



**ITS**  
Institut  
Teknologi  
Sepuluh Nopember

**TUGAS AKHIR – TL184834**

**REVIEW PENGARUH LAMA WAKTU OKSIDASI TERHADAP  
MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI PADUAN  
MAGNESIUM YANG DIOKSIDASI MENGGUNAKAN PLASMA  
ELEKTROLYTIC OXIDATION UNTUK APLIKASI  
BIODEGRADABLE IMPLANT**

**GHOZI NASHIRUDDIN  
NRP. 0251164000062**

**Dosen Pembimbing  
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.**

**DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI  
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya 2020**





**TUGAS AKHIR – TL184834**

**REVIEW PENGARUH LAMA WAKTU OKSIDASI TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI PADUAN MAGNESIUM YANG DIOKSIDASI MENGGUNAKAN PLASMA ELEKTROLYTIC OXIDATION UNTUK APLIKASI BIODEGRADABLE IMPLANT**

**GHOZI NASHIRUDDIN**  
**NRP. 02511640000062**

**Dosen Pembimbing**  
**Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.**  
**Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.**

**DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI**  
**Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem**  
**Institut Teknologi Sepuluh Nopember**  
**Surabaya 2020**

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



**FINAL PROJECT – TL184834**

**A REVIEW OF OXIDATION TIME EFFECTS ON MORPHOLOGY  
AND DEGRADATION RATE OF OXIDIZED MAGNESIUM ALLOY  
USING PLASMA ELECTROLYTIC OXIDATION FOR  
BIODEGRADABLE IMPLANT APPLICATION**

**GHOZI NASHIRUDDIN  
NRP. 0251164000062**

**Supervisors  
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.**

**MATERIALS AND METALLURGICAL ENGINEERING DEPARTMENT  
Faculty of Industrial and System Technology  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya 2020**

*(This page is intentionally left blank)*

**REVIEW PENGARUH LAMA WAKTU OKSIDASI  
TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI  
PADUAN MAGNESIUM YANG DIOKSIDASI  
MENGUNAKAN PLASMA ELEKTROLYTIC  
OXIDATION UNTUK APLIKASI BIODEGRADABLE  
IMPLANT**

**TUGAS AKHIR**

Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat  
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik  
pada

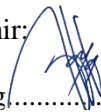

Program Studi S-1 Departemen Teknik Material dan Metalurgi  
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

**GHOZI NASHIRUDDIN**

NRP 02511640000062

Disetujui Oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

1. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng..........(Pembimbing I)
2. Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc..........(Pembimbing II)



**SURABAYA**  
**Agustus 2020**

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*



**REVIEW PENGARUH LAMA WAKTU OKSIDASI  
TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI  
PADUAN MAGNESIUM YANG DIOKSIDASI  
MENGUNAKAN PLASMA ELEKTROLYTIC  
OXIDATION UNTUK APLIKASI BIODEGRADABLE  
IMPLANT**

**Nama** : Ghazi Nashiruddin  
**NRP** : 0251164000062  
**Departemen** : Teknik Material dan Metalurgi  
**Pembimbing I** : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
**Pembimbing II** : Amaliya Rasyida, S.T., M.T.

**Abstrak**

*Paduan magnesium merupakan salah satu biomaterial yang telah banyak diteliti karena berpeluang sebagai biodegradable implant. Namun, magnesium beserta paduannya memiliki nilai laju degradasi yang tinggi, sehingga dibutuhkan perlakuan permukaan berupa Plasma Electrolytic Oxidation untuk meningkatkan ketahanan degradasinya. Tujuan dari paper review ini untuk mengetahui pengaruh lama waktu oksidasi terhadap fasa yang terbentuk, morfologi, dan laju degradasi paduan magnesium dengan metode PEO. Metode yang digunakan dalam penyusunan paper review ini ialah studi literatur beserta analisis dan perbandingan dari sumber ilmiah. Berdasarkan review yang dilakukan didapat bahwa lama waktu oksidasi cenderung akan membentuk lapisan kristalin lebih banyak dengan meningkatkan intensitas peaksnya pada uji XRD. Berdasarkan perbandingan hasil uji SEM didapat bila semakin lamanya waktu oksidasi yang diberikan cenderung meningkatkan diameter pori yang terbentuk, namun jumlah pori akan semakin sedikit. Lamanya waktu oksidasi yang diberikan juga cenderung akan mempertebal lapisan oksida yang terbentuk. Dalam ketahanan degradasi, waktu oksidasi optimal bisa menurunkan laju degradasi akibat kecilnya nilai  $i_{corr}$ .*

*Hal tersebut mampu menurunkan laju degradasi dalam uji potentiodynamic polarization.*

**Kata Kunci:** *magnesium, PEO, oksidasi, morfologi, degradasi.*

# **A REVIEW OF OXIDATION TIME EFFECTS ANALYSIS ON ORPHOLOGY AND DEGRADATION RATE OF OXIDIZED MAGNESIUM ALLOY USING PLASMA ELECTROLYTIC OXIDATION FOR BIODEGRADABLE IMPLANT APPLICATION**

**Student Name** : **Ghozi Nashiruddin**  
**NRP** : **0251164000062**  
**Department** : **Materials and Metallurgical Engineering**  
**Supervisor** : **Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.**  
**Co-Supervisor** : **Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.**

## **Abstract**

*Magnesium alloy is one of the biomaterials that has been widely studied because of its potential as a biodegradable implant. However, magnesium and its alloys have a high degradation rate, so a surface treatment of Plasma Electrolytic Oxidation is needed to increase its resistance to degradation. The purpose of this review paper is to determine the effect of oxidation time on the phases formed, morphology, and the rate of degradation of magnesium alloys by the PEO method. The method used in the preparation of this review paper is the study of literature along with analysis and comparison from scientific sources. Based on the review, it was found that the oxidation time tends to form more crystalline layers by increasing the intensity of the peaks in the XRD test. Based on comparison of SEM test results, it is found that the longer the oxidation time given tends to increase the diameter of the pore formed, but the number of pores will be less. The length of time of oxidation given also tends to thicken the oxide layer that is formed. In degradation resistance, optimal oxidation time can reduce the rate of degradation due to the small  $i_{corr}$  value. This can reduce the rate of degradation in potentiodynamic polarization test*

**Keywords:** *Magnesium, PEO, oxidation, morphology, degradation*

## KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena atas berkat dan rahmat-Nya, penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir dengan judul “**Review Pengaruh Lama Waktu Oksidasi Terhadap Morfologi dan Laju Degradasi Paduan Magnesium yang Dioksidasi Menggunakan *Plasma Electrolytic Oxidation* untuk Aplikasi *Biodegradable Implant*”**”.

Penulis menyadari bahwa tanpa bantuan dan dukungan dari berbagai pihak, laporan ini tidak dapat terselesaikan dengan baik dan tepat waktu. Oleh karena itu, penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada pihak-pihak yang telah membantu, antara lain:

1. Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D selaku Kepala Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS – ITS.
2. Dr. Eng. Hosta Ardhyananta ST., M.Sc. selaku Koordinator Tugas Akhir Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS – ITS.
3. Dr. Agung Purniawan S.T, M.Eng. selaku dosen pembimbing 1 yang telah membimbing dan memberikan banyak ilmu pengetahuan.
4. Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc. selaku dosen pembimbing 2 yang telah membimbing dan memberikan banyak ilmu pengetahuan.

Surabaya, Agustus 2020  
Penulis,

Ghozi Nashiruddin  
0251164000062

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN JUDUL</b> .....	<b>i</b>
<b>LEMBAR PENGESAHAN</b> .....	<b>v</b>
<b>ABSTRAK</b> .....	<b>vii</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ix</b>
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	<b>xi</b>
<b>DAFTAR ISI</b> .....	<b>xiii</b>
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	<b>xv</b>
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	<b>xix</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN</b>	
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	3
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan Pengulasan.....	3
1.5 Manfaat Pengulasan dan Studi.....	4
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b>	
2.1 Tulang Manusia.....	5
2.2 Fraktur Tulang.....	7
2.3 Implan Tulang.....	9
2.4 Magnesium.....	13
2.5 Paduan Magnesium.....	15
2.6 <i>Plasma Electrolytic Oxidation (PEO)</i> .....	19
<b>BAB III METODOLOGI PENGULASAN</b>	
3.1 Diagram Alir.....	25
3.2 Metode Pengulasan ( <i>Review</i> ).....	26
3.2.1 Analisis Proses Preparasi dan Pelapisan.....	27
3.2.2 Analisis dan Perbandingan Hasil Pengujian.....	28
3.3 Rancangan Pengulasan ( <i>Review</i> ).....	31
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN</b>	
4.1 Analisis Fasa Permukaan Lapisan PEO.....	33
4.2 Analisis Morfologi Hasil Lapisan PEO.....	46
4.2.1 Analisis Morfologi Penampang Permukaan.....	46

4.2.2	Analisis Morfologi Penampang Melintang ( <i>Cross Section</i> ).....	62
4.3	Analisis Laju Degradasi.....	74
4.4	Kritisasi.....	91
<b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN</b>		
5.1	Kesimpulan.....	93
5.2	Saran.....	93
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>		<b>95</b>
<b>LAMPIRAN.....</b>		<b>103</b>
<b>UCAPAN TERIMA KASIH.....</b>		<b>107</b>
<b>BIODATA PENULIS.....</b>		<b>109</b>



## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2.1</b>	Penampang Tulang Manusia .....	6
<b>Gambar 2.2</b>	Proses pemulihan tulang ( <i>bone remodelling</i> ). .....	6
<b>Gambar 2.3</b>	Penampang fraktur pada tulang.....	7
<b>Gambar 2.4</b>	Klasifikasi fraktur pada tulang. (a) <i>Greenstick fracture</i> , (b) <i>Oblique fracture</i> , (c) <i>Comminuted fracture</i> , (d) <i>Transverse fracture</i> , (e) <i>Compound or open fracture</i> , (f) <i>Compression fracture</i> .....	8
<b>Gambar 2.5</b>	Produk penggunaan <i>biodegradable biomaterial</i> .....	12
<b>Gambar 2.6</b>	Pemasangan implant pada tulang manusia .....	13
<b>Gambar 2.7</b>	Mekanisme terbentuknya lapisan PEO.....	20
<b>Gambar 2.8</b>	Struktur lapisan PEO .....	21
<b>Gambar 2.9</b>	Skema diagram proses PEO (1) cooling water, (2) katoda, (3) pengaduk, (4) kabel penghubung, (5) anoda, (6) resistor kapasitas besar, (7) <i>thermometer</i> , (8) resistor kecil, (9) <i>power supply</i> , (10) grafik <i>recorder</i> .....	23
<b>Gambar 3.1</b>	Diagram Alir.....	26
<b>Gambar 3.2</b>	Peralatan <i>Plasma Electrolytic Oxidation</i> .....	28
<b>Gambar 3.3</b>	Alat <i>X-Ray Diffraction (XRD)</i> .....	28
<b>Gambar 3.4</b>	Alat <i>Scanning Electron Microscope (SEM)</i> .....	29
<b>Gambar 3.6</b>	Peralatan pengujian <i>potentiodynamic polarization</i> .....	31
<b>Gambar 4.1</b>	Hasil pengujian XRD pada (a) Mg AZ31 tanpa perlakuan, dan Mg AZ31 dengan lama waktu oksidasi : (b) 5 menit, (c) 10 menit, (d) 15 menit, (e) 20 menit.....	34
<b>Gambar 4.2</b>	Hasil pengujian XRD pada (a) Mg AZ31B tanpa perlakuan dan Mg AZ31B dengan lama waktu oksidasi : (b) 15 menit, (c) 30 menit.....	35

<b>Gambar 4.3</b>	Hasil pengujian XRD pada Mg AZ91D dengan variasi waktu oksidasi (a) 5 menit, (b) 20 menit, (c) 40 menit, dan (d) 60 menit .....	36
<b>Gambar 4.4</b>	Hasil pengujian XRD pada Mg AZ31 dengan lama waktu oksidasi 1, 3, 5, dan 8 menit.....	39
<b>Gambar 4.5</b>	Hasil pengujian XRD pada Mg AZ91D dengan tanpa perlakuan dan perlakuan lama waktu oksidasi 5 dan 20 menit.....	39
<b>Gambar 4.6</b>	Hasil pengujian XRD pada Mg AM50 dengan variasi lama waktu oksidasi 2, 5, 10, dan 20 menit.....	41
<b>Gambar 4.7</b>	Mekanisme kerja tipe <i>discharge</i> dalam membuat lapisan PEO.....	43
<b>Gambar 4.8</b>	Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AM50 dengan variasi waktu : (a) 1 menit, (b) 2 menit, (c) 5 menit, (d) 10 menit, (e) 15 menit, dan (f) 20 menit.....	47
<b>Gambar 4.9</b>	Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu : (a) 20 menit, (b) 40 menit, dan (c) 60 menit .....	49
<b>Gambar 4.10</b>	Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu : (a) 5 menit, (b) 10 menit, (c) 15 menit, dan (d) 20 menit.....	50
<b>Gambar 4.11</b>	Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AZ91D dengan variasi waktu : (a) 5 menit, (b) 20 menit, (c) 40 menit, dan (d) 60 menit.....	52
<b>Gambar 4.12</b>	Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AZ91D dengan variasi waktu : (a) 2,5 menit, (b) 5 menit, (c) 15 menit, (d) 20 menit, dan (e) 30 menit.....	53
<b>Gambar 4.13</b>	Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu : (a) 1	

	menit, (b) 3 menit, (c) 5 menit, dan (d) 8 menit .....	55
<b>Gambar 4.14</b>	Distribusi <i>microdischarge</i> dengan lama waktu oksidasi (a) 15 detik, (b) 1 menit, (c) 3 menit, (d) 7 menit, (e) 10 menit, (f) 20 menit, (g) 29 menit, (h) 29 menit 30 detik (i) 30 menit .....	57
<b>Gambar 4.15</b>	Morfologi <i>cross section</i> lapisan metode PEO pada Mg AZ91D dengan variasi waktu : (f) 2,5 menit, (g) 5 menit, (h) 15 menit, (i) 20 menit, (j) 30 menit .....	62
<b>Gambar 4.16</b>	Hasil morfologi <i>cross section</i> lapisan PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu oksidasi : (a) 5 menit, (b) 10 menit, (c) 15 menit, dan (d) 20 menit .....	64
<b>Gambar 4.17</b>	Hasil morfologi <i>cross section</i> lapisan PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu oksidasi : (a) 20 menit, (b) 40 menit, dan (c) 60 menit.....	65
<b>Gambar 4.18</b>	Hasil morfologi <i>cross section</i> lapisan PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu oksidasi : (a) 1 menit, (b) 3 menit, (c) 5 menit, dan (d) 8 menit.....	66
<b>Gambar 4.19</b>	Hasil morfologi <i>cross section</i> lapisan PEO pada Mg AM50 dengan variasi waktu oksidasi : (a) 1 menit, (b) 2 menit, (c) 5 menit, (d) 10 menit, dan (e) 20 menit.....	68
<b>Gambar 4.20</b>	Hasil morfologi <i>cross section</i> lapisan PEO pada Mg AZ91D dengan variasi waktu oksidasi : (a) 5, (b) 20, (c) 40 dan (d) 60 menit .....	69
<b>Gambar 4.21</b>	Kurva <i>potentiodynamic polarization</i> dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan PEO .....	75

<b>Gambar 4.23</b>	Kurva <i>potentiodynamic polarization</i> dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan PEO.....	78
<b>Gambar 4.24</b>	Kurva polarisasi potensiodinamik dari Mg AZ91D tanpa perlakuan dan dengan perlakuan PEO ; a) 5 menit, b) 20 menit, c) 40 menit, dan d) 60 menit.....	80
<b>Gambar 4.25</b>	Kurva polarisasi potensiodinamik dari magnesium murni ( <i>bare magnesium</i> ) tanpa perlakuan dan dengan perlakuan PEO.....	83
<b>Gambar 4.26</b>	Kurva polarisasi potensiodinamik dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan PEO ; a) 1 menit, b) 3 menit, c) 5 menit, dan d) 8 menit.....	85
<b>Gambar 4.27</b>	Kurva polarisasi potensiodinamik dari Mg AZ31 dengan perlakuan PEO ; a) 20 menit, b) 30 menit, c) 40 menit, d) 50 menit, dan e) 60 menit.....	87
<b>Gambar 4.28</b>	Grafik perbandingan lama waktu oksidasi terhadap nilai laju degradasi yang dihasilkan.....	90

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 2.1</b>	Perbandingan jenis material pada <i>biomaterial</i> .....	10
<b>Tabel 2.2</b>	Perbandingan sifat fisik berbagai <i>biomaterial</i> orthopedi.....	15
<b>Tabel 2.3</b>	Perbandingan sifat mekanik paduan magnesium, tulang, dan polimer.....	17
<b>Tabel 2.4</b>	Tabel komposisi paduan Mg AZ91D .....	18
<b>Tabel 2.5</b>	Tabel komposisi paduan Mg AZ31 .....	18
<b>Tabel 2.6</b>	Tabel komposisi <i>bare/pure</i> magnesium .....	19
<b>Tabel 2.7</b>	Tabel komposisi paduan Mg AM50 .....	19
<b>Tabel 3.1</b>	Tabel rancangan <i>paper review</i> .....	32
<b>Tabel 4.1</b>	Tabulasi perbandingan analisis pembentukan fasa tiap <i>paper</i> .....	44
<b>Tabel 4.2</b>	Tabulasi perbandingan analisis permukaan lapisan PEO tiap <i>paper</i> .....	60
<b>Tabel 4.3</b>	Tabel perbandingan analisis ketebalan lapisan PEO tiap <i>paper</i> .....	72
<b>Tabel 4.4</b>	Hasil pengujian <i>potentiodynamic polarization</i> dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan .....	76
<b>Tabel 4.5</b>	Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Lv dkk (2009) dengan standar ASTM G5 .....	77
<b>Tabel 4.6</b>	Hasil pengujian <i>potentiodynamic polarization</i> dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan .....	78
<b>Tabel 4.7</b>	Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Zhuang dkk (2017) dengan standar ASTM G5 .....	79
<b>Tabel 4.8</b>	Hasil pengujian <i>potentiodynamic polarization</i> dari Mg AZ91D tanpa perlakuan dan dengan perlakuan .....	81
<b>Tabel 4.9</b>	Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Mu dkk (2010) dengan standar ASTM G5.....	82

<b>Tabel 4.10</b>	Hasil pengujian <i>potentiodynamic polarization</i> dari <i>bare magnesium</i> tanpa perlakuan dan dengan perlakuan.....	83
<b>Tabel 4.11</b>	Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Zhao dkk (2010) dengan standar ASTM G5. ....	84
<b>Tabel 4.12</b>	Hasil pengujian <i>potentiodynamic polarization</i> dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan .....	86
<b>Tabel 4.13</b>	Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Gu dkk (2012) dengan standar ASTM G5.....	87
<b>Tabel 4.14</b>	Hasil pengujian <i>potentiodynamic polarization</i> dari Mg AZ31 dengan perlakuan .....	88
<b>Tabel 4.15</b>	Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Wang dkk (2010) dengan standar ASTM G5. ....	89

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Fraktur tulang atau patah tulang merupakan salah satu jenis dari disfungsi tulang yang dapat mengganggu kinerja dari tulang itu sendiri sehingga dapat memengaruhi kinerja organ lainnya. Disfungsi ini dapat disebabkan oleh beberapa hal seperti penyakit, cacat bawaan, ataupun akibat kecelakaan. Berbagai cara penyembuhan terhadap fraktur tulang secara konvensional telah tersedia bebas seperti pemberian *gyps* ataupun kain. Namun hal itu dirasa kurang efektif memberikan penyembuhan yang cepat pada tulang. Salah satu metode modern untuk penyembuhan kasus fraktur tulang ialah dengan memberikan penyangga yang dibautkan langsung pada tulang yang patah tersebut dalam tubuh manusia.

Saat ini magnesium beserta paduannya menjadi kandidat material yang mendapat perhatian lebih sebagai implan penyangga tulang karena sifat *biodegradable* dan karakteristik *non-toxic* nya pada tubuh. Ion yang terkandung pada magnesium merupakan ion yang penting terhadap kelangsungan sel hidup pada tubuh dan kurang lebih setengah dari ion tersebut berada pada tulang. Kemiripan sifat mekanik dan fisiknya terhadap tulang juga menjadi alasan mengapa material ini sering digunakan pada aplikasi *biomaterial* (Salami dkk, 2014). Kemampuan material *biodegradable* yang dapat sendirinya terdegradasi secara terukur, di mana lama waktu degradasi menyesuaikan dengan proses penyembuhan fraktur tulang, sehingga operasi kedua yang dapat memicu fraktur tulang lanjutan pada pasien dapat dihindari. Aplikasi material *biodegradable* sebagai implan saat ini sebagian besar dimiliki oleh material logam dan polimer, namun dalam hal ini material logam memberikan kemampuan mekanik yang lebih baik daripada polimer sehingga material logam yang mampu terdegradasi merupakan solusi dari masalah tersebut (Rimondini dkk, 2005).

Saat ini paduan magnesium merupakan paduan material yang paling luas penggunaannya dalam aplikasi biomaterial. Paduan magnesium memiliki reputasi penggunaan yang baik pada aplikasi orthopedi karena memiliki karakteristik biomaterial yang mendukung seperti *biocompatibility* dan *biodegradable* yang unggul serta kecocokannya terhadap sifat fisik dan mekanik tulang manusia. Selain itu, ion magnesium yang terkandung dalam paduan tersebut merupakan ion utama yang digunakan dalam proses regenerasi tulang. Namun salah satu masalah utama dari paduan magnesium ialah cepatnya laju degradasi akibat adanya elektrolit dalam tubuh yang dapat mengurangi sifat fisik dan mekanik dari material tersebut. Laju degradasi yang tinggi juga dapat menimbulkan penyembuhan yang kurang maksimal pada tulang karena lama waktu degradasi implan tidak sesuai dengan waktu penyembuhan tulang.

Salah satu cara yang paling efektif untuk mencegah laju degradasi yang ekstrem pada magnesium yaitu memberikan pelapisan (*coating*) pada permukaan magnesium tersebut (Chai dkk, 2008). Pelapisan yang diberikan bertindak sebagai penghalang atau *barrier* terhadap elektrolit yang terkandung pada darah manusia. Salah satu perlakuan permukaan (*surface treatment*) yang mendapatkan perhatian untuk dikembangkan saat ini ialah *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO).

PEO merupakan salah satu proses pelapisan yang memerlukan tegangan tinggi dalam pengaplikasiannya. Proses tersebut melibatkan wadah elektrolit, substrat logam sebagai anoda, dan sebuah katoda inert dalam prosesnya. Selama melakukan metode PEO terdapat banyak pembebasan energi mikro berupa munculnya plasma yang tersebar di area permukaan substrat karena adanya *dielectric breakdown*. Kondisi ini yang memicu pertumbuhan lapisan oksida pada substrat berupa *ceramic oxide coating* yang terikat cukup kuat pada substrat (Dehnavi dkk, 2018). Hal yang membuat metode ini memiliki ketertarikan tersendiri untuk diteliti lebih lanjut yaitu karena dalam proses PEO terdapat banyak parameter yang bisa digunakan di mana hal itu memengaruhi keberjalanan proses



PEO maupun hasil lapisan yang terbentuk. Hasil lapisan akibat perbedaan parameter yang digunakan nantinya akan berdampak pada karakteristik morfologi dan ketahanan lapisan tersebut.

Oleh karena itu, penulis melakukan studi dan pengulasan terhadap literatur-literatur yang berkaitan dengan pengaruh lama waktu oksidasi terhadap morfologi dan laju degradasi paduan magnesium (*magnesium alloy*) pada metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) yang digunakan sebagai *biodegradable implant*.

## 1.2 Perumusan Masalah

Adapun rumusan masalah yang akan dibahas dalam *paper review* ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh lama waktu oksidasi PEO terhadap fasa atau senyawa yang terbentuk pada permukaan paduan magnesium?
2. Bagaimana pengaruh lama waktu oksidasi PEO terhadap morfologi lapisan oksida yang terbentuk pada permukaan paduan magnesium ?
3. Bagaimana pengaruh lama waktu oksidasi PEO terhadap laju degradasi pada paduan magnesium ?

## 1.3 Batasan Masalah

Agar diperoleh studi dan pengulasan yang baik dan sesuai, maka diberikan batasan masalah pada studi literatur ini diantaranya besarnya parameter lain (beda potensial, kuat arus, temperatur) pada literatur dianggap konstan, dan perbedaan komposisi larutan elektrolit tiap literatur yang digunakan akan diabaikan.

## 1.4 Tujuan Pengulasan

Adapun tujuan dari pengulasan dan *paper review* ini adalah sebagai berikut:

1. Mengetahui pengaruh lama waktu oksidasi PEO terhadap fasa atau senyawa yang terbentuk pada permukaan paduan magnesium

2. Mengetahui pengaruh lama waktu oksidasi PEO terhadap morfologi lapisan oksida yang terbentuk pada permukaan paduan magnesium
3. Mengetahui pengaruh lama waktu oksidasi PEO terhadap laju degradasi pada paduan magnesium

### **1.5 Manfaat Pengulasan dan Studi**

Manfaat dari *paper review* yang dilakukan adalah sebagai referensi untuk metode pelapisan oksida menggunakan *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) pada paduan magnesium dengan variasi waktu oksidasi untuk meningkatkan ketahanan laju degradasinya sebagai kandidat *biodegradable implant*.

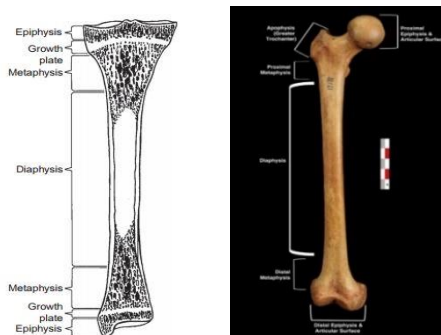
## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 Tulang Manusia

Dilihat dari fungsinya tulang memberikan perlindungan terhadap jaringan vital seperti otak, hati, paru-paru, dan sumsum tulang belakang. Berbagai macam indera seperti indera penglihatan, penciuman, pendengaran, dan perasa juga tidak lepas dari adanya tengkorak ataupun tulang manusia. Tulang menyediakan arsitektur dasar bagi ligamen serta pelekatan otot untuk memberikan pergerakan pada organ manusia. Keberadaan tulang juga memiliki fungsi untuk memelihara mineral homeostatis, termasuk fungsinya sebagai cadangan kalsium dan fosfat yang tersedia secara hayati. Organ ini juga merupakan tempat produksi sel darah merah dan sel bawaan dari sistem kekebalan. Sebagai suatu komposit, tulang terdiri dari kandungan mineral organik (B 60%), komponen organik (B 25%), dan air (B 15%). Secara kimia komponen anorganik jaringan tulang ialah hidroksiapatit ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) yang merupakan kalsium khusus dari kalsium fosfat. Tulang manusia memiliki sub bagian yang memiliki karakteristik dan fungsi tertentu, sebagaimana ditunjukkan pada **Gambar 2.1**. Sebagai contoh, pada *femur bone* (tulang paha) terdapat tiga bagian utama yaitu *epiphysis*, *metaphysis*, dan *diaphysis* (Lynnerup dan Klaus, 2019).

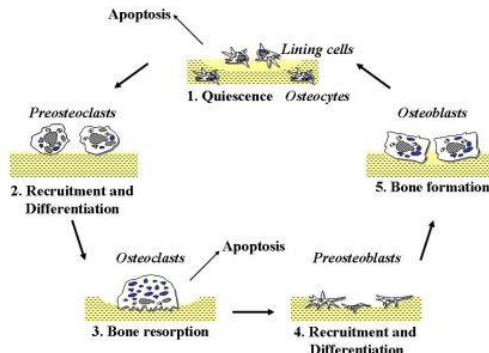
Tulang manusia dapat mendapatkan kekuatan maksimum dengan massa yang kecil akibat adanya aktivitas berbagai macam sel tulang seperti *osteocytes*, *osteoblast*, *osteoclast*, dan ikatan lapisan tulang. Terdapat proses yang terus berlanjut dalam penyerapan dan pembentukan tulang yang disebut dengan *remodelling process*. Namun ketika tulang mengalami fraktur, tetap perlu mendapatkan perlakuan tambahan untuk mengobati tulang agar lebih cepat proses penyembuhannya. Hal yang bisa dilakukan berupa pemberian penyangga atau implan, walaupun pada dasarnya tulang memiliki kapabilitas yang baik untuk

memulihkan kembali kekuatan mekaniknya melalui proses penyembuhan alami (Rouhi dan Amani, 2012).



**Gambar 2.1** Penampang Tulang Manusia (Lynnerup dan Klaus, 2019)

Pada **Gambar 2.2** terlihat sebuah proses penyembuhan tulang yang kompleks dimana terdapat kombinasi antara pemulihan secara medis dan mekanik. Proses penyembuhan melibatkan tiga tahap yaitu : *Quiescence, recruitment and differentiation, bone resorption, recruitment and differentiation,* dan *bone formation* (Marquis dkk, 2009).



**Gambar 2.2** Proses pemulihan tulang (*bone remodelling*) (Marquis dkk, 2009).

## 2.2 Fraktur Tulang

Fraktur merupakan salah satu bentuk disfungsi dari tulang yang dapat mengganggu kinerja gerak tubuh manusia. Terlihat pada **Gambar 2.3** merupakan penampang tulang yang mengalami fraktur. Berbagai penyebab seperti adanya trauma dan tenaga fisik yang berlebihan bisa menimbulkan fraktur pada tulang. Pada kondisi normal, tulang dapat menahan tekanan, namun bila tekanan atau benturan itu terlalu besar atau melebihi kemampuan tulang untuk bertahan, maka akan memicu terjadinya fraktur (Ahmad dan Ikram, 2017).

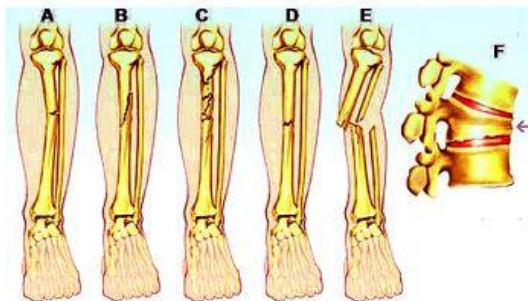


**Gambar 2.3** Penampang fraktur pada tulang (Ahmad dan Ikram, 2017).

Dalam memberikan pengobatan pada seorang pasien yang mengalami patah tulang perlu didahului dengan analisis mengenai jenis fraktur yang menimpa tulang pasien. Klasifikasi fraktur tulang dapat membantu dokter bedah dalam melakukan operasi. Fraktur tulang dikelompokkan berdasarkan jenis karakteristiknya. Berdasarkan bentuk atau pola patahan, fraktur dibagi menjadi transversal (akibat pembebanan yang tegak lurus dengan poros tulang), tak langsung (akibat pembebanan gaya yang berbelok), spiral (akibat pembebanan torsi yang menghasilkan patah pada beberapa bidang), serta kominasi (akibat pembebanan yang besar

pada tulang sehingga memisahkan tulang menjadi dua bagian) (Oryan dkk, 2013).

Beberapa pakar tulang membagi jenis fraktur berdasarkan pada keberadaan hubungan antara patahan tulang dengan paparan luar sebagai fraktur tertutup (*closed fracture*) dan fraktur terbuka (*open fracture*). Pada dasarnya fraktur tertutup dan fraktur terbuka pada tulang sama-sama mengindikasikan bahwa tulang mengalami kerusakan/kegagalan. Fraktur terbuka memberikan risiko yang lebih parah, karena tulang yang patah berpindah posisi hingga menembus kulit terluar, sehingga rentan terjadi luka lanjutan seperti infeksi. Jenis fraktur tersebut diturunkan kembali menjadi beberapa jenis fraktur sesuai pada **Gambar 2.4** yaitu ; *greenstick fracture* (tulang mengalami bengkok / belum terjadi patah), *oblique fracture* (patah terjadi dengan arah yang mirip terhadap sumbu tulang), *comminuted fracture* ( tulang mengalami kerusakan di beberapa fragmen), *transverse fracture* (tulang mengalami patah tegak lurus dengan sumbu tulang), *compound or open fracture* (tulang mengalami patah hingga terbagi menjadi dua dan patahannya menembus kulit) , dan *compression fracture* (patah pada tulang akibat penekanan pada sumbu tulang) (Oryan dkk, 2013).



**Gambar 2.4** Klasifikasi fraktur pada tulang. (a) *Greenstick fracture*, (b) *Oblique fracture*, (c) *Comminuted fracture*, (d) *Transverse fracture*, (e) *Compound or open fracture*, (f) *Compression fracture* (Oryan dkk, 2013).

---

### 2.3 Implan Tulang

Material bio atau *biomaterial* merupakan salah satu material yang diperuntukkan penggunaannya dalam tubuh manusia atau makhluk hidup lainnya. *Biomaterial* merupakan material yang telah direkayasa dari serangkaian proses yang kompleks dengan cara mengontrol interaksi antara material dengan substansi pengujian seperti komponen hidup dan telah diuji dengan berbagai test secara *in vitro*, *in vivo*, ataupun uji klinis pada manusia (Williams 2009). Secara umum *biomaterial* diartikan sebagai material yang ditempatkan di dalam tubuh untuk menggantikan organ atau jaringan tubuh tertentu yang mengalami kerusakan atau cacat akibat bawaan lahir, penyakit, ataupun kecelakaan (Hermantro dkk, 2016).

Pada aplikasinya *biomaterial* digunakan untuk menggantikan atau mengembalikan fungsi dari organ tubuh sehingga tubuh dapat bekerja seperti dalam kondisi normal. Pembentukan menjadi material implan yang ditanamkan dalam tubuh manusia merupakan fungsi utama dari *biomaterial*. Dalam pemilihan material yang akan dijadikan kandidat menjadi implan harus memenuhi persyaratan sebagai berikut :

- a. *Biocompatible*, material memiliki kemampuan untuk bertahan dalam kondisi tubuh tanpa mendapat penolakan dari lingkungan tubuh. Material tersebut juga harus tidak memberikan efek yang bisa merusak jaringan ataupun organ pada tubuh.
- b. Material tahan korosi, degradasi, dan keausan. Pemilihan material harus memiliki ketahanan dari kondisi tubuh manusia nantinya. Adanya lingkungan yang korosif pada tubuh dapat berdampak terhadap terdegradasinya material implan sehingga dapat menurunkan sifat mekanik dari material serta turut mempengaruhi fase penyembuhan suatu organ bilamana material implan yang digunakan sudah rusak terlebih dahulu.
- c. *Mechanical properties*, terdapat keseragaman antara sifat mekanik antara implan dengan jaringan tubuh manusia,

seperti halnya tulang. Pada saat bekerja tulang manusia akan mengalami pembebanan, material tersebut mampu berfungsi seperti halnya organ yang digantikan sehingga dapat memenuhi fungsinya sebagai pengganti sendi antar sambungan tulang.

- d. *Bioactive*, kemampuan untuk memicu pertumbuhan ataupun mampu menyatu dengan jaringan pada saat berkontak langsung dengan jaringan tubuh.

(Sutowo dkk, 2014).

Telah banyak material yang diaplikasikan fungsinya sebagai *biomaterial*, berikut pada **Tabel 2.1** merupakan komparasi dari berbagai jenis klasifikasi *biomaterial* yang cukup sering digunakan.

**Tabel 2. 1** Perbandingan jenis material pada *biomaterial* (Park dan Lakes, 2007)

No	Material	Keuntungan	Kelemahan	Contoh
1.	Polimer ( <i>nylon, silicone rubber, polyester, polytetrafluoroethylene, etc</i> )	<i>Resilient</i> , mudah difabrikasi	Sifat mekanis lemah, mudah terdeformasi	<i>Blood vessels, hip socket</i>
2.	Logam ( Ti dan paduannya, paduan Co-Cr, Au, Ag, <i>stainless steels</i> , dll)	Kuat, tangguh, dan ulet	Dapat terkorosi, padat (densitas tinggi)	Prostetik orthopedi, alat-alat bedah, <i>dental root implant</i>
3.	Keramik	Sifat	Getas,	<i>Dental</i>



---



---

	(alumina zirconia, kalsium fosfat yang mengandung <i>hydroxiapatite</i> , karbon)	biokompatibil itas tinggi	lemah pada tegangan tarik	<i>root implant, crown implant, fill bone</i>
4.	<i>wire or fiber reinforced bone cement</i> )	Kuat, sifat bervariasi	Sulit dibuat	<i>Bone cement, dental resin</i>

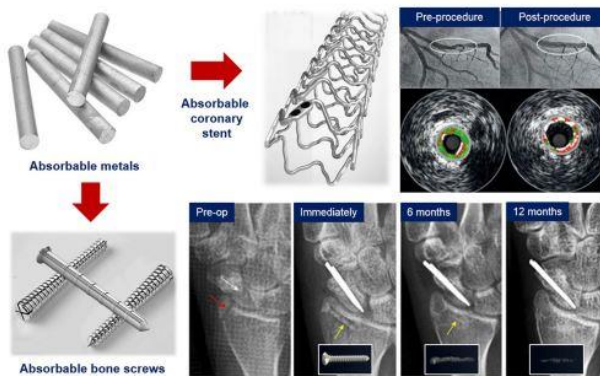
---

Berbagai penelitian mengenai implan saat ini telah banyak digencarkan oleh pakar sains dan kedokteran. Karakteristik material menjadi faktor utama dalam penentuan cocok atau tidaknya dalam pemakaiannya di dalam tubuh manusia. *Biomaterial* merupakan salah satu jenis material yang diperuntukkan penggunaannya dalam tubuh yang salah satunya menjadi material implan, sebagai contoh implan logam orthopedi yang saat ini telah banyak dikembangkan. Pada dasarnya implan orthopedi diklasifikasikan menjadi implan permanen dan implan *biodegradable*. Material logam beserta paduannya seperti *stainless steel*, titanium, dan paduan kobalt kromium telah ditetapkan penggunaannya menjadi implan permanen karena karakteristiknya. Penggunaannya material ini biasanya diaplikasikan sebagai material orthopedi pada beberapa jaringan seperti sambungan sendi, substitusi tulang, penyangga tulang, dan sebagainya.

Penggunaan *biomaterial biodegradable* telah banyak dikembangkan sebagai material implan temporer pada aplikasi pembuluh darah (*coronary stent*) dan *osteosynthesis* akhir-akhir ini. *Biodegradable biomaterial* merupakan jenis material yang dapat meluruh atau terdegradasi dengan sendirinya di dalam tubuh. Beberapa penelitian mengenai *biomaterial biodegradable* telah ditemukan bahwa material tersebut dalam mengatasi kekurangan

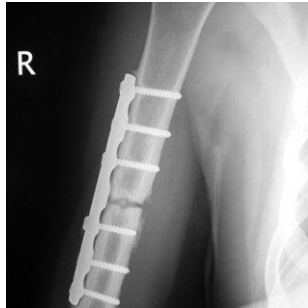
implan non-*biodegradable*, seperti iritasi jangka panjang dan peradangan kronis (Schinhammer dkk, 2010).

Suatu material dapat dikatakan sebagai *biomaterial biodegradable* bila material tersebut selain bisa luruh dengan sendirinya, material tersebut tidak bersifat toksik dan memiliki ketahanan korosi yang cukup optimal sesuai dengan aplikasinya (*tissue healing rate*). Salah satu jenis logam yang luas untuk dikembangkan dalam aplikasinya sebagai *biomaterial biodegradable* ialah logam berbasis magnesium (Mg) dan Besi (Fe) (Hermawan, 2018). Pada **Gambar 2.5** merupakan produk daripada *material biodegradable* berbasis logam berupa Mg dan Fe.



**Gambar 2.5** Produk penggunaan *biodegradable biomaterial* (Hermawan, 2018).

Implan merupakan suatu alat medis yang terbuat dari satu ataupun beberapa gabungan *biomaterial* yang sengaja ditempatkan di dalam tubuh. Terdapat lebih dari 220 merek implan telah diidentifikasi dan diproduksi oleh lebih dari 80 produsen yang dibuat dari material yang berbeda serta adanya modifikasi dari sisi permukaan, bentuk, panjang, dan diameter (Arsista dan Eriwati, 2018).



**Gambar 2.6** Pemasangan implant pada tulang manusia (Sioros dkk, 2010).

Pada pengaplikasian implan pada tubuh manusia terdapat beberapa kandidat material yang bisa ditanam dalam tubuh seperti yang ditunjukkan pada **Gambar 2.6**. Material tersebut bersifat *biocompatible* sehingga tidak menimbulkan bahaya bagi tubuh. Kebutuhan akan material tersebut terbatas hanya pada material-material tertentu seperti *stainless steel*, *chromium-cobalt based alloys*, *titanium and titanium based alloys*, *various polymeric materials*, *various ceramic materials*, , dan *composite* (Agarwal dkk, 2016).

Pada awal tahun 1907, magnesium beserta paduannya mulai digunakan sebagai kandidat untuk digunakan sebagai material implan tubuh manusia. Pertama, magnesium memiliki berat yang ringan, magnesium memiliki kepadatan setara  $1/3$  dari titanium dan  $1/5$  dari *stainless steel* dan *chrom-cobalt alloys*. Namun saat dikombinasikan dengan logam lain, paduan magnesium tersebut memiliki peningkatan kepadatan hingga mencapai  $1/2$  dari *stainless steel* atau *chrome-cobalt alloys*, sehingga sangat potensial sebagai material implan karena memiliki berat yang lebih ringan (Staiger dkk, 2006).

## 2.4 Magnesium

Magnesium merupakan kation yang kandungannya dalam tubuh menempati posisi ke empat. Dalam intraseluler, kation yang

kandungannya terbanyak kedua juga ditempati oleh magnesium setelah potasium. Dalam struktur dan fungsi tubuh manusia, magnesium memiliki peranan yang penting. Tubuh manusia dewasa mengandung sekitar 25 gram magnesium. Diperkirakan sebanyak 1 mol (24 gr) magnesium terdapat dalam tubuh laki-laki dewasa (Top dan Murray, 2003).

Distribusi banyaknya magnesium dalam tubuh diperkirakan sebesar 66% dalam tulang, 33% dalam otot dan jaringan lunak, dan kurang lebih sekitar 1% dalam darah. Jika di dalam darah terdapat 55% kandungan magnesium dalam keadaan bebas ( dalam bentuk ion) dan secara fisiologi aktif, sebesar 30% berikatan dengan protein (terutama albumin) dan 15% dalam bentuk anion kompleks (Fox dkk, 2001). Besarnya kandungan magnesium yang diperbolehkan dalam darah manusia ialah sebesar 0,76 – 1,15 mmol/L (Grober dkk, 2015)

Logam magnesium serta paduannya mendapatkan ketertarikan dikalangan para peneliti khususnya dibidang *biomaterial* karena potensi yang cukup luas hingga mampu menjangkau ke ranah medis khususnya tulang (*orthopaedic*). Berbagai penelitian mengenai logam magnesium memberikan preferensi terhadap magnesium beserta paduannya karena memiliki karakteristik yang mendekati tulang manusia dalam sifat kimia, sifat fisik, dan mekanik, memiliki densitas yang rendah, biokompatibilitas, serta *biodegradable*. Besarnya modulus elastisitas dari magnesium adalah 40-50 Gpa yang mana mendekati modulus elastisitas tulang manusia sebesar 10-40 Gpa (Kim S. R. 2003). Magnesium juga menjadi elemen yang penting dalam proses metabolisme tubuh manusia (Gu dkk, 2009). Berikut, pada **Tabel 2.2** diberikan perbandingan keunggulan *mechanical properties* dari *magnesium alloy* dibandingkan material lainnya.

**Tabel 2.2** Perbandingan sifat fisik berbagai *biomaterial* orthopedi (Antoniac dan Laptou, 2010).

No	Propertie s	Human bone	Magne sium	Titaniu m Alloy	Co-Cr Alloy	Stainless steel	Hydroxy apatite
1.	Density (g/cm <sup>3</sup> )	1.8 - 2.1	1.74 - 2.0	4.4 - 4.5	8.3 - 9.2	8.9 - 8.1	3.1
2.	Modulus of elasticity (Gpa) Compress ive	3-20	41 - 45	110 - 117	230	185 - 205	73 - 117
3.	strength (Mpa) Tensile	130- 180	65 - 100	758 - 1117	450 - 1000	170 - 310	600
4.	strength (Mpam <sup>2</sup> )	3-6	15 - 40	55 - 115	Indeter minate	50 - 200	0.7

Walaupun magnesium dan paduannya memberikan karakteristik yang unggul, namun terdapat kelemahan yang menyertai logam tersebut diantaranya ialah rendahnya elastisitas dan tingginya laju korosi dalam tubuh. Implan magnesium memiliki angka laju korosi yang tinggi sebesar 19-44 mg/cm<sup>2</sup>/hari untuk total area muka implan seluas 9 cm<sup>2</sup> (Song 2007). Ketahanan logam magnesium dalam tubuh juga harus menjadi pertimbangan, karena implan paduan magnesium harus mampu mempertahankan sifat mekaniknya hingga 12 minggu agar cukup dalam proses penyembuhan (*healing time*) dari tulang (Staiger dkk., 2006).

## 2.5 Paduan Magnesium

Magnesium merupakan logam yang ringan dengan densitas sebesar 1,74 g/cm<sup>3</sup>. Magnesium bersifat 1,6 kali lebih ringan dari Al dan 4,5 kali lebih ringan dari baja. Besar ketangguhan patahnya lebih besar dari *biomaterial* keramik dan modulus elastisitasnya adalah 45 Gpa yang mendekati modulus elastisitas tulang manusia.

Untuk aplikasi teknik seringkali magnesium dipadukan dengan unsur lain dengan tujuan untuk meningkatkan sifat fisik, mekanik, ataupun biokompatibilitasnya sehingga dapat memberikan hasil yang terbaik bila digunakan dalam aplikasi orthopedi (Witte dkk, 2008).

Dalam aplikasi teknik, logam magnesium mempunyai ketahanan korosi yang buruk, terutama dalam larutan elektrolit dan lingkungan cair sehingga aplikasinya sebagai *biomaterial* kadang tidak cocok. Namun dengan adanya paduan dari logam lainnya bisa memperbaiki sifat mekanik dari logam magnesium itu sendiri sehingga menjadi material implan yang mampu bertahan sampai 12-18 minggu hingga jaringan tulang dapat tumbuh dan akhirnya sembuh (Witte dkk, 2008).

Aluminium (Al) berperan sebagai unsur paduan dalam magnesium yang berfungsi memberikan penguatan larutan padat dan pengerasan pengendapan. Kandungan aluminium pada magnesium secara langsung berdampak pada menurunkan laju korosi. Terbentuknya lapisan  $Al_2O_3$  merupakan alasan mengapa paduan magnesium dan aluminium akan meningkatkan ketahanan korosinya.

Zinc (Zn) ialah unsur yang terkandung melimpah pada tubuh sekaligus merupakan unsur dasar yang bernutrisi pada tubuh. Paduan antara magnesium dengan zinc akan memicu terjadinya penguatan kondisi padat dan penguatan akibat presipitasi. Penambahan Zn pada magnesium dapat meningkatkan batas toleransi terhadap pengotor seperti Fe, Ni, dan Cu. Peningkatan batas toleransi pengotor akan mengakibatkan pada meningkatnya ketahanan korosi karena mampu mengurangi kemungkinan terjadinya *galvanic corrosion* (Riaz dkk, 2018).

Berbagai paduan magnesium-aluminium yang cukup banyak digunakan sebagai *biomaterial* antara lain AZ91 (Mg-9Al-1Zn) dan AZ31 (Mg-3Al-Zn), yang mengandung unsur Zn sebagai tambahannya (Kirkland dkk, 2010). Masing-masing paduan magnesium tersebut memiliki perbedaan satu sama lain pada karakteristik mekaniknya, sebagaimana ditunjukkan pada **Tabel 2.3**.

Paduan ini memberikan kekuatan sebagai material implan, namun disisi lain menghasilkan ion  $Al^{3+}$  yang justru menurunkan biokompatibilitas. Adanya ion ini mampu berkombinasi dengan fosfat inorganik yang menyebabkan berkurangnya kandungan fosfat dalam tubuh yang berujung pada kerusakan otot.

**Tabel 2.3** Perbandingan sifat mekanik paduan magnesium, tulang, dan polimer (Gordavitarne dkk, 2017).

<i>Materials</i>	<i>Density (g/cm<sup>3</sup>)</i>	<i>Elastic modulus (Gpa)</i>	<i>Compressive strength (Mpa)</i>	<i>Tensile strength (Mpa)</i>
<i>Cortical Bone</i>	1,8 – 2,1	5 – 23	160 trans/ 240 long	35 trans/ 283 long
<i>Pure Mg</i>	1,74 2,0	– 45	20 – 115	90-190
<i>AZ31</i>	1,78	45	83 – 97	241-260
<i>AZ91</i>	1,81	45	160	230
<i>Polymers</i>	1,06 1,69	– 2 – 7	20	40

Mg AZ31 merupakan salah satu paduan magnesium yang paling luas penggunaannya dalam aplikasi material *biodegradable*. Paduan ini memiliki kandungan 3% Al dan 1% Zn yang mana merupakan komposisi terbaik bila dibandingkan dengan paduan magnesium AZ lainnya seperti AZ61, AZ80, AZ91 sebagai aplikasi biomedis (Mert dan Faruk, 2017).

Kandungan aluminium pada paduan ini tidak berakibat fatal pada tubuh karena masih dalam rentang batas toleransi tubuh, dimana batas normal keberadaan kandungan aluminium pada tubuh ialah 300 mg, dan level pada darah ialah 2.1-4.8  $\mu\text{g/L}$ . Dalam aplikasi biomedis konsentrasi paduan Mg-Al-Zn harus dikontrol agar mendapatkan standarisasi implan magnesium yang aman bagi tubuh (*biosafety*). Sehingga akan didapatkan desain dari paduan magnesium yang memiliki biokompatibilitas baik maupun *low*

*toxic* serta ketahanan korosi dan sifat mekanik yang baik (Chen dkk, 2019).

Beberapa penelitian juga menjelaskan bahwa paduan magnesium dan aluminium adalah paduan yang dapat menginisiasi pertumbuhan tulang, namun paduan ini terkorosi sangat cepat sehingga tidak memberi kesempatan jaringan baru untuk tumbuh sebagai pengganti jaringan yang rusak (Antoniac dan Laptoiu, 2010).

Beberapa paduan magnesium lainnya seperti AM50, LAE442, dan WE43 juga telah banyak diteliti melalui standar pengujian sebagai kandidat yang cocok sebagai *biomaterial* sebagai aplikasinya sebagai *degradable material* untuk implan tulang (Hort dkk, 2010).

Berikut terlampir paduan magnesium yang sering digunakan aplikasinya sebagai *biodegradable implant*, pada **Tabel 2.4**, **Tabel 2.5**, **Tabel 2.6**, dan **Tabel 2.7**.

**Tabel 2.4** Tabel komposisi paduan Mg AZ91D (Aravindan dkk, 2015)

<b>Material Percent</b>	Cu	Si	Fe	Ni	Mn
	0,002	0,034	0,002	0,001	0,03
<b>Material Percent</b>	Zn	Pb	Sn	Al	Mg
	0,775	0,001	0,002	8,4	90,753

**Tabel 2.5** Tabel komposisi paduan Mg AZ31 (Kun dkk, 2010)

<b>Material Percent</b>	Al	Zn	Mn	Cu
	2,45	0,92	0,31	0,006
<b>Material Percent</b>	Ni	Si	Fe	Mg
	0,002	0,07	0,0023	96,2397



**Tabel 2.6** Tabel komposisi *bare/pure* magnesium (Zhao dkk, 2010)

<b>Material</b>	Mg	Fe	Si	Ni
<b>Percent</b>	99,97	0,003	0,01	0,001
<b>Material</b>	Cu	Al	Mn	Cl
<b>Percent</b>	0,002	0,01	0,01	0,003

**Tabel 2.7** Tabel komposisi paduan Mg AM50 (Kielbus dkk, 2006)

<b>Material</b>	Mg	Si	Fe	Ni	Mn
<b>Percent</b>	<i>balance</i>	<0,05	<0,004	<0,01	0,45
<b>Material</b>	Zn	Be	Si	Al	
<b>Percent</b>	0,2	0,001	<0,05	4,9	

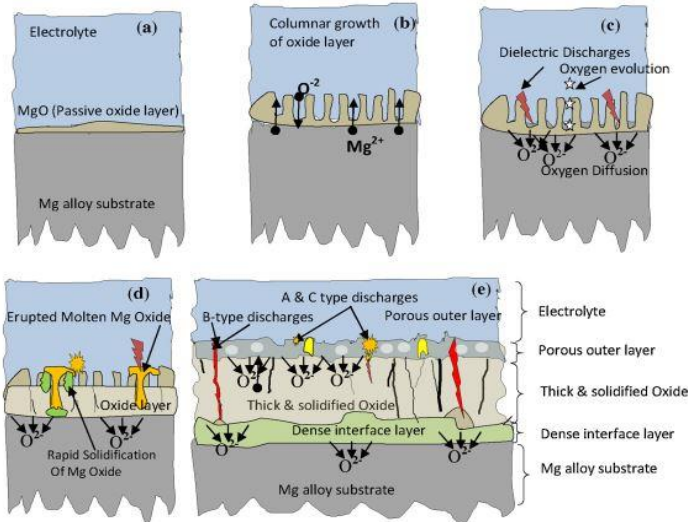
## 2.6 Plasma Electrolytic Oxidation (PEO)

*Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) atau yang biasa disebut dengan *Micro Arc Oxidation* (MAO) atau *Anodic Spark Oxidation* (ASD) ialah proses pelapisan oksida terhadap substrat logam seperti aluminium, magnesium, zirconium, titanium, tantalum, dan logam sejenis dengan proses yang lebih ekonomis, efisien, dan ramah lingkungan. Lapisan oksida dari proses PEO tersebut dapat dikontrol secara morfologi dan komposisi, memiliki ikatan yang kuat dengan substrat, memiliki kemampuan elektrik yang baik, sifat termal yang bagus, tingginya *microhardness*, dan kualitas yang tinggi akan beban geser, serta ketahanan korosi yang mumpuni (Stojadinovic dan Stevan, 2013).

Metode ini cukup banyak digunakan untuk proteksi logam dan paduannya. Dalam metode pelapisan ini melibatkan beda potensial yang tinggi dalam prosesnya. Adanya interaksi antara substrat dengan beda potensial mampu menciptakan adanya pelepasan plasma / *spark* sebagai tanda dari terbentuknya lapisan oksida pada substrat bersamaan dengan keluarnya gas (Malayoglu dkk, 2010).

Terdapat banyak faktor yang mempengaruhi sifat lapisan oksida ataupun lapisan tipis dari perlakuan PEO, seperti parameter

kelistrikan (beda potensial/ arus/ *power density*, dan frekuensi), komposisi dari logam atau paduannya, maupun karakteristik dari elektrolitnya (Dou dkk, 2017).



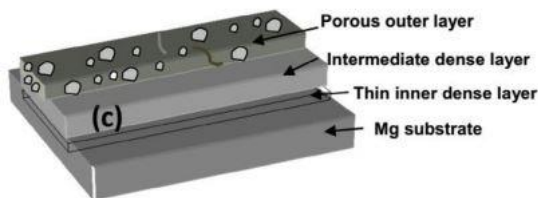
**Gambar 2.7** Mekanisme terbentuknya lapisan PEO (Hussein dkk, 2013)

Terbentuknya lapisan oksida pada permukaan substrat sesuai pada **Gambar 2.7** dengan berbagai tahapan yaitu ;

- a) Adanya beda potensial listrik yang diberikan pada magnesium akan menginisiasi terbentuknya lapisan tipis ( $\text{MgO}$ ) pada permukaan substrat serta menebalkan lapisan tersebut (pada beda potensial yang rendah).
- b) Saat permukaan magnesium sudah tertutupi oleh lapisan pasif (*non conductive*) sebelumnya, maka potensial listrik antara substrat dengan elektrolit meningkat dengan cepat. Adanya besar hambatan pada substrat menandakan adanya lapisan, sehingga menebalkan lapisan oksida di waktu yang lama.

- c) Disaat tegangan sudah berada di angka tegangan yang cukup tinggi ( $>100$  Volt) akan terus meningkat hingga lapisan oksida yang bersifat isolator/ dielektrik akan memenuhi permukaan substrat. Peristiwa tersebut disertai dengan pelepasan plasma pada lapisan.
- d) Keluarnya lelehan magnesium dari permukaan lapisan akibat tingginya temperatur pada permukaan substrat, dimana lelehan tersebut akan mengalami pendinginan/kristalisasi yang cepat akibat kontak dengan elektrolit sehingga akan membentuk lapisan keramik.
- e) Terjadi dekomposisi dari logam hidroksida menjadi oksida serta terjadinya pembentukan senyawa yang kompleks.  
(Hussein dkk, 2013)

Pada PEO terdapat tiga proses yang terjadi secara simultan yaitu reaksi elektrokimia, reaksi kimia plasma, serta difusi termal oksigen. Pelepasan energi pada permukaan substrat berdampak pada struktur lapisan dan sifat fisik dan mekanik dari lapisan tersebut. Lapisan oksida yang terbentuk melalui proses PEO biasanya terdiri dari fasa kristalin dan amorf dengan unsur pokok berasal dari substrat maupun elektrolit (Stojadinovic dan Stevan, 2013). Lapisan PEO pada substrat terdiri dari tiga lapisan utama yaitu *porous outer layer*, *intermediate dense layer*, dan *thin inner dense layer* sesuai ilustrasi pada **Gambar 2.8**. (Darband dkk, 2017)



**Gambar 2. 8** Struktur lapisan PEO (Darband dkk, 2017)

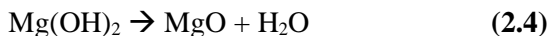
Fasa alami yang terbentuk pada lapisan PEO akan dipengaruhi oleh jenis substrat dan elektrolit yang digunakan. Pada proses PEO yang menggunakan substrat magnesium, substrat tersebut akan ditempatkan sebagai anoda yang dicelupkan dalam larutan elektrolit seperti sodium silikat ( $\text{Na}_2\text{SiO}_3$ ), sehingga reaksi terlarut akan terjadi dengan munculnya ion magnesium akibat pengaruh elektrik yang terjadi pada substrat.



Pembentukan lapisan oksida pada magnesium terjadi karena adanya difusi ke arah luar pada ion magnesium  $\text{Mg}^{2+}$  dan difusi ke dalam oleh ion  $\text{SiO}_3^{2-}$  dan  $\text{OH}^-$  dibawah pengaruh beda potensial. Pembentukan lapisan yang akan terjadi pada salah satu elektrolit akan menghasilkan fasa *forsterite* ( $\text{Mg}_2\text{SiO}_4$ ) dengan persamaan sebagai berikut.

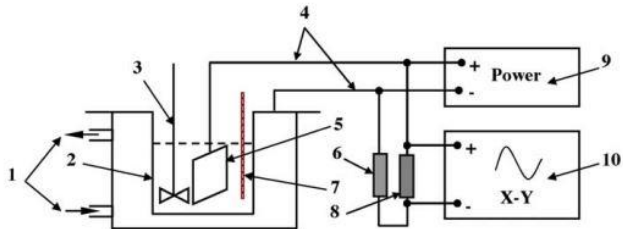


Fasa lain seperti *periclase* ( $\text{MgO}$ ) juga terbentuk akibat terdekomposisinya  $\text{Mg}(\text{OH})_2$  melalui persamaan



(Darband dkk, 2017)

Keseluruhan komponen peralatan yang dibutuhkan untuk melakukan proses oksidasi menggunakan *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO), diilustrasikan pada **Gambar 2.9**.

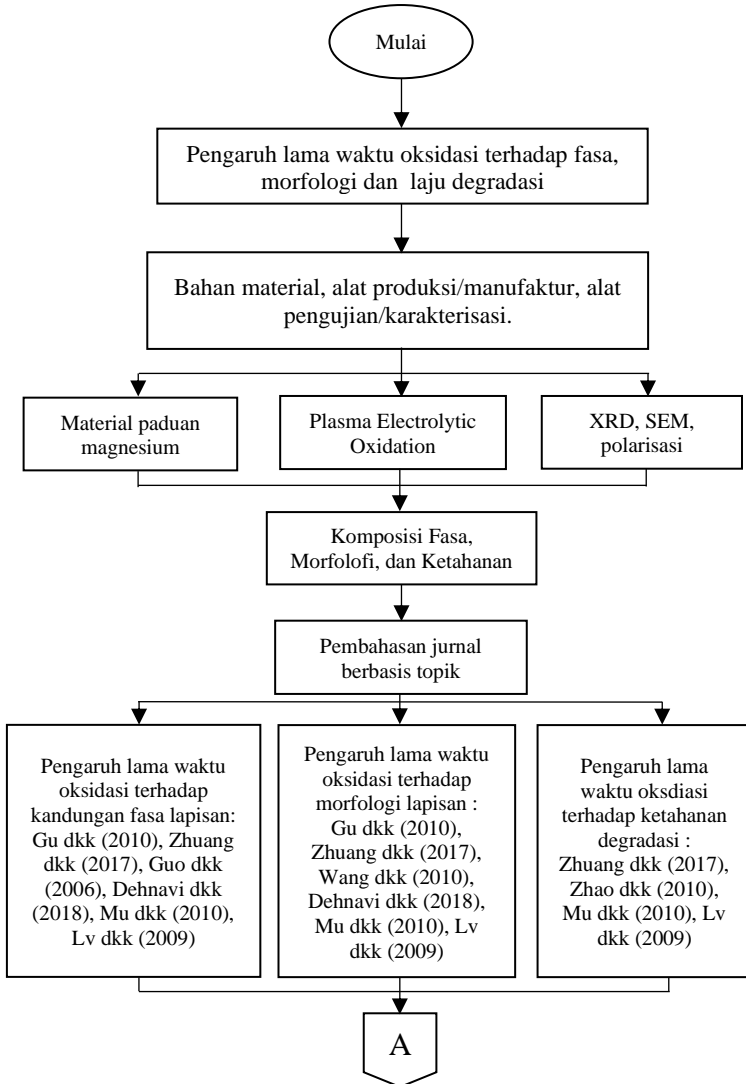


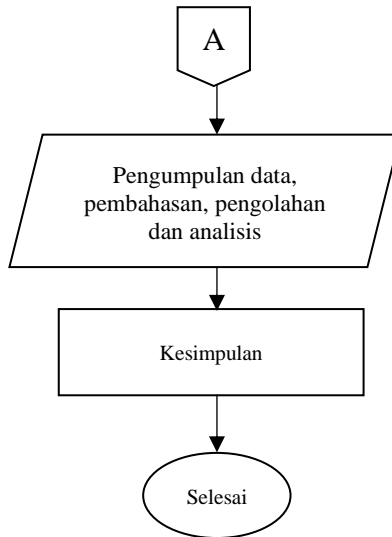
**Gambar 2.9** Skema diagram proses PEO (1) cooling water, (2) katoda, (3) pengaduk, (4) kabel penghubung, (5) anoda, (6) resistor kapasitas besar, (7) *thermometer*, (8) resistor kecil, (9) *power supply*, (10) grafik recorder (Guo dkk, 2006).

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*

# BAB III METODOLOGI PENGULASAN

## 3.1 Diagram Alir





**Gambar 3.1** Diagram Alir

### 3.2 Metode Pengulasan (*Review*)

Metode yang digunakan pada perancangan *paper review* ini adalah :

#### 1. Studi Literatur

Metode ini mengacu pada sumber-sumber pustaka terpercaya seperti buku-buku, jurnal, paten dan penelitian serupa mengenai *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) pada paduan magnesium yang meneliti pengaruh lama waktu oksidasi terhadap morfologi dan laju degradasi dalam aplikasi *biodegradable implant*.

#### 2. Analisis dan perbandingan

Salah satu aspek penting dalam studi literatur yang dilakukan ialah adanya analisis dan perbandingan antara sumber literatur satu dengan yang lainnya demi menambah wawasan penulis agar mampu memahami korelasi dan kesesuaian antar sumber secara komprehensif.



### 3.2.1 Analisis Proses Preparasi dan Pelapisan

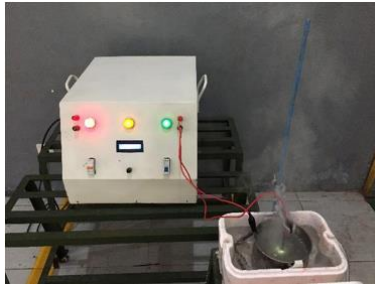
Material yang digunakan pada studi literatur ini merupakan jenis dari paduan magnesium yang memiliki sifat biokompatibilitas yang baik terhadap tubuh manusia serta sudah diteliti secara luas untuk aplikasinya sebagai *biodegradable implant*, yaitu paduan ;

1. Mg AZ31 : Gu dkk (2010), Zhuang dkk (2017), Wang dkk (2010)
2. Mg AZ31B : Guo dkk (2006)
3. Mg AM50 : Dehnavi dkk (2018)
4. *Bare magnesium* : Zhao dkk (2010)
5. Mg AZ91D : Mu dkk (2010) dan Lv dkk (2009)

Pada literatur dijelaskan bahwa material yang digunakan akan melalui tahap preparasi terlebih dahulu sebelum dilakukan proses pelapisan. Tahap preparasi yang dilakukan seperti proses pengamplasan (*grinding*) yang bertujuan untuk mendapatkan kekasaran substrat yang homogen, pemotongan (*cutting*) yang berfungsi untuk mempermudah proses pelapisan PEO pada alat, serta pembersihan lebih lanjut (*cleaning*) untuk memberikan kebersihan optimal pada permukaan substrat demi menghindari terbentuknya lapisan dengan kualitas yang tidak diinginkan.

Pemaparan mengenai larutan elektrolit yang digunakan juga dijelaskan oleh tiap-tiap literatur, di mana elektrolit tersebut merupakan hasil daripada pencampuran senyawa-senyawa kimia. **Gambar 3.2** contoh skema peralatan yang digunakan dalam proses pelapisan PEO.

Literatur-literatur berisikan mengenai proses pelapisan dengan berbagai parameter elektrik (beda potensial, rapat arus, dan arus listrik) yang dijelaskan dengan menyesuaikan dari batasan masalah yang ditentukan sebelumnya.



**Gambar 3.2** Peralatan *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO)

### 3.2.2 Analisis dan Perbandingan Hasil Pengujian

#### 3.2.2.1 Pengujian *X-Ray Diffraction* (XRD)

*X-Ray Diffraction* (XRD) merupakan suatu metode analisis yang bertujuan untuk mengidentifikasi fasa kristalin, semi kristalin, ataupun non kristalin pada material. Uji XRD menggunakan radiasi *x-ray* yang ditembakkan ke arah sampel yang kemudian terpantul ke detektor dan direkam dalam bentuk grafik hubungan intensitas terhadap  $2\theta$ . Hasil pengujian XRD juga dapat menunjukkan data kualitatif dan semi kualitatif pada padatan atau sampel. Pada **Gambar 3.3** merupakan penampang mesin uji XRD.

Studi literatur yang dilakukan akan menganalisis dan membandingkan hasil uji XRD yang didapat dari masing-masing sumber dengan variasi waktu oksidasi yang telah ditentukan dari sumber terkait.



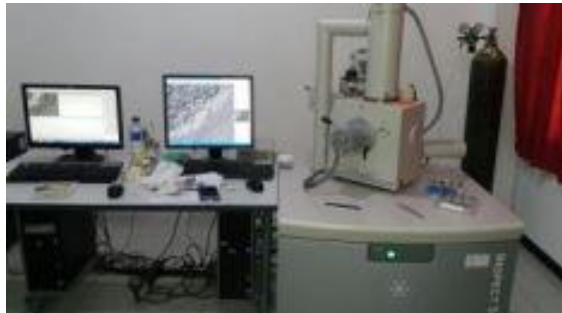
**Gambar 3.3** Alat *X-Ray Diffraction* (XRD)

### 3.2.2.2 Pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM) dilakukan untuk mendapatkan hasil morfologi permukaan substrat dan penampang melintang (*cross section*) untuk melihat ketebalan lapisan oksida yang melapisi substrat baik yang diberikan perlakuan ataupun tidak.

Cara kerja mesin SEM ialah menembakkan elektron berenergi tinggi ke arah sampel, sehingga menimbulkan pantulan yang akan memberikan informasi berupa objek visual dari morfologi permukaan sampel. Ditunjukkan mesin uji SEM berdasarkan pada **Gambar 3.4**.

Penampang daripada hasil uji SEM yang terkandung dalam literatur, nantinya akan dianalisis lebih lanjut, dengan membandingkannya dari satu sumber dengan sumber lainnya agar diperoleh suatu korelasi yang tepat berdasarkan teori yang ada.



**Gambar 3.4** Alat *Scanning Electron Microscope* (SEM)

### 3.2.2.3 Pengujian Tafel (*Potentiodynamic polarization test*)

Pada pengujian tafel biasa digunakan alat yang bernama potensiotat, yang berperan sebagai pengatur perbedaan potensial antara elektroda kerja (sampel) dengan elektroda acuan. Elektroda bantu berbahan karbon juga digunakan sebagai elektroda bantu. Ketiga elektroda tersebut berada dalam sel elektrokimia. Alat potensiotat tersebut akan memasukkan arus ke dalam sel melalui elektroda pembantu.

Besar nilai dari potensial korosi ( $E_{\text{corr}}$ ) dan rapat arus korosi ( $i_{\text{corr}}$ ) merupakan hasil perpotongan anodik dan katodik dari kurva polarisasi yaitu kurva hubungan antara potensial dan rapat arus. Pada pengolahan hasil polarisasi tersebut akan dilakukan ekstrapolasi pada kurva log arus versus potensial untuk menentukan nilai arus korosi ( $i_{\text{corr}}$ ). Ekstrapolasi dilakukan dengan memilih kurva yang mengandung potensial korosi ( $E_{\text{corr}}$ ), yang mana didefinisikan sebagai potensial pada saat kecepatan total dari reaksi anodik seimbang dengan kecepatan total dari semua reaksi katodik. Hasil ekstrapolasi akan menghasilkan titik dengan koordinat ( $i_{\text{cor}}, E_{\text{corr}}$ ) dari hasil perpotongannya. Nilai  $i_{\text{corr}}$  yang telah ditentukan nilainya bisa digunakan untuk mencari nilai laju degradasinya. Peralatan uji *potentiodynamic polarization* yang biasa digunakan ditunjukkan sebagaimana pada **Gambar 3.6**.

Selanjutnya untuk mengetahui nilai laju degradasi setelah didapatkan nilai  $i_{\text{corr}}$  dari uji *potentiodynamic polarization*, dapat digunakan persamaan **3.1** yang mengacu pada standar ASTM G5.

$$DR = 3,27 \times 10^{-3} ((i_{\text{corr}} \cdot EW) / \rho) \quad (3.1)$$

Dimana :

- DR = laju degradasi (mmpy)  
EW = *equivalent weight* (gram)  
 $\rho$  = *density* (g/cm<sup>3</sup>)  
 $i_{\text{corr}}$  = rapat arus ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )

Grafik yang dihasilkan pada masing-masing variasi waktu oksidasi dari uji tafel ditiap literatur nantinya akan diulas mengenai pengaruhnya terhadap laju degradasi yang dihasilkan. Perbandingan dari berbagai sumber juga turut dilakukan untuk menemukan hubungan yang komprehensif.



**Gambar 3.5** Peralatan pengujian *potentiodynamic polarization*

### **3.3 Rancangan Pengulasan (*Review*)**

Dalam melakukan *paper review* ini terdapat rancangan pengulasan dengan sistematikan kerangka berpikir yang dilakukan untuk mempermudah proses pengulasan sebagaimana ditunjukkan pada **Tabel 3.1** :

**Tabel 3.1** Tabel rancangan *paper review*

Material		Aspek pengujian			
		Hasil Uji XRD	Hasil Uji SEM	Hasil Uji SEM <i>cross section</i>	<i>Potential dynamic polarization</i>
Mg AZ31	(Gu dkk, 2010)	✓	✓	✓	✓
	Zhuang dkk (2017)	✓	✓	✓	✓
	Wang dkk (2010)		✓	✓	✓
Mg AZ31B	Guo dkk (2006)	✓			
Mg AM50	Dehnavi dkk (2018)	✓	✓	✓	
Bare Magnesium	Zhao dkk (2010)				✓
Mg AZ91D	Mu dkk (2010)	✓	✓	✓	✓
	Lv dkk (2009)	✓	✓	✓	✓

## BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

### 4.1 Analisis Fasa Permukaan Lapisan PEO

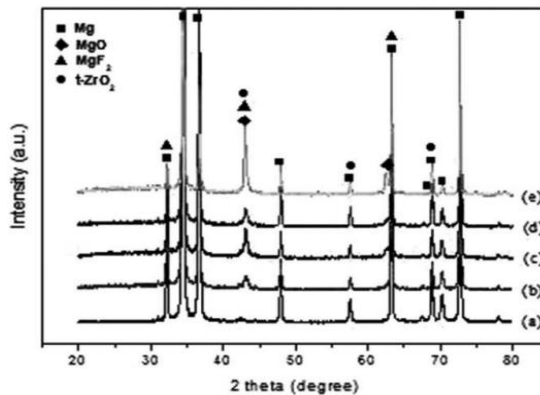
Analisis fasa merupakan cara untuk mengetahui kandungan fasa apa saja yang terdapat pada lapisan oksida yang terbentuk dari hasil proses pelapisan PEO. Fasa yang terbentuk pada permukaan merupakan salah satu parameter yang bisa menentukan karakteristik daripada lapisan. Cara yang paling umum digunakan untuk mengidentifikasi fasa yang terkandung pada lapisan oksida ialah dengan melakukan pengujian *X-Ray Diffraction* (XRD). Mengidentifikasi entitas dari fasa yang terbentuk serta susunan senyawa (kristalin atau amorf) merupakan keluaran hasil dari pengujian ini.

Oleh karena itu beberapa hasil dari penelitian yang telah dilakukan mengenai pengaruh lama waktu oksidasi PEO yang digunakan terhadap fasa yang terbentuk pada permukaan substrat paduan magnesium akan dipaparkan.

Menurut penelitian yang dilakukan oleh Zhuang dkk (2017) didapatkan bahwa terdapat perbedaan komposisi fasa yang terbentuk dari berbagai variasi lama waktu oksidasi yang diberikan. Zhuang dkk (2017) menggunakan paduan magnesium berjenis AZ31 sebagai substrat yang dicelup dengan berbagai campuran elektrolit alkali dengan kandungan 12 g/L  $\text{Na}_3\text{PO}_4$ , 2 g/L KOH, dan 2,5 g/L  $\text{K}_2\text{ZrF}_6$ . Nilai daya *power supply* yang digunakan sebesar 30 kW dengan rapat arus konstan sebesar 10 A/dm<sup>2</sup>. Lama waktu oksidasi yang dilakukan pada penelitian tersebut sebesar 5, 10, 15, dan 20 menit.

Pengujian XRD yang dilakukan menggunakan spesifikasi Digaku D/max-2500 *X-ray Diffractometer* dengan radiasi Cu-K $\alpha$ . Hasil pengujian XRD yang ditampilkan pada **Gambar 4.1** menunjukkan jika senyawa lapisan yang terbentuk pada lapisan oksida umumnya tersusun dari fasa MgO, MgF<sub>2</sub>, dan t-ZrO<sub>2</sub>. Fasa utama yang ditetapkan didasari dari hasil *peak* tertinggi yang digambarkan pada pola pengujian XRD yang dihasilkan. Ikatan

kimia lainnya seperti ikatan yang tersusun dari anion fosfat tidak terdeteksi dengan jelas. Hal ini dikarenakan ikatan tersebut membentuk lapisan oksida pada lapisan yang bersifat *amorphous* sehingga tidak ditandai dengan bentuk *peak* yang tinggi.



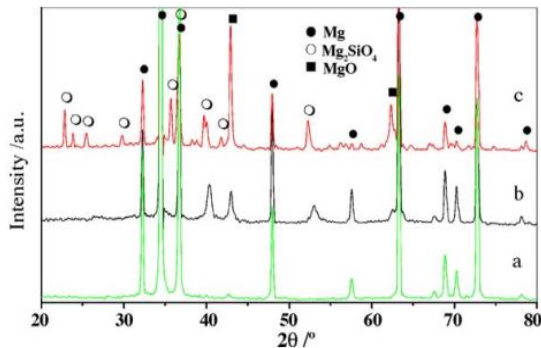
**Gambar 4.1** Hasil pengujian XRD pada (a) Mg AZ31 tanpa perlakuan, dan Mg AZ31 dengan lama waktu oksidasi : (b) 5 menit, (c) 10 menit, (d) 15 menit, (e) 20 menit (Zhuang dkk, 2017)

*Peaks* yang terbentuk menggambarkan adanya pertumbuhan senyawa MgF<sub>2</sub> dan t-ZrO<sub>2</sub> dari *fluorozirconate* pada larutan KZrF<sub>6</sub> dalam proses PEO yang dilakukan.

Jika dibandingkan komposisi fasa yang terbentuk dari lama waktu oksidasi yang satu dengan yang lainnya ditemukan perbedaan dalam hal intensitas difraksi *peaks* yang dihasilkan. Seiring bertambahnya lama waktu oksidasi, intensitas *peaks* dari Mg menurun, namun senyawa-senyawa pada lapisan oksida (MgO, MgF<sub>2</sub>, dan t-ZrO<sub>2</sub>) memiliki intensitas *peaks* yang umumnya meningkat. Hal ini juga akan memengaruhi dari ketebalan yang dihasilkan nantinya



Hasil penelitian yang dikemukakan oleh Zhuang dkk (2017) sesuai dengan apa yang didapat oleh penelitian oleh Guo dkk (2006). Guo dkk (2006) melakukan penelitian serupa dengan menggunakan substrat dari Mg AZ31B dan variasi lama waktu oksidasi sebesar 15 dan 30 menit. Larutan elektrolit yang digunakan dalam percobaan tersebut terdiri dari 6 g/L  $\text{Na}_2\text{SiO}_3$ , 2 g/L NaF, 2 g/L KOH, dan 10 ml/L gliserol dengan rapat arus konstan yang digunakan sebesar  $30 \text{ mA/cm}^2$ .



**Gambar 4.2** Hasil pengujian XRD pada (a) Mg AZ31B tanpa perlakuan dan Mg AZ31B dengan lama waktu oksidasi : (b) 15 menit, (c) 30 menit (Guo dkk, 2006)

Berdasarkan hasil pengujian XRD (*Philips X'pert, Holland*, 40 kV, 30 mA) dengan Cu  $K_\alpha$  sesuai pada **Gambar 4. 2** didapatkan pola *peaks* yang telah dibandingkan dengan ASTM *standard* merupakan lapisan yang membentuk fasa  $\text{Mg}_2\text{SiO}_4$  dan MgO. Adanya intensitas *peaks* yang menunjukkan substrat paduan tergambar dengan jelas, menandakan bahwa *X-ray* mampu menembus ke dalam *ceramic coating* melalui pori yang terbentuk (*porous structure*).

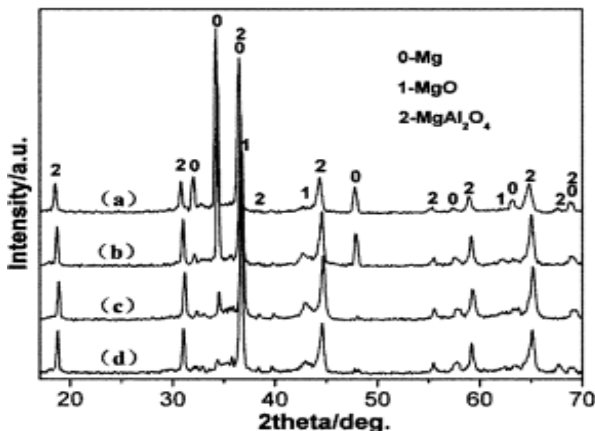
Pada penambahan lama waktu oksidasi akan meningkatkan ketebalan lapisan, sehingga *X-ray* tidak akan mudah untuk menembus (*penetrate*) *ceramic coating*. Terlihat pada lama waktu

oksidasi 20 menit, fasa  $Mg_2SiO_4$  banyak terdeteksi berdasarkan kesesuaian *peaks*.

Hal ini menggambarkan jika permukaan lapisan sudah dipenuhi dengan senyawa kristalin sehingga menjadi semakin jelas terkandung pada lapisan bahwa yang terbentuk adalah *ceramic coating*.

Mu dkk (2011) turut melakukan proses pelapisan menggunakan metode PEO untuk mengetahui pengaruh daripada variasi waktu oksidasi yang diberikan pada masing-masing substrat dari paduan Mg AZ91D. Penelitian yang dilakukan menggunakan substrat dengan ukuran (20 mm x 15 mm x 6 mm) yang nantinya akan dicelupkan pada larutan elektrolit dengan kandungan utama terdiri dari  $NaAlO_2$  dan beberapa tambahan aditif yang terdeionisasi.

Variasi waktu oksidasi yang digunakan oleh Mu dkk berturut-turut ialah 5, 20, 40, dan 60 menit dengan beda potensial dan besar frekuensi yang digunakan sebesar 480 V dan 100 Hz, serta temperatur yang dijaga di angka  $30^\circ$ .



**Gambar 4.3** Hasil pengujian XRD pada Mg AZ91D dengan variasi waktu oksidasi (a) 5 menit, (b) 20 menit, (c) 40 menit, dan (d) 60 menit (Mu dkk, 2010)

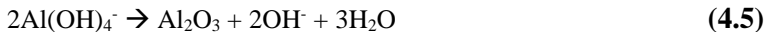
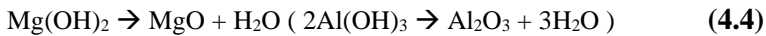
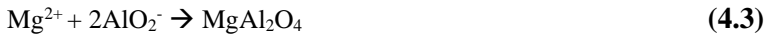
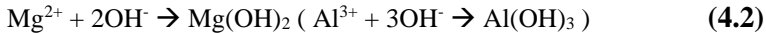
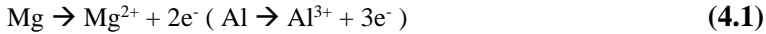
**Gambar 4.3** menunjukkan grafik hasil pengujian XRD (D/MAX-2200PC, Japan) yang terbentuk pada berbagai variasi waktu oksidasi. Terlihat jika lapisan yang terbentuk pada permukaan umumnya terdiri dari fasa  $MgAl_2O_4$  dan  $MgO$ . Pada *peaks* yang terbentuk disetiap variasi waktu oksidasi menunjukkan bahwa fasa  $MgAl_2O_4$  mengalami peningkatan intensitas yang signifikan seiring dengan bertambahnya waktu oksidasi, sementara fasa  $MgO$  tidak terdapat peningkatan *peaks* yang signifikan.

Hal ini mengindikasikan bahwa ion  $AlO_2^-$  bereaksi dengan substrat pada elektrolit, dimana lamanya waktu oksidasi pada proses PEO memberikan pengaruh yang besar terhadap komposisi lapisan yang terbentuk pada Mg AZ91D (Mu dkk, 2010).

Berdasarkan observasi yang dilakukan Mu dkk menunjukkan bahwa komponen fasa dari proses PEO berbeda dengan fasa *amorphous* pada proses *anodic oxidation* biasa. PEO dapat membuat fasa amorf menjadi fasa kristalin melalui proses yang melibatkan temperatur dan tekanan yang tinggi melalui proses *sintering*. Lapisan yang tersusun atas  $MgAl_2O_4/MgO$  mengindikasikan jika terjadi penggabungan antara ion  $AlO_2^-$  dan  $OH^-$  untuk membentuk lapisan.

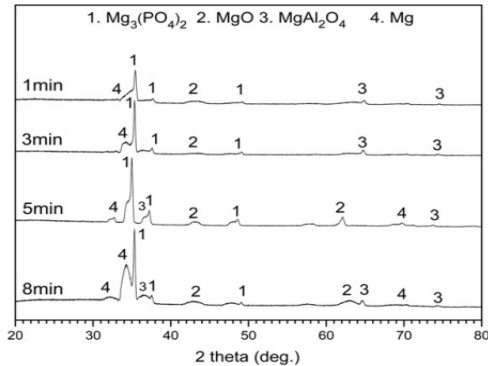
Proses yang mungkin terjadi dapat penggabungan tersebut dimulai dari adanya pengaruh dari *electric field* menyebabkan timbulnya ion  $Mg^{2+}$  dan  $Al^{3+}$  dari Mg AZ91D pada persamaan 4.1. ion ini akan terkombinasi oleh ion  $OH^-$  dan  $AlO_2^-$  dari larutan  $NaAlO_2$  untuk membentuk  $Mg(OH)_2$ ,  $Al(OH)_3$ , dan  $MgAl_2O_4$  sebagaimana dijabarkan pada persamaan 4.2 dan 4.3. Akibat adanya senyawa  $AlO_2^-$  yang merupakan senyawa yang relatif kurang stabil, maka  $AlO_2^-$  dapat berinteraksi dengan air pada larutan untuk membentuk  $Al(OH)_4^-$  (Krishna dkk, 2003). Saat kondisi energi termal mencapai puncak yang tinggi (*extreme*) akibat dari *sparks*, menyebabkan proses dehidrasi dari *hydroxide* ( persamaan 4.4 dan 4.5 ) (Yerokhin dkk, 2002). Temperatur tersebut bisa mencapai 3000-10000 K pada proses PEO (Ma dkk 2006). Sehingga fasa terbentuk dari tingginya temperatur lokal, dan diketahui bahwa senyawa tersebut ada sesuai dengan diagram fasa

MgO-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> yaitu MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub> (Sarkar dan Banerjee, 1999). Sehingga saat munculnya *spark / micro arc* reaksi pada persamaan 4.6 terbentuk.



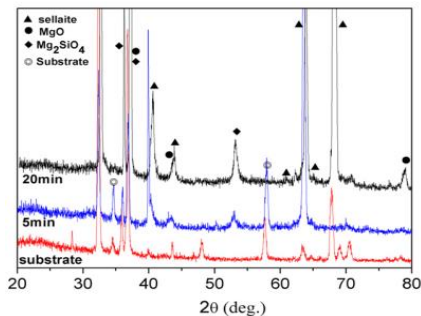
Pada tahun 2012 Gu dkk melakukan eksperimen PEO dengan substrat Mg AZ31. Pada percobaan tersebut dilakukan proses pelapisan dengan metode PEO menggunakan larutan encer dari *sodium phosphate* dengan konsentrasi 30 g/L. Parameter lainnya digunakan DC *voltage* sebesar 325 V, rapat arus sebesar 150 mA/cm<sup>2</sup> dan frekuensi sebesar 3000 Hz. Proses pelapisan menggunakan waktu oksidasi berturut-turut sebesar 1, 3, 5, dan 8 menit.

Hasil daripada pengujian yang dilakukan oleh Gu dkk (2012) ditunjukkan pada **Gambar 4.4**. Dapat dilihat lapisan yang terbentuk umumnya mengandung fasa Mg, MgO, MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>, dan Mg<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>. Adanya variasi dari lamanya waktu oksidasi yang digunakan hanya memberikan pengaruh yang kecil terhadap komposisi fasa yang dihasilkan pada lapisan oksida yang terbentuk. Intensitas *peaks* dari MgO meningkat seiring dengan meningkatnya waktu oksidasi. Pada perlakuan lama waktu oksidasi sebesar 5 dan 8 menit terlihat bahwa sebagian besar *peaks* lebih besar dibandingkan dengan variasi lama waktu 1 dan 3 menit.



**Gambar 4.4** Hasil pengujian XRD pada Mg AZ31 dengan lama waktu oksidasi 1, 3, 5, dan 8 menit (Gu dkk, 2012)

Pada waktu oksidasi 1 dan 3 menit tidak banyak terdeteksi fasa  $MgAl_2O_4$ . Hal ini memungkinkan bahwa terjadi *discharge time* yang lebih pendek selama proses PEO. Kehadiran fasa  $Mg_3(PO)_4$  mengindikasikan adanya partisipasi ion  $Na_3PO_4$  dalam proses pertumbuhan lapisan oksida (Gu dkk, 2012)



**Gambar 4.5** Hasil pengujian XRD pada Mg AZ91D dengan tanpa perlakuan dan perlakuan lama waktu oksidasi 5 dan 20 menit (Lv dkk, 2009)

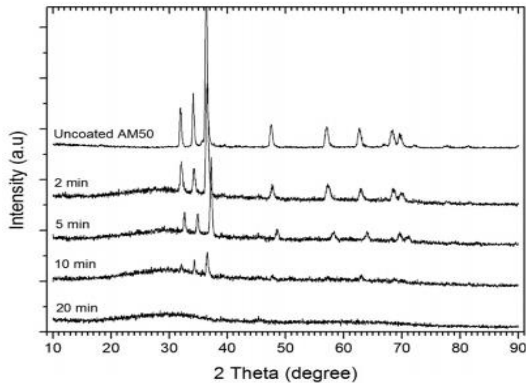
Lv dkk juga melakukan pengujian komposisi fasa dan kimia dari lapisan PEO menggunakan uji XRD pada tahun 2009.

Penelitian tersebut menggunakan spesimen paduan magnesium AZ91D dengan ukuran (20 mm x 10 mm x 2 mm) yang telah dilapiskan lapisan keramik (*ceramic oxide*) menggunakan metode PEO dengan sumber arus DC dengan frekuensi modulasi sebesar 800 Hz.

Larutan elektrolit yang digunakan dalam penelitian tersebut terdiri dari campuran 10 g/L  $\text{Na}_2\text{SiO}_3$ , 8 g/L NaF, dan 2 g/L NaOH. Besarnya rapat arus yang digunakan untuk menjalankan proses pelapisan sebesar 2 A/dm<sup>2</sup> yang diatur konstan hingga mencapai tegangan diangka 160 V.

Pada **Gambar 4.5** merupakan hasil daripada pengujian XRD ( $\text{Cu K}_\alpha$  radiation) yang dilakukan dengan variasi sampel tanpa perlakuan dan dengan perlakuan lama waktu oksidasi sebesar 5 dan 20 menit. Hasil tersebut menentukan bahwa lapisan PEO umumnya tersusun dari  $\text{Mg}_2\text{SiO}_4$ ,  $\text{MgF}_2$  (*sellaite*), dan MgO. Pada lapisan oksida dengan lama perlakuan 5 menit, *peaks* yang terukur pada fasa cenderung kecil (*weak*) dan *peaks* dari substrat masih ditemukan. Namun pada sampel dengan lama perlakuan 20 menit, *peaks* yang terdeteksi terdiri atas senyawa fasa yang tumbuh lebih tinggi serta *peaks* substrat telah hilang. Hal ini mengindikasikan bahwa terjadi *discharge* secara intens (terus menerus) pada proses oksidasi yang mana memberikan energi dan temperatur yang lebih tinggi, di mana kondisi tersebut lebih menguntungkan untuk membentuk fasa kristalin (Lv dkk, 2009).

Penelitian lainnya juga dilakukan oleh Dehnavi dkk (2018), di mana substrat yang digunakan ialah Magnesium AM50. Masing-masing substrat dilakukan percobaan dengan waktu oksidasi yang bervariasi, mulai dari 2, 5, 10, dan 20 menit. Pelapisan PEO dilakukan dengan menggunakan larutan elektrolit dengan komposisi 20 g/L NaOH, 80 g/L  $\text{Na}_2\text{SiO}_3 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$  dan 80 g/L  $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$ . Semua sampel diberikan rapat arus konstan sebesar 40mA/cm<sup>2</sup> dengan menggunakan DC *power supply*.



**Gambar 4.6** Hasil pengujian XRD pada Mg AM50 dengan variasi lama waktu oksidasi 2, 5, 10, dan 20 menit (Dehnavi, 2018)

Berdasarkan pola difraksi yang dihasilkan oleh hasil pengujian XRD (Inel CPS X-ray diffractometer dengan radiasi Cu  $K\alpha$ ), didapatkan hasil sebagaimana ditunjukkan pada **Gambar 4.6**. Terdapat perbedaan dengan penelitian yang dilakukan oleh Zhuang dkk (2017), Guo dkk (2006), Mu dkk (2010), Gu dkk (2012) dan Lv dkk (2009) di mana hasil XRD yang didapat menunjukkan semakin lamanya waktu oksidasi yang dilakukan, justru mengecilkan *peaks* pada senyawa-senyawa kristalin tersebut, hingga saat menyentuh lama waktu oksidasi 20 menit *peaks* tidak terlihat lagi. Mengecilnya *peaks* yang didapat mengindikasikan bahwasanya fasa yang terbentuk bukan lagi berfasa kristalin melainkan fasa *a* yang ditandai dengan melebarnya *shallow peak* yang terbentuk pada  $2\theta$  dalam rentang  $20^\circ$ - $35^\circ$  dan  $45^\circ$ - $70^\circ$  yang mengakibatkan terjadinya penurunan intensitas pada *peaks*.

Berdasarkan beberapa penelitian yang telah dilakukan oleh Zhuang dkk (2017), Guo dkk (2006), Gu dkk (2012) Mu dkk (2010) dan Lv dkk (2009) menunjukkan bahwa terdapat hubungan yang sesuai bila lamanya waktu oksidasi pada proses pelapisan

metode PEO dapat memengaruhi kandungan senyawa yang terbentuk pada lapisan oksida dengan meningkatkan intensitas *peak* pada senyawa yang terbentuk. Lamanya waktu oksidasi yang digunakan memberikan kesempatan untuk melakukan proses difusi antara ion pada substrat dan elektrolit dari adanya *discharge*.

Proses difusi ini yang nantinya menyebabkan terbentuknya senyawa-senyawa pada lapisan, sehingga pada saat proses difusi tersebut berjalan lebih lama, akan berimbas terhadap terbentuknya banyak senyawa yang terbentuk karena kesempatan ion pada substrat dan elektrolit untuk saling bereaksi dan membentuk senyawa pada lapisan akan semakin sempurna.

Seiring bertambahnya waktu oksidasi yang diberikan, hal ini akan memicu terjadinya *dielectric breakdown* yang memicu terjadinya *discharge* (pelepasan) ion-ion yang lebih banyak dan tinggi.

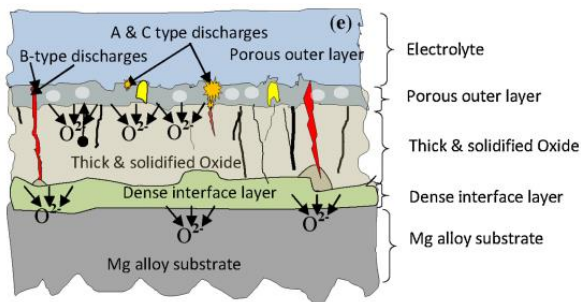
*Discharge time* yang terjadi dapat memicu terbentuknya *spark* yang ditandai dengan munculnya sinar berwarna putih hingga kekuningan yang menandakan terjadinya proses yang melibatkan energi dan termal yang lebih tinggi. Tingginya energi dan termal yang terjadi dapat memicu terbentuknya lapisan kristalin secara optimal (Lv dkk 2009). Fasa-fasa kristalin ini yang nantinya akan terbaca oleh mesin XRD yang ditandai dengan intensitas *peaks* yang tinggi, akibat semakin banyak atau tebalnya senyawa kristalin yang menutupi daripada lapisan substrat.

Namun, berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Dehnavi dkk (2018) terlihat bila lama waktu oksidasi justru mengecilkkan *peaks* atau dengan kata lain fasa kristalin yang sudah terbentuk menghilang dan muncul fasa baru yaitu fasa amorf pada pembacaan XRD. Kemungkinan penyebab berubahnya lapisan oksida yang terbaca menjadi fasa amorf akibat dari adanya lapisan yang dihasilkan oleh beberapa tipe *discharge*.

Diperkirakan bahwasanya tipe *discharge* yang bekerja pada lama waktu oksidasi 20 menit ialah *discharge* bertipe A dan C yang merupakan tipe *discharge* dengan hasil *discharge* yang kurang begitu kuat untuk membentuk lapisan kristalin.



Tipe *discharge* yang kuat ialah tipe *discharge* B, dimana *discharge* tersebut merupakan hasil dari *dielectric breakdown* karena kuatnya pengaruh elektrik yang diberikan pada lapisan oksida (Hussein dkk, 2014). Tipe *discharge* ini mampu memberikan temperatur plasma yang lebih tinggi dibandingkan dengan tipe A dan C karena *discharge* tipe A dan C merupakan *discharge* akibat pelepasan gas yang terjadi di *micropores* pada lapisan oksida (Hussein dkk, 2014). Sebagaimana ditampilkan pada **Gambar 4.7**.



**Gambar 4.7** Mekanisme kerja tipe *discharge* dalam membuat lapisan PEO (Hussein, 2013)

Lamanya waktu oksidasi yang diberikan memberikan tipe *discharge* A dan C untuk membentuk lapisan amorf dibagian *interface* antara lapisan yang telah terbentuk dengan elektrolit. Hal ini berbeda dengan *discharge* tipe B yang berasal dari metal oksida substrat yang membentuk lapisan kristalin akibat adanya temperatur plasma yang lebih tinggi.

Semakin lamanya *discharge* tipe A dan C bekerja, menyebabkan tertutupnya lapisan kristalin yang telah terbentuk oleh lapisan amorf di permukaan terluar lapisan secara simultan. Hal ini menyebabkan pembacaan uji oleh mesin XRD menunjukkan fasa amorf karena tebalnya lapisan amorf yang terbentuk.

**Tabel 4.1** Tabulasi perbandingan analisis pembentukan fasa tiap *paper*

No	Sumber <i>paper</i>	Proses pembentukan fasa
1.	Zhuang dkk (2017)	Semakin lama waktu oksidasi yang digunakan, membuat intensitas <i>peaks</i> dari fasa MgO, MgF <sub>2</sub> , dan t-ZrO <sub>2</sub> meningkat. Namun intensitas <i>peaks</i> dari Mg menunjukkan penurunan. Hal ini mengindikasikan jika fasa (MgO, MgF <sub>2</sub> , dan t-ZrO <sub>2</sub> ) merupakan fasa kristalin yang makin lama menebal seiring bertambahnya waktu oksidasi, sehingga menutupi fasa Mg.
2.	Guo dkk (2006)	Hasil uji XRD menandakan adanya fasa kristalin Mg <sub>2</sub> SiO <sub>4</sub> dan MgO (ditandai dengan adanya intensitas <i>peaks</i> ). Fasa Mg terbaca pada hasil XRD menandakan jika penetrasi dari <i>X-ray</i> cukup kuat sehingga menembus lapisan keramik. Namun, seiring bertambahnya waktu oksidasi yang diberikan membuat <i>peaks</i> fasa Mg <sub>2</sub> SiO <sub>4</sub> dan MgO menjadi lebih tinggi dan fasa Mg menurun.
3.	Mu dkk (2010)	Lapisan oksida pada sampel menandakan jika fasa penyusunnya terdiri dari fasa MgAl <sub>2</sub> O <sub>4</sub> dan MgO. Terbentuknya senyawa tersebut menandakan jika terjadi penggabungan antara ion AlO <sub>2</sub> <sup>-</sup> dan OH <sup>-</sup> untuk membentuk lapisan. Ion-ion tersebut bereaksi melalui pengaruh tekanan dan temperatur yang tinggi sehingga memicu terbentuknya lapisan keramik ( <i>ceramic oxide coating</i> )

- 
4. Gu dkk (2012) Percobaan yang telah dilakukan menandakan adanya fasa Mg, MgO, MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>, dan Mg<sub>3</sub>(PO)<sub>4</sub>. Senyawa MgO meningkat seiring bertambahnya waktu, dan fasa MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub> terbaca pada perlakuan waktu yang lebih lama (5 dan 8 menit). Fasa MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub> tidak telalu terbaca pada perlakuan 1 dan 3 menit dikarenakan *discharge time* yang lebih singkat.
  5. Lv dkk (2009) Lapisan PEO yang terbentuk umumnya tersusun dari Mg<sub>2</sub>SiO<sub>4</sub>, MgF<sub>2</sub>, dan MgO. Pada perlakuan 5 menit *peaks* yang terukur sangat kecil dan *peaks* substrat (Mg) masih terbaca. Namun untuk perlakuan 20 menit *peaks* yang terbentuk lebih tinggi serta fasa substrat sudah tidak terdeteksi. Hal ini disebabkan oleh adanya proses *discharge* yang intens sehingga mengoptimalkan dalam pembentukan lapisan keramik.
  6. Dehnavi dkk (2018) Percobaan yang dilakukan Dehnavi dkk (2018) berbeda dengan eksperimen yang dilakukan peneliti lainnya. Hasil uji XRD yang didapat menggambarkan bila waktu oksidasi yang semakin besar, justru menurunkan intensitas *peaks*. Hal ini diakibatkan oleh terbentuknya fasa amorf pada lapisan terluar akibat adanya *discharge* tipe A dan C yang bekerja di akhir waktu yang diberikan, sehingga fasa amorf lebih dominan dalam kandungan lapisan yang terbaca mesin XRD.
-

---

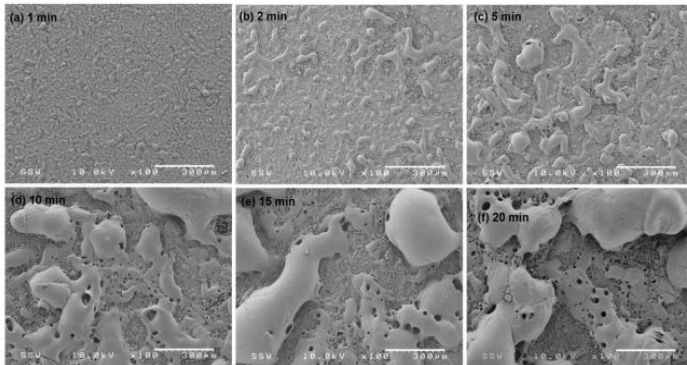
## 4.2 Analisis Morfologi Hasil Lapisan PEO

### 4.2.1 Analisis Morfologi Penampang Permukaan

Permukaan lapisan dari proses PEO yang dilakukan merupakan salah satu parameter penting untuk menilai bagus atau tidaknya lapisan yang telah terbentuk pada substrat. Alat yang biasanya digunakan untuk mengetahui morfologi daripada permukaan substrat salah satunya ialah *Scanning Electron Microscope* (SEM). Alat ini cukup bisa memproyeksikan hasil penampang permukaan dengan skala tertentu. Penampakan morfologi permukaan yang terbaca oleh alat dapat memperlihatkan banyak pori serta ukuran pori yang dihasilkan pada permukaan. Selain pori, adanya cacat (*defect*) pada permukaan juga bisa dilihat

Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Dehnavi dkk (2018) mengenai proses pelapisan metode PEO pada spesimen Mg AM50 dengan rapat arus konstan sebesar  $40\text{mA}/\text{cm}^2$  terhadap beberapa variabel waktu oksidasi berturut-turut 1, 2, 5, 10, 15, dan 20 menit. Didapatkan morfologi permukaan menggunakan alat uji SEM (Hitachi S-4500 *field emission*) yang ditunjukkan pada **Gambar 4.8**

Pada **Gambar 4.8** terlihat bahwa terdapat pengaruh lama waktu oksidasi yang diberikan terhadap penampang morfologi dari spesimen Mg AM50 tersebut, di mana selama waktu yang diberikan memberikan kekasaran yang juga meningkat pada permukaan spesimen. Kekasaran tersebut ditandai dengan terbentuknya lapisan *coating* yang tidak merata pada sebagian permukaan spesimen serta terbentuknya pori dengan jumlah dan diameter yang sesuai dengan lama perlakuan.



**Gambar 4.8** Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AM50 dengan variasi waktu : (a) 1 menit, (b) 2 menit, (c) 5 menit, (d) 10 menit, (e) 15 menit, dan (f) 20 menit (Dehnavi dkk, 2018)

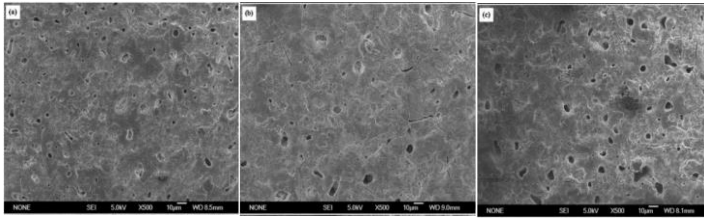
Di mana pada **Gambar 4.8** terlihat jika permukaan sampel secara bertahap tertutupi oleh lapisan PEO. Pada **Gambar 4.8 (a)** terlihat jika muncul pori-pori yang memanjang disekitar permukaan dan **Gambar 4.8 (b)** menunjukkan bila telah terjadinya pelapisan substrat oleh lapisan oksida di sebagian besar permukaan. Pada **Gambar 4.8 (c)** hingga **Gambar 4.8 (f)** memperlihatkan morfologi yang sama-sama menunjukkan adanya lapisan yang semakin tebal. Namun seiring lamanya waktu oksidasi yang digunakan minimbulkan struktur yang lebih kasar dengan pori pori yang lebih besar. Hal ini menandakan bila *micro-discharge* yang terjadi menjadi lebih besar sehingga menciptakan lebih banyaknya kandungan *molten* yang terbentuk.

Permukaan lapisan yang terbentuk tersusun dari kawah / lubang besar (*crater*) yang juga biasa disebut sebagai “*pancake structure*” (Gao dkk, 2014). Pembentukan *crater* merupakan hasil penghubungan dengan lubang yang telah terbentuk (*central hole*) akibat dari *micro discharge* yang mulai menembus ke dalam

lapisan permukaan substrat. Lelehan yang dihasilkan oleh *single micro-discharge* mengerupsi dari *discharge channel* hingga menyentuh elektrolit, sehingga akan terpadatkan secara cepat disekitar *discharge channel*. Inilah yang membuat terbentuknya *crater* pada penampang morfologi (Hussein dkk, 2012).

Percobaan pelapisan PEO juga dilakukan oleh Wang dkk (2010) pada substrat Magnesium AZ31 berukuran 10 x 10 x 2 mm dengan rapat arus sebesar 20 mA/cm<sup>2</sup>. Pelapisan dilakukan menggunakan berbagai macam campuran elektrolit seperti *sodium hidroxyde*, *sodium silicate*, *sodium tetraborate*, dan *sodium citrate* dengan lama waktu oksidasi sebesar 20, 40, dan 60 menit.

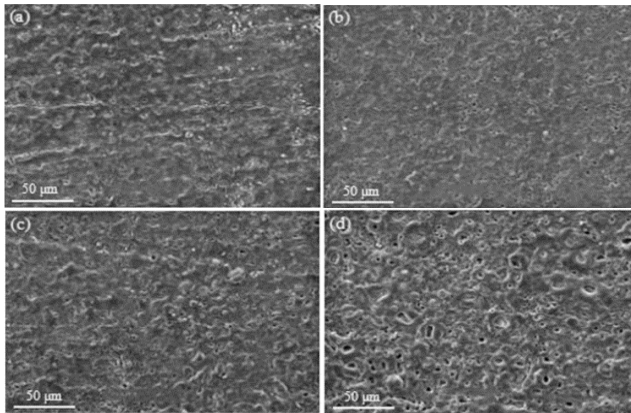
Hasil pelapisan yang dilakukan dengan variasi waktu oksidasi juga memunculkan perbedaan morfologi sebagaimana yang dilakukan oleh Wang dkk (2010). Dari alat SEM (JEOL JSM-6700F) yang digunakan menghasilkan data visual sebagaimana yang ditunjukkan pada **Gambar 4.9**. Pada percobaan yang dilakukan dengan waktu oksidasi sebesar 20 menit terlihat pori dari permukaan lapisan bahwa mikropori dengan ukuran seragam terdistribusi merata pada lapisan. Seiring bertambahnya waktu oksidasi yang dilakukan menyebabkan peningkatan ukuran pori, sebagaimana yang terlihat pada **Gambar 4.9 (b)** dan **Gambar 4.9 (c)**.



**Gambar 4.9** Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu : (a) 20 menit, (b) 40 menit, dan (c) 60 menit (Wang dkk, 2010)

Secara simultan meningkatnya diameter pori juga bersamaan dengan munculnya *microcrack* yang muncul akibat dari adanya tegangan internal (*internal stress*) saat ketebalan *coating* melebihi dari batas kekuatan daripada lapisan tersebut. Adanya *micropores* dan cacat permukaan yang terbentuk dikaitkan terhadap pertumbuhan lapisan yang terjadi secara khusus pada beberapa lokasi di permukaan, seperti pengaruh *dielectric breakdown* dan terjebaknya gas oksigen bersamaan dengan uap pada elektrolit.

*Micropores* dan cacat permukaan lainnya biasanya akan tertutup akibat dari proses *sintering* yang dipicu oleh adanya *breakdown* pada *local sparking*, sehingga dengan meluasnya *sintering local* maka *micropores* dan cacat lainnya akan tertutup lebih banyak (Wang dkk, 2010).



**Gambar 4.10** Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu : (a) 5 menit, (b) 10 menit, (c) 15 menit, dan (d) 20 menit (Zhuang dkk, 2017)

Penelitian serupa juga dilakukan oleh Zhuang dkk (2017) yang di mana memberikan analisis morfologi terhadap lapisan PEO dengan variasi waktu oksidasi yang digunakan. Penelitian tersebut menggunakan paduan magnesium berjenis Mg AZ31 yang berukuran 30 mm x 25 mm x 3 mm. Proses pelapisan menggunakan metode PEO dengan elektrolit alkali yang mengandung 12 g/L  $\text{Na}_3\text{PO}_4$ , 2 g/L KOH, dan 2,5 g/L  $\text{K}_2\text{ZrF}_6$ . Kondisi elektrolit dijaga tetap pada temperatur ruang menggunakan *cooling system* agar tidak memengaruhi hasil pelapisan. Rapat arus yang dijalankan pada sistem memiliki besar  $10 \text{ A/dm}^2$  secara konstan.

Pada **Gambar 4.10** merupakan hasil pengujian SEM (JSM-6360LA) yang dilakukan terhadap sampel dengan variasi perlakuan. Terlihat bila permukaan lapisan terdiri dari beberapa sisa dari *discharging channel* dan beberapa *microcracks*. Ditunjukkan bahwa pada **Gambar 4.10 (a)** dan **Gambar 4.10 (b)** terdapat pori-pori kecil yang tersebar merata ke seluruh permukaan akibat dari hasil *discharge channel* dari beda potensial yang



---

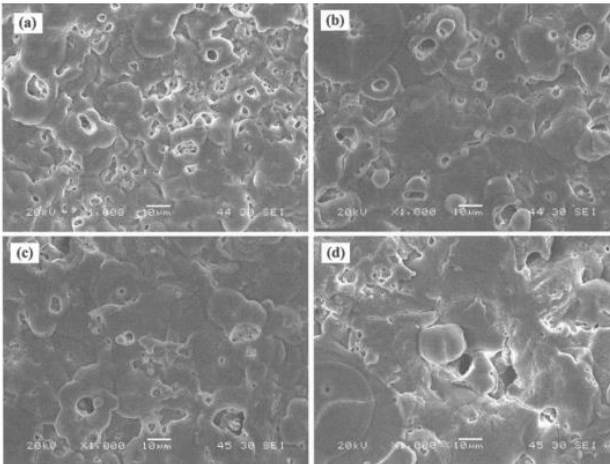
diberikan pada sampel. Namun, terjadi perubahan ukuran pori pada **Gambar 4.10 (d)**, di mana terdapat beberapa pori yang berdiameter sangat besar terbentuk pada permukaan (*crater*).

Timbulnya *microcracks* yang timbul pada **Gambar 4.10 (c)** dan **Gambar 4.10 (d)** merupakan efek dari tegangan termal yang terbentuk selama proses pembekuan cepat dari lelehan (*molten oxide*) selama proses PEO.

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan dikatakan bahwa adanya lubang pori besar yang terbentuk, disebabkan oleh *discharge energy* dan gas/gelembung oksigen yang dibebaskan melalui permukaan substrat (*channels*). Semakin lamanya waktu oksidasi yang diberikan memengaruhi penurunan dari jumlah pori tetapi ukuran rata-rata pori secara signifikan bertambah (Zhuang dkk, 2017).

Penelitian lain yang dilakukan oleh Mu dkk (2011), mendapatkan hubungan antara lama waktu oksidasi yang digunakan terhadap morfologi permukaan pada lapisan yang terbentuk pada substrat.

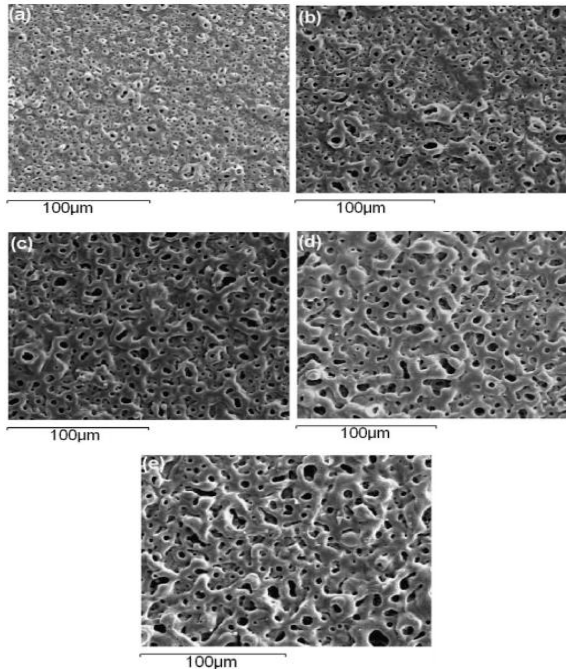
Morfologi permukaan dari lapisan yang dibentuk dari perbedaan lama waktu oksidasi ditunjukkan oleh **Gambar 4.11**. Gambar tersebut mengidentifikasi bahwa lapisan yang terbentuk menunjukkan lapisan dengan pori yang terbentuk (*porous surface*). Terdapat banyak sisa dari *discharging channel* pada permukaan lapisan.



**Gambar 4.11** Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AZ91D dengan variasi waktu : (a) 5 menit, (b) 20 menit, (c) 40 menit, dan (d) 60 menit (Mu dkk, 2011)

Terlihat bila peningkatan waktu oksidasi mampu menurunkan jumlah pori lapisan, namun diameter daripada beberapa pori yang terbentuk akan semakin besar dan partikel lelehan menjadi lebih besar. Permukaan lapisan tersusun dari *grain* dengan diameter yang berbeda-beda, dimana hal tersebut merupakan akibat dari proses lelehan yang terbentuk secara tidak merata terdistribusi pada lapisan. Lelehan butir magnesium telah terintegrasi satu sama lain akibat pengaruh *sintering* dari proses PEO yang dilakukan.

Permukaan lapisan yang kasar diakibatkan oleh tidak meratanya lelehan magnesium pada lapisan yang telah mengeras. Adanya *microcrack* yang terbentuk merupakan besarnya tegangan termal saat proses pembekuan cepat (*solidification*) akibat paparan larutan elektrolit.



**Gambar 4.12** Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AZ91D dengan variasi waktu : (a) 2,5 menit, (b) 5 menit, (c) 15 menit, (d) 20 menit, dan (e) 30 menit (Lv dkk, 2009)

Lv dkk (2009) turut melakukan percobaan mengenai pengaruh lama waktu oksidasi pada proses pelapisan PEO terhadap Mg AZ91D. Diberikan **Gambar 4.12** yang merupakan hasil morfologi permukaan lapisan PEO dengan variasi perlakuan periode waktu oksidasi yang berbeda dari hasil uji SEM (HITACHI S-4200).

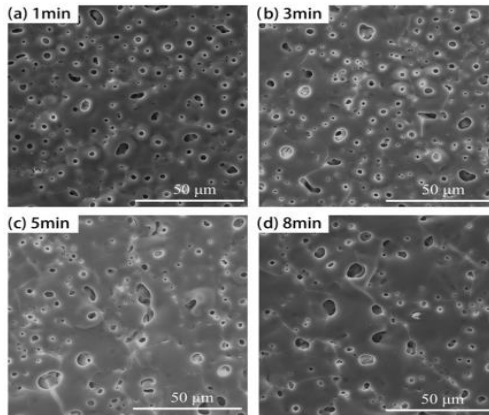
Bentuk morfologi tersebut mengindikasikan jika lama waktu perlakuan sangat memengaruhi hasil morfologi lapisan yang terbentuk. Pada tahap awal kemunculan *spark*, lapisan yang terbentuk cenderung tipis dan *breakdown energy* yang kecil.

Sehingga pori-pori berukuran kecil dengan densitas yang tinggi akan tersebar pada keseluruhan lapisan, sebagaimana ditunjukkan pada **Gambar 4.12 (a)**.

Semakin lama waktu oksidasi yang digunakan semakin besar, densitas *discharge* akan menyusut dan peningkatan kekasaran terjadi pada permukaan (**Gambar 4.12 (b-e)**) yang mana menggambarkan peningkatan *individual discharge* yang buruk.

Uji SEM tersebut menunjukkan bahwa terdapat ketidaksamaan morfologi dari perlakuan yang satu dengan yang lainnya. Hal ini bisa dihubungkan dari adanya perbedaan fasa yang terbentuk pada substrat. Berdasarkan apa yang terkandung pada paduan AZ91D, bahwa terdapat dua fasa utama yaitu fasa  $\alpha$  dan  $\beta$  menurut bedanya kandungan aluminium. Selama proses PEO, fasa  $\alpha$  memiliki reaktivitas yang lebih tinggi dan cenderung untuk melepaskan lebih banyak ion  $Mg^{2+}$  untuk ikut serta pada reaksi pembetukan lapisan dibawah pengaruh tingginya *electric field* dan panas (*joule heat*) (Ambat dkk, 2009). Sehingga tingginya konsentrasi  $Mg^{2+}$  disekitar fasa  $\alpha$  memberikan ruang yang lebih besar untuk terjadinya *plasma sparking*. Sedangkan fasa  $\beta$  bersifat relatif lebih stabil, sehingga membutuhkan energi yang lebih besar daripada fasa  $\alpha$  agar terjadi proses *sparking*.

Selain itu, perbedaan morfologi dengan jelas ditunjukkan pada perlakuan oksidasi 5 menit (**Gambar 4.12 (b)**). Pada waktu perlakuan 2,5 menit terjadi pada *breakdown energy* yang rendah sehingga lapisan yang terbentuk sangat tipis. Sehingga perbedaan fasa tidak terlihat jelas. Selama pertumbuhan lapisan, dibutuhkan *breakdown energy* yang lebih banyak dan terjadinya *discharge* yang lebih intens pada fasa  $\alpha$ . Namun semakin tebalnya lapisan yang terbentuk dapat memengaruhi lapisan yang terbentuk menjadi tidak terlalu jelas perbedaannya (Lv dkk, 2009). Sehingga perbedaan morfologi dari lapisan dengan perlakuan 15,20, dan 30 menit tidak sejelas pada perlakuan 5 menit.



**Gambar 4. 13** Morfologi permukaan lapisan metode PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu : (a) 1 menit, (b) 3 menit, (c) 5 menit, dan (d) 8 menit (Gu dkk, 2012)

Gu dkk pada tahun 2012 melakukan penelitian mengenai pengaruh lama waktu oksidasi sampel terhadap morfologi lapisan yang terbentuk hasil proses PEO. Berdasarkan **Gambar 4.13** ditunjukkan bentuk morfologi permukaan yang dihasilkan tiap variasi sampel dengan perbedaan waktu oksidasi yang digunakan berturut-turut 1, 3, 5, dan 8 menit. Terlihat terdapat perbedaan karakteristik pori yang terbentuk di berbagai sampel, di mana diameter pori mengalami peningkatan seiring bertambahnya waktu oksidasi yang digunakan.

Pada perlakuan waktu oksidasi selama 1 menit terlihat bahwa mikropori yang terbentuk terdistribusi merata pada permukaan *coating*. Hal itu disebabkan oleh *discharge channel* dari *microarcs*. Lelehan dari substrat akan terakumulasi pada oksidasi awal (*initial oxidation*). Saat waktu oksidasi mencapai 3 menit, lelehan akan terakumulasi di sekitar mikropori sehingga menutup mikropori yang berukuran kecil. Ini merupakan hasil dari

tingginya temperatur yang disebabkan oleh reaksi kimia pada *micro-region discharge channel* ( Gu dkk, 2012).

Saat waktu oksidasi menyentuh angka 8 menit, besarnya akumulasi dari lelehan dihubungkan disekitar mikropori yang sudah mulai berukuran besar pada lokasi tertentu.

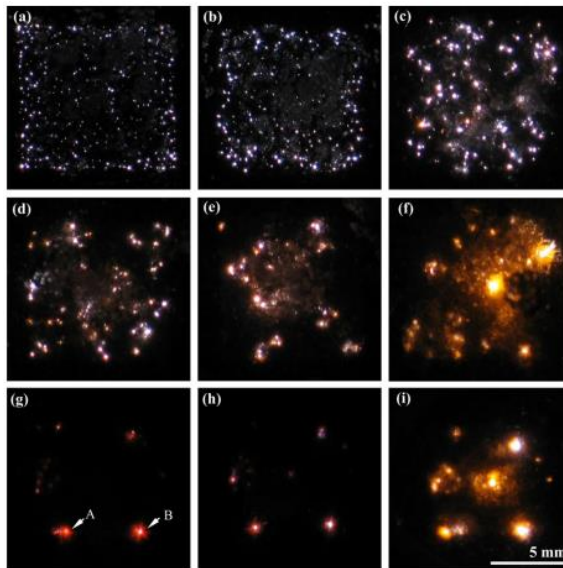
Menurut hasil penelitian yang dilakukan oleh Dehnavi dkk, (2018), Wang dkk, (2010), Zhuang dkk, (2010), Mu dkk (2011) , Lv dkk (2009), dan Gu dkk (2012) dapat diketahui bahwasanya peningkatan lama waktu oksidasi yang digunakan dalam proses pelapisan pada metode PEO memberikan bentuk morfologi yang berbeda-beda tergantung lama waktu oksidasi yang digunakan. Hal ini dikarenakan pengaruh lama waktu oksidasi memberikan *discharge plasma* yang timbul karena pengaruh elektrikal menjadi lebih lama terjadi. Hal ini membuat adanya proses difusi antara substrat dengan elektrolit yang diiringi oleh pengaruh *electrical* yang menginisiasi munculnya *spark* sebagai hasil dari adanya proses *discharge* yang terjadi.

Perbandingan hasil daripada data sekunder yang tersedia memberikan analisis bahwa lamanya waktu oksidasi yang digunakan mampu meningkatkan diameter dari pori yang dihasilkan, sebagaimana pada penelitian yang dilakukan oleh Dehnavi dkk (2018), Lv dkk (2012) dan Wang dkk (2010). Hal ini terjadi akibat pengaruh dari *electrical field* yang terjadi, sebagaimana sesuai dengan beberapa penelitian yang telah dilakukan.

Lamanya waktu oksidasi menimbulkan struktur yang lebih kasar serta adanya peningkatan diameter pori yang terbentuk. Hal ini terjadi karena hasil dari *discharge channel* dari beda potensial yang diberikan membuat terciptanya kandungan *molten* yang lebih banyak dan adanya tekanan dari gas/gelembung yang terjadi juga membuat *molten* tersebut melebar sehingga akhirnya terintegrasi dengan *discharge channel* lainnya untuk membuat pori dengan diameter yang lebih besar atau hingga membentuk *crater* (Zhuang dkk, 2012)

Lamanya pengaruh *discharge* yang terjadi mengakumulasi lelehan substrat untuk membentuk lubang besar dimana ini juga merupakan pengaruh daripada tingginya temperatur yang disebabkan oleh reaksi kimia pada *micro-region discharge channel* (Gu dkk, 2012)

Berdasarkan penelitian yang dijelaskan oleh Shin dkk (2016) dikatakan bahwa peningkatan ukuran pori disebabkan juga oleh *microarcs* yang cenderung akan berkumpul di beberapa titik permukaan untuk mengurangi tegangan elektrikal. Dimana semakin lamanya waktu oksidasi yang digunakan menciptakan *discharge channel* yang lebih besar.



**Gambar 4. 14** Distribusi *microdischarge* dengan lama waktu oksidasi (a) 15 detik, (b) 1 menit, (c) 3 menit, (d) 7 menit, (e) 10 menit, (f) 20 menit, (g) 29 menit, (h) 29 menit 30 detik (i) 30 menit (Cheng dkk, 2016)

**Gambar 4.14** merupakan hasil daripada distribusi *microdischarge* dari lama waktu oksidasi yang dilakukan oleh

Cheng dkk (2012). Hal tersebut menunjukkan bahwasanya *microdischarge* mengalami pengurangan titik distribusi seiring penambahan waktu oksidasi yang terjadi. Hal ini sesuai dengan pernyataan Shin dkk (2016) yang menyatakan jika hal tersebut dipengaruhi kecenderungan *microarcs/microdischarge* untuk berkumpul merespon adanya tegangan elektrik.

Namun dari eksperimen yang pernah dilakukan mencatat bahwa terdapat penurunan diameter pori di beberapa titik perlakuan pada lapisan yang terbentuk.

Hal ini memberikan gambaran bila tidak selamanya lama waktu oksidasi yang digunakan berbanding lurus dengan besar diameter pori yang dihasilkan, terdapat peralihan ukuran di beberapa waktu. Hal ini bisa dikarenakan bila terdapat tahap dari kemunculan *discharge* saat membentuk lapisan bersamaan dengan dihasilkannya *molten metal* akibat proses *sintering* yang menutupi daripada beberapa bagian pori yang telah terbentuk sebelumnya. Lalu *molten metal* tersebut dengan cepat tersolidifikasi oleh elektrolit sehingga dihasilkan pori dengan diameter yang lebih kecil.

Sehingga dapat disimpulkan bahwa dengan semakin meningkatnya waktu oksidasi yang digunakan cenderung menciptakan pori dengan diameter yang lebih besar pada permukaan. Hal ini disebabkan oleh adanya lelehan (*molten*) magnesium yang tersolidifikasi secara tidak merata pada permukaan akibat tekanan dan temperatur yang diakibatkan oleh berkumpulnya *discharge* (menciptakan *discharge channel* yang lebih besar) di area tertentu selama proses PEO. Namun saat pemberian waktu oksidasi, terdapat kondisi dimana lelehan bisa menutupi bagian dari pori sehingga bisa mengurangi ukuran diameternya.

Di sisi lain, selama proses difusi yang terjadi juga menginisiasi terbentuknya gas-gas pada *interface* antara substrat dengan elektrolit. Adanya gas-gas ini membuat lapisan menjadi berpori pada permukaan (*initial stage*). Namun, keberadaan pori



---

ini, bisa saja tertutup (*sealed*) oleh lelehan magnesium akibat dari proses *sintering* yang diinisiasi oleh adanya *dielectric breakdown*.

Terlihat bila data sekunder yang digunakan pada *paper review* menunjukkan kecenderungan yang sama, yaitu jumlah pori akan menurun seiring dengan pertambahan waktu oksidasi yang diberikan. Namun, adanya peningkatan pori yang terjadi pada penelitan yang dilakukan oleh Dehnavi (2018) dan Gu dkk (2012) merupakan akibat dari *initial stage* yang terjadi pada PEO karena mulai terbentuknya pori yang diinisiasi oleh *discharge energy* dan gas/gelembung oksigen yang dibebaskan.

Tertutupnya pori tersebut sebagaimana hasil daripada percobaan yang didapat oleh Gu dkk (2012). Gu dkk mendapatkan hasil pori perlakuan waktu oksidasi 5 menit memiliki jumlah pori yang lebih kecil daripada perlakuan waktu oksidasi 1 dan 3 menit, di mana 5 menit merupakan nilai waktu yang lebih lama dari 1 dan 3 menit. Hal ini juga dikuatkan oleh penelitian yang mengemukakan bahwa *micropores* dan cacat permukaan lainnya biasanya akan tertutup akibat dari proses *sintering* yang dipicu oleh adanya *breakdown* pada *local sparking*, sehingga dengan meluasnya *sintering* local maka *micropores* dan cacat lainnya akan tertutup lebih banyak (Wang dkk, 2010). Proses *sintering* ini terjadi akibat adanya temperatur daripada plasma yang cukup tinggi sehingga bisa menghasilkan *molten metal*.

Sehingga bisa diambil garis kesimpulan bahwa semakin lamanya waktu oksidasi yang diberikan pada sampel, cenderung akan mampu mengurangi pori yang ada pada lapisan diakhir proses PEO. Hal ini terjadi diakibatkan oleh adanya proses *sintering* yang terjadi pada lapisan sehingga terbentuknya *molten* yang berasal dari substrat yang menyelimuti sebagian pori-pori yang ada sebelumnya. Walaupun begitu, terdapat tahapan PEO yang justru bisa meningkatkan jumlah pori biasanya pada tahapan inisiasi (*initial stage*)

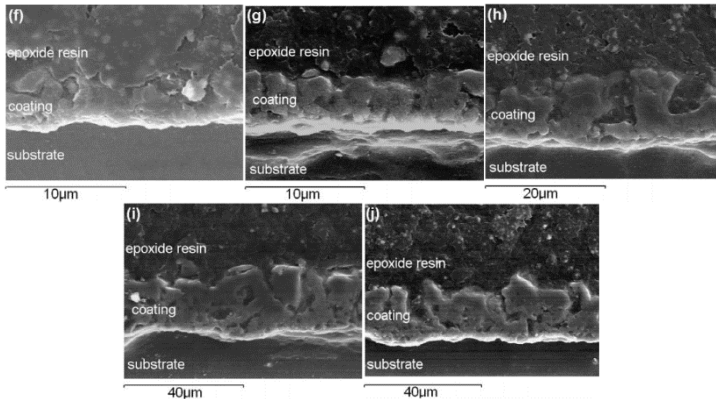
**Tabel 4.2** Tabulasi perbandingan analisis permukaan lapisan PEO tiap *paper*

No	Sumber <i>paper</i>	Pengaruh pada morfologi
1.	Dehnavi dkk (2010)	Lamanya waktu oksidasi yang digunakan menimbulkan struktur yang lebih kasar dengan pori pori yang lebih besar. Hal ini menandakan bila <i>micro-discharge</i> yang terjadi menjadi lebih besar sehingga menciptakan lebih banyaknya kandungan <i>molten</i> yang terbentuk. Permukaan lapisan yang terbentuk tersusun dari kawah / lubang besar ( <i>crater</i> ).
2.	Wang dkk (2010)	Seiring bertambahnya waktu oksidasi yang dilakukan menyebabkan peningkatan ukuran diameter pori. Secara simultan meningkatnya diameter pori juga bersamaan dengan munculnya <i>microcrack</i> yang muncul akibat dari adanya tegangan internal ( <i>internal stress</i> ). <i>Micropores</i> dan cacat permukaan lainnya biasanya akan tertutup akibat dari proses <i>sintering</i> yang dipicu oleh adanya <i>breakdown</i> pada <i>local sparking</i>
3.	Zhuang dkk (2017)	Pada proses awal oksidasi PEO terlihat adanya pori-pori kecil yang tersebar merata ke seluruh permukaan akibat dari hasil <i>discharge channel</i> dari beda potensial yang diberikan pada sampel. Namun, terjadi perubahan ukuran pori saat lama waktu oksidasi yang kian bertambah di mana terdapat beberapa pori yang berdiameter sangat besar terbentuk pada permukaan ( <i>crater</i> )

- 
- 
- bersamaan dengan timbulnya *microcracks*.
4. Mu dkk (2011) Peningkatan waktu oksidasi mampu menurunkan jumlah pori lapisan, namun diameter daripada beberapa pori yang terbentuk juga akan semakin besar dan partikel lelehan menjadi lebih besar. Permukaan lapisan yang kasar diakibatkan oleh tidak meratanya lelehan magnesium pada lapisan yang telah mengeras. Adanya *microcrack* yang terbentuk merupakan besarnya tegangan termal saat proses pembekuan cepat (*solidification*) akibat paparan larutan elektrolit.
  5. Lv dkk (2009) Pada tahap awal kemunculan *spark*, pori-pori yang dihasilkan berukuran kecil dan tersebar pada keseluruhan lapisan. Semakin lama waktu oksidasi yang digunakan semakin besar, densitas *discharge* akan menyusut dan peningkatan kekasaran terjadi pada permukaan. Selain itu ditunjukkan bahwa terdapat ketidaksamaan morfologi dari perlakuan yang satu dengan yang lainnya akibat adanya perbedaan fasa yang terbentuk pada substrat.
  6. Gu dkk (2012) Pada awal perlakuan waktu oksidasi terlihat bahwa mikropori yang terbentuk terdistribusi merata pada permukaan *coating*. Saat waktu oksidasi bertambah, lelehan akan terakumulasi di sekitar mikropori sehingga menutup mikropori yang
- 
-

berukuran kecil. Saat waktu oksidasi menyentuh angka 8 menit, besarnya akumulasi dari lelehan dihubungkan disekitar mikropori yang sudah mulai berukuran besar pada lokasi tertentu.

#### 4.2.2 Analisis Morfologi Penampang Melintang (*Cross Section*)



**Gambar 4.15** Morfologi *cross section* lapisan metode PEO pada Mg AZ91D dengan variasi waktu : (f) 2,5 menit, (g) 5 menit, (h) 15 menit, (i) 20 menit, (j) 30 menit (Lv dkk, 2009)

Lv dkk (2009) melakukan penelitian untuk menganalisis pengaruh lamanya waktu oksidasi terhadap morfologi penampang melintang (*cross section*) dari lapisan oksidasi yang terbentuk, pada penelitian tersebut digunakan jenis substrat *magnesium alloy* yaitu Mg AZ91D.

Percobaan yang dilakukan menggunakan rapat arus sebesar  $2A/dm^2$  yang diatur secara konstan dengan variasi lama waktu oksidasi sebesar 2,5, 5, 15, 20, dan 30 menit. Berdasarkan penampang melintang yang ditunjukkan pada **Gambar 4.15** terlihat bahwasanya terdapat hubungan yang signifikan pada lapisan

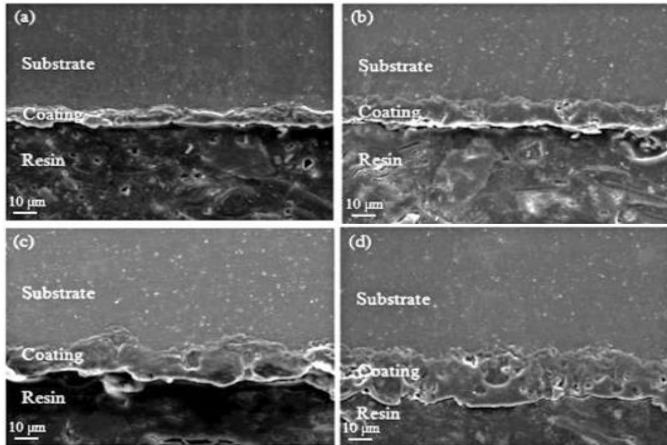
substrat yang terbentuk ketika perbedaan waktu oksidasi digunakan.

Pada perlakuan awal (2,5 menit) yang ditunjukkan oleh **Gambar 4.15 (f)** mulai terbentuk lapisan tipis padat (*thin compact layer*) yang tersebar merata. Bertambahnya waktu oksidasi yang diberikan, menjadikan lapisan menjadi *non-uniform* dan lebih kasar dengan adanya *micropores* dan *cracks* yang terbentuk. Namun *micropores* dan *cracks* tersebut tidak menembus lapisan oksida saat lapisan diberikan perlakuan selama 20 menit, lapisan tersebut menjadi kembali uniform dan padat kembali.

Akan tetapi, ketika lapisan mencapai lama waktu oksidasi terbesar, lapisan berubah menjadi jauh lebih kasar dan ditemukan lubang dengan ukuran yang besar. Perbedaan hasil dari *cross section* merupakan pengaruh dari *discharge* yang terjadi selama proses PEO (Yerokhin dkk, 2003).

Pada tahap awal pembentukan, *micro-discharge* berenergi kecil akan terdistribusi merata dipermukaan substrat dengan pergerakan yang cukup cepat sehingga membentuk lapisan yang uniform pada substrat. Lalu dengan meningkatnya intensitas dari *electric field*, *micro-discharge* akan menjadi lebih besar dan pergerakannya relatif menjadi lebih lambat, sehingga proses tersebut menghasilkan lapisan yang tidak merata (*non-uniform*). Terjadinya *discharge* cenderung terjadi pada daerah apisan yang lemah, setelah beberapa periode waktu tertentu lapisan akan kembali menjadi *uniform*.

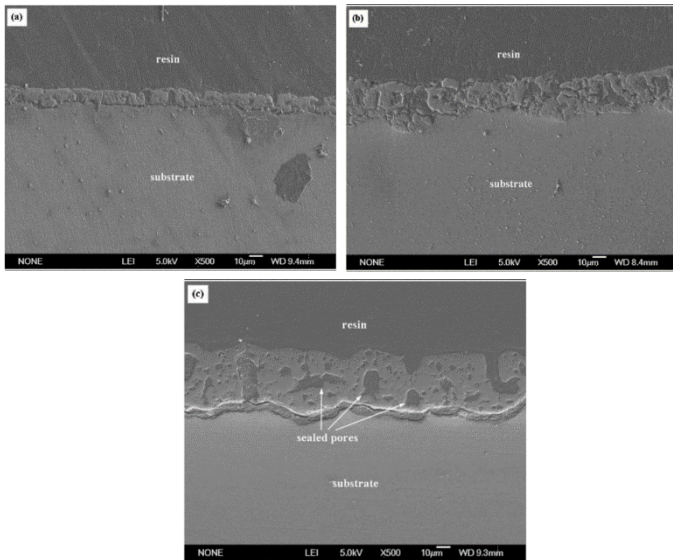
Proses oksidasi lanjutan yang diberikan pada substrat dapat memicu terjadinya *discharge* berlebih yang mana beresiko membuat lapisan menjadi rusak (Lv dkk, 2009). Oleh karena itu, terlihat bila **Gambar 4.15 (j)** terlihat lebih kasar dibandingkan dengan **Gambar 4.15 (i)**.



**Gambar 4.16** Hasil morfologi *cross section* lapisan PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu oksidasi : (a) 5 menit, (b) 10 menit, (c) 15 menit, dan (d) 20 menit (Zhuang dkk, 2017)

Hubungan mengenai lamanya waktu oksidasi terhadap pertumbuhan lapisan oksida juga diteliti oleh Zhuang dkk (2017), di mana hasil daripada lamanya waktu oksidasi terhadap penampang melintang dari lapisan ditunjukkan oleh **Gambar 4.16**. Semua spesimen sama-sama memiliki dua jenis lapisan yaitu lapisan dalam yang padat (*inner compact*) dan lapisan luar berpori (*relative porous outer layer*). Namun kedua jenis lapisan tersebut secara relatif berbeda-beda ditiap perlakuan.

Hasil uji tidak menunjukkan adanya patahan yang terjadi antara substrat dengan lapisan, hal ini mengindikasikan bahwa adanya adhesi yang baik diantara keduanya.



**Gambar 4.17** Hasil morfologi *cross section* lapisan PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu oksidasi : (a) 20 menit, (b) 40 menit, dan (c) 60 menit, (Wang dkk, 2010)

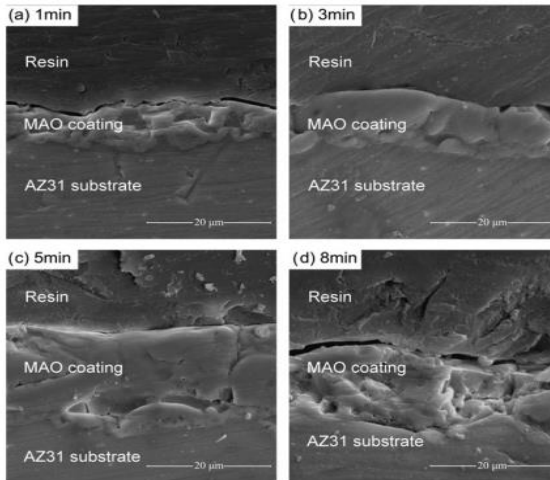
Pada tahun 2010, penelitian untuk menunjukkan pengaruh lama waktu oksidasi terhadap ketebalan daripada lapisan oksida yang terbentuk juga dilakukan lebih lanjut oleh Wang dkk. Penelitian tersebut dilakukan pada paduan Mg AZ31 dengan variasi perlakuan waktu lama oksidasi yang berbeda yaitu 20, 40, dan 60 menit.

Berdasarkan bentuk morfologi penampang melintang (*cross section*) dari uji SEM (JEOL JSM-6700F) yang ditunjukkan pada **Gambar 4.17** terlihat adanya perbedaan morfologi dari tiap perlakuan yang dilakukan. Sampel yang semakin lama diberikan perlakuan waktu oksidasi, memberikan lapisan yang semakin tebal dan tidak begitu padat (*compact less*), hal ini disebabkan karena adanya tegangan internal pada lapisan akibat dari pembentukan lapisan yang melebihi batas nilai maksimal angka ketebalan.

Tingginya tegangan internal yang terjadi juga bisa menginisiasi timbulnya *microcrack*.

Adanya cacat yang terjadi pada lapisan, sebagaimana yang timbul pada **Gambar 4.17 (b)** dan **Gambar 4.17 (c)** merupakan dampak dari *dielectric breakdown* dan evolusi gas yang terjadi di dalam lapisan saat proses pembentukan lapisan, sehingga terdapat pori-pori pada lapisan dalam yang terkurung (*sealed*).

Walaupun tebalnya lapisan dapat memberikan proteksi yang lebih baik, namun bila ketebalan yang dihasilkan tersebut menimbulkan pori atau rongga untuk elektrolit dari luar bisa masuk (melewati lapisan), hal itu justru merugikan substrat. Dengan kata lain, lapisan yang baik bukan berarti lapisan yang membentuk lapisan tebal, melainkan juga terbebas dari *defect* (cacat) (Wang dkk, 2010)



**Gambar 4.18** Hasil morfologi *cross section* lapisan PEO pada Mg AZ31 dengan variasi waktu oksidasi : (a) 1 menit, (b) 3 menit, (c) 5 menit, dan (d) 8 menit (Gu dkk, 2012)

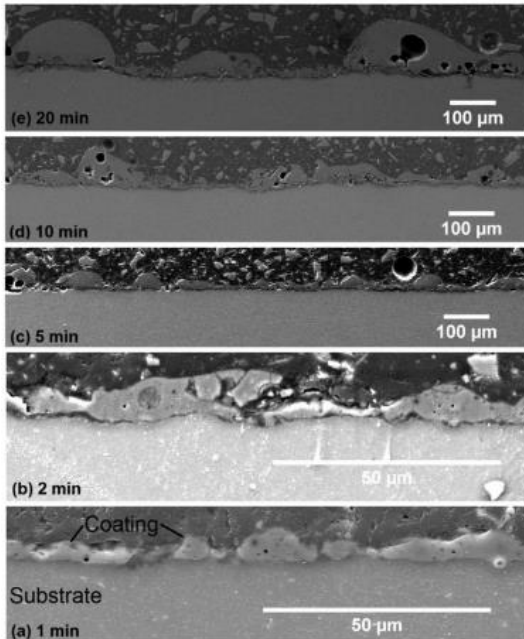


---

Gu dkk juga mencoba melakukan eksperimen untuk membandingkan lamanya waktu oksidasi pada sampel di proses PEO terhadap morfologi ketebalan yang terbentuk pada lapisan. Morfologi penampang melintang (*cross sectional*) dari pengujian SEM (*Netherlands Quanta200*) yang ditunjukkan oleh **Gambar 4.18**. Terdapat beberapa variasi waktu oksidasi yang digunakan pada sampel yaitu 1, 3, 5, dan 8 menit.

Lapisan yang paling tipis disebabkan oleh singkatnya waktu oksidasi yang diberikan pada sampel. Sedangkan pada lama waktu oksidasi 5 menit menunjukkan lapisan yang tebal dengan mikrostruktur yang relatif lebih halus dan seragam serta mikropori yang sedikit bila dibandingkan dengan perlakuan waktu oksidasi PEO yang lain.

Namun saat waktu oksidasi menyentuh 8 menit, ketebalan lapisan mengalami penurunan dan juga permukaan menjadi lebih kasar. Bagian dari lapisan mengalami disintegrasi karena adanya pembentukan yang tidak terjadi pada bagian tertentu dan karena akumulasi dari jumlah yang signifikan dari lelehan material lapisan. Lapisan yang terbentuk mengalami pelelehan di beberapa tempat hingga membuat kualitas daripada lapisan menjadi kurang bagus akibat dari tingginya temperatur dan tekanan karena terlalu besarnya waktu *discharge* pada waktu oksidasi 8 menit (Gu dkk 2012).



**Gambar 4.19** Hasil morfologi *cross section* lapisan PEO pada Mg AM50 dengan variasi waktu oksidasi : (a) 1 menit, (b) 2 menit, (c) 5 menit, (d) 10 menit, dan (e) 20 menit (Dehnavi dkk, 2018)

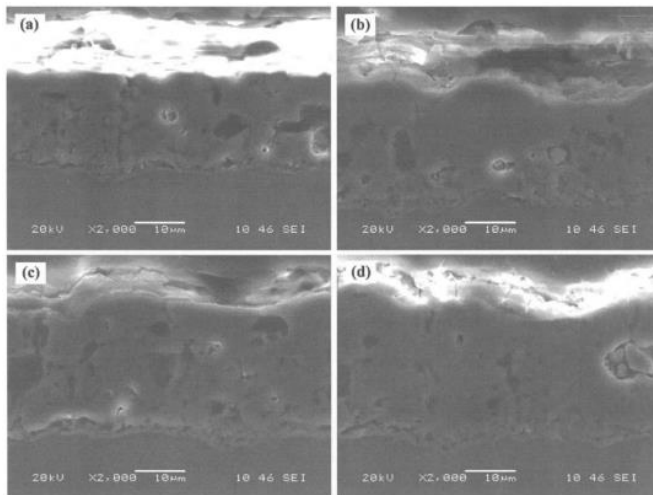
Pada tahun 2018, Dehnavi dkk melakukan eksperimen untuk menguji pengaruh yang ditimbulkan dari waktu oksidasi terhadap tebal lapisan yang dihasilkan dalam proses PEO. Sampel yang digunakan berbahan paduan magnesium berjenis AM50. Variasi waktu yang diberikan untuk masing-masing sampel berturut-turut ialah 1, 2, 5, 10, dan 20 menit.

Dari hasil uji SEM *cross section* (Hitachi SU3500) yang dilakukan, memberikan data visual sebagaimana pada **Gambar 4.19**. Pada **Gambar 4.19** terlihat bahwasanya terdapat ketidakseragaman (*non uniform*) daripada ketebalan yang dihasilkan, di mana terdapat beberapa area yang tidak ikut terlapisi

(*uncoated*). Hal ini terjadi akibat adanya *micro-discharge* yang menjadi lebih besar seiring dengan lamanya durasi proses, di mana dengan besarnya *discharge* akan membuat masa lelehan menjadi lebih besar (Dehnavi dkk, 2018).

Namun pada sampel yang diberikan waktu oksidasi lebih besar selama 2 menit, terdapat lapisan yang hampir seluruhnya menutupi permukaan sampel (hasil optimal), yang ditunjukkan pada **Gambar 4.19 (b)**

Mu dkk pada tahun 2011 juga telah melakukan penelitian mengenai pengaruh lama oksidasi pada metode PEO terhadap ketebalan lapisan yang terbentuk pada permukaan. Sampel yang digunakan pada penelitian tersebut ialah Mg AZ91D dengan variasi lama waktu oksidasi berturut-turut 5, 20, 40, dan 60 menit. Hasil uji SEM *cross section* yang dihasilkan ditunjukkan pada **Gambar 4.20**.



**Gambar 4.20** Hasil morfologi *cross section* lapisan PEO pada Mg AZ91D dengan variasi waktu oksidasi : (a) 5, (b) 20, (c) 40 dan (d) 60 menit. (Mu dkk, 2011)

Hasil pengujian menunjukkan bahwa perbedaan tebal lapisan penampang yang terbentuk diakibatkan oleh perbedaan lama waktu oksidasi yang digunakan. Semakin lama waktu oksidasi yang digunakan, laju pertumbuhan secara bertahap akan menurun. Penampang lapisan menunjukkan bahwa ketebalan yang terbentuk menunjukkan hasil yang relatif seragam (*uniform*). Bagaimanapun lapisan yang terbentuk tidak seluruhnya berubah menjadi lapisan oksida (*coating*). Adanya *micropores* dan *micro flaws* juga dapat terlihat pada hasil uji.

Kecenderungan pertumbuhan lapisan yang terjadi disuatu tempat diakibatkan oleh permanennya heterogenitas dari elektrokimia Mg, adanya konsentrasi arus, ataupun keduanya saat terjadinya *sparking*. Pertumbuhan dan *dielectric breakdown* yang terjadi pada lapisan bersamaan dengan tertangkapnya evolusi oksigen dan gas yang memicu terjadinya *micropores* dan *micro flaws*.

Berdasarkan penelitian yang dilakukan Lv dkk (2009), Zhuang dkk (2017), Wang dkk (2010), Gu dkk (2012), Dehnavi dkk (2018), Mu dkk (2011), dapat dianalisis bahwasanya lamanya waktu oksidasi yang diberikan pada proses pelapisan metode PEO memengaruhi struktur morfologi penampang melintang dari lapisan yang terbentuk. Masing-masing penelitian yang dilakukan memberikan korelasi yang saling berkesinambungan satu sama lainnya. Hasil analisis mengungkapkan bahwa meningkatnya waktu oksidasi yang digunakan berpengaruh terhadap pertumbuhan lapisan yang terbentuk dipermukaan substrat.

Ketebalan dihasilkan akibat pengaruh reaksi difusi antara substrat dengan elektrolit sehingga nantinya akan membentuk dua macam lapisan yaitu *inner dense layer* serta *outer porous layer* (Hussein dkk, 2013)

Pada penelitian yang dilakukan oleh Dehnavi dkk, (2018), Wang dkk (2010), Zhuang dkk (2012), dan Mu dkk (2011) mengindikasikan bahwa semakin lamanya waktu oksidasi yang diberikan cenderung memberikan lapisan PEO yang makin tebal.

Adanya pertumbuhan lapisan PEO ini disebabkan oleh adanya *micro-discharge* yang terjadi terus menerus sebanding dengan dengan lama waktu oksidasi yang digunakan. Besarnya *discharge* akan menginisiasi terbentuknya *mass molten* yang lebih banyak akibat proses *sintering* akibat dari temperatur dan terdorong keluar karena adanya tekanan yang terjadi. Hingga akhirnya akan tersolidifikasi akibat paparan elektrolit.

Walaupun demikian, terdapat beberapa kasus tertentu di mana lamanya waktu oksidasi yang digunakan tidak sebanding dengan ketebalan yang didapat. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Gu dkk (2012), Lv dkk (2009) dan Mu dkk (2011), terdapat penurunan ketebalan atau kualitas lapisan saat beberapa lama sampel diberikan perlakuan PEO. Menurut Gu dkk (2012) dikatakan bahwa hal ini terjadi tidak lain akibat daripada ketidakmampuan untuk membentuk lapisan baru karena terdapat keterbatasan yang bisa merusak lapisan.

Sampel yang semakin lama diberikan perlakuan waktu oksidasi, memberikan lapisan yang semakin tebal dan tidak begitu padat (*compact less*), hal ini disebabkan karena adanya tegangan internal pada lapisan akibat dari pembentukan lapisan yang melebihi batas nilai maksimal angka ketebalan. Tingginya tegangan internal yang terjadi juga bisa menginisiasi timbulnya *microcrack*. Proses oksidasi lanjutan yang berlebih pada substrat juga dapat memicu terjadinya *discharge* berlebih yang mana beresiko membuat lapisan menjadi rusak (Lv dkk, 2009).

Selain itu lama waktu oksidasi yang terlalu banyak diberikan pada proses pelapisan PEO akan membuat lapisan yang terbentuk mengalami pelelehan di beberapa tempat hingga membuat kualitas daripada lapisan menjadi kurang bagus akibat dari tingginya temperatur dan tekanan karena terlalu besarnya waktu *discharge*. Peristiwa itu juga akan bisa mengakibatkan terdegradasinya lapisan yang terbentuk, sehingga menurunkan angka ketebalan lapisan.

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, kerusakan yang terjadi bisa dengan membentuk *microcracks* dan *flaws* pada

lapisan PEO, ataupun hal ini ditandai dengan menurunnya ketebalan yang dihasilkan akibat adanya *internal stress* yang terjadi.

Sehingga penambahan lama waktu oksidasi cenderung meningkatkan ketebalan dari lapisan oksida yang terbentuk, namun terdapat batas maksimal untuk mendapatkan ketebalan yang optimal (kualitas ketebalan terbaik). Terlalu lamanya perlakuan PEO pada substrat justru bisa mengurangi kualitas lapisan dalam bentuk pengurangan ketebalan ataupun *defect*.

**Tabel 4.3** Tabel perbandingan analisis ketebalan lapisan PEO tiap *paper*

No	Sumber <i>paper</i>	Pengaruh pada morfologi
1.	Lv dkk (2009)	Pada perlakuan awal proses PEO terbentuk lapisan tipis padat ( <i>thin compact layer</i> ) yang tersebar merata. Bertambahnya waktu oksidasi yang diberikan, menjadikan lapisan menjadi <i>non-uniform</i> dan lebih kasar dengan adanya <i>micropores</i> dan <i>cracks</i> yang terbentuk. Namun saat lapisan diberikan perlakuan lebih lama selama 20 menit, lapisan tersebut menjadi kembali uniform dan padat kembali. Akan tetapi, ketika lapisan mencapai lama waktu oksidasi terbesar, lapisan berubah menjadi jauh lebih kasar dan ditemukan lubang dengan ukuran yang besar.
2.	Zhuang dkk (2017)	Semua spesimen sama-sama memiliki dua jenis lapisan yaitu lapisan dalam yang padat ( <i>inner compact</i> ) dan lapisan luar berpori ( <i>relative porous outer layer</i> ). Hasil uji SEM tidak menunjukkan adanya patahan yang terjadi antara substrat

- 
- dengan lapisan, hal ini mengindikasikan bahwa adanya adhesi yang baik diantara keduanya
3. Wang dkk (2010) Sampel yang semakin lama diberikan perlakuan waktu oksidasi, memberikan lapisan yang semakin tebal dan tidak begitu padat (*compact less*), hal ini disebabkan karena adanya tegangan internal pada lapisan akibat dari pembentukan lapisan yang melebihi batas nilai maksimal angka ketebalan. Tingginya tegangan internal yang terjadi juga bisa menginisiasi timbulnya *microcrack*.
  4. Gu dkk (2012) Lapisan paling tipis dibentuk pada waktu oksidasi yang paling singkat. Sedangkan dengan kian bertambahnya waktu oksidasi menunjukkan lapisan yang tebal dengan mikrostruktur yang relatif lebih halus dan seragam serta mikropori yang sedikit bila dibandingkan dengan perlakuan waktu oksidasi PEO yang lain. Namun saat waktu oksidasi menyentuh 8 menit, ketebalan lapisan mengalami penurunan dan juga permukaan menjadi lebih kasar.
  5. Dehnavi dkk (2018) Terlihat bahwasanya terdapat ketidakseragaman (*non uniform*) daripada ketebalan yang dihasilkan, di mana terdapat beberapa area yang tidak ikut terlapsi (*uncoated*). Hal ini terjadi akibat adanya *micro-discharge* yang menjadi lebih besar seiring dengan lamanya durasi proses. Namun pada sampel yang diberikan waktu oksidasi lebih besar selama 2 menit, terdapat
-

- 
- 
- |                     |  |
|---------------------|--|
| 6. Mu dkk<br>(2011) | lapisan yang hampir seluruhnya menutupi permukaan sampel, Semakin lama waktu oksidasi yang digunakan, laju pertumbuhan secara bertahap akan menurun. Penampang lapisan menunjukkan bahwa ketebalan yang terbentuk menunjukkan hasil yang relatif seragam ( <i>uniform</i> ). |
|---------------------|--|
- 
- 

### 4.3 Analisis Laju Degradasi

Pelapisan suatu material seperti Mg, Ti, dan Al dengan metode PEO pada dasarnya dilakukan dengan tujuan untuk meningkatkan resistensi material terhadap serangan degradasi akibat pengaruh lingkungan. Terdapat berbagai parameter dari pengerjaan metode PEO yang memengaruhi karakteristik lapisan yang terbentuk, salah satunya ialah pengaruh lama waktu oksidasi. Oleh karenanya cukup banyak penelitian yang dilakukan untuk menganalisis bagaimana pengaruh lama waktu oksidasi terhadap ketahanan degradasi dari lapisan oksida yang terbentuk pada pelapisan metode PEO.

Salah satu pengujian yang bisa merepresentasikan ketahanan degradasi daripada lapisan yang terbentuk ialah uji *potentiodynamic polarization*. Pengujian ini melibatkan larutan (umumnya larutan garam) dan *reference electrode* untuk menjalankan proses elektrokimia sebagai prinsip dasar pengujian.

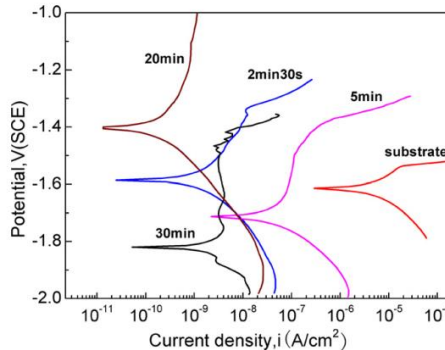
Salah satu penelitian yang dilakukan oleh Lv dkk (2009) mengungkapkan hubungan antara lama waktu oksidasi yang digunakan pada proses PEO terhadap ketahanan korosi yang didapatkan pada lapisan. Lv dkk (2009) menggunakan material berupa paduan magnesium berjenis Mg AZ91D yang akan dilakukan proses *coating* menggunakan metode PEO dengan lama waktu 2,5, 5, 20, dan 30 menit. Pengujian yang dilakukan merupakan pengujian yang menggunakan M283 *electrochemical measurement system* dalam larutan elektrolit 3,5 % wt NaCl

---

---



dengan sebuah *Saturated Calomel Electrode* (SCE) sebagai elektrode referens.



**Gambar 4.21** Kurva *potentiodynamic polarization* dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan PEO (Lv dkk, 2009)

Berdasarkan **Gambar 4.21** didapatkan hasil daripada pengujian *potentiodynamic polarization* dalam bentuk kurva dengan berbagai variasi lama waktu oksidasi yang digunakan. Dari kurva *potentiodynamic polarization* yang diperoleh, didapatkan data-data seperti potensial korosi ( $E_{corr}$ ), rapat arus korosi ( $i_{corr}$ ) dan konstanta anodik/katodik pada tafel ( $b_a$  dan  $b_c$ ). Data-data tersebut nantinya dapat digunakan untuk mendapatkan nilai ketahanan polarisasi ( $R_p$ ) dengan kalkulasi menggunakan persamaan *Stern-Geary* yang berdasar pada polarisasi linear rata-rata terhadap *near open-circuit potential* (OCP) sebagaimana ditunjukkan oleh persamaan (4.1)

$$R_p = \frac{b_a \cdot b_c}{2,303 \cdot i_{corr} \cdot (b_a + b_c)} \dots\dots\dots (4.1)$$

Setelah data-data yang diperoleh dari kurva dikalkulasikan menggunakan persamaan (4.1), akan diperoleh data-data lebih lanjut yang dituliskan pada **Tabel 4.4**

**Tabel 4.4** Hasil pengujian *potentiodynamic polarization* dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan (Lv dkk, 2009)

Sampel	$E_{\text{corr}}$ (V)	$i_{\text{corr}}$ ( $\text{A}/\text{cm}^2$ )	$B_a$ (mV)	$B_b$ (mV)	$R_p$ ( $\Omega \text{ cm}^2$ )
Substrat	-1,6128	5,148. $10^{-6}$	115,77	150,46	4,880 . $10^3$
2,5 menit	-1,5846	1,9687. $10^{-9}$	286,93	193,22	2,5068 . $10^7$
5 menit	-1,7136	8,3312. $10^{-8}$	928,76	159,34	6,6924. $10^5$
20 menit	-1,4099	3,1357. $10^{-10}$	451,44	216,81	1,8838. $10^8$
30 menit	-1,8179	1,4768. $10^{-9}$	73,179	136,73	1,0076. $10^7$

Arus korosi ( $i_{\text{cor}}$ ) merupakan parameter penting untuk mengevaluasi sifat perlindungan korosi dari lapisan. Rendahnya nilai  $i_{\text{corr}}$  mengindikasikan tingginya performa ketahanan korosi dari material tersebut (Lv dkk, 2009). Berdasarkan **Tabel 4.4** terlihat bahwa sampel yang diberikan lama waktu oksidasi 20 dan 30 menit memberikan nilai  $i_{\text{corr}}$  yang paling rendah, sehingga hal ini mengindikasikan lapisan yang terbentuk merupakan lapisan dengan ketahanan korosi terbaik (Lv, dkk 2009).

Struktur lapisan yang terbentuk merupakan hal terpenting untuk menentukan performa untuk tahan atau tidaknya terhadap serangan korosi. Lapisan yang diberikan perlakuan 20 menit, menandakan bahwa lapisan yang terbentuk merupakan lapisan yang padat (*compact*) dan *uniform* dibandingkan dengan lapisan lainnya. Hal ini menguntungkan untuk menekan perpindahan medium korosi selama proses korosi yang berlangsung. Kualitas daripada lapisan untuk menahan serangan korosi juga bisa diperoleh dari ketebalan optimal pada lapisan.

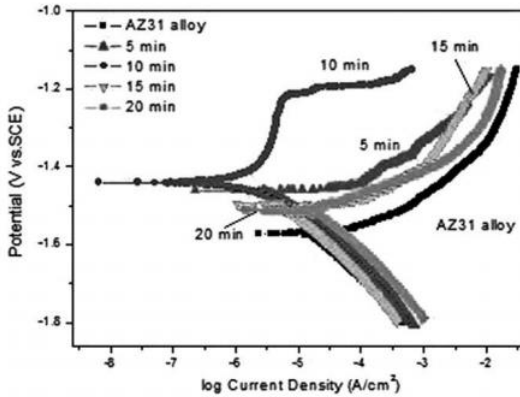
**Tabel 4.5** Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Lv dkk (2009) dengan standar ASTM G5

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus	
		korosi / $i_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	Laju degradasi (mppy)
1	0	5,148	$1,133 \cdot 10^{-1}$
2	2,5	0,0019687	$4,334 \cdot 10^{-5}$
3	5	0,083312	$1,834 \cdot 10^{-3}$
4	20	0,00031357	$6,903 \cdot 10^{-6}$
5	30	0,0014768	$3,251 \cdot 10^{-5}$

Pada **Tabel 4.5** diberikan perhitungan laju degradasi (*degradation rate*) daripada percobaan yang telah dilakukan oleh Lv dkk (2009) dengan mengolah dan mengalkulasikan data-data pada **Tabel 4.4** menggunakan perhitungan sesuai dengan standar **ASTM G5**.

Terlihat jika besarnya laju degradasi berbanding lurus dengan nilai  $i_{\text{corr}}$  yang dihasilkan, semakin kecil memberikan nilai laju degradasi yang paling kecil atau dengan kata lain merupakan ketahanan terbaik dibandingkan dengan semua sampel. Pada perlakuan oksidasi sampel selama 20 menit memberikan laju degradasi terendah yaitu sebesar  $6,909 \cdot 10^{-6}$  mppy (*mili meter per years*).

Berdasarkan penelitian lainnya yang serupa juga dilakukan oleh Zhuang dkk (2017). Ia melakukan penelitian terhadap lapisan oksidasi yang terbentuk pada sampel Magnesium AZ31 dengan berbagai perlakuan waktu oksidasi yang berbeda-beda untuk diuji ketahanan korosinya dengan pengujian serupa, yaitu uji *polarization potentiodynamic* (CorrTest AC *potentiostat/frequency / Electrochemical workstation* CS350) dengan larutan elektrolit NaCl 3,5% wt. Sampel-sampel tersebut diberikan perlakuan waktu oksidasi berturut-turut 5, 10, 15, dan 20 menit.



**Gambar 4.22** Kurva *potentiodynamic polarization* dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan PEO (Zhuang dkk, 2017)

Didapatkan hasil kurva hasil pengujian polarisasi semua sampel sebagaimana ditunjukkan pada **Gambar 4.23**, pada kurva yang terbentuk memberikan data-data sebagaimana ditunjukkan pada **Tabel 4.6**

**Tabel 4.6** Hasil pengujian *potentiodynamic polarization* dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan (Zhuang, 2017)

Sampel	$E_{\text{corr}}$ (V)	$i_{\text{corr}}$ ( $\text{A}/\text{cm}^2$ )	$B_a$ (mV)	$B_c$ (mV)	$R_p$ ( $\Omega \cdot \text{cm}^2$ )
Substrat (uncoated)	-1,57	$4,15 \cdot 10^{-5}$	84,35	282,88	$6,79 \cdot 10^5$
5 menit	-1,46	$7,88 \cdot 10^{-6}$	68,88	175,63	$2,72 \cdot 10^6$
10 menit	-1,44	$3,89 \cdot 10^{-6}$	1537,8	151,69	$1,53 \cdot 10^7$
15 menit	-1,49	$1,01 \cdot 10^{-5}$	73,721	207,05	$2,32 \cdot 10^6$
20 menit	-1,51	$2,37 \cdot 10^{-5}$	81,907	219,26	$1,08 \cdot 10^6$

Terlihat jelas jika ketahanan korosi dari sampel tanpa perlakuan maupun dengan perlakuan memberikan perbedaan hasil. Sampel tanpa perlakuan menunjukkan rapat arus korosi sebesar  $4,15 \cdot 10^{-5} \text{ A} \cdot \text{cm}^{-2}$  dengan potensial korosi sebesar  $-1,57 \text{ V}$ . Bila dibandingkan dengan sampel tanpa perlakuan, sampel dengan perlakuan membentuk lapisan dengan memberikan nilai potensial korosi yang lebih besar serta rapat arus korosi yang lebih kecil. Hal ini mengindikasikan bahwa sampel dengan lapisan yang terbentuk pada Mg AZ31 mempunyai ketahanan korosi yang lebih tinggi dengan perlakuan PEO.

Untuk sampel dengan pelapisan PEO yang diberikan waktu oksidasi sebesar 10 menit terdapat peningkatan pada nilai *corrosion potential* ( $E_{\text{corr}}$ ), sedangkan nilai rapat arus korosi ( $i_{\text{corr}}$ ) menalami penurunan hingga mencapai  $3,89 \cdot 10^{-6} \text{ A} \cdot \text{cm}^{-2}$ .

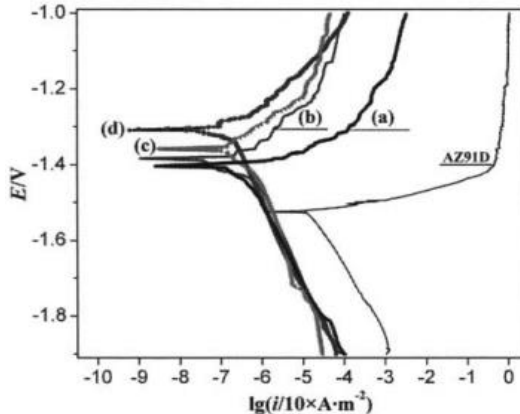
Dari data tersebut didapat bahwasanya nilai *corrosion current density* ( $i_{\text{corr}}$ ) meningkat dengan bertambahnya waktu oksidasi.  $i_{\text{corr}}$  biasanya digunakan untuk mengarakterisasi performa ketahanan korosi dari sampel uji, sehingga bisa dikatakan bahwa tingginya rapat arus korosi mengindikasikan semakin rendahnya ketahanan korosi yang didapat. Pada percobaan yang dilakukan Zhuang (2017) menunjukkan bahwa ketahanan korosi terbaik terbentuk dengan perlakuan waktu oksidasi selama 10 menit.

Kalkulasi perhitungan laju degradasi daripada **Tabel 4.6** ditampilkan oleh **Tabel 4.7** menggunakan perhitungan laju degradasi sesuai dengan standar ASTM G5, yang di mana sampel dengan lama perlakuan oksidasi selama 10 menit memberikan ketahanan terbaik yaitu sebesar 0,086 mmpy.

**Tabel 4.7** Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Zhuang dkk (2017) dengan standar ASTM G5

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / $i_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	Laju degradasi (mmpy)
1	0	41,5	0,913

2	5	7,88	0,173
3	10	3,89	0,086
4	15	10,1	0,222
5	20	23,7	0,522



**Gambar 4.23** Kurva polarisasi potensiodinamik dari Mg AZ91D tanpa perlakuan dan dengan perlakuan PEO ; a) 5 menit, b) 20 menit, c) 40 menit, dan d) 60 menit (Mu dkk, 2010)

Pengujian *potentiodynamic polarization* dengan larutan elektrolit NaCl 3,5% wt turut dilakukan oleh Mu dkk (2010) terhadap sampel paduan Mg AZ91D yang diberikan perlakuan waktu oksidasi yang berbeda-beda yaitu 5, 20, 40, dan 60 menit dalam proses pelapisan PEO.

Pada **Gambar 4.24** merupakan kurva dari hasil pengujian yang mana menunjukkan bahwa terdapat perbedaan yang signifikan terhadap sampel yang diberi perlakuan dengan yang tidak diberi perlakuan. Setiap sampel yang diberi perlakuan juga menunjukkan perbedaan satu sama lainnya, sehingga dihasilkan data yang tertera pada **Tabel 4.8**.

**Tabel 4.8** Hasil pengujian *potentiodynamic polarization* dari Mg AZ91D tanpa perlakuan dan dengan perlakuan ( $\mu$ , dkk 2010)

Sampel	$E_{\text{corr}}$ (V)	$i_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )
AZ91D	-1,541	22,023
5 menit	-1,425	1,748
20 menit	-1,383	1,523
40 menit	-1,352	1,202
60 menit	-1,338	0,893

**Table 4.8** memberikan besarnya nilai  $E_{\text{corr}}$  dan  $i_{\text{corr}}$  masing-masing sampel setelah dilakukan pengujian dalam larutan 3,5 wt % larutan NaCl. Pada saat sampel tanpa perlakuan Mg AZ91D dimasukkan dalam larutan uji, terbaca bahwa besarnya potensial korosi ( $E_{\text{corr}}$ ) sebesar -1,541 V yang merupakan nilai terkecil dari semua sampel. Sedangkan besarnya nilai arus jenis korosi ( $i_{\text{corr}}$ ) pada sampel tanpa perlakuan terbaca sebesar 22,023  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  yang merupakan nilai  $i_{\text{corr}}$  terbesar dari semua sampel. Perbedaan nilai  $E_{\text{corr}}$  dan  $i_{\text{corr}}$  pada masing-masing sampel memberikan suatu hubungan yang jelas antara lama waktu oksidasi terhadap nilai uji yang didapatkan. Di mana pada  $E_{\text{corr}}$ , semakin lama perlakuan yang diberikan menghasilkan nilai  $E_{\text{corr}}$  yang lebih besar. Sedangkan untuk nilai  $i_{\text{corr}}$ , semakin lama waktu perlakuan yang diberikan nilai  $i_{\text{corr}}$  yang didapatkan semakin turun, hingga dihasilkan nilai terkecil sebesar 0,893  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  pada lama waktu 60 menit.

Pada **Tabel 4.9** ditunjukkan besar laju degradasi yang diperoleh pada tiap sampel dengan lama waktu oksidasi yang berbeda. Terlihat bila laju degradasi terkecil didapatkan dari lama waktu oksidasi terbesar yaitu 60 menit, dengan besar laju degradasi  $1,913 \cdot 10^{-2}$  mmpy.

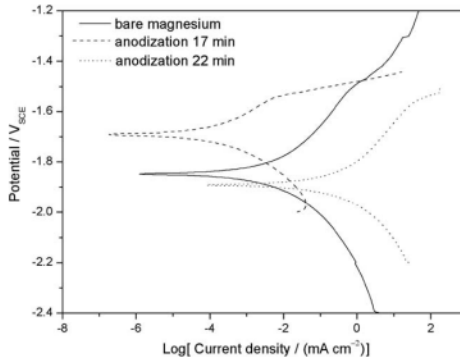
Hasil ini menunjukkan jika lapisan yang terbentuk oleh waktu oksidasi yang lebih lama memberikan laju degradasi yang paling kecil, dimana nilai tersebut merupakan nilai terbaik dalam ketahanan degradasi.

**Tabel 4.9** Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Mu dkk (2010) dengan standar ASTM G5.

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / $i_{corr}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	Laju degradasi (mmpy)
1	0	22,023	$4,718 \cdot 10^{-1}$
2	5	1,748	$3,745 \cdot 10^{-2}$
3	20	1,523	$3,263 \cdot 10^{-2}$
4	40	1,202	$2,575 \cdot 10^{-2}$
5	60	0,893	$1,913 \cdot 10^{-2}$

Zhao dkk (2010) melakukan penelitian mengenai ketahanan korosi dari logam magnesium murni (*bare magnesium*) yang tidak diberikan perlakuan PEO ataupun yang diberikan perlakuan PEO selama 17 dan 22 menit. Percobaan yang dilakukan juga sama dengan apa yang dilakukan oleh peneliti lainnya, yaitu menggunakan pengujian *potentiodynamic polarization* (LK3200A *electrochemical measurement system*) dalam larutan SBF (*Simulated Body Fluid*). Komposisi daripada SBF yang digunakan adalah 8,035 g/L NaCl, 0,355 g/L NaHCO<sub>3</sub>, 0,225 g/L KCl, 0,231 g/L K<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub>·3H<sub>2</sub>O, 0,311 g/L MgCl<sub>2</sub>·6H<sub>2</sub>O, 0,292 g/L CaCl<sub>2</sub> dan 0,072 g/L Na<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>. Uji tersebut menghasilkan sebuah kurva sebagaimana ditunjukkan pada **Gambar 4.25**





**Gambar 4.24** Kurva polarisasi potensiodinamik dari magnesium murni (*bare magnesium*) tanpa perlakuan dan dengan perlakuan PEO (Zhao dkk, 2010)

Dari kurva tersebut juga menghasilkan data-data lainnya seperti, potensial korosi ( $E_{\text{corr}}$ ), rapat arus korosi ( $i_{\text{corr}}$ ) dan konstanta anodik/katodik pada tafel ( $b_a$  dan  $b_c$ ) dan *pitting potential* ( $E_{\text{pt}}$ ) dari pembacaan kurva sesuai dengan **Tabel 4.10**.

**Tabel 4.10** Hasil pengujian *potentiodynamic polarization* dari *bare magnesium* tanpa perlakuan dan dengan perlakuan (Zhao dkk, 2010)

Sampel	$E_{\text{corr}}$ ( $V_{\text{SCE}}$ E)	$i_{\text{corr}}$ (A/c $m^2$ )	$b_a$ ( $V_{\text{SCE}}/\text{dec}$ ade)	$b_c$ ( $V_{\text{SCE}}/\text{dec}$ ade)	$R_p$ ( $k\Omega$ $cm^2$ )	$E_{\text{pt}}$ ( $V_{\text{SCE}}$ )
<i>Bare magnesium</i>	-1,85	1,35 $\cdot 10^{-5}$	0,182	0,206	3,11	-1,48
<i>Anodization 17 menit</i>	-1,69	1,73 $\cdot 10^{-7}$	0,0917	0,0962	112	-1,54

---

<i>Anodiza</i>	-	3,81.	0,172	0,141	0,08	-
<i>tion</i>	22	1,89	$10^{-4}$		83	1,56
menit						

---

*Pitting potential* ( $E_{pt}$ ) menyatakan potensial infleksi (transisi) pada kurva polarisasi. Saat potensial polarisasi melebihi  $E_{pt}$ , rapat arus yang sesuai memiliki kurva yang jatuh secara tiba-tiba pada pecabangan katodik dan naik secara tiba-tiba pada pecabangan anodik. Hal tersebut menandakan adanya *breakdown* pada permukaan lapisan (Song dkk, 2002)

Berdasarkan grafik pada **Gambar 4.25** menunjukkan hasil polarisasi pada sampel yang diberikan waktu oksidasi sebesar 17 menit memberikan hasil yang terbaik. Diberikan hasil potensial korosi ( $E_{corr}$ ) sebesar  $-1,69 V_{SCE}$ , rapat arus korosi ( $i_{corr}$ ) senilai  $1,73 \cdot 10^{-7} A/cm^2$ , dimana nilai ini lebih rendah dari magnesium murni (*bare magnesium*)  $1,35 \cdot 10^{-5} A/cm^2$ . Disisi lain nilai  $i_{corr}$  dari sampel yang dioksidasi selama 22 menit mengalami peningkatan hingga mencapai  $3,81 \cdot 10^{-4} A/cm^2$ , dengan nilai potensial korosi terkecil sebesar  $-1,89 V_{SCE}$ .

**Tabel 4.11** menunjukkan nilai laju degradasi masing-masing sampel mulai dair 0, 17, dan 22 menit. Terlihat bila laju degradasi terendah dihasilkan oleh lama waktu oksidasi sebesar 17 menit. Namun, setelah mencapai lama waktu oksidasi selama 22 menit, sampel mengalami laju degradasi yang sangat signifikan.

**Tabel 4.11** Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Zhao dkk (2010) dengan standar ASTM G5.

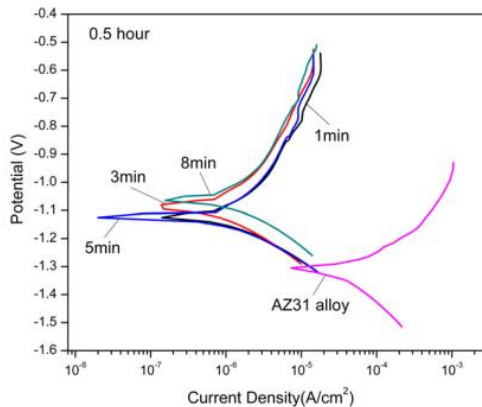
---

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / $i_{corr}$ ( $\mu A/cm^2$ )	Laju degradasi (mppy)
1	0	13,5	$3,083 \cdot 10^{-1}$
2	17	0,173	$3,951 \cdot 10^{-3}$
3	22	381	8,701

---

Pada tahun 2012 Gu dkk juga melakukan percobaan uji *potentiodynamic polarization* terhadap substrat berupa *magnesium alloy* berjenis AZ31.

Pengujian dilakukan menggunakan *saturated calomel electrode* (SCE) sebagai *reference electrode* dan batang grafit sebagai *counter electrode*. Pengujian dilakukan pada lingkungan temperaur sesuai dengan tubuh manusia yaitu kurang lebih 36.5 °C dalam 1000 ml larutan *simulated body fluid* (SBF) dengan konsentrasi ionic sebagai berikut : Na<sup>+</sup> 142,0, K<sup>+</sup> 5,0, Ca<sup>2+</sup> 2,5, Mg<sup>2+</sup> 1,5, Cl<sup>-</sup> 147,8, HPO<sub>4</sub><sup>2-</sup> 1,0, HCO<sub>3</sub><sup>-</sup> 4,2, dan SO<sub>4</sub><sup>2-</sup> 0,5 mmol/L. Larutan SBF didapatkan dengan pelarutan reagen kimia dari NaCl, NaHCO<sub>3</sub>, KCl, K<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub>.3H<sub>2</sub>O, MgCl<sub>2</sub>.6H<sub>2</sub>O, dan Na<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> dalam *distilled water* dan proses *buffering* pada pH 7,25 dengan tambahan *tris (hydroxymethyl), minomethane* ((CH<sub>2</sub>OH)<sub>3</sub>CNH<sub>2</sub>) dan 1 mol/L *hydrochloric acid*.



**Gambar 4.25** Kurva polarisasi potensiodinamik dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan PEO ; a) 1 menit, b) 3 menit, c) 5 menit, dan d) 8 menit (Gu dkk, 2012)

Berdasarkan kurva polarisasi yang dihasilkan dari pengujian sebagaimana ditunjukkan oleh **Gambar 4.26**, didapatkan tabel

yang berisikan informasi lanjutan yang terkandung pada kurva polarisasi sesuai pada **Tabel 4.12**.

**Tabel 4.12** Hasil pengujian *potentiodynamic polarization* dari Mg AZ31 tanpa perlakuan dan dengan perlakuan (Gu dkk, 2012)

Sampel	$E_{cor}$ $r$ (V)	$i_{corr}$ ( $\mu A/cm^2$ )	$\beta_a$ ( $v/decade$ )	$\beta_c$ ( $v/decade$ )	$R_p$ ( $\Omega$ $cm^2$ )
Tanpa perlakuan	- 1,31	106,00	2,579	0,810	2528
1 menit	- 1,12	2,84	0,675	0,278	30,14 5
3 menit	- 1,09	1,82	0,558	0,276	44,11 4
5 menit	- 1,12	1,44	0,516	0,223	48,46 6
8 menit	- 1,06	2,63	0,712	0,268	32,18 9

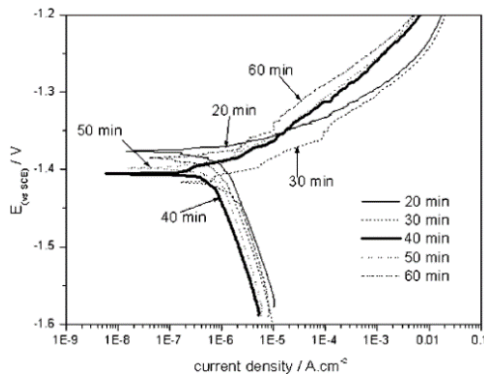
Cara yang paling umum digunakan untuk menentukan nilai laju degradasi pada lapisan ialah dengan uji *potentiodynamic polarization*. Laju degradasi lapisan umumnya ditentukan dari nilai rapat arus korosi ( $i_{corr}$ ) (Gu dkk, 2012). Semakin kecilnya nilai  $i_{corr}$  maka laju degradasi yang dihasilkan juga akan kecil. Berdasarkan **Tabel 4.12** dapat diidentifikasi bila  $i_{corr}$  terkecil dihasilkan pada lama perlakuan 5 menit, sedangkan substrat tanpa perlakuan menghasilkan nilai  $i_{corr}$  yang paling besar yaitu  $106 \mu A/cm^2$ .

Berikut pada **Tabel 4.13** didapatkan hasil perhitungan laju degradasi sesuai dengan ASTM G5. Didapatkan bila laju degradasi terkecil berada pada perlakuan selama 5 menit yaitu sebesar  $3,17 \cdot 10^{-2}$  mmpy dan yang paling besar berada pada substrat yang tidak diberikan perlakuan pelapisan PEO. Terdapat pula kenaikan laju degradasi dari lama waktu 5 menit ke 8 menit.

**Tabel 4.13** Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Gu dkk (2012) dengan standar ASTM G5.

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / $i_{corr}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	Corrosion rate (mmpy)
1	0	106	2,333
2	1	2,84	$6,252 \cdot 10^{-2}$
3	3	1,82	$4 \cdot 10^{-2}$
4	5	1,44	$3,17 \cdot 10^{-2}$
5	8	2,63	$5,79 \cdot 10^{-2}$

Eksperimen lainnya yang juga dilakukan oleh Wang dkk untuk mengetahui pengaruh lama waktu oksidasi terhadap laju degradasi yang dihasilkan melalui uji *potentiodynamic polarization*. Pengujian dilakukan dengan CHI660C *electrochemical workstation* (CH Instruments, TX, USA) dalam 3,5 % wt NaCl larutan encer pada temperatur ruang. Tiga elektroda standar digunakan dengan sebuah SCE dan plat platinum sebagai elektroda referensi dan *counter*.



**Gambar 4.26** Kurva polarisasi potensiodinamik dari Mg AZ31 dengan perlakuan PEO ; a) 20 menit, b) 30 menit, c) 40 menit, d) 50 menit, dan e) 60 menit (Wang dkk, 2010)

Kurva *potentiodynamic polarization* yang dihasilkan pada **Gambar 4.27** dilakukan pada arus konstan sebesar  $20 \text{ mA cm}^{-2}$  dan perbedaan waktu yang ditentukan. Dihilangkan nilai daripada rapat arus korosi ( $i_{\text{corr}}$ ) dilampirkan pada **Tabel 4.14**, yang merupakan pembacaan dari kurva. Besarnya nilai  $i_{\text{corr}}$  merupakan parameter penting yang berkaitan dengan ketahanan degradasi dari lapisan yang dihasilkan. Spesimen dengan nilai  $i_{\text{corr}}$  yang kecil mengartikan bahwa memiliki ketahanan degradasi yang tinggi.

**Tabel 4.14** Hasil pengujian *potentiodynamic polarization* dari Mg AZ31 dengan perlakuan (Wang dkk, 2010)

Oxidation time	Rapat arus korosi ( $i_{\text{corr}}$ ) ( $\text{A cm}^{-2}$ )
20 menit	$2,0 \cdot 10^{-6}$
30 menit	$2,0 \cdot 10^{-6}$
40 menit	$8,7 \cdot 10^{-7}$
50 menit	$1,2 \cdot 10^{-6}$
60 menit	$1,4 \cdot 10^{-6}$

Berdasarkan **Tabel 4.14** terlihat bila terdapat perbedaan nilai  $i_{\text{corr}}$  pada tiap lama perlakuan waktu oksidasi yang digunakan. Di mana semakin lama waktu oksidasi yang diberikan cenderung mengurangi nilai  $i_{\text{corr}}$  yang dihasilkan, namun pada lama waktu oksidasi 60 menit terdapat kenaikan menjadi  $1,4 \cdot 10^{-6} \text{ A cm}^{-2}$ .

Berikut pada **Tabel 4.15** diberikan nilai daripada laju degradasi yang didapatkan berdasarkan kalkulasi sesuai dengan standar ASTM G5. Pada **Tabel 4.15** terlihat bila laju degradasi terkecil dihasilkan dari lama waktu oksidasi sebesar 50 menit yang menghasilkan laju degradasi sebesar  $2,642 \cdot 10^{-2} \text{ mmpy}$ .

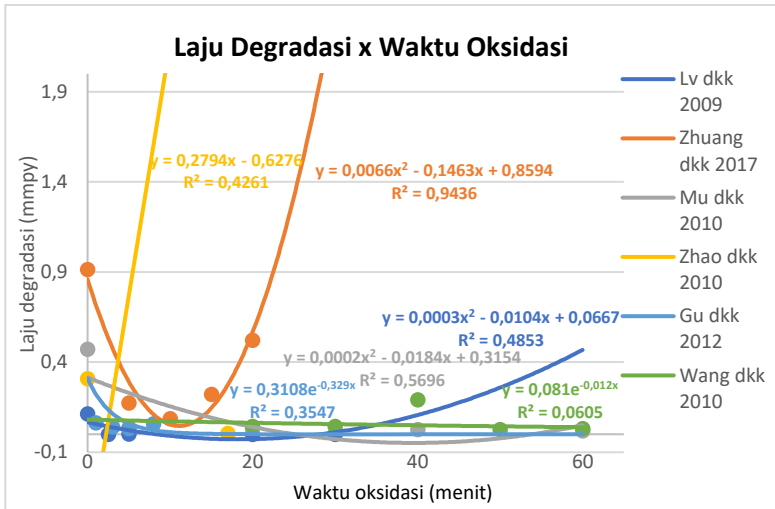
**Tabel 4.15** Besarnya nilai laju degradasi dari percobaan Wang dkk (2010) dengan standar ASTM G5.

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / $i_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	Corrosion rate (mmpy)
1	20	2	$4,403 \cdot 10^{-2}$
2	30	2	$4,403 \cdot 10^{-2}$
3	40	8,7	$1,915 \cdot 10^{-1}$
4	50	1,2	$2,642 \cdot 10^{-2}$
5	60	1,4	$3,082 \cdot 10^{-2}$

Sehingga dapat disimpulkan dari berbagai penelitian yang telah dilakukan Lv dkk (2009), Zhuang dkk (2017), Mu dkk (2010), Zhao dkk (2010), Wang dkk (2010), dan Gu dkk (2012) bahwasanya perbedaan dalam hubungan polarisasi pada sampel tanpa lapisan ataupun dengan lapisan disebabkan oleh perbedaan nilai dari reaksi anodik dan katodiknya. Besarnya ketahanan korosi dalam pengujian *polarization potentiodynamic* bisa ditentukan dari nilai rapat arus korosi ( $i_{\text{corr}}$ ), dikarenakan nilai  $i_{\text{corr}}$  ditentukan dari potensial anodik dan katodik yang terpotong pada kurva. Potensial anodik ( $b_a$ ) menunjukkan besar kelarutan magnesium yang terjadi, sedangkan potensial katodik ( $b_c$ ) menunjukkan evolusi hidrogen yang terjadi akibat reduksi air.

Nilai  $i_{\text{corr}}$  yang kecil menandakan bahwasanya perpotongan kurva yang dihasilkan pada pengujian *potentiodynamic polarization* terjadi pada saat besar potensial anodik dan katodik ( $b_a$  dan  $b_c$ ) bernilai kecil. Dengan kata lain, nilai evolusi hidrogen dan kelarutan magnesium yang terjadi tergolong rendah dibandingkan dengan nilai  $i_{\text{corr}}$  yang lebih besar di mana menandakan proses korosi terjadi lebih cepat.

Sebagaimana rumus perhitungan laju korosi yang dituliskan pada persamaan 3.1 terdapat kesesuaian yang linear (berbanding lurus) antara besar laju degradasi (*degradation rate*) terhadap besarnya nilai  $i_{\text{corr}}$  (rapat arus korosi) yang dihasilkan.



**Gambar 4.27** Grafik perbandingan lama waktu oksidasi terhadap nilai laju degradasi yang dihasilkan

Berdasarkan **Gambar 4.28** terlihat hubungan antara lama waktu oksidasi terhadap laju degradasi yang dihasilkan dengan menggunakan regresi linear. Diketahui bila nilai laju degradasi tidak selalu sebanding dengan lama waktu oksidasi yang diberikan. Hal ini terjadi karena nilai laju degradasi yang kecil didapatkan dari nilai  $i_{\text{CORR}}$  yang kecil. Kecil nilai  $i_{\text{CORR}}$  bisa didapatkan bila potensial anodik dan potensial katodik menunjukkan nilai yang rendah pada pembacaan kurva *potentiodynamic polarization*.

Pada **Gambar 4.28** dijelaskan hubungan antara lama waktu oksidasi yang diberikan terhadap laju degradasi yang dihasilkan. Grafik dari regresi linear memberikan gambaran bahwasanya lamanya waktu oksidasi terhadap laju degradasi yang dihasilkan cenderung bisa menurunkan laju degradasi di beberapa titik, namun juga meningkatkan laju degradasi dengan pemberian lama waktu oksidasi yang terlalu besar.



Diketahui bila kecil atau besarnya nilai  $i_{\text{cor}}$  yang nantinya digunakan untuk menemukan besar laju degradasi, utamanya dipengaruhi oleh morfologi daripada lapisan yang terbentuk, sebagaimana yang telah dijelaskan oleh Wang dkk (2010). Pemberian lama waktu oksidasi bisa meningkatkan ketahanan degradasi akibat lapisan PEO makin tebal yang disebabkan oleh proses solidifikasi *molten metal* (*layer* baru) akibat *electrical field* yang terjadi. Hasil solidifikasi tersebut bertindak sebagai *barrier* untuk bisa melindungi substrat dari lingkungan yang korosif.

Walaupun tebalnya lapisan dapat memberikan proteksi yang lebih baik, namun bila ketebalan yang dihasilkan tersebut menimbulkan pori dalam atau rongga/*defect* untuk elektrolit dari luar bisa masuk (melewati lapisan), hal itu justru merugikan substrat. Terlalu lamanya waktu oksidasi bisa memicu terjadinya kerusakan pada lapisan karena adanya *discharge* berlebih yang diberikan (Lv dkk, 2009).

Dengan kata lain, lapisan yang baik bukan berarti lapisan yang membentuk lapisan tebal, melainkan juga terbebas dari *defect* (cacat) (Wang dkk, 2010)

Oleh karena itu nilai ketahanan degradasi bisa ditingkatkan melalui *surface treatment* dengan metode PEO. Namun, terlalu lamanya pemrosesan yang diberikan pada sampel justru bisa meningkatkan laju degradasi sampel akibat menurunnya kualitas dari lapisan yang terbentuk dengan pendekatan morfologi.

#### 4.4 Kritisasi

Beberapa jurnal yang telah dikumpulkan dan dianalisis memberikan informasi yang cukup sistematis dalam pemaparan hasil, pembahasan, serta kesimpulan. Walaupun begitu masih terdapat beberapa jurnal yang terbilang masih kurang dalam penyediaan data dari segi kualitas maupun isinya.

Pada salah satu sumber yang berasal dari Zhuang dkk (2017) didapatkan data visual berupa hasil pengujian SEM terhadap permukaan dan penampang melintang sampel Mg AZ31 dengan berbagai variasi pelakuan. Pada **Gambar 4.10** dan **Gambar 4.16**

permukaan dan penampang melintang substrat yang diuji kurang bisa memberikan gambaran morfologi yang bagus, di mana hal ini menyulitkan dalam hal penarikan analisis teori. Pentingnya kualitas data yang tersaji merupakan faktor penting untuk mendapatkan kualitas data yang baik dalam proses pengulasan yang dilakukan.

Pernyataan yang kurang objektif juga terkandung oleh salah satu jurnal yang berasal dari Gu dkk (2017). Gu menyatakan bahwa lamanya waktu oksidasi yang digunakan dalam proses pelapisan PEO hanya memberikan pengaruh yang kecil terhadap fasa / senyawa yang muncul dipermukaan. Penelitian yang dilakukan untuk membandingkan lama waktu oksidasi terhadap komposisi fasa permukaan menggunakan variasi waktu 1, 3, 5, dan 8 menit Indikator besar atau kecilnya pengaruh waktu oksidasi terhadap hasil fasa tidak dijelaskan secara objektif dan dibuktikan secara ilmiah oleh Gu dkk. Padahal keterkaitan antara kandungan fasa dengan lamanya variasi yang diberikan bisa saja menjadi landasan untuk menguatkan pernyataan yang dikemukakan.

Selain itu, salah satu data yang merupakan hasil pengujian dari Dehnavi dkk (2018) terdapat ketidaklengkapan pembacaan data yang disediakan. Terlihat pada **Gambar 4.6** bahwasanya tidak terdapat indikator/symbol yang diberikan untuk menandakan *peaks* yang muncul untuk merujuk ke suatu senyawa tertentu. Sehingga hal tersebut menyulitkan untuk proses perbandingan jenis lapisan keramik apa yang terbentuk pada lapisan.

Data-data visual dari pengujian SEM dan SEM *cross section* yang diberikan dari beberapa penelitian juga tidak sepenuhnya bisa dikatakan data yang akurat. Sebab data visual seperti uji SEM kadangkala memiliki pembacaan yang bisa bermakna ambigu (bermakna ganda) terhadap sebagian orang. Oleh karena itu, diperlukan data-data tambahan seperti presentase porositas pada lapisan yang terbentuk.

## BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

### 5.1 Kesimpulan

Analisis dan pembahasan dari data yang didapatkan dalam review jurnal ini menghasilkan beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Semakin meningkatnya lama waktu oksidasi yang digunakan, lapisan cenderung akan membentuk lapisan kristalin keramik oksida (*ceramic oxide*) pada permukaan. Namun, bila waktu oksidasi yang diberikan terlalu lama dapat mengakibatkan terbentuknya lapisan amorf pada permukaan terluar akibat adanya *discharge* tipe A dan C.
2. Semakin lama waktu oksidasi yang diberikan membuat pori yang terbentuk menjadi lebih sedikit, namun beberapa pori mengalami peningkatan pada ukuran diameter. Di lain sisi, peningkatan ketebalan juga diakibatkan oleh semakin lamanya waktu oksidasi. Namun, terlalu lamanya waktu oksidasi pada permukaan bisa menginisiasi terjadinya *defect* pada lapisan.
3. Laju degradasi dipengaruhi oleh nilai  $i_{corr}$  yang dihasilkan oleh kurva *potentiodynamic polarization*. Besar kecilnya nilai  $i_{corr}$  bisa dikorelasikan dengan morfologi lapisan yang terbentuk. Pada umumnya peningkatan waktu oksidasi memberikan laju degradasi yang lebih kecil (ketahanan baik) karena lapisan terbentuk secara optimal. Namun terdapat situasi di mana meningkatnya waktu oksidasi justru menurunkan ketahanan degradasi akibat penurunan kualitas morfologi.

### 5.2 Saran

Adapun beberapa saran yang dapat digunakan untuk *paper review* berikutnya:

1. Memperbanyak sumber ilmiah dari *paper* atau literatur eksperimen untuk mendapatkan pemahaman yang lebih komprehensif.

2. Menggunakan *paper* atau literatur eksperimen dari sumber dengan isi dan orisinalitas yang dapat dipertanggung jawabkan
3. Analisis dan pembahasan yang dilakukan harus menggunakan kerangka berpikir yang kuat.
4. Pemberian tanggapan berupa argumen pribadi perlu didasari dengan bukti-bukti ilmiah yang kuat.

## DAFTAR PUSTAKA

- Agarwal, S., Curtin, J., Duffy B., Jaiswal, S., 2016. "Biodegradable Magnesium Alloys for Orthopaedic Application : A Review on Corrosion, Biocompatibility and Surface Modifications". *Material Science and Engineering*, 68 : 948-963.
- Ahmad, A.A., and Ikram M.A., 2017. "Plating of An Isolated Fracture of Shaft of Ulna Under Local Anesthesia and Periosteal Nerve Block". *Case Report*. Anon., t.thn.
- American Standard Testing of Material. **ASTM Designation G5**. "Standard Reference Test Method for Making Potentiodynamic Anodic Polarization Measurements".
- American Standard Testing of Material. **ASTM G102 (Reapproved 1999)**. "Standard Practice for Calculation of Corrosion Rates and Related Information from Electrochemical Measurements".
- Arsista, D., Eriwati, Y.S., 2018. "Desain dan Fungsi Implan Kedokteran Gigi yang Beredar di Pasaran". *Ulusan Sistematis*, 30(3) : 168-174.
- Ambat, R., Aung, N. N., Zhou, W. 2000. "Evaluation of Microstructural Effects on Corrosion Behaviour of AZ91D Magnesium Alloy". *Corrosion Science*. (42) : 1433-1455
- Antoniac, I., Laptoiu, D., 2010. "Magnesium Alloys - Current Orthopedic Applications". *revista de ortopedie si traumatologie*, 4(20) : 1-10.
- Chen, C., Guo, Y., Ning, C., 2012. "Effect of Oxidation Time on The Corrosion Behavior of Micro-arc Oxidation Produced AZ31 Magnesium Alloys in Simulated Body Fluid". *Alloys and Compounds*. 543 : 109-117.
- Chen, Y., Dou, J., Yu, H., Chen, H., 2019. "Degradable Magnesium-based Alloys for Biomedical Application : The Role of Critical Alloying Elements". *Biomaterials Applications*. 1-25.
- Cheng, Y., Wu, f., Matykina, E., Skeldon, P., Thompson, G.E.

2012. "the Influences of Microdischarge types and Silicates on the Morphologies and Phase Compositions of Plasma electrolytic Oxidation Coatings on Zircaloy-2". ***Corrosion Science*** (59) : 307-315.
- Chai, L., Yu, X., Yang, Z., Wang, Y., Okido, M., 2008. "Anodizing of Magnesium Alloy AZ31 in Alkaline Solutions with Silicate Under Continuous Sparking". ***Corrosion Science***, 50 : 3274-3279.
- Chang, L., Tian, L., Duan, X., 2013. "Formation of Dicalcium Phosphate Dihydrate on Magnesium Alloy by Micro-arc Oxidation Coupled with Hydrothermal Treatment". ***Corrosion Science***, 72 : 118-124.
- Chang, L. 2009. "Growth Regularity of Ceramic Coating on Magnesium Alloys by Plasma Electrolytic Oxidation." ***Journal of Alloys and Compounds*** 462-465.
- Dehnavi, V., Binns, W.J., Noell, J.J., Shoosmith, D.W., Luan, B.L., 2018. "Growth Behaviour of Low-energy Plasma Electrolytic Oxidation Coatings on a Magnesium Alloy". ***Journal of Magnesium and Alloys***, 6(3) : 229-237.
- Darband, Gh.B., Aliofkhaezrai, M., Hamghalam, P., Valizade, N., 2017. "Plasma Electrolytic Oxidation of Magnesium and Its Alloys: Mechanism, Properties, and Applications". ***Journal of Magnesium and Alloys***. 1-54
- Dou, J., Chen, Y., Yu, H., Chen, C., 2017. "Research Status of Magnesium Alloys by Micro- arc Oxidation : A Review". ***Surface Engineering***.
- Durdu, S., Aytac, A., Usta, M., 2011. "Characterization and Corrosion Behavior of Ceramic Coating on Magnesium by Micro-arc Oxidation". ***Alloys and Compound***, 509 : 8601-8606.
- Fox, C., Ramsoomair, D., Carter, C., Bufallo., 2001. "Magnesium : Its Proven and Potential Clinical Significance". ***Southern Medical Journal***, 94(12) : 1195-1201.
- Gao, Y., Yerokhin, A., Parfenov, E., Matthews, A. 2014. "Application of Volatge Pulse Transient Analysis during

- 
- Plasma Electrolytic Oxidation for Assessment of Characteristic and Corrosion Behavior of Ca- and P-Containing on Magnesium”. *Electrochimia Acta*. 1-36
- Gordavitarne, C., Robertson A., Peters J., 2017. "Biodegradable Materials". *Orthopaedics and Trauma*.
- Grober, U., Schmidt J., Kisters K. 2015. "Magnesium in Prevention and Therapy". **Academy of Micronutrient Medicine**, Essen 45130, Germany.
- Gu X., Zheng, Y., Cheng, Y., 2009. "In Vitro Corrosion and Biocompatibility of Binary Magnesium Alloys". *Biomaterials*, 30(4) : 484-498.
- Gu, Y., Bandopadhyay, S., Chen, C., Guo, Y., Ning, C., 2012. "Effect of Oxidation Time on The Corrosion Behavior of Micro-arc Oxidation Produced AZ31 Magnesium Alloys in Simulated Body Fluid." *Journal of Alloys and Compounds* 109-117.
- Guo, H.F., An, H.Z., Huo H.B., Xu, S., 2006. "Microstructure Characteristic of Ceramic Coatings Fabricated on Magnesium Alloys by Micro-arc Oxidation in Alkaline Silicate Solutions". *Applied Surface Science*, 252 : 7911-7916.
- Hermanto A., Burhanuddin Y., Sukmana I., 2016. "Peluang dan Tantangan Aplikasi Baut Tulang Mampu Terdegradasi Berbasis Logam Magnesium". *Dinamika Teknik Mesin*, 6(2): 93-98.
- Hermawan., 2018. "Updates on The Research and Development of Absorbable Metals for Biomedical Applications". *Progress in Biomaterials*, 7 : 93-110.
- Hussein, R.O., Nie, X., Northwood, D.O. 2013. "An Investigation of Ceramic Coating Growth Mechanism in Plasma Electrolytic Oxidation (PEO) Processing. *Electrochimia Acta*. 112 : 111-119
- Iqbal, M., Sukmana, Irza., Burhanuddin, Y. 2018. "Studi Sifat Mekanik Magnesium AZ31 Hasil Proses Pengecoran Tekan (Squeeze Casting)". **Jurnal Energi dan Manufaktur**.
-

---

11(1) : 1-5.

- Jangde, A., Kumar, S., Blawert, C. 2019. "Influence of Glycerol on Plasma Electrolytic Oxidation Coatings Evolution and on Corrosion Behaviour of Coated AM50 Magnesium Alloy". *Corrosion Science*, 157 : 220-246.
- H., 2003. "Synthesis of Si, Mg Substituted Hydroxyapatite and Their Sintering Behaviors". *Biomaterials*, 24 : 1389-1398.
- Kielbus, A., Rzychon, T., Cibis, R. 2006. "Microstructure of AM50 Die Casting Magnesium Alloy". *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 18 : 1-2
- Kim S. R., Lee, J. H., Kim, Y. T., Rui, D. H., Jung, S. J., Lee, Y. J., Chung, S. C., Kim. Y.
- Kirkland, N.T., Lespagnol, J., Birbilis, N., Straiger, M.P., 2010. "A Survey of Bio-corrosion Rates of Magnesium Alloys". *Corrosion Science*, 52 : 287-291.
- Krishna, L.R., Somaraju, K.R.C., Sundararajan, G., 2003. "The Tribological Performance of Ultra-hard Ceramic Composite Coatings Obtained Through Microarc Oxidation" *Surface and Coatings Technology*. 163 : 484-490.
- Kun, Y., Zhi-yong, C. Z., Xiao-yan, W. 2010. "Constitutive Analysis of AZ31 Magnesium Alloy Plate". *Jornal of Central South University of Technology*. 17:7-12
- Li, Q., Liang, J., Wang, Q., 2013. "Plasma Electrolytic Oxidation Coatings on Lightweight Metals", *Modern Surface Engineering Treatments*.
- Lu, X., Sah, S.P., Scharnagl, N., Stormer, M., Starykevich, M., Mohedano, M., Blawert, C., Zheludkevich, M.L., Kainer, K.U., 2014. "Degradation Behavior of PEO Coating on AM50 Magnesium Alloy Produced from Electrolytes with Clay Particle Addition." *Surface and Coating Technology*. 269 : 155-169.
- Lv G., Chen, H., Li L., Niu, E., Pang, H., Zou, B., Yang, S., 2009. "Investigation of Plasma Electrolytic Oxidation Process on
-



- AZ91D Magnesium Alloy." *Current Applied Physics*. 126-130.
- Lynnerup, N., Klaus, H.D., 2019. "Fundamentalas of Human Bone and Dental Biology : Structure, Function, and Development". **Dalam: J. E. Buikstra, penyunt. *Ortner's Identification of Pathological Conditions in Human Skeletal Remains***. United States: Elsevier Inc, pp. 35-58.
- Ma, Y., Nie, X. 2006. "Systematic Study of the Electrolytic Plasma Oxidation Process on a Mg Alloy for Corrosion Protection". *The Solid Films*. 494 : 296-301
- Malayoglu, U., Tekin, K.C., Shrestha, S., 2010. "Influence of Post-treatment on The Corrosion Resistance of PEO Coated AM50B and AM60B Mg Alloys". *Surface & Coatings Technology*, 205 : 1793-1798.
- Marquis, M.E., Lord, E., Bergeron, E., Dravellel, O., Park, H., Cabana, F., Cental, H., Faucheux, N., 2009. "Bone-cells Biomaterials Interactions". *Bioscience*, 14 : 1023-1066.
- Mert and Faruk, 2017. "Dry Sliding Wear Behaviour of As-Cast AZ31B Magnesium Alloy". *Mechanika*, 23(5) : 728-734.
- Mu, W., Li, Z., Du, J., Luo, R., Xi, Z., 2011. "Effects of Oxidation Time on Micro--arc Oxidized Coatings of Magnesium Alloy AZ91D in aluminate Solution." *Magnesium Technology* 537-541.
- Muafa, F., 2018. "*Pengaruh Beda Potensial dan Waktu Oksidasi Terhadap Morfologi, Sifat Mekanik dan Laju korosi pada Paduan Magnesium AZ31B Menggunakan Metode Plasma Electrolytic Oxidation untuk Aplikasi Orthopaedic Device*", **Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember.**
- Oryan A., Alidadi S., Moshiri A., 2013. "Current Concerns Regarding Healing of Bone Defects". *Hard Tissue*, 26 February, pp. 1-12.
- Park, J., Lakes, R. S., 2007. "*Biomaterilas An Introduction*". **New York: Springer.**
- Quispe, C.A.G., Christian, J.R., Coronado, Joao A., Carvalho Jr., 2013. "Glycerol : Production, Consumption, Prices,

- Characterization, and New Trends in Combustion". ***Renewable and Sustainable Energy Review***, 27 : 475-493.
- Riaz, U., Shabib, I., Haider, W., 2018. "The Current Trends of Mg Alloys in Biomedical Applications - A review". ***Society of Biomaterials***, pp. 1-27.
- Rimondini, L., Aldini, N., Fini, M., Guzzerdella, G., 2005. "In Vivo Experimental Study on Bone Regeneration in Critical Bone Defects Using an Injectable PLA/PGA Copolymer". 99 :148-154.
- Rouhi, G., Amani, M., 2012. "A Breif Introduction Into Orthopaedic Implants : Screw, Plates, and Nails". ***Orthopaedic Implants***. 1-20.
- Salami, B., Afshar, A., Mazaheri, A., 2014. "The Effect of Sodium Silicate Concentration on Microstructure and Corrosion Properties of MAO-Coated Magnesium Alloy AZ31B in Simulated Body Fluid". ***Journal of Magnasium and Alloys***. 72-77.
- Sarkar, R., Banerjee, G. 1999. "Effect of Compositional Variation and Fineness on The Densification of MgO-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>". ***Journal of the European Ceramic Society***. 99 : 2893-2899.
- Schinhammer, M., Hanzi, A.C., Loffler, J.F., Uggowitzer, P.J., 2010. "Design Strategy for Biodegradable Fe-based Alloys for Medical Applications". ***Acta Biomaterials***, 6 : 1705-1713.
- Shin, K.R., Kim, Y.S., Jeong J.H., Ko, Y.G., Shin, D.H. 2016. "Pore Size Effect on Cell Response Via Plasma electrolytic Oxidation". ***Surface Engineering***. 1-5
- Sioros, V.S., Lykissas, M.G., Pafilas, D., Koulouvaris, P., Mavrodontidis, A.N., 2010. "Ilizarov Treatment of Humeral Shaft Nonunion in an Antiepileptic Drug Patient with Uncontrolled Generalized Tonic-clonic Seizure Activity". ***Orthopaedic Surgery and Research***, 1(5) : 2-7.
- Song and Guangling, 2007. "Control of Biodegradation of Biocompatible Magnesium Alloys". ***Corros Sci***, 49(4) : 1696-1701.

- 
- Song, G., and StJohn D. 2002. "The Effect of Zirconium Grain Refinement on The Corrosion Behavior of Magnesium-rare earth alloy MEZ". *Journal of Light Metals*. 1-6.
- Staiger, M.P., Pietak, A.M., Huadmai, J., Dias, G., 2006. "Magnesium and Its Alloy as Orthopedic Biomaterials : A review". *Jurnal of Biomaterials*, 27 : 1728-1733.
- Stojadinovic and Stevan, 2013. "Plasma Electrolytic Oxidation of Metals". *The Serbian Chemical Society*, 78(5) : 713-716.
- Sutowo, C., Ikhsan, M., Katika, I., 2014. "Karakteristik Material Biokompatibel Aplikasi Implan Medis Jenis Bone Plate". *Jurnal Teknik Mesin*, pp. 1-5.
- Top and Murray, 2003. "Hypomagnesia and Hypermagnesemia". *Rev Endoc Metab Disord*, 4: 195-206.
- Wang, H.M., Chen, Z.H., Li, L. L., 2010. "Corrosion Resistance and Microstructure Characteristic of Plasma Electrolytic Oxidation Coatings Formed on AZ31 Magnesium Alloy." *Surface Engineering* 385-391.
- Williams, David F. 2009. "On The Nature of Biomaterials." *Biomaterials* 30 (30): 5897-5909.
- Witte, F., Hort, N., Voght C., Cohen S., Kainer K.U., Willumert, R., Feyerabend, F., 2008. "Degradable Biomaterials Based On Magnesium Corrosion". *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, 12 : 63-72.
- Wu, D., Liu, X., Lu, K., Zhang, Y., Wang, H. 2009. "Influence of C<sub>3</sub>H<sub>8</sub>O<sub>3</sub> in The Electrolyte on Characteristic and Corrosion Resistance of The Microarc Oxidation Coatings Formed on AZ91D Magnesium Alloy Surface". *Applied Surface Science*. 255 : 7115-7120
- Yerokhin, A.L., Leyland, A., Matthews A. 2002. "Kinetic Aspects of Aluminium Titanate Layer Formation on titanium Alloys by Plasma Electrolytic Oxidation". *Applied Surface Science*. 200 : 172-184
- Yerokhin, A.L., Snizkho, L.O., Gurevina, N.L., Leyland, A., Pilkington, A., Matthews, A. 2003. "Discharge Characterization in Plasma Electrolytic Oxidation of
-

- 
- Aluminium". *Journal of Physics*. (36) : 2110-2120.
- Zhao, L., Cui, C., Wang, Q., Bu, S., 2010. "Growth Characteristic and Corrosion Resistance of Micro-arc Oxidation Coating on Pure Magnesium for Biomedical Applications." *Corrosion Science* 2228-2234.
- Zhuang, J., Song, R., Xiang, N., Lu, J., Xiong, Y., 2017. "Effects of Oxidation Time on Corrosion Resistance of Plasma Electrolytic Oxidation Coatings on Magnesium Alloy." *International Journal of Material Research* 1-9.

## LAMPIRAN

### A. Perhitungan Laju Degradasi

- Menghitung *Equivalent Weight* (EW) berdasarkan standar ASTM G102

a) Mg AZ31

<b>Material</b>	Al	Zn	Mn	Cu
<b>Percent</b>	2,45	0,92	0,31	0,006
<b>Material</b>	Ni	Si	Fe	Mg
<b>Percent</b>	0,002	0,07	0,0023	96,2397

$$Q = \left(\frac{2,45}{28,982} \times 3\right) + \left(\frac{0,92}{65,39} \times 2\right) + \left(\frac{0,31}{54,938} \times 4\right) + \left(\frac{0,006}{63,546} \times 2\right) + \left(\frac{0,002}{58,693} \times 2\right) + \left(\frac{0,07}{28,086} \times 4\right) + \left(\frac{0,0023}{55,933} \times 2\right) + \left(\frac{96,2397}{24,305} \times 2\right)$$

$$Q = 8,252 \text{ gram equivalent}$$

$$EW = 100/Q = 100/8,252 = 12,118 \text{ gram}$$

b) Mg AZ91D

<b>Material</b>	Cu	Si	Fe	Ni	Mn
<b>Percent</b>	0,002	0,034	0,002	0,001	0,03
<b>Material</b>	Zn	Pb	Sn	Al	Mg
<b>Percent</b>	0,775	0,001	0,002	8,4	90,753

$$Q = \left(\frac{0,002}{63,546} \times 2\right) + \left(\frac{0,034}{28,086} \times 4\right) + \left(\frac{0,002}{55,933} \times 2\right) + \left(\frac{0,001}{58,693} \times 2\right) + \left(\frac{0,03}{54,938} \times 4\right) + \left(\frac{0,775}{65,39} \times 2\right) + \left(\frac{0,001}{207,2} \times 4\right) + \left(\frac{0,002}{118,71} \times 4\right) + \left(\frac{8,4}{26,982} \times 3\right) + \left(\frac{90,753}{24,305} \times 2\right)$$

$$Q = 8,432 \text{ gram equivalent}$$

$$EW = 100/Q = 11,859 \text{ gram}$$

c) *Bare* magnesium

<i>Material</i>	Mg	Fe	Si	Ni
<i>Percent</i>	99,97	0,003	0,01	0,001
<i>Material</i>	Cu	Al	Mn	Cl
<i>Percent</i>	0,002	0,01	0,01	0,003

$$Q = \left(\frac{99,97}{24,305} \times 2\right) + \left(\frac{0,003}{55,933} \times 2\right) + \left(\frac{0,01}{28,086} \times 4\right) + \left(\frac{0,001}{58,693} \times 2\right) + \left(\frac{0,002}{63,546} \times 2\right) + \left(\frac{0,01}{26,982} \times 3\right) + \left(\frac{0,01}{54,938} \times 4\right) + \left(\frac{0,003}{35,453} \times 2\right)$$

$$Q = 8,229 \text{ gram equivalent}$$

$$EW = 100/Q = 100/8,229 = 12,152 \text{ gram}$$

- Hasil perhitungan laju degradasi menggunakan standar ASTM G5.

$$DR = 3,27 \times 10^{-3} ((i_{\text{corr}} \cdot EW) / \rho)$$

Dimana :

- DR = laju degradasi (mmpy)  
 EW = *equivalent weight* (gram)  
 $\rho$  = *density* (g/cm<sup>3</sup>)  
 $i_{\text{corr}}$  = rapat arus ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )

**Lv dkk (2009)**

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / $i_{\text{corr}}$ ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	EW (Equivalent Weight)	Densitas (g/cm <sup>3</sup> )	Laju degradasi (mmpy)
1	0	5,148	12,118	1,8	0,11332996
2	2,5	0,0019687	12,118	1,8	4,33397E-05
3	5	0,083312	12,118	1,8	0,001834061
4	20	0,00031357	12,118	1,8	6,90304E-06
5	30	0,0014768	12,118	1,8	3,25108E-05

**Zhuang dkk (2017)**

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / icorr ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	EW (Equivalent Weight)	Densitas ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	Laju Degradasi (mppy)
1	0	41,5	12,118	1,8	0,913596217
2	5	7,88	12,118	1,8	0,173473209
3	10	3,89	12,118	1,8	0,085635886
4	15	10,1	12,118	1,8	0,222345103
5	20	23,7	12,118	1,8	0,52174049

### Mu dkk (2010)

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / icorr ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	EW (Equivalent Weight)	Densitas ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	Laju degradasi (mppy)
1	0	22,023	11,859	1,81	0,471838881
2	5	1,748	11,859	1,81	0,037450591
3	20	1,523	11,859	1,81	0,032630006
4	40	1,202	11,859	1,81	0,025752637
5	60	0,893	11,859	1,81	0,019132367

### Zhao dkk (2010)

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / icorr ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	EW (Equivalent Weight)	Densitas ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	Laju degradasi (mppy)
1	0	13,5	12,152	1,74	0,308304621
2	17	0,173	12,152	1,74	0,003950867
3	22	381	12,152	1,74	8,701041517

**Gu dkk (2012)**

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / icorr ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	EW (Equivalent Weight)	Densitas ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	Laju degradasi (mmpy)
1	0	106	12,118	1,8	2,333522867
2	1	2,84	12,118	1,8	0,062520801
3	3	1,82	12,118	1,8	0,040066147
4	5	1,44	12,118	1,8	0,031700688
5	8	2,63	12,118	1,8	0,057897784

**Wang dkk (2010)**

No	Lama waktu oksidasi (menit)	Rapat arus korosi / icorr ( $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ )	EW (Equivalent Weight)	Densitas ( $\text{g}/\text{cm}^3$ )	Laju degradasi (mmpy)
1	20	2	12,118	1,8	0,044028733
2	30	2	12,118	1,8	0,044028733
3	40	8,7	12,118	1,8	0,19152499
4	50	1,2	12,118	1,8	0,02641724
5	60	1,4	12,118	1,8	0,030820113



## UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis menyadari bahwa tanpa bantuan dan dukungan dari berbagai pihak, laporan ini tidak dapat terselesaikan dengan baik dan tepat waktu. Oleh karena itu, penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada pihak-pihak yang telah membantu, antara lain:

1. Kedua orang tua, kakak, dan adik yang senantiasa mendoakan, memotivasi dan mendukung penulis baik secara moril maupun materil.
2. Mahasiswa Teknik Material angkatan 2016 (MT18) selaku angkatan penulis yang selalu memotivasi dan membantu.
3. Riyan Hanif Hidayat selaku partner terbaik dalam mengerjakan tugas akhir.
4. Rizal Azhari, selaku sahabat yang juga teman satu kontrakan dengan penulis
5. Teman-teman anggota Laboratorium Manufaktur, terkhusus rekan kerja satu bimbingan Tugas Akhir Bapak Agung
6. Teman-teman anggota Laboratorium Fisika Material beserta Mas Ridha yang membimbing penggunaan peralatan laboratorium.
7. Teman-teman pengurus LKKI Ash-Haabul Kahfi 17/19 dan Kesma HMMT 18/19 yang memberikan pengalaman luar biasa kepada penulis
8. Rekan kerja MRC yang senantiasa menjadi kawan visioner penulis selama kuliah
9. Mahesa, Bayu, Mas Alfreda, Mas Ihsan, Mba Firdos dan senior-senior penulis lainnya yang turut membantu dalam penyusunan tugas akhir.
10. Teman-teman Asisten Laboratorium Kimia Material, Korosi dan Kegagalan Material, dan Metalurgi satu periode dengan penulis yang telah memberikan ilmu-ilmu keprofesian.

*(Halaman ini sengaja dikosongkan)*

## BIODATA PENULIS



Penulis bernama lengkap Ghazi Nashiruddin, dilahirkan di Jakarta, 15 Desember 1998 yang merupakan anak kedua dari pasangan Sudarsono dan Yudy Astuti. Memiliki kakak laki-laki bernama Fatah Fadhlurrohman serta adik laki-laki dan perempuan bernama Hilmi Al Biruni dan Iona Fitri Zakia. Penulis menamatkan Pendidikan formalnya di SDN Cililitan 03 Pagi, SMPN 20 Jakarta, dan SMAN 62 Jakarta. Setelahnya penulis melanjutkan pendidikan Strata-1 di Institut Teknologi Sepuluh Nopember pada tahun 2016 dengan mengambil jurusan Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri dan Rekasa Sistem (FTIRS). Selama berkuliah penulis aktif di berbagai kegiatan kemahasiswaan dengan menjadi staff di Himpunan Mahasiswa Teknik Material dan Metalurgi (2017-2018), Lembaga Dakwah Jurusan Ash-Haabul Kahfi (2017-2018), dan Indonesia Corrosion Association SC (2017-2018). Kemudian penulis diamanahi sebagai Ketua Umum Lembaga Dakwah Jurusan Ash-Haabul Kahfi untuk periode 2018-2019. Selain itu penulis juga turut aktif di berbagai kegiatan keilmiahan dengan menjadi Asisten Laboratorium Kimia Material (2017-2018), Asisten Laboratorium Korosi dan Analisa Kegagalan (2018-2019), Grader Perlakuan Panas (2019), dan Asisten Dosen Mata Kuliah Matematika I. Beberapa prestasi pernah ditorehkan penulis diantaranya yaitu, *Top 4 Paper Competition* PETROLIDA 2019, Juara I *Material and Metallurgical Paper Competition* (MPC) 2019, serta Juara Harapan II Kompetisi Kreativitas Mesin Brawijaya (KMB) 2019. Sebagai bentuk ketertarikan terhadap dunia keilmiahan dan keprofesian, penulis mendirikan komunitas keilmiahan bernama *Material Research Club* (MRC) yang bernaung di lingkup Departemen Teknik Material dan Metalurgi. Pengalaman kerja praktik pernah penulis lalui di PT Pertamina EP *Asset IV Field*

---

Cepu pada divisi *Reliability, Availability, and Maintenance* (RAM). Diakhir perkuliahan, penulis mengambil Tugas Akhir dengan peminatan Korosi yang berjudul “Review Pengaruh Lama Waktu Oksidasi Terhadap Morfologi dan Laju Degradasi Paduan Magnesium yang Dioksidasi Menggunakan Plasma Electrolytic Oxidation untuk Aplikasi *Biodegradable Implant*”. Penulis dapat dihubungi melalui nomor handphone 088212826281 atau dengan alamat email : [ghozinashiruddin@gmail.com](mailto:ghozinashiruddin@gmail.com).