasinya akibat dari kelarutan yang mudah terjadi.

Apabila melihat ukuran pori yang dimiliki sampel-sampel tersebut, maka dapat dikatakan bahwa terdapat ketidaksesuaian pada sampel V3W15, dimana rata-rata ukuran pori yang dimiliki adalah rata-rata tertinggi, namun memiliki rata-rata laju degradasi terendah. Hal tersebut dikarenakan sampel V3W15 memiliki ketebalan lapisan yang besar sehingga cairan tidak mudah memasuki lapisan. V2W15 memiliki ketebalan terkecil sebesar $4,1 \mu\text{m}$ sehingga adhesi yang dimiliki tidak sebaik variasi sampel lainnya dan cairan ataupun gas mudah untuk memasuki pori. Meskipun begitu, dapat dikatakan bahwa proses PEO dalam pembuatan lapisan *coating* pada sampel dapat menurunkan laju degradasi dengan baik. Selanjutnya, dilakukan pula analisis hasil uji *weight loss* pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu dapat dilihat pada **Gambar 4.16** berikut:



Gambar 4.16 Hasil *Weight Loss* pada Mg AZ61 *base* dan Mg AZ61-PEO dengan Variasi Waktu

Gambar 4.16 tersebut menunjukkan grafik pengurangan massa yang terjadi pada sampel Mg AZ61 *base* dan sampel Mg AZ61-PEO dengan variasi waktu selama 21 hari dengan *software* OriginPro 8.5. Pengujian ini dilakukan dengan merendam sampel dalam larutan *Phosphate Buffer Saline* (PBS) dan diukur perubahan massanya dalam selang per tiga hari.

Dalam pengujian ini, tidak terjadi reaksi elektrokimia pada sampel. Peristiwa yang terjadi hanya peluruhan atau perontokan lapisan dari permukaan sampel. Berdasarkan gambar di atas, dapat dilihat bahwa sampel AZ61 *base* memiliki laju degradasi tertinggi dan sampel lainnya memiliki laju degradasi yang cukup setara antar sampel, namun berbeda secara signifikan dengan sampel AZ61 *base* sehingga dapat dikatakan bahwa proses PEO mampu menurunkan laju degradasi dengan baik.

Apabila melihat garis *trend*, terjadi peningkatan laju degradasi secara signifikan pada sampel AZ61 *base* yang disebabkan oleh morfologi pada sampel, dimana tidak terdapat lapisan sebagai pelindung permukaan karena tidak dilakukan metode PEO. Sedangkan, pada sampel V3W5, sampel V3W10, dan sampel V3W15 terjadi penurunan laju degradasi secara konstan dikarenakan keberadaan lapisan yang mampu mengurangi laju degradasinya. Terdapat peningkatan laju degradasi pada sampel AZ61 *base* pada hari ke-12 yang disebabkan oleh tidak terdapatnya lapisan sehingga cairan memasuki sampel dengan mudah. Salah satu faktor yang berpengaruh pada laju degradasi adalah ukuran diameter pori pada sampel, dimana semakin besar ukuran suatu pori, maka semakin tinggi pula laju degradasinya akibat dari kelarutan yang mudah terjadi. Apabila melihat ukuran pori yang dimiliki sampel-sampel tersebut, maka dapat dikatakan bahwa terdapat ketidaksesuaian pada sampel V3W15, dimana rata-rata ukuran pori yang dimiliki adalah rata-rata tertinggi, namun memiliki rata-rata laju degradasi terendah. Hal tersebut dikarenakan sampel V3W15 memiliki ketebalan lapisan yang besar sehingga cairan tidak mudah memasuki lapisan.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan analisis hasil data dari pengujian-pengujian yang telah dilakukan, maka kesimpulan yang dapat diambil pada penelitian ini, antara lain:

1. Peningkatan beda potensial meningkatkan ketebalan lapisan dan mengurangi laju degradasi. Dalam pengujian SEM, terbentuk mikropori, *microcraters*, dan nodul oksida pada permukaan sampel. Densitas pori dan rata-rata ukuran pori terbesar dimiliki oleh sampel V3W15 yaitu $0,035 \text{ measure/mm}^2$ dan $1,555 \mu\text{m}$ akibat dari intensitas *discharge* yang meningkat, serta rata-rata ketebalan lapisan terbesar sebesar $18,127 \mu\text{m}$. Dalam pengujian XRD, senyawa yang terbentuk pada sampel berupa MgO dan Mg_2SiO_4 dengan struktur kristal berupa polikristalin, serta MgF_2 dengan struktur kristal berupa amorf. Dalam pengujian EIS, ketahanan korosi tertinggi ada pada V3W15 dengan nilai R_p sebesar $362,487 \Omega$. Dalam pengujian Tafel dan pengujian *weight loss*, laju degradasi terendah dimiliki oleh sampel V3W15 sebesar $0,003 \text{ mmpy}$ dan $0,291 \text{ mmpy}$.
2. Peningkatan waktu meningkatkan ketebalan lapisan dan mengurangi laju degradasi, dimana V3W15 menunjukkan hasil yang bersesuaian dengan variabel beda potensial.

5.2 Saran

Berdasarkan hasil-hasil yang telah diperoleh, saran yang dapat diambil dari penelitian ini, antara lain:

1. Melakukan studi lebih lanjut mengenai pengaruh beda potensial pada *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) dengan penambahan bahan aditif yang berbeda dan penggunaan variasi beda potensial dan waktu.
2. Menambahkan pengujian lain seperti toksisitas, keausan material, kekerasan, dan pengujian lainnya untuk mengetahui lebih lanjut sifat mekanik dari Mg AZ61.

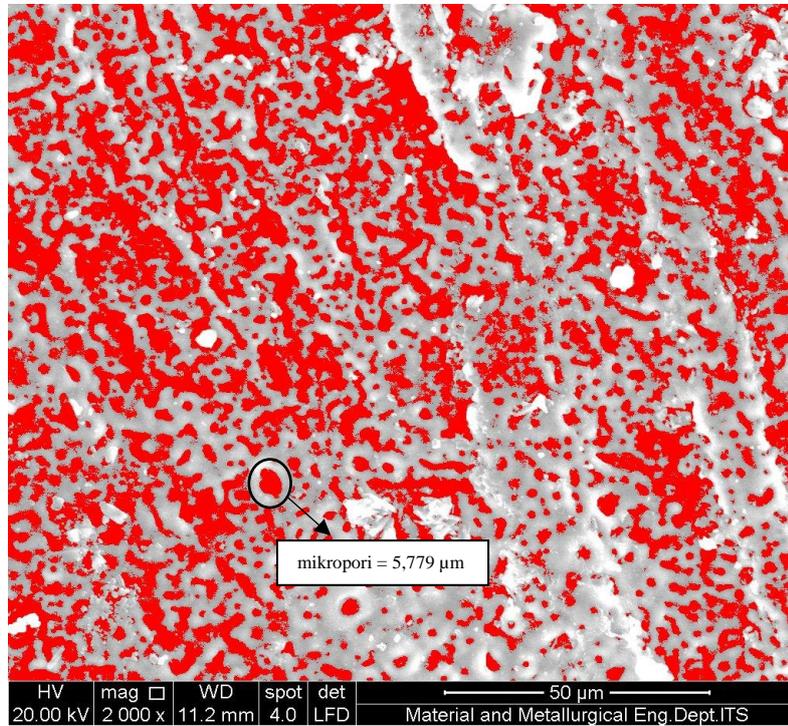
(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LAMPIRAN

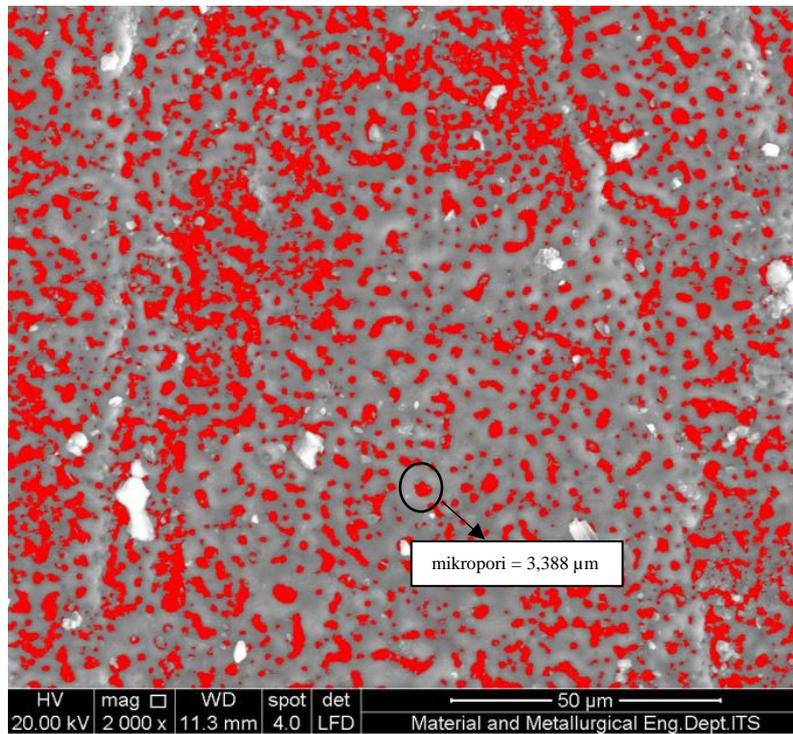
1. Pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM)

a) Perhitungan Ukuran Diameter Pori dan Densitas Pori

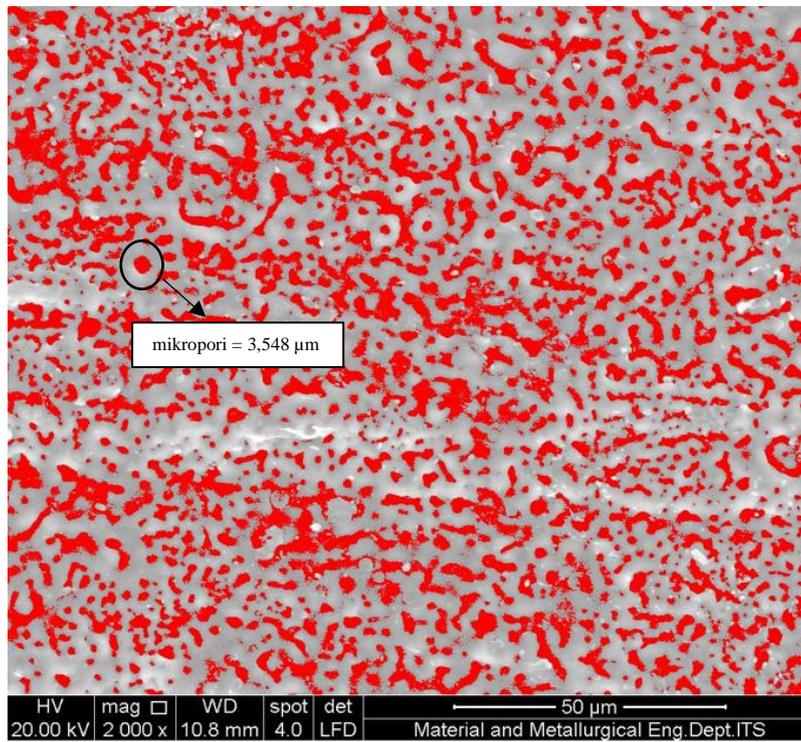
- V1W15



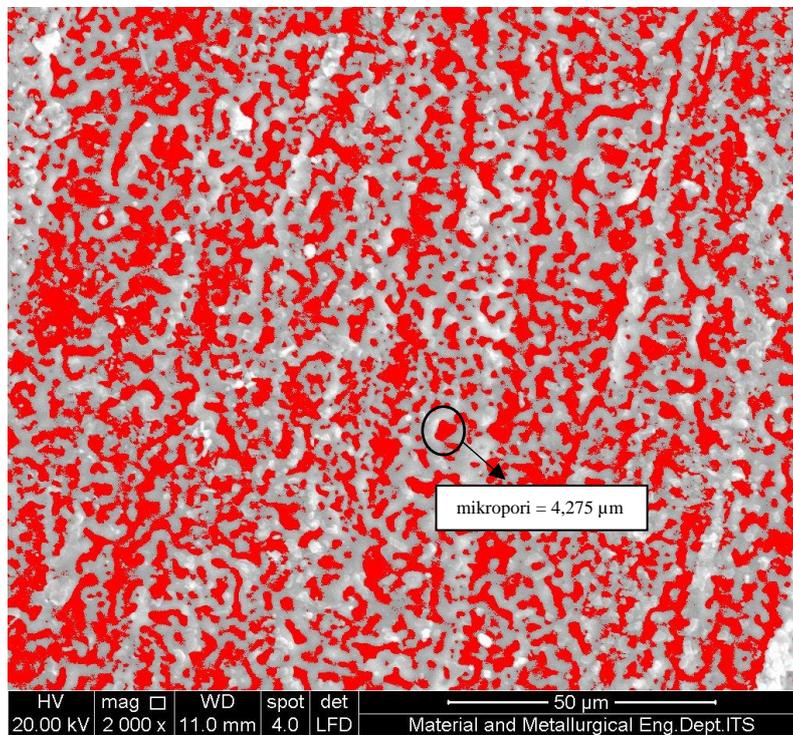
- V2W15



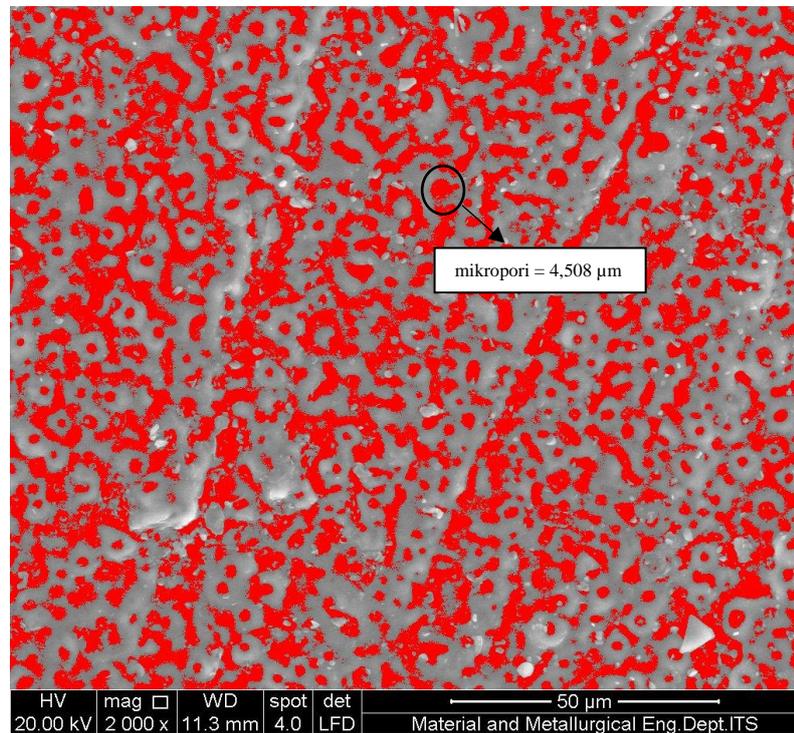
- **V3W5**



- **V3W10**



- **V3W15**



2. Pengujian *X-ray Diffraction* (XRD)

a) Sertifikat Komposisi pada Mg AZ61

Berikut adalah sertifikat komposisi yang dikeluarkan oleh Shandong Zehao Metal Materials Co., Ltd selaku perusahaan produksi asal Cina. Sertifikat tersebut menunjukkan bahwa sampel Mg AZ61 yang digunakan sesuai dengan standar, dimana kandungan unsur Aluminium (Al) sebesar $\pm 6\%$ dan Zinc (Zn) sebesar $\pm 1\%$.

山东泽浩金属材料有限公司

Shandong Zehao Metal Materials Co., Ltd

质量证明书

CERTIFICATE OF QUALITY

产品名称 Product Name	镁合金板 Magnesium alloy sheet	执行标准 Standard	GB/T 5153
规格 Specification	3mm*600mm*1000mm	牌号 Grade	AZ61
重量 Weight	3.13KG	批号 Lot No.	20240115
化学成分 Chemical Composition (%)			
Al	6.2102	Zn	0.6809
Cu	0.0016	Ni	0.0005
Fe	0.0027	Si	0.0692
Mn	0.3322		
备注 Remarks		检验员 Signature	
检验员 Quality inspector	检 01	检验日期 Date of Survey	2024.01.15

b) Data COD dan ICDD

1. Magnesium (Mg)

Name and formula

Reference code: 96-151-2520

Compound name: Magnesium
Common name: Magnesium

Chemical formula: Mg_{2.00}

Crystallographic parameters

Crystal system: Hexagonal
Space group: P 63/m m c
Space group number: 194

a (Å): 3,1940
b (Å): 3,1940
c (Å): 5,1720
Alpha (°): 90,0000
Beta (°): 90,0000
Gamma (°): 120,0000

Calculated density (g/cm³): 1,77
Volume of cell (10⁶ pm³): 45,69

RIR: 3,95

Subfiles and Quality

Subfiles: User Inorganic
User Metallic
Quality: None ()

Comments

Creation Date: 03/02/2023 14:58:09
Modification Date: 03/02/2023 14:58:09
Structure TIDY: TRANS Origin 0 0 1/2
Publication title: Error Estimates for Solid-State Density-Functional Theory Predictions: An Overview by Means of the Ground-State Elemental Crystals
COD database code: 1512519

References

Structure: Lejaeghere, K., Van Speybroeck, V., Van Oost, G., Cottenier, S., *Critical Reviews in Solid State and Materials Sciences*, **39**, 1, (2014)

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	0	0	2,76609	32,339	24,3
2	0	0	2	2,58600	34,660	26,6
3	1	0	1	2,43916	36,819	100,0
4	1	0	2	1,88904	48,130	14,4
5	1	1	0	1,59700	57,677	15,4
6	1	0	3	1,46309	63,537	16,3
7	2	0	0	1,38304	67,692	2,1
8	1	1	2	1,35878	69,069	15,9
9	2	0	1	1,33610	70,414	11,1
10	0	0	4	1,29300	73,132	2,1
11	2	0	2	1,21958	78,338	2,5
12	1	0	4	1,17134	82,237	2,1
13	2	0	3	1,07880	91,128	4,6
14	2	1	0	1,04548	94,917	1,4
15	2	1	1	1,02475	97,474	7,8
16	1	1	4	1,00492	100,086	4,9
17	2	1	2	0,96927	105,258	2,2
18	1	0	5	0,96887	105,320	3,3
19	2	0	4	0,94452	109,283	1,1
20	3	0	0	0,92203	113,324	2,0
21	3	0	1	0,90772	116,122	0,0
22	2	1	3	0,89395	119,012	6,0
23	3	0	2	0,86848	124,986	4,0
24	0	0	6	0,86200	126,663	0,7
25	2	0	5	0,82835	136,846	3,3
26	1	0	6	0,82296	138,783	1,1

2. Periclase (MgO)

Name and formula

Reference code: 96-901-3243
 Mineral name: Periclase
 Compound name: Periclase
 Common name: Periclase
 Chemical formula: Mg_{4,00}O_{4,00}

Crystallographic parameters

Crystal system: Cubic
 Space group: F m -3 m
 Space group number: 225
 a (Å): 3,7650
 b (Å): 3,7650
 c (Å): 3,7650
 Alpha (°): 90,0000
 Beta (°): 90,0000
 Gamma (°): 90,0000
 Calculated density (g/cm³): 5,02
 Volume of cell (10⁶ pm³): 53,37
 RIR: 3,08

Subfiles and Quality

Subfiles: User Inorganic
 User Mineral
 Quality: None ()

Comments

Creation Date: 03/02/2023 20:44:31
 Modification Date: 03/02/2023 20:44:31
 Publication title: Compression of single-crystal magnesium oxide to 118 GPa and a ruby pressure gauge for helium pressure media Note: P = 99.6 GPa using ruby-scale Note: P = 106.4 GPa using MgO-scale
 COD database code: 9013242

References

Structure: Jacobsen, S. D., Holl, C. M., Adams, K. A., Fischer, R. A., Martin, E. S., Bina, C. R., Lin, J. F., Prakapenka, V. B., Kubo, A., Dera, P., *American Mineralogist*, **93**, 1823 - 1828, (2008)

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	1	1	2,17372	41,510	13,2
2	0	2	0	1,88250	48,308	100,0
3	0	2	2	1,33113	70,716	49,4
4	1	3	1	1,13519	85,463	6,8

3. Forsterite (Mg₂SiO₄)

Name and formula

Reference code: 96-901-1462

Mineral name: Forsterite
Compound name: Forsterite
Common name: Forsterite

Chemical formula: Mg_{8.00}Si_{4.00}O_{16.00}

Crystallographic parameters

Crystal system: Orthorhombic
Space group: P n m a
Space group number: 62

a (Å): 10,0770
b (Å): 5,9420
c (Å): 4,7240
Alpha (°): 90,0000
Beta (°): 90,0000
Gamma (°): 90,0000

Calculated density (g/cm³): 3,30
Volume of cell (10⁶ pm³): 282,86

RIR: 0,79

Subfiles and Quality

Subfiles: User Inorganic
User Mineral

Quality: None ()

Comments

Creation Date: 03/02/2023 20:40:28
Modification Date: 03/02/2023 20:40:28
Structure TIDY: TRANS b,c,a origin 1/2 1/2 1/2
Structure TIDY: REMARK Transformed from setting P n m.
Publication title: The crystal structure of forsterite Mg₂SiO₄ under high pressure up to 149 kb Sample: P = 31 kbar
COD database code: 9011461

References

Structure: Kudoh, Y., Takeuchi, Y., *Zeitschrift für Kristallographie*, **171**, 291 - 302, (1985)

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	2	0	0	5,03850	17,588	19,7
2	1	0	1	4,27732	20,750	2,6
3	2	1	0	3,84292	23,126	70,3
4	0	1	1	3,69779	24,047	21,1
5	1	1	1	3,47145	25,641	14,0

LAPORAN TUGAS AKHIR TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

6	2	0	1	3,44620	25,832	16,0
7	2	1	1	2,98110	29,950	5,3
8	0	2	0	2,97100	30,054	18,1
9	3	0	1	2,73751	32,686	62,6
10	2	2	0	2,55921	35,034	0,8
11	4	0	0	2,51925	35,608	0,0
12	3	1	1	2,48634	36,096	81,0
13	1	2	1	2,44012	36,804	100,0
14	0	0	2	2,36200	38,067	0,6
15	4	1	0	2,31940	38,794	11,0
16	1	0	2	2,29967	39,140	11,0
17	2	2	1	2,25022	40,037	40,8
18	4	0	1	2,22291	40,550	31,4
19	1	1	2	2,14466	42,099	21,7
20	2	0	2	2,13866	42,222	0,1
21	4	1	1	2,08199	43,429	0,1
22	3	2	1	2,01320	44,993	4,8
23	2	1	2	2,01229	45,014	0,1
24	3	0	2	1,93213	46,991	2,9
25	4	2	0	1,92146	47,268	2,4
26	5	0	1	1,85375	49,106	7,8
27	0	2	2	1,84890	49,244	1,9
28	2	3	0	1,84335	49,402	0,7
29	3	1	2	1,83743	49,572	0,2
30	0	3	1	1,82661	49,885	0,2
31	1	2	2	1,81854	50,122	1,1
32	1	3	1	1,79732	50,755	3,5
33	4	2	1	1,77986	51,289	0,2
34	5	1	1	1,76963	51,607	6,5
35	2	2	2	1,73572	52,692	70,5
36	4	0	2	1,72310	53,108	18,9
37	2	3	1	1,71725	53,304	4,3
38	6	0	0	1,67950	54,600	0,1
39	4	1	2	1,65492	55,480	11,3
40	3	2	2	1,61974	56,793	3,0
41	6	1	0	1,61618	56,929	13,5
42	3	3	1	1,60469	57,375	20,5
43	6	0	1	1,58246	58,257	1,5
44	5	2	1	1,57272	58,653	2,6
45	4	3	0	1,55706	59,302	9,0
46	1	0	3	1,55579	59,355	3,9
47	5	0	2	1,53314	60,322	0,3
48	6	1	1	1,52917	60,495	0,1
49	0	1	3	1,52213	60,805	1,9
50	1	1	3	1,50505	61,569	3,3
51	2	0	3	1,50298	61,663	2,8
52	1	3	2	1,50076	61,764	4,5
53	4	2	2	1,49055	62,234	5,2
54	0	4	0	1,48550	62,470	30,5
55	5	1	2	1,48452	62,515	6,0
56	4	3	1	1,47880	62,785	0,5
57	6	2	0	1,46206	63,587	43,3
58	2	1	3	1,45709	63,830	1,5
59	2	3	2	1,45319	64,021	2,1
60	3	0	3	1,42577	65,404	2,9
61	2	4	0	1,42486	65,451	1,1
62	1	4	1	1,40328	66,587	0,1
63	6	2	1	1,39670	66,942	0,9
64	3	1	3	1,38642	67,505	8,6
65	3	3	2	1,38306	67,691	0,1

LAPORAN TUGAS AKHIR TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

66	1	2	3	1,37825	67,959	7,3
67	7	0	1	1,37705	68,026	9,7
68	6	0	2	1,36876	68,496	0,5
69	2	4	1	1,36416	68,759	0,5
70	5	2	2	1,36243	68,858	0,3
71	5	3	1	1,35344	69,381	1,7
72	7	1	1	1,34150	70,088	0,8
73	2	2	3	1,34113	70,110	21,4
74	4	0	3	1,33528	70,463	7,3
75	6	1	2	1,33383	70,551	1,3
76	3	4	1	1,30565	72,310	9,7
77	4	1	3	1,30279	72,494	5,6
78	4	3	2	1,30001	72,674	1,3
79	3	2	3	1,28542	73,634	0,0
80	6	3	0	1,28097	73,932	5,1
81	4	4	0	1,27961	74,024	0,2
82	8	0	0	1,25962	75,401	0,3
83	0	4	2	1,25748	75,552	2,0
84	7	2	1	1,24937	76,129	0,6
85	1	4	2	1,24781	76,242	2,0
86	6	2	2	1,24317	76,578	1,7
87	5	0	3	1,24084	76,748	0,9
88	6	3	1	1,23633	77,079	1,1
89	4	4	1	1,23510	77,170	2,7
90	0	3	3	1,23260	77,356	2,9
91	8	1	0	1,23224	77,382	0,7
92	7	0	2	1,22926	77,605	1,0
93	1	3	3	1,22348	78,041	0,6
94	2	4	2	1,22006	78,301	0,0
95	4	2	3	1,21793	78,465	1,4
96	8	0	1	1,21710	78,528	0,3
97	5	1	3	1,21463	78,719	0,2
98	5	3	2	1,21237	78,894	3,6
99	7	1	2	1,20377	79,570	0,5
100	2	3	3	1,19729	80,087	0,2
101	8	1	1	1,19235	80,487	0,2
102	0	0	4	1,18100	81,422	5,0
103	3	4	2	1,17766	81,702	1,2
104	1	0	4	1,17297	82,099	0,2
105	8	2	0	1,15970	83,246	0,4
106	5	4	1	1,15922	83,288	3,4
107	3	3	3	1,15715	83,470	4,4
108	2	5	0	1,15666	83,513	2,8
109	0	5	1	1,15249	83,884	1,5
110	1	1	4	1,15076	84,039	0,3
111	2	0	4	1,14984	84,122	0,0
112	6	0	3	1,14873	84,221	0,0
113	5	2	3	1,14499	84,561	4,6
114	7	2	2	1,13587	85,400	3,7
115	7	3	1	1,13064	85,890	0,7
116	2	1	4	1,12889	86,055	0,2
117	6	1	3	1,12785	86,154	3,5
118	8	2	1	1,12626	86,306	2,5
119	6	3	2	1,12604	86,326	1,0
120	4	4	2	1,12511	86,415	5,6
121	2	5	1	1,12348	86,572	0,0
122	3	0	4	1,11414	87,480	0,9
123	6	4	0	1,11270	87,621	0,5
124	8	0	2	1,11145	87,745	4,5
125	4	3	3	1,10718	88,171	5,1
126	0	2	4	1,09747	89,157	0,1
127	3	1	4	1,09506	89,406	0,1
128	8	1	2	1,09251	89,671	0,8
129	1	2	4	1,09102	89,827	3,4
130	3	5	1	1,09011	89,922	5,8
131	9	0	1	1,08948	89,988	0,2

4. Magnesium Fluoride (MgF₂)

Name and formula

Reference code:	01-070-2742
Compound name:	Magnesium Fluoride
ICSD name:	Magnesium Fluoride
Empirical formula:	F ₂ Mg
Chemical formula:	MgF ₂

Crystallographic parameters

Crystal system:	Monoclinic
Space group:	C2/c
Space group number:	15
a (Å):	5,6160
b (Å):	10,3510
c (Å):	3,8750
Alpha (°):	90,0000
Beta (°):	40,3000
Gamma (°):	90,0000
Calculated density (g/cm ³):	2,84
Volume of cell (10 ⁶ pm ³):	145,69
Z:	4,00
RIR:	10,93

Subfiles and Quality

Subfiles:	ICSD Pattern Inorganic
Quality:	Hypothetical (H)

Comments

ICSD collection code:	051240
Creation Date:	01/01/1970
Modification Date:	01/01/1970
ICSD Collection Code:	051240
Test from ICSD:	REF Journal of Solid State Chemistry
Test from ICSD:	CLAS 2/m (Hermann-Mauguin) - C2h (Schoenflies)
Test from ICSD:	PRS mC12
Test from ICSD:	ANX AX2
Test from ICSD:	WYCK d c2. Structure calculated theoretically
Test from ICSD:	No R value given in the paper. (Code 51)
Test from ICSD:	At least one temperature factor missing in the paper. (C. Determination of structure candidates of simple crystalline A B2 systems.

References

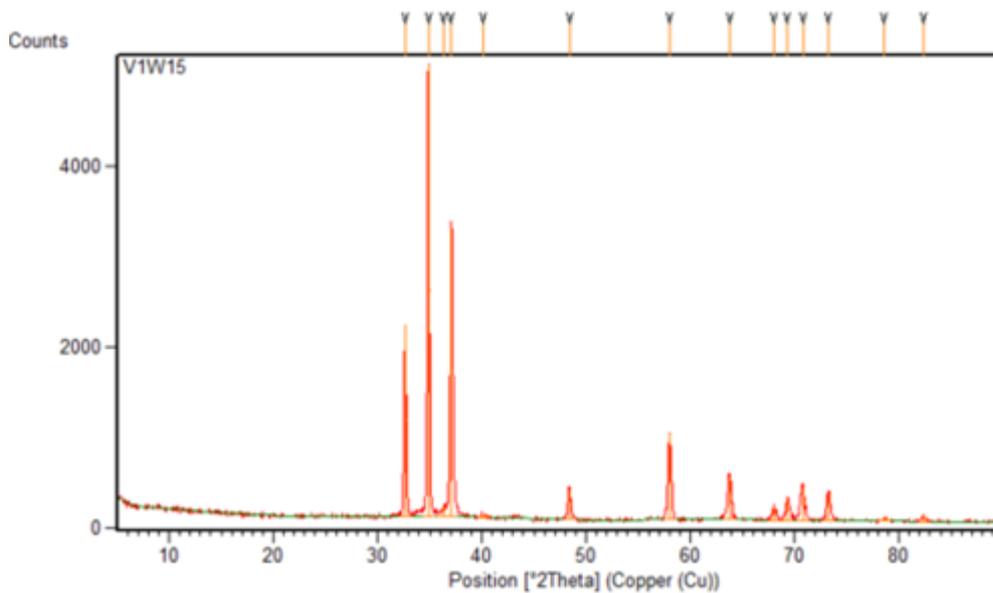
Primary reference:	<i>Calculated from ICSD using POWD-12++</i>
Structure:	Wevers, M.A.C., Schoen, J.C., Jansen, M., <i>J. Solid State Chem.</i> , 136 , 233, (1998)

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	0	2	0	5,17550	17,119	100,0
2	1	1	1	3,60911	24,647	3,6
3	0	4	0	2,58775	34,636	12,3
4	1	3	1	2,56970	34,887	1,5
5	0	2	1	2,25573	39,935	0,1
6	2	0	2	1,92538	47,166	4,0
7	1	5	1	1,82340	49,979	0,3
8	2	0	0	1,81619	50,191	3,2
9	2	2	2	1,80456	50,537	6,2
10	0	4	1	1,79860	50,717	3,4
11	0	6	0	1,72517	53,040	2,6
12	2	2	0	1,71373	53,422	4,9
13	3	1	1	1,69515	54,054	0,1
14	-1	1	1	1,55819	59,255	0,1
15	2	4	2	1,54472	59,824	3,0
16	2	4	0	1,48659	62,419	2,5
17	-1	3	1	1,43365	65,000	0,1
18	4	0	2	1,40158	66,678	0,9
19	1	7	1	1,38043	67,837	0,1
20	4	2	2	1,35285	69,415	1,5
21	3	5	1	1,32221	71,265	0,1
22	0	8	0	1,29388	73,074	0,6
23	2	6	2	1,28485	73,672	1,2
24	3	1	3	1,27383	74,416	0,1
25	-1	5	1	1,25316	75,858	0,6
26	2	6	0	1,25082	76,025	1,2
27	4	4	2	1,23242	77,369	1,0
28	0	2	2	1,21796	78,462	0,9
29	3	3	3	1,20304	79,628	0,1
30	4	2	1	1,16327	82,933	0,1
31	0	4	2	1,12787	86,152	0,6
32	3	7	1	1,12084	86,826	0,1
33	1	9	1	1,10201	88,693	0,1
34	3	5	3	1,09091	89,838	0,1

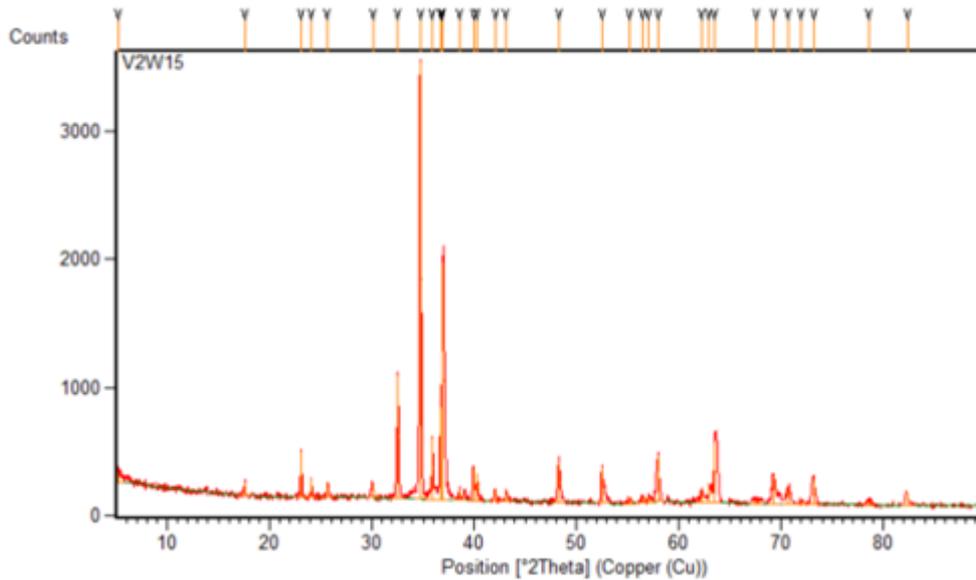
c) Data Pengujian XRD

- V1W15



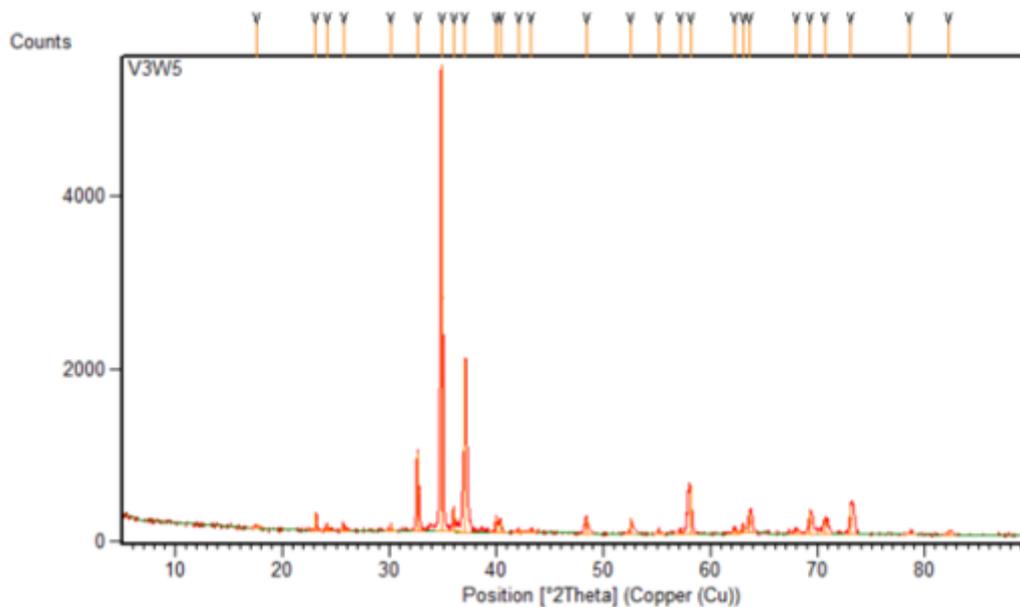
Pos. [$^{\circ}2\theta$.]	Height [cts]	FWHM Left [$^{\circ}2\theta$.]	d-spacing [\AA]	Rel. Int. [%]
17,61411	49,69736	0,200736	5,03527	1,02
23,11388	213,0938	0,08364	3,84811	4,36
24,14991	85,14104	0,133824	3,68532	1,74
25,75056	66,81441	0,267648	3,45976	1,37
30,08805	70,18436	0,200736	2,97016	1,43
32,6358	735,4896	0,234192	2,74387	15,03
34,8718	4892,406	0,217464	2,57289	100
35,9853	315,7297	0,117096	2,49579	6,45
36,77293	430,169	0,100368	2,44412	8,79
37,083	1638,2	0,16728	2,4244	33,48
39,96838	193,0942	0,100368	2,25578	3,95
40,35146	190,967	0,133824	2,23524	3,9
42,02754	80,21471	0,16728	2,1499	1,64
43,18996	38,64849	0,401472	2,09469	0,79
48,34506	238,1278	0,200736	1,8827	4,87
52,51736	175,825	0,100368	1,74253	3,59
55,19703	32,04468	0,200736	1,66411	0,65
58,04603	386,1326	0,33456	1,58903	7,89
62,29364	68,56766	0,267648	1,4905	1,4
63,62222	449,697	0,368016	1,46254	9,19
68,05305	36,18834	0,401472	1,37771	0,74
69,33147	201,7318	0,133824	1,3554	4,12
70,69997	139,7536	0,468384	1,33249	2,86
73,23958	398,7924	0,33456	1,29243	8,15
78,6668	21,88689	0,535296	1,21631	0,45
82,31667	113,9165	0,468384	1,17138	2,33

• V2W15



Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
32,66204	2164,647	0,184008	2,74173	42,43
34,86095	5101,107	0,200736	2,57367	100
36,33592	127,1166	0,200736	2,47251	2,49
37,08559	3258,3	0,234192	2,42423	63,87
40,11451	29,08932	0,66912	2,2479	0,57
48,38401	340,69	0,267648	1,88127	6,68
58,00978	970,9303	0,150552	1,58994	19,03
63,82114	482,6809	0,234192	1,45846	9,46
68,0481	149,8389	0,234192	1,3778	2,94
69,29806	247,7118	0,234192	1,35598	4,86
70,81673	379,7137	0,401472	1,33058	7,44
73,15898	305,5443	0,16728	1,29365	5,99
78,58871	31,76498	0,535296	1,21732	0,62
82,32011	72,32644	0,33456	1,17134	1,42

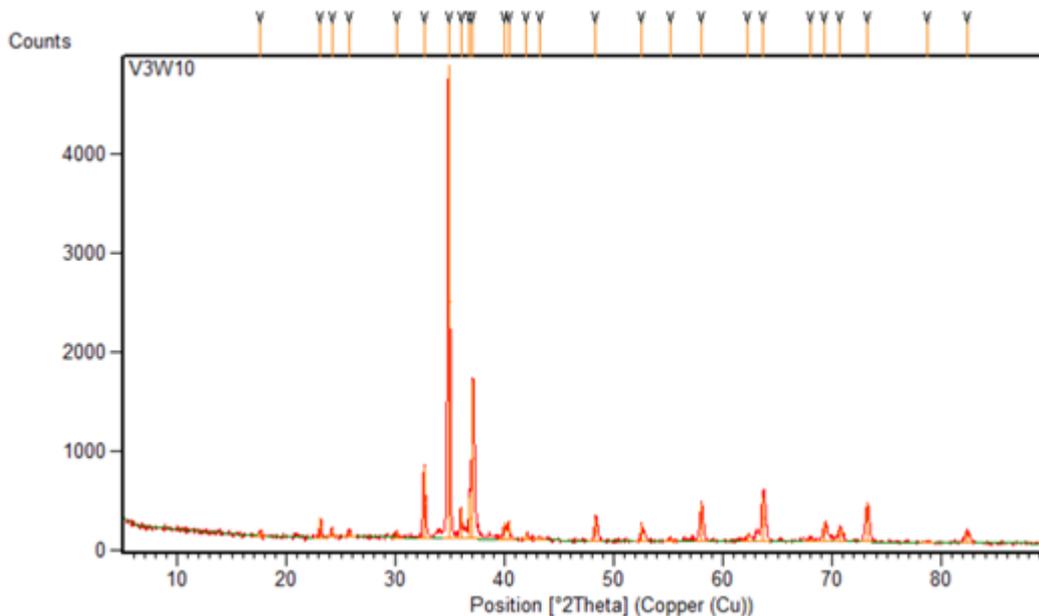
• V3W5



Pos. [$^{\circ}2\text{Th.}$]	Height [cts]	FWHM Left [$^{\circ}2\text{Th.}$]	d-spacing [\AA]	Rel. Int. [%]
17,72677	39,04665	0,401472	5,00352	2,34
23,30318	241,3386	0,117096	3,81728	14,46
24,282	88,21425	0,133824	3,66557	5,29
25,91773	86,98012	0,267648	3,43782	5,21
30,2974	84,70897	0,267648	2,95011	5,08
32,75885	467,7504	0,100368	2,73385	28,03
34,91363	1669,007	0,234192	2,5699	100
36,10597	334,5072	0,217464	2,48773	20,04
36,97908	835,8629	0,200736	2,43097	50,08
38,75561	51,87973	0,200736	2,32353	3,11
39,31568	66,6058	0,200736	2,29171	3,99
40,16709	287,9469	0,16728	2,24508	17,25
40,49898	208,923	0,16728	2,22744	12,52
42,21219	87,97343	0,200736	2,14092	5,27
43,35378	68,01691	0,267648	2,08716	4,08
45,03267	26,31623	0,401472	2,01317	1,58
48,39655	196,1445	0,33456	1,88081	11,75
52,70057	290,4752	0,200736	1,7369	17,4
55,38753	56,42637	0,267648	1,65884	3,38
56,63931	68,78736	0,200736	1,62511	4,12
57,3367	68,19837	0,267648	1,60699	4,09
58,03394	127,4235	0,33456	1,58934	7,63

59,22438	42,27136	0,33456	1,5602	2,53
62,3959	129,159	0,267648	1,48831	7,74
63,21506	197,6898	0,133824	1,47098	11,84
63,73626	551,7112	0,200736	1,4602	33,06
67,44559	53,18069	0,200736	1,38864	3,19
69,41371	128,3886	0,33456	1,354	7,69
70,96273	52,76146	0,401472	1,3282	3,16
72,19444	37,14184	0,468384	1,30854	2,23
73,17371	161,302	0,16728	1,29343	9,66
82,44942	86,10229	0,468384	1,16983	5,16

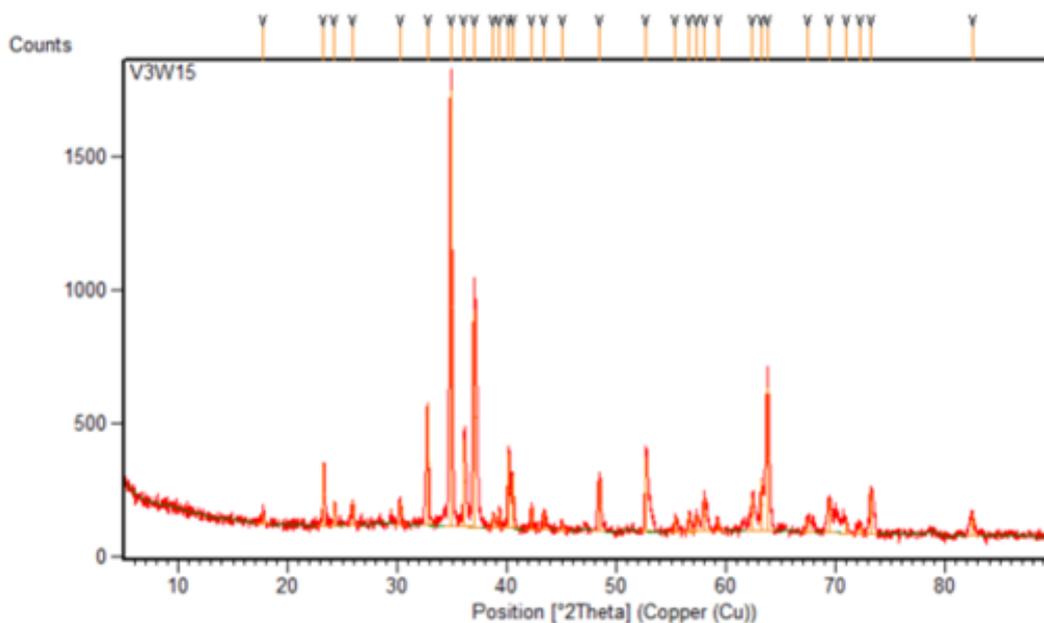
• **V3W10**



Pos. [$^{\circ}2\text{Th.}$]	Height [cts]	FWHM Left [$^{\circ}2\text{Th.}$]	d-spacing [\AA]	Rel. Int. [%]
5,244184	93,92966	0,401472	16,85176	2,7
17,57365	107,6291	0,100368	5,04677	3,09
23,09031	372,7936	0,100368	3,85199	10,72
24,07915	154,6871	0,066912	3,69599	4,45
25,63981	118,038	0,100368	3,47445	3,39
30,06913	111,4884	0,100368	2,97198	3,2
32,53318	983,9967	0,117096	2,75229	28,29
34,722	3478,709	0,184008	2,58365	100
35,92415	488,2099	0,08364	2,4999	14,03
36,72691	734,6456	0,066912	2,44708	21,12
36,94499	1889,008	0,200736	2,43313	54,3

38,53679	86,33092	0,133824	2,33622	2,48
39,93139	273,0324	0,133824	2,25778	7,85
40,26736	228,3695	0,066912	2,23972	6,56
42,04312	85,64002	0,16728	2,14914	2,46
43,13605	69,49583	0,267648	2,09719	2
48,25137	319,9278	0,267648	1,88613	9,2
52,48769	288,0032	0,100368	1,74344	8,28
55,17796	53,85754	0,267648	1,66464	1,55
56,44658	47,4008	0,267648	1,6302	1,36
57,09204	54,91328	0,234192	1,6133	1,58
57,97316	367,3506	0,267648	1,59086	10,56
62,22368	98,08866	0,200736	1,49201	2,82
62,99009	143,0249	0,100368	1,47569	4,11
63,52092	477,8316	0,117096	1,46463	13,74
67,60406	33,64507	0,535296	1,38577	0,97
69,22205	228,5179	0,200736	1,35728	6,57
70,74353	134,1478	0,33456	1,33177	3,86
71,99201	26,57159	0,401472	1,31172	0,76
73,18614	205,5375	0,267648	1,29324	5,91
78,57597	28,60911	0,535296	1,21749	0,82
82,325	99,7476	0,301104	1,17129	2,87

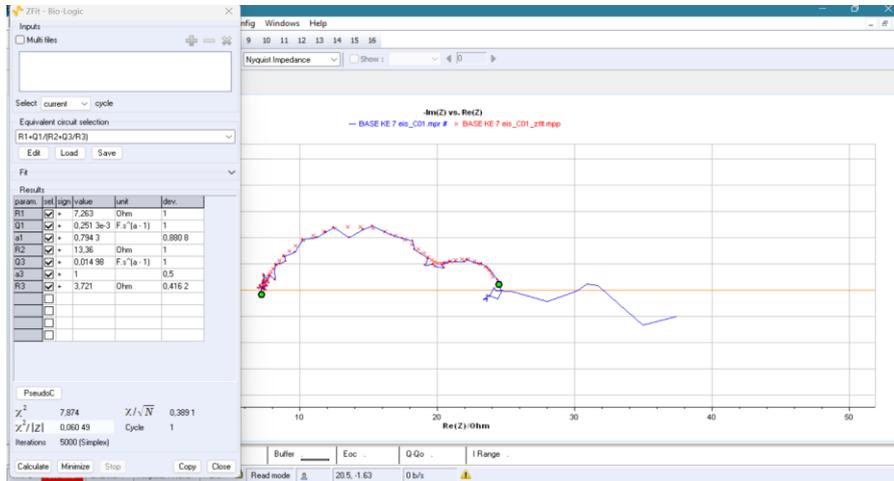
• V3W15



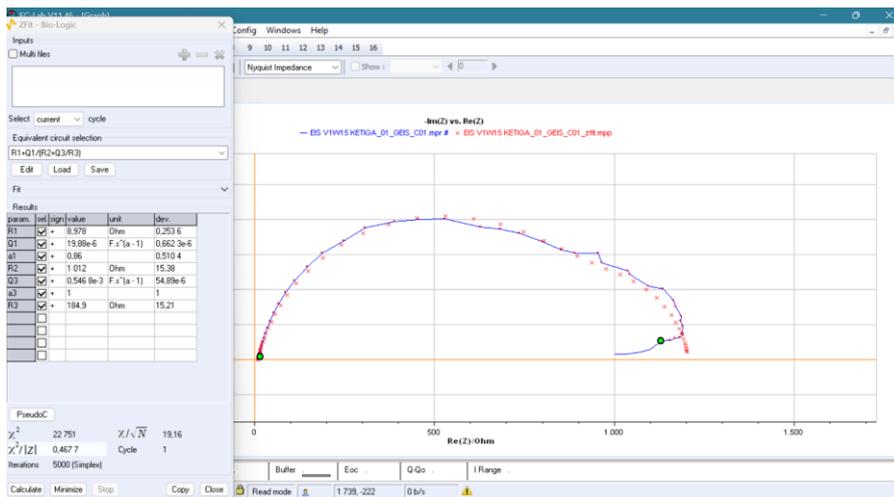
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
17,63047	54,30745	0,200736	5,03063	0,99
23,14669	202,9849	0,150552	3,84273	3,69
24,15814	77,53784	0,133824	3,68409	1,41
25,75053	71,55219	0,267648	3,45977	1,3
30,09558	68,10365	0,200736	2,96943	1,24
32,64687	941,4235	0,217464	2,74297	17,1
34,86135	5504,991	0,217464	2,57364	100
35,99577	276,3031	0,16728	2,49509	5,02
37,0879	2042,329	0,217464	2,42409	37,1
39,96336	180,5456	0,100368	2,25605	3,28
40,35297	147,0921	0,100368	2,23516	2,67
42,08459	47,90563	0,401472	2,14712	0,87
43,23795	36,54657	0,401472	2,09248	0,66
48,42157	180,4041	0,267648	1,8799	3,28
52,5351	165,5416	0,133824	1,74198	3,01
55,19439	43,80692	0,200736	1,66418	0,8
57,14055	51,93869	0,200736	1,61204	0,94
58,09223	556,1163	0,33456	1,58788	10,1
62,25681	64,58382	0,267648	1,4913	1,17
63,07594	90,68156	0,200736	1,47389	1,65
63,62141	253,0457	0,234192	1,46256	4,6
68,01501	53,58755	0,401472	1,37839	0,97
69,30765	272,7686	0,33456	1,35581	4,95
70,72977	185,9217	0,401472	1,332	3,38
73,09315	330,7056	0,33456	1,29466	6,01
78,61527	31,17283	0,401472	1,21698	0,57
82,30055	57,42371	0,33456	1,17157	1,04

3. Pengujian *Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS)*

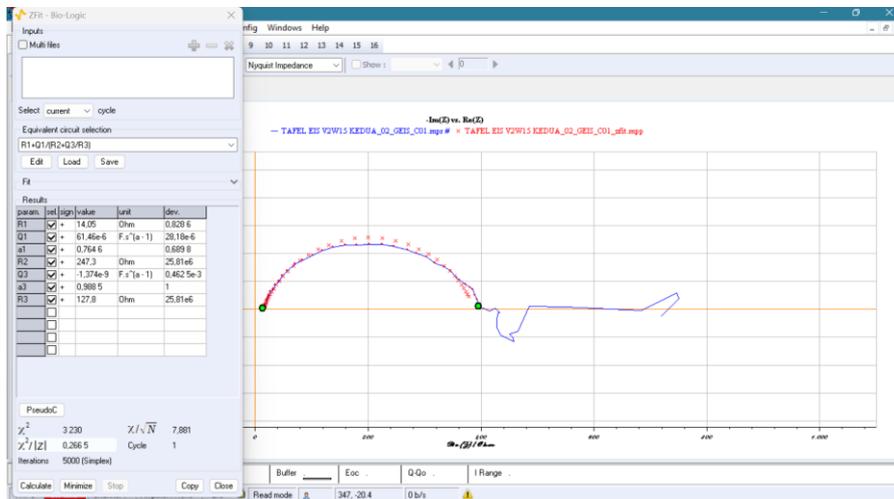
- **AZ61 base**



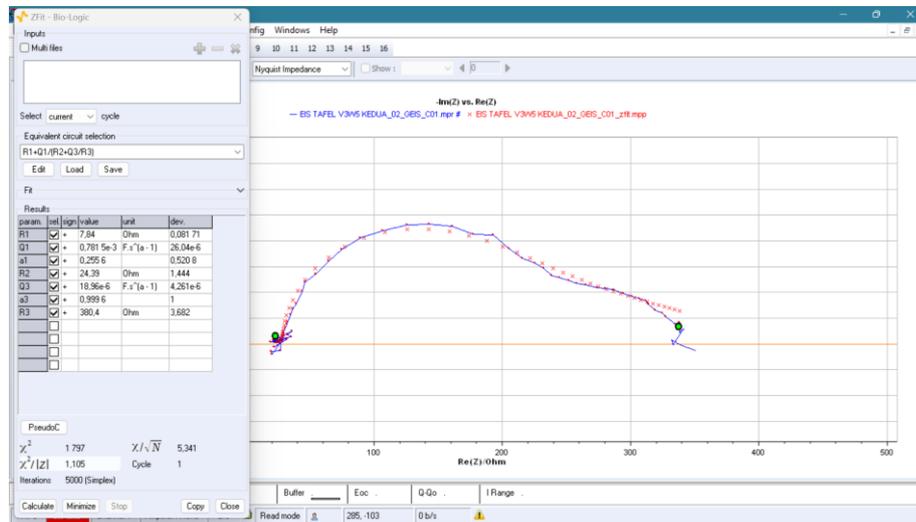
- **V1W15**



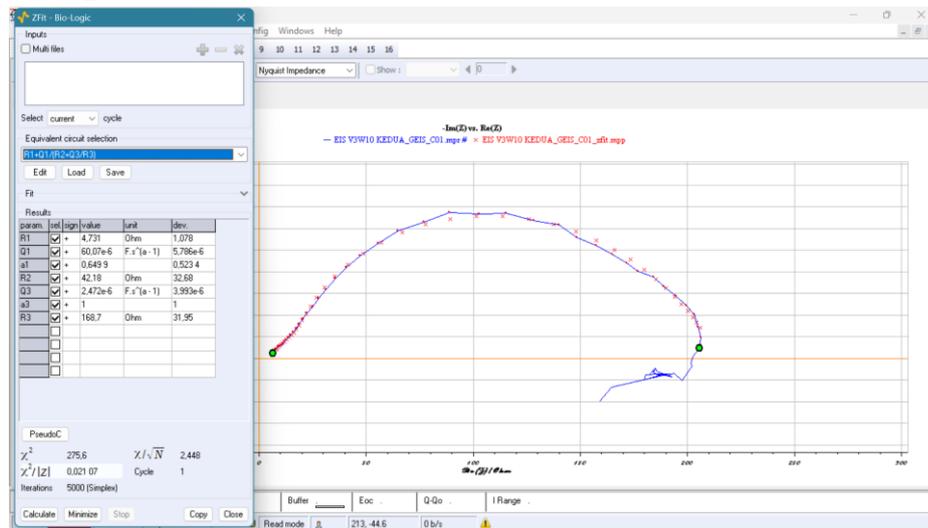
- **V2W15**



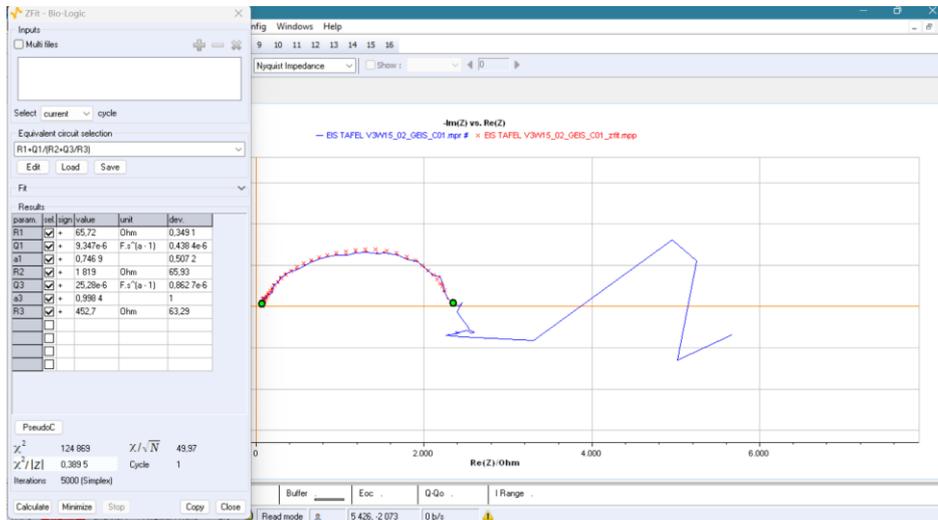
• **V3W5**



• **V3W10**



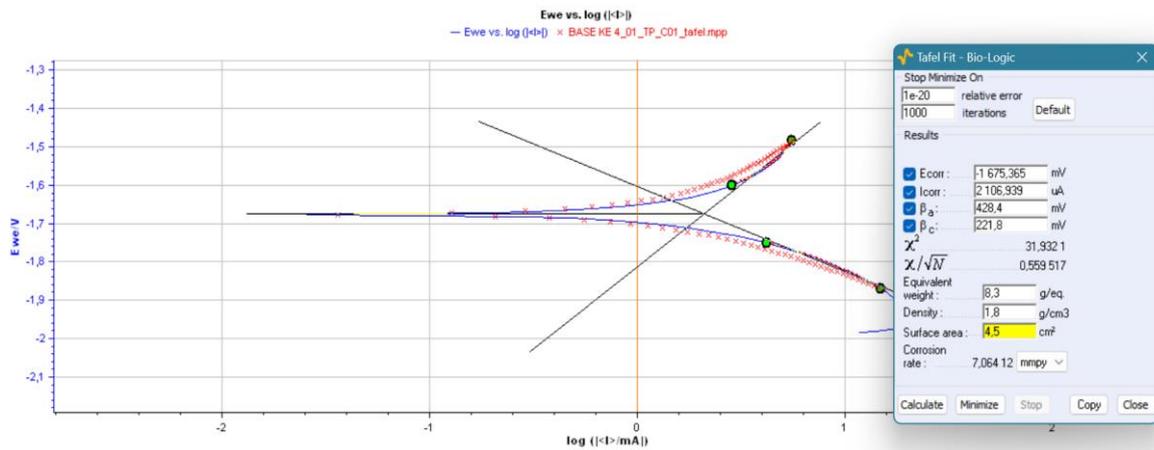
- **V3W15**



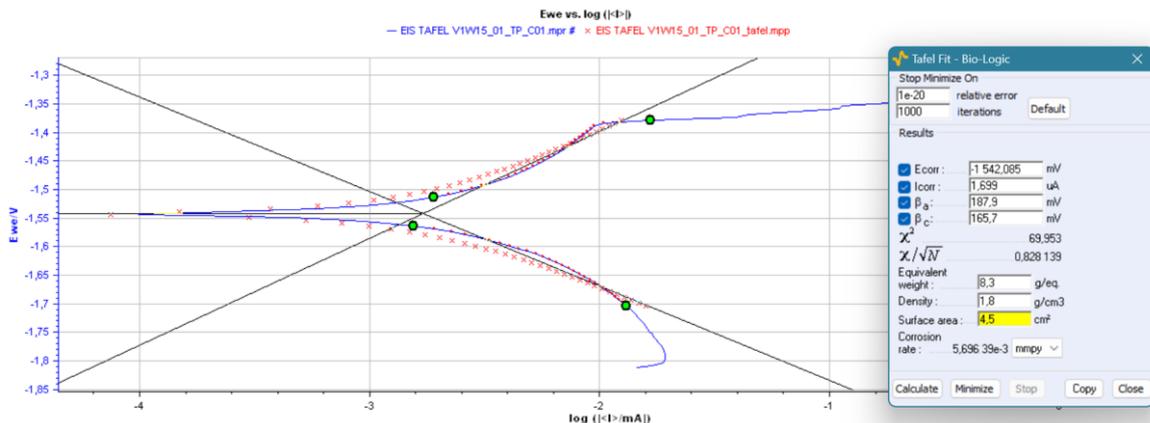
4. Pengujian Tafel

a) Tampilan Tafel Plot

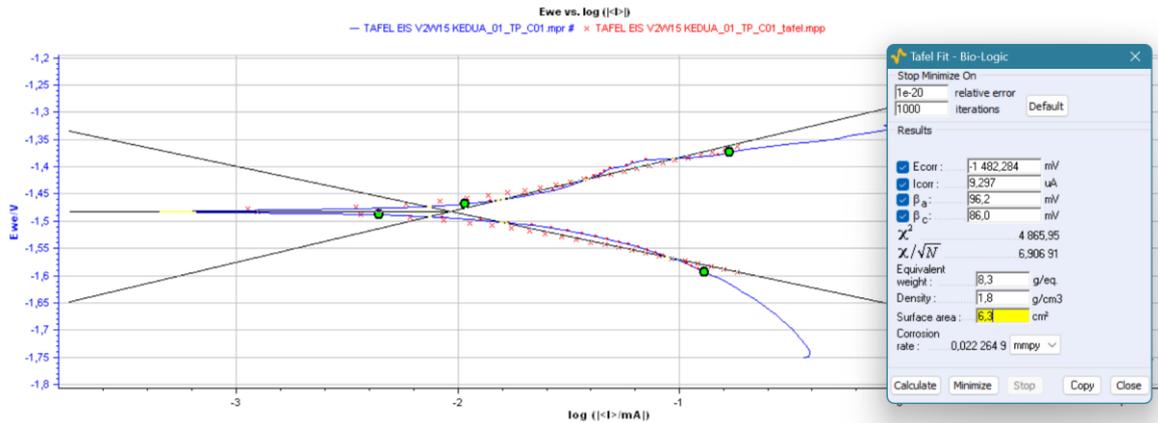
- **AZ61 base**



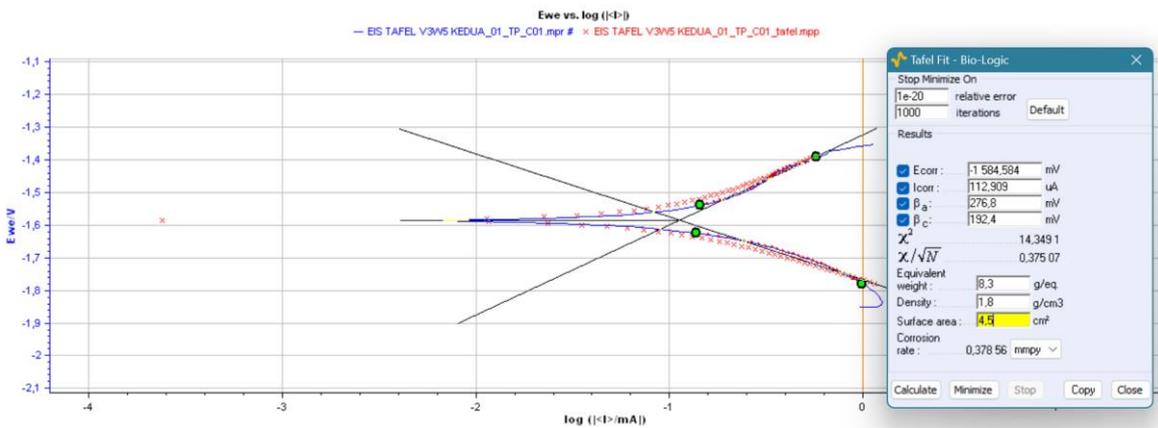
- **V1W15**



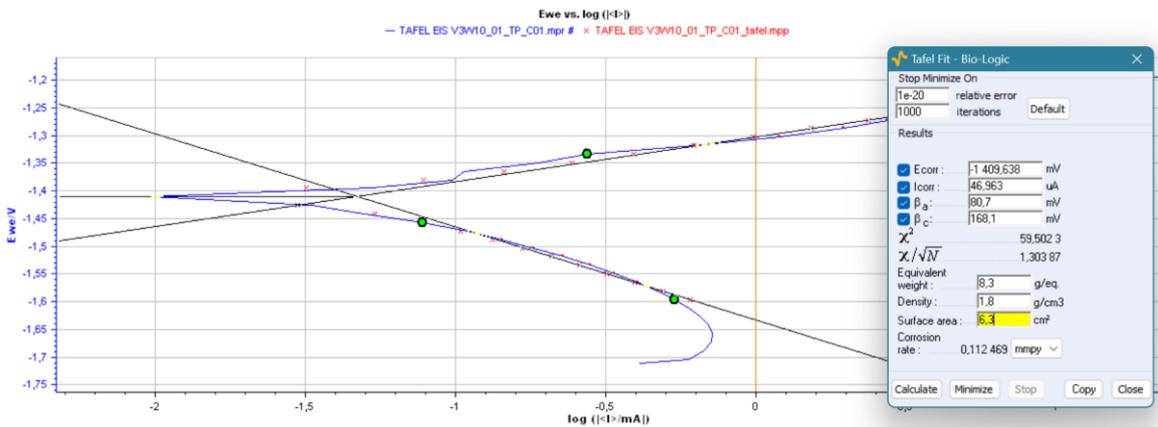
• V2W15



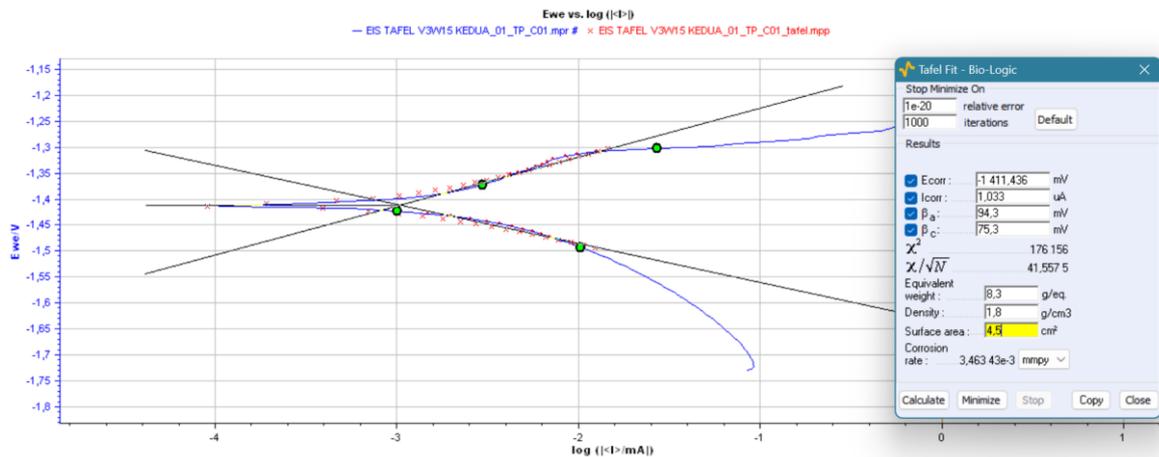
• V3W5



• V3W10



• V3W15



5. Pengujian Weight Loss

a) Data Weight Loss

Hari ke-	Data Weight Loss selama 21 hari					
	Base	V1W15	V2W15	V3W5	V3W10	V3W15
3	0,0028	0,004	0,0368	0,0053	0,0036	0,0037
6	0,0064	0,005	0,0051	0,0035	0,004	0,0024
9	0,0007	0,0041	0,005	0,0045	0,003	0,0021
12	0,0375	0,0031	0,0031	0,0033	0,003	0,0018
15	0,022	0,0035	0,0028	0,0045	0,0032	0,0031
18	0,0197	0,0048	0,004	0,004	0,0022	0,0034
21	0,0098	0,003	0,0021	0,0036	0,0035	0,0025
Total	0,0989	0,0275	0,0589	0,0287	0,0225	0,0190

b) Perhitungan Rata-rata Data Weight Loss

Hari ke-	Mg AZ61 base	Laju Degradasi				
		Variasi Sampel Mg AZ61 dengan PEO				
		V1W15	V2W15	V3W5	V3W10	V3W15
3	0,300411523	0,429159318	3,948265726	0,568636096	0,386243386	0,396972369
6	0,686654909	0,536449148	0,547178131	0,375514403	0,429159318	0,257495591
9	0,075102881	0,439888301	0,536449148	0,482804233	0,321869489	0,225308642
12	4,023368607	0,332598471	0,332598471	0,354056437	0,321869489	0,193121693
15	2,360376249	0,375514403	0,300411523	0,482804233	0,343327454	0,332598471
18	2,113609641	0,514991182	0,429159318	0,429159318	0,236037625	0,36478542
21	1,051440329	0,321869489	0,225308642	0,386243386	0,375514403	0,268224574
Rata-rata	1,51585202	0,421495759	0,90276728	0,439888301	0,344860166	0,291215251

c) Perhitungan Weight Loss

$$\text{Laju Degradasi} = \frac{K.W}{A.T.D}$$

Keterangan:

K = Konstanta ($8,76 \times 10^4$ mmpy)

W = Berat yang hilang selama proses *weight loss* (gram)

A = Luas area sampel (cm^2)

T = Waktu (jam)

D = Densitas sampel (g/cm^3)

- **Base (Laju Degradasi selama 21 hari)**

$$\text{Laju Degradasi} = \frac{8,76 \times 10^4 \text{ mmpy} \cdot 0,0989 \text{ gram}}{4,5 \text{ cm}^2 \cdot 504 \text{ jam} \cdot 1,8 \text{ g}/\text{cm}^3}$$

$$\text{Laju Degradasi} = 1,51585202 \text{ mmpy}$$

- **V1W15 (Laju Degradasi selama 21 hari)**

$$\text{Laju Degradasi} = \frac{8,76 \times 10^4 \text{ mmpy} \cdot 0,0275 \text{ gram}}{4,5 \text{ cm}^2 \cdot 504 \text{ jam} \cdot 1,8 \text{ g}/\text{cm}^3}$$

$$\text{Laju Degradasi} = 0,421495759 \text{ mmpy}$$

- **V2W15 (Laju Degradasi selama 21 hari)**

$$\text{Laju Degradasi} = \frac{8,76 \times 10^4 \text{ mmpy} \cdot 0,0589 \text{ gram}}{4,5 \text{ cm}^2 \cdot 504 \text{ jam} \cdot 1,8 \text{ g}/\text{cm}^3}$$

$$\text{Laju Degradasi} = 0,90276728 \text{ mmpy}$$

- **V3W5 (Laju Degradasi selama 21 hari)**

$$\text{Laju Degradasi} = \frac{8,76 \times 10^4 \text{ mmpy} \cdot 0,0287 \text{ gram}}{4,5 \text{ cm}^2 \cdot 504 \text{ jam} \cdot 1,8 \text{ g}/\text{cm}^3}$$

$$\text{Laju Degradasi} = 0,439888301 \text{ mmpy}$$

- **V3W10 (Laju Degradasi selama 21 hari)**

$$\text{Laju Degradasi} = \frac{8,76 \times 10^4 \text{ mmpy} \cdot 0,0225 \text{ gram}}{4,5 \text{ cm}^2 \cdot 504 \text{ jam} \cdot 1,8 \text{ g}/\text{cm}^3}$$

$$\text{Laju Degradasi} = 0,344860166 \text{ mmpy}$$

- **V3W15 (Laju Degradasi selama 21 hari)**

$$\text{Laju Degradasi} = \frac{8,76 \times 10^4 \text{ mmpy} \cdot 0,0190 \text{ gram}}{4,5 \text{ cm}^2 \cdot 504 \text{ jam} \cdot 1,8 \text{ g}/\text{cm}^3}$$

$$\text{Laju Degradasi} = 0,291215251 \text{ mmpy}$$

d) Tampilan Timbangan Sampel

- AZ61 base

No.	Durasi Perendaman <i>Weight Loss</i>	Timbangan Massa Sampel
1.	Hari ke-0	
2.	Hari ke-3	
3.	Hari ke-6	
4.	Hari ke-9	
5.	Hari ke-12	

6.	Hari ke-15	
7.	Hari ke-18	
8.	Hari ke-21	

- **V1W15**

No.	Durasi Perendaman <i>Weight Loss</i>	Timbangan Massa Sampel
1.	Hari ke-0	
2.	Hari ke-3	

3.	Hari ke-6 
4.	Hari ke-9 
5.	Hari ke-12 
6.	Hari ke-15 
7.	Hari ke-18 

8. Hari ke-21



- V2W15

No.	Durasi Perendaman	Weight Loss	Timbangan Massa Sampel
-----	-------------------	-------------	------------------------

1. Hari ke-0



2. Hari ke-3



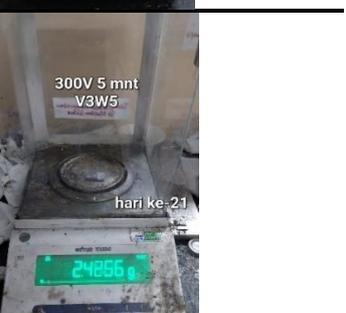
3. Hari ke-6



4.	Hari ke-9	 <p>285V 15 mnt V2W15 hari ke-9</p> <p>29952 g</p>
5.	Hari ke-12	 <p>285V 15 mnt V2W15 hari ke-12</p> <p>29871 g</p>
6.	Hari ke-15	 <p>285V 15 mnt V2W15 hari ke-15</p> <p>29843 g</p>
7.	Hari ke-18	 <p>285V 15 mnt V2W15 hari ke-18</p> <p>29803 g</p>
8.	Hari ke-21	 <p>285V 15 mnt V2W15 hari ke-21</p> <p>29782 g</p>

- **V3W5**

No.	Durasi Perendaman <i>Weight Loss</i>	Timbangan Massa Sampel
1.	Hari ke-0	
2.	Hari ke-3	
3.	Hari ke-6	
4.	Hari ke-9	

5.	Hari ke-12	 <p>300V 5 mnt V3W5 hari ke-12 24377g</p>
6.	Hari ke-15	 <p>300V 5 mnt V3W5 hari ke-15 24332g</p>
7.	Hari ke-18	 <p>300V 5 mnt V3W5 hari ke-18 24292g</p>
8.	Hari ke-21	 <p>300V 5 mnt V3W5 hari ke-21 24256g</p>

- V3W10

No.	Durasi Perendaman <i>Weight Loss</i>	Timbangan Massa Sampel
1.	Hari ke-0	
2.	Hari ke-3	
3.	Hari ke-6	
4.	Hari ke-9	
5.	Hari ke-12	

6.	Hari ke-15	 <p>300V 10 mnt V3W10 hari ke-15 24700 g</p>
7.	Hari ke-18	 <p>300V 10 mnt V3W10 hari ke-18 24686 g</p>
8.	Hari ke-21	 <p>300V 10 mnt V3W10 hari ke-21 24651 g</p>

- V3W15

No.	Durasi Perendaman <i>Weight Loss</i>	Timbangan Massa Sampel
1.	Hari ke-0	 <p>300V 15 mnt V3W15 hari ke-0 26924 g</p>

2. Hari ke-3



3. Hari ke-6



4. Hari ke-9



5. Hari ke-12



6. Hari ke-15



7. Hari ke-18



8. Hari ke-21



DAFTAR PUSTAKA

- Akhtar, M., Saeed, A., & Mehdi, M. (2019). Mechanical and Structural Comparison of AZ31 and AZ61 Magnesium Alloys Along with Deep Drawing Capabilities. In *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science* (Vol. 268, Issue 1). <https://doi.org/10.1088/1755-1315/268/1/012017>.
- ASTM 59. (2014). Standard Test Method for Conducting Potentiodynamic Polarization Resistance Measurements. In *ASTM Internasional*.
- Avvari, M., Narendranath, S., & Nayaka, H. S. (2015). A review on wrought magnesium alloys processed by equal channel angular pressing. In *International Journal of Materials and Product Technology* (Vol. 51, Issue 2, pp. 139–164). Inderscience Publishers. <https://doi.org/10.1504/IJMPT.2015.071775>.
- Callister, W. D., & Rethwisch, D. G. (2010). *Materials Science and Engineering: An Introduction* (Vol. 8). John Wiley and Sons, Inc.
- Callister, W. D., & Rethwisch, D. G. (2017). *Materials Science and Engineering: An Introduction* (Vol. 10). John Wiley and Sons, Inc.
- Chen, J., Zhang, Q., Li, Q.-A., & Zhang, X.-Y. (2015). The Corrosion Behaviours of AZ61 Magnesium Alloy with the Ca Addition.
- Fadzil, A. F. Bin A., Pramanik, A., Basak, A. K., Prakash, C., & Shankar, S. (2022). Role of Surface Quality on Biocompatibility of Implants – A Review.
- Fatimah, Saedatul. (2018). IDENTIFIKASI KANDUNGAN UNSUR LOGAM MENGGUNAKAN XRF DAN OES SEBAGAI PENENTU TINGKAT KEKERASAN BAJA PADUAN. Yogyakarta: Universitas Negeri Yogyakarta.
- Feliu, S., Maffiotte, C., Samaniego, A., Galván, J. C., & Barranco, V. (2011). Effect of the chemistry and structure of the native oxide surface film on the corrosion properties of commercial AZ31 and AZ61 alloys. In *Applied Surface Science* (Vol. 257, Issue 20, pp. 8558–8568). <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2011.05.014>.
- Fu, S., Li, Q., Jing, X., Zhang, Q., Chen, Z., & Liu, W. (2012). Review on research and development of heat resistant Magnesium alloy.
- Ganda Putra, A., Azwar Manaf, & Djoko HP. (2021). Effect of Alloy Elements and Compounds on Characteristics of Magnesium Alloys and Their Applications – Study. In *Jurnal Teknik: Media Pengembangan Ilmu Dan Aplikasi Teknik* (Vol. 20, Issue 2, pp. 166–179). <https://doi.org/10.26874/jt.vol20no2.424>.
- Hassan, S. F., Islam, M. T., Saheb, N., & Baig, M. M. A. (2022). Magnesium for Implants: A Review on the Effect of Alloying Elements on Biocompatibility and Properties. In *Materials* (Vol. 15, Issue 16). MDPI. <https://doi.org/10.3390/ma15165669>.
- Hilšer, O., Rusz, S., Tański, T., Snopiński, P., Džugan, J., & Kraus, M. (2017). Mechanical properties and structure of AZ61 magnesium alloy processed by equal channel angular pressing. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* (Vol. 179, Issue 1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/179/1/012028>.
- Huang, Y., Zhang, Y., Song, J., Pan, F., Willumeit-Römer, R., Kainer, K. U., & Hort, N. (2023). Development and prospects of degradable magnesium alloys for structural and functional applications in the fields of environment and energy. In *Journal of Magnesium and Alloys*. KeAi Communications Co. <https://doi.org/10.1016/j.jma.2023.09.013>.

- Iqbal, M., Sukmana, I., & Burhanuddin, Y. (2018). Studi sifat mekanik Magnesium AZ31 hasil proses pengecoran tekan (squeeze casting). In *Jurnal Energi Dan Manufaktur* (Vol. 11, Issue 1). <https://doi.org/10.24843/jem.2018.v11.i01.p01>.
- Langford, J. I. & Wilson, A. J. C. (1978). Seherrer after Sixty Years: A Survey and Some New Results in the Determination of Crystallite Size. In *Journal of Applied Crystallography* (Vol. 11, Issue 2 pp. 102-113). doi:10.1107/s0021889878012844
- Lestari, F. P., Kartika, I., Juwono, A. L., & Anawati, A. (2022). Kajian Komposit Berbasis Paduan Logam Magnesium Berpenguat Keramik untuk Aplikasi Ortopedi. In *TEKNIK* (Vol. 43, Issue 3, pp. 236–253). <https://doi.org/10.14710/teknik.v43i3.46575>.
- Magar, H. S., Hassan, R. Y. A., & Mulchandani, A. (2021). Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS): Principles, Construction, and Biosensing Applications. In *Sensors*, (Vol. 21, Issue 19). <https://doi.org/10.3390/s21196578>.
- Mahmudi, I. A. (2020). *STUDI PENGUJIAN X-RAY DIFFRACTION (XRD) PADA ALUMINIUM SILIKON (Al-Si) DENGAN PERLAKUAN PANAS ARTIFICIAL AGING 200°C*.
- Molaei, M., Babaei, K., & Fattah-alhosseini, A. (2021). Improving the wear resistance of plasma electrolytic oxidation (PEO) coatings applied on Mg and its alloys under the addition of nano- and micro-sized additives into the electrolytes: A review. In *Journal of Magnesium and Alloys* (Vol. 9, Issue 4, pp. 1164–1186). National Engg. Reaserch Center for Magnesium Alloys. <https://doi.org/10.1016/j.jma.2020.11.016>.
- Mordike, B. L., & Ebert, T. (2001). Magnesium Properties-applications-potential. In *Materials Science and Engineering* (Vol. 302). www.elsevier.com/locate/msea.
- Mousa, H. M., Chan, H. P., & Kim, C. S. (2017). Surface Modification of Magnesium and its Alloys Using Anodization for Orthopedic Implant Application. In *Magnesium Alloys*. InTech. <https://doi.org/10.5772/66341>.
- Narayanan, T. S. N. S., Park, I. S., & Lee, M. H. (2015). Strategies to improve the corrosion resistance of microarc oxidation coatings on magnesium and its alloys: Implications for biomedical applications. In *Surface Modification of Magnesium and Its Alloys for Biomedical Applications* (Vol. 2, pp. 235-267). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/B978-1-78242-078-1.00009-8>.
- Nureza, A. M. (2017). *ANALISIS PENGARUH KOMPOSISI GLYCINE PADA PROSES SINTESA ANODA Fe₂O₃ UNTUK APLIKASI BATERAI ION LITHIUM*. Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Purwanto, Y. (2018). *PENGUKURAN LAJU DEGRADASI STAINLESS STEEL DAN BAJA KARBON DENGAN METODE TAFEL DAN POLARIZATION RESISTENCE*.
- Quispe, C. A. G., Coronado, C. J. R., & Carvalho, J. A. (2013). Glycerol: Production, consumption, prices, characterization and new trends in combustion. In *Renewable and Sustainable Energy Reviews* (Vol. 27, pp. 475-493). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.rser.2013.06.017>.
- Santoso, P. H., Kurniawan, Y., Pamungkas, H. N., & Suparno, D. (2021). Karakterisasi Muatan Nanopartikel Silika (SiO₂) dengan Metode Elektroforesis. In *Indonesian Journal of Applied Physics* (Vol. 11, Issue 1).
- Sezer, N., Evis, Z., & Koç, M. (2021). Additive manufacturing of biodegradable magnesium implants and scaffolds: Review of the recent advances and research trends. In *Journal of*

- Magnesium and Alloys* (Vol. 9, Issue 2, pp. 392-415). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.jma.2020.09.014>.
- Sikdar, S., Menezes, P. V., Maccione, R., Jacob, T., & Menezes, P. L. (2021). Plasma electrolytic oxidation (Peo) process—processing, properties, and applications. In *Nanomaterials* (Vol. 11, Issue 6). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/nano11061375>.
- Simchen, F., Sieber, M., Kopp, A., & Lampke, T. (2020). Introduction to plasma electrolytic oxidation—an overview of the process and applications. In *Coatings* (Vol. 10, Issue 7). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/coatings10070628>.
- Sithole, L. M., & Madushele, N. (2019). Surface treatment of magnesium AZ61 alloy with stainless steel powder by friction stir processing. *Procedia Manufacturing* (Vol. 35, pp. 1047–1053). <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2019.06.055>.
- Sofyan, B., & Ariati, M. (2013). *Magnesium dan Paduannya Sebagai Biomaterial: Sebuah Kajian Literatur*. <https://www.researchgate.net/publication/311843264>
- Song, J., Chen, J., Xiong, X., Peng, X., Chen, D., & Pan, F. (2022). Research advances of magnesium and magnesium alloys worldwide in 2021. In *Journal of Magnesium and Alloys* (Vol. 10, Issue 4), 863–898. <https://doi.org/10.1016/j.jma.2022.04.001>
- Sukma Parahita, P., & Kurniyanta, P. (n.d.). *PENATALAKSANAAN KEGAWATDARURATAN PADA CEDERA FRAKTUR EKSTRIMITAS*.
- Sukmana, I., Eka Risano, A. Y., Arif Wicaksono, M., & Adi Saputra, R. (2022). Perkembangan dan Aplikasi Biomaterial dalam Bidang Kedokteran Modern: A Review. *INSOLOGI: Jurnal Sains Dan Teknologi* (Vol. 1, Issue 5, pp. 635–646). <https://doi.org/10.55123/insologi.v1i5.1037>
- Sukmana, I., Hermanto, A., & Burhanuddin, Y. (2016). *Aplikasi Logam Magnesium dan Paduannya Sebagai Material Baut Tulang Mampu Luruh*.
- Surdia, T., & Saito, S. (1999). *Pengetahuan Bahan Teknik*. PT Pradnya Paramita.
- Sutowo, C., Ikhsan, M., & Kartika, I. (2014). *KARAKTERISTIK MATERIAL BOKOMPETIBEL APLIKASI IMPLAN MEDIS JENIS BONE PLATE*.
- Syamsuddin. (2017). *Sintesis dan Karakterisasi Biokeramik Tulang sebagai Bahan Implant dengan Metode Sintering* (Vol. 4, Issue 2).
- Vyas, A., & Sutaria, M. (2017). A Review on Magnesium Alloys and their Manufacturing Methods-A Future Need. In *CHARUSAT JOURNAL* (Vol. 1).
- Wang, L., He, J., Yu, J., Arthanari, S., Lee, H., Zhang, H., Lu, L., Huang, G., Xing, B., Wang, H., & Shin, K. S. (2022). Review: Degradable Magnesium Corrosion Control for Implant Applications. In *Materials* (Vol. 15, Issue 18). MDPI. <https://doi.org/10.3390/ma15186197>.
- Wang, L., You, X., Zhang, L., Zhang, C., & Zou, W. (2022). Mechanical regulation of bone remodeling. In *Bone Research* (Vol. 10, Issue 1). Springer Nature. <https://doi.org/10.1038/s41413-022-00190-4>.
- Waseda, Y., Matsubara, E., & Shinoda, K. (2011). X-ray diffraction crystallography introductions, examples, and solved problems. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. doi: 10.1007/978-3-642-16635-8.
- Weiner, S., & Wagner, H. D. (1998). The material bone: Structure-mechanical function relations. In *Annual Review of Materials Science* (Vol. 28, Issue 1, pp. 271–298). <https://doi.org/10.1146/annurev.matsci.28.1.271>.
-

- Wu, D., Liu, X., Lu, K., Zhang, Y., & Wang, H. (2009). Influence of $C_3H_8O_3$ in the electrolyte on characteristics and corrosion resistance of the microarc oxidation coatings formed on AZ91D magnesium alloy surface. *Applied Surface Science* (Vol. 255, Issue 16, pp. 7115–7120). <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2009.02.087>
- Yuwono, L. A., Siswanto, Sari, M., Yusuf, Y., Suciati, T., Sari, Y. W., Che, A., & Aminatun. (2023). Fabrication and characterization of hydroxyapatite-polycaprolactone-collagen bone scaffold by electrospun nanofiber. In *International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials* (Vol. 72, Issue 16, pp. 1281-1293), <https://doi.org/10.1080/00914037.2022.2097675>.
- Zahrantiara, C. A. (2021). *ANALISIS PENGARUH VARIASI LAMA WAKTU OKSIDASI PADA PROSES PLASMA ELECTROLYTIC OXIDATION TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI DARI PADUAN MAGNESIUM AZ31B UNTUK APLIKASI BIODEGRADABLE IMPLANT*. Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Zhang, T., Wang, W., Liu, J., Wang, L., Tang, Y., & Wang, K. (2022). A review on magnesium alloys for biomedical applications. In *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* (Vol. 10). Frontiers Media S.A. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.953344>.
- Zhou, H., Liang, B., Jiang, H., Deng, Z., & Yu, K. (2021). Magnesium-based biomaterials as emerging agents for bone repair and regeneration: from mechanism to application. In *Journal of Magnesium and Alloys* (Vol. 9, Issue 3, pp. 779–804). National Engg. Research Center for Magnesium Alloys. <https://doi.org/10.1016/j.jma.2021.03.004>.

UCAPAN TERIMA KASIH

Dalam mengerjakan laporan penelitian Tugas Akhir ini, penulis mendapatkan bantuan dan dukungan dari berbagai pihak. Oleh sebab itu, penulis ingin menyampaikan rasa terima kasih kepada pihak-pihak yang telah mendukung dan membantu, diantaranya:

1. Tuhan Yesus yang menjadi sumber pertolongan yang selalu menyertai, melingkupi, dan menjaga penulis dalam setiap hal yang penulis lakukan sehingga penulis mampu menghadapi dan menjalani kehidupan dengan penuh keyakinan kepada-Nya.
2. Bapak Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing 1 yang telah mencurahkan segenap waktu, tenaga, dan pikiran untuk membimbing penulis dalam penelitian ini, serta memberikan semangat tanpa henti kepada penulis.
3. Bu Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D. selaku dosen pembimbing 2 yang telah menyediakan segenap waktu, tenaga, dan pikiran untuk membimbing penulis selama penelitian ini, serta memberikan motivasi yang membangun kepada penulis.
4. Bapak Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D. selaku Kepala Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS.
5. Ibu Vania Mitha Pratiwi, S.T., M.T. selaku dosen wali yang telah membimbing dan membantu penulis selama masa perkuliahan sejak perkuliahan *online* hingga sekarang.
6. Bapak Tumpal S. Munthe dan Bu Kasma B. Sembiring selaku orang tua, Kevin Fortuna I. Munthe dan Atira F. Munthe selaku saudara kandung, dan keluarga lainnya yang selalu mendoakan dan memberikan dukungan kepada penulis agar dalam setiap langkahnya selalu berada dalam bimbingan Tuhan dan segala sesuatu dapat berjalan dengan lancar.
7. Vanessa O. Hariko dan Michael Y. Bangun selaku teman seperjuangan mulai dari mahasiswa baru sampai dengan sekarang yang telah menemani dan menyemangati penulis selama masa perkuliahan melalui masa senang maupun lelah, serta menjadi pengaruh baik bagi penulis.
8. Antonius Wuryantoro selaku partner yang selalu menemani dalam setiap perjalanan di Surabaya dan membimbing pengerjaan Tugas Akhir sehingga dapat terlaksana dan terselesaikan dengan baik, serta menjadi bagian dari kenangan di kota ini.
9. Caca, Rora, Ragha, Kevin, dan teman-teman di Laboratorium Korosi, Laboratorium Fisika Material, maupun tempat lainnya yang telah menjadi sumber hibu selama pengerjaan Tugas Akhir, serta MT22 selaku keluarga selama berkuliah di Teknik Material dan Metalurgi ITS.
10. Diri sendiri yang terus berusaha ketika menghadapi situasi sulit dan menjalani tahapan baru dalam kehidupan ini karena segala sesuatu tiada yang mustahil dengan Tuhan.
11. Pihak lainnya yang berkontribusi dalam Tugas Akhir yang belum dapat penulis sebutkan satu per satu.

Akhir kata, semoga Tugas Akhir ini dapat bermanfaat untuk pengembangan lebih lanjut dan bagi siapapun yang membutuhkan di masa yang akan datang.

Surabaya, 22 Juli 2024

Penulis

Yohana Caroline Sydney Munthe

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BIODATA PENULIS



Penulis bernama Yohana Caroline Sydney Munthe dan lahir di Jakarta, 24 Februari 2002. Penulis merupakan anak ketiga dari pasangan Tumpal Stephanus Munthe dan Kasma Benamalem Sembiring. Dalam keluarga, penulis memiliki dua saudara kandung bernama Kevin Fortuna Immanuelta Munthe dan Atira Feodora Munthe. Penulis telah menyelesaikan pendidikan formalnya di ABC Kids *Elementary School*, SMPK Penabur Kota Wisata, dan SMAN 4 Depok. Penulis melanjutkan studi S1 di Departemen Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri dan Sistem Rekeyasa, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) yang terletak di Surabaya dengan NRP 5011201147. Dalam masa perkuliahannya sebagai seorang mahasiswa, penulis sudah pernah mengikuti beberapa kepengurusan seperti Himpunan Teknik Material dan Metalurgi sebagai staf dan staf ahli pengembangan organisasi dari Departemen *Basic Student Resource Development*, Muaythai ITS sebagai staf eksternal, dan kepengurusan lainnya, serta kepanitiaan seperti Dies Natalis ITS ke-62 sebagai Koordinator Bagian dalam divisi *Entertainment*, X-Laboratory sebagai Koordinator Kamzin, dan kegiatan lainnya. Selain itu, penulis telah mengikuti beberapa pelatihan seperti Pelatihan Karya Tulis Ilmiah Tingkat Dasar (PKTI-TD), LKMM Pra-TD, LKMM-TD, dan pelatihan lainnya selama berkuliah di ITS. Penulis juga melaksanakan Kerja Praktik di PT PLN (Persero) Pusat Sertifikasi yang terletak di Jakarta Selatan. Penulis mengerjakan penelitian Tugas Akhir di Laboratorium Fisika Material dengan judul “Pengaruh Beda Potensial dan Waktu Proses PEO terhadap Morfologi dan Laju Degradasi Mg AZ61 untuk Aplikasi Ortopedi dengan Penambahan Gliserol” di bawah bimbingan Prof. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing 1 dan Diah Susanti, S.T., M.T., Ph.D. selaku dosen pembimbing 2. Penulis dapat dihubungi melalui email: yohanamunthe555@gmail.com atau nomor telepon: 0812-8276-2348.