



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR – TL184834

**REVIEW PENGARUH PENAMBAHAN GLISEROL TERHADAP
MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADSI PADUAN MAGNESIUM
YANG DIOKSIDASI MENGGUNAKAN PLASMA
ELECTROLYTIC OXIDATION UNTUK APLIKASI
BIODEGRADABLE IMPLANT**

**RIYAN HANIF HIDAYAT
NRP. 0251164000026**

**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 – TL 184834

**REVIEW PENGARUH PENAMBAHAN GLISEROL
TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI
PADUAN MAGNESIUM YANG DIOKSIDASI
MENGUNAKAN PLASMA ELECTROLYTIC
OXIDATION UNTUK APLIKASI BIODEGRADABLE
IMPLANT**

RIYAN HANIF HIDAYAT
NRP. 0251164000026

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 – TL 184834

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

**RIYAN HANIF HIDAYAT
NRP. 0251164000026**

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

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

(This page is intentionally left blank)

**REVIEW PENGARUH PENAMBAHAN GLISEROL
TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI
PADUAN MAGNESIUM YANG DIOKSIDASI
MENGUNAKAN *PLASMA ELECTROLYTIC 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:

RIYAN HANIF HIDAYAT
NRP 0251164000026

Disetujui Oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

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



SURABAYA
Agustus 2020

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**REVIEW PENGARUH PENAMBAHAN GLISEROL
TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI
PADUAN MAGNESIUM YANG DIOKSIDASI
MENGUNAKAN PLASMA ELECTROLYTIC
OXIDATION UNTUK APLIKASI BIODEGRADABLE
IMPLANT**

Nama : Riyan Hanif Hidayat
NRP : 0251164000026
Departemen : Teknik Material dan Metalurgi
Pembimbing I : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Pembimbing II : Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

Abstrak

Paduan magnesium merupakan salah satu biomaterial yang sering digunakan sebagai implan tulang karena memiliki massa jenis yang rendah, kekuatan yang tinggi, biocompatibility yang baik, dan bersifat biodegradable. Sifat biodegradable dari Mg butuh dikontrol agar implan dapat bertahan selama proses pertumbuhan tulang. Salah satu metode yang digunakan adalah Plasma Electrolytic Oxidation (PEO). Penambahan gliserol pada proses PEO dapat mempengaruhi sifat lapisan oksida yang terbentuk pada permukaan magnesium. Pada literature review ini membahas tentang pengaruh penambahan gliserol pada elektrolit dasar proses PEO terhadap morfologi dan laju degradasi paduan magnesium untuk aplikasi implan. Beberapa pengujian lapisan oksida yang dapat digunakan berupa uji XRD, SEM, dan Polarisasi. Penambahan gliserol tidak berpengaruh terhadap fasa yang terbentuk pada lapisan oksida dan juga dapat mengurangi ketebalan lapisan. Namun, pada penambahan gliserol yang tepat dapat menurunkan jumlah mikropori dan mikrocrack dengan ukuran yang lebih kecil. Selain itu, laju degradasi paduan magnesium semakin menurun dengan adanya penambahan gliserol pada elektrolit dasar pada saat proses PEO.

Kata Kunci: *Gliserol, Implan, Lapisan oksida, Paduan magnesium, PEO.*

**A REVIEW OF GLYCEROL ADDITION EFFECT ON
MORPHOLOGY AND DEGRADATION RATE OF
OXIDIZED MAGNESIUM ALLOY USING PLASMA
ELECTROLYTIC OXIDATION FOR BIODEGRADABLE
IMPLANT**

Student Name : Riyan Hanif Hidayat
NRP : 0251164000026
Department : Material 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 are often used as bone implants because it has a low density, high strength, good biocompatibility, and biodegradable. The biodegradability of Mg needs to be controlled so that the implant can survive during the process of bone growth.. One method that can be used is Plasma Electrolytic Oxidation (PEO). The addition of glycerol to the PEO process can also affect the properties of the oxide layer formed on the surface of magnesium. In this review literature discusses the effect of adding glycerol to the basic electrolytes of the PEO process on the morphology and degradation rate of magnesium alloys for implant applications. Some oxide layer tests that can be used are XRD, SEM, and Polarization tests. The addition of glycerol has no effect on the phases formed in the oxide layer and can also reduce the thickness of the layer. However, the addition of glycerol is ideal can reduce the number of micropores and microcracks with a smaller size. The other that, the degradation rate of magnesium alloys decreases with the addition of glycerol to basic electrolytes during the PEO process.

Keywords: Glycerol, Implant, Oxide layer, Magnesium alloy, PEO.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis ucapkan atas kehadiran Allah SWT, berkat rahmat dan hidayat-Nya laporan Tugas Akhir dapat selesai pada waktunya dan terlaksana dengan baik. Adapun laporan ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat akademis yang wajib dipenuhi dalam studi di Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS – Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS), Surabaya.

Tanpa bantuan dan dukungan dari berbagai pihak, laporan Tugas Akhir ini tidak dapat terselesaikan. Oleh karena itu, pada kesempatan ini penulis ingin menyampaikan terimakasih sebesar-besarnya kepada:

1. Kedua orang tua dan keluarga penulis yang telah memberi motivasi, dukungan, serta jasa-jasanya yang tak terhingga.
2. Bapak Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. dan Ibu Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc. sebagai dosen pembimbing atas segala bimbingan, saran, dan evaluasi kepada penulis.
3. Bapak dan Ibu dosen serta karyawan Departemen Teknik Material dan Metalurgi ITS yang telah membantu penulis dalam menjalani studi.
4. Ghazi Nashiruddin selaku partner dalam mengerjakan Tugas Akhir atas semua bantuannya.
5. Teman-teman MT-18, SMAN 3 Pamekasan, Forda, dan seluruh pihak yang telah membantu selama menjalani studi di Departemen Teknik Material dan Metalurgi ITS.

Penulis juga menyadari dalam penulisan ini masih jauh dari kata sempurna, terdapat kekurangan dan kesalahan karena keterbatasan kemampuan penulis. Oleh karena itu, penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun dari pembaca.

Penulis berharap semoga laporan Tugas Akhir ini dapat memberikan manfaat bagi penulis sendiri maupun bagi pembaca.

Surabaya, Agustus 2020
Penulis

Riyan Hanif Hidayat

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	v
ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT.....	ix
KATA PENGANTAR.....	xi
DAFTAR ISI.....	xiii
DAFTAR GAMBAR.....	xv
DAFTAR TABEL.....	xix
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah.....	3
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan	3
1.5 Manfaat.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Tulang	5
2.2 Fraktur.....	6
2.3 Implan Tulang	8
2.4 Magnesium.....	13
2.5 Paduan Magnesium.....	15
2.6 Plasma Electrolytic Oxidation (PEO)	18
2.7 Gliserol.....	23
2.8 Pengujian Polarisasi.....	28
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	
3.1 Diagram Alir.....	30
3.2 Metode Penelitian	31
3.3 Preparasi Spesimen dan Proses Pelapisan	31
3.4 Pengujian	33
3.4.1 <i>X-Ray Diffraction (XRD)</i>	33
3.4.2 <i>Scanning Electron Microscope (SEM)- Energy Dispersive X-ray (EDX)</i>	34
3.4.3 Polarisasi	35
3.5 Rancangan Pengulasan (<i>Review</i>).....	36

BAB IV PEMBAHASAN	
4.1 Hasil Analisis Jurnal.....	39
4.1.1 Komposisi Fasa Pada Lapisan Oksida.....	39
4.1.2 Ketebalan Lapisan.....	45
4.1.3 Morfologi Permukaan.....	50
4.1.4 Laju Degradasi.....	59
4.2 Kritisasi Jurnal.....	67
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	
5.1 Kesimpulan.....	68
5.2 Saran.....	68
DAFTAR PUSTAKA.....	70
LAMPIRAN.....	76
UCAPAN TERIMA KASIH.....	84
BIODATA PENULIS.....	86

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Kerangka besar tulang.....	5
Gambar 2.2	Patah tulang atau fraktur.....	7
Gambar 2.3	Penanaman implan pada tulang manusia.....	8
Gambar 2.4	Beberapa contoh aplikasi magnesium sebagai biomaterial (a) ring <i>cardiovascular</i> , (b) <i>Magnezix screw</i> , (c) <i>microclip</i> , (d) <i>biodegradable</i> implan tulang and (e) <i>wound-closing devices</i>	14
Gambar 2.5	Skema proses PEO: (1) tangki <i>stainless steel</i> ; (2) <i>Thermocuple</i> ; (3) <i>mixer</i> ; (4) <i>Power Supply</i> ; (5) Spesimen; (6) <i>cooling System</i> ; (7) <i>Insulating Plate</i>	19
Gambar 2.6	Mekanisme pembentukan lapisan keramik selama proses PEO.....	20
Gambar 2.7	Permukaan substrat magnesium saat proses PEO dengan bertambahnya waktu.....	22
Gambar 2.8	Struktur molekul gliserol.....	23
Gambar 2.9	Ilustrasi distribusi SiO_3^{2-} pada anoda/elektrolit (a) elektrolit dasar (b) elektrolit dasar dengan gliserol (c) mekanisme <i>discharge</i> pada elektrolit dasar (d) mekanisme <i>discharge</i> pada elektrolit dasar dengan gliserol.....	27
Gambar 2.10	Kurva polarisasi.....	29
Gambar 3.1	Diagram Alir.....	31
Gambar 3.2	Contoh proses pelapisan menggunakan metode <i>Plasma Electrolytic Oxidation</i> (PEO)....	32
Gambar 3.3	Alat Uji X-RD	33
Gambar 3.4	Alat Uji SEM.....	34
Gambar 3.5	Peralatan Uji Polarisasi.....	35
Gambar 4.1	Hasil uji XRD pada proses PEO selama 6 menit pada larutan dasar dengan (a) 200 ml/l	

	gliserol (b) 100 ml/l gliserol (c) 50 ml/l gliserol (d) tanpa gliserol.....	40
Gambar 4.2	Difraksi XRD pada spesimen.....	41
Gambar 4.3	Hasil uji X-RD (a) tanpa penambahan gliserol (b) dengan penambahan gliserol sebanyak 4 ml/l.....	42
Gambar 4.4	Pola XRD paduan magnesium (a) Substrat (b) proses pelapisan selama 15 menit (c) proses pelapisan selama 30 menit.....	42
Gambar 4.5	Hasil uji XRD (1) tanpa gliserol (2) 5 ml/l gliserol.....	43
Gambar 4.6	<i>Cross Section</i> morfologi setelah proses PEO dengan penambahan gliserol (a) 0 ml/l (b) 50 ml/l (c) 100 ml/l (d) 200 ml/l.....	46
Gambar 4.7	Pengaruh konsentrasi gliserol terhadap ketebalan lapisan oksida.....	48
Gambar 4.8	Perbandingan pengaruh penambahan gliserol terhadap ketebalan lapisan oksida (a) <i>range</i> sumbu x 0-200 ml/l (b) <i>range</i> sumbu x 0-15 ml/l.....	49
Gambar 4.9	Morfologi dari lapisan PEO dalam konsentrasi gliserol yang berbeda (a) 0 ml/l (b) 50 ml/l (c) 100 ml/l (d) 200 ml/l	51
Gambar 4.10	Morfologi lapisan keramik hasil proses pelapisan dalam larutan elektrolit dengan penambahan gliserol (a) tanpa gliserol; (b) 2 ml/l; (c) 4 ml/l; (d) 6 ml/l; (e) pembesaran yang lebih besar dari gambar (a).....	53
Gambar 4.11	Morfologi lapisan (a) tanpa gliserol (b) 1 ml/l gliserol.....	54
Gambar 4.12	Perbandingan pengaruh penambahan gliserol terhadap diameter pori lapisan oksida (a) <i>range</i> sumbu x 0-200 ml/l (b) <i>range</i> sumbu x 0-15 ml/l.....	56

Gambar 4.13 Pengaruh penambahan fliserol terhadap jumlah pori pada lapisan oksida (a) <i>range</i> sumbu x 0-200 ml/l (b) <i>range</i> sumbu x 0-15 ml/l.....	58
Gambar 4.14 Kurva polarisasi setelah proses pelapisan dengan kondisi yang berbeda.....	61
Gambar 4.15 Kurva polarisasi sampel pada 3,5 wt% larutan NaCl.....	63
Gambar 4.16 Pengaruh penambahan gliserol terhadap laju degradasi (a) <i>Range</i> sumbu x 0-200ml/l (b) <i>Range</i> sumbu x 0-15 ml/l (c) Gambar a dengan <i>range</i> sumbu y 0-2 x 10 ⁻³ mmpy.....	66

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Perbandingan jenis-jenis biomaterial.....	10
Tabel 2.2 Perbandingan sifat mekanik tulang alami dengan beberapa jenis material implan	12
Tabel 2.3 Beberapa jenis paduan magnesium	17
Tabel 2.4 Sifat fisika dan kimia gliserol.....	25
Tabel 3.1 Rancangan pengulasan.....	37
Tabel 4.1 Perbandingan fasa dari setiap jumal.....	44
Tabel 4.2 Perbandingan diameter pori pada jumal.....	55
Tabel 4.3 Hasil perhitungan jumlah pori.	57
Tabel 4.4 Data elektrokimia hasil pengujian polarisasi.....	61
Tabel 4.5 Data hasil polarisasi sampel pada 3,5 wt% larutan NaCl.....	63
Tabel 4.6 Perbandingan nilai I_{corr}	64

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Patah tulang atau fraktur dapat didefinisikan sebagai terputusnya kontinuitas suatu jaringan tulang. Penyebab dari fraktur ini dibagi tiga yaitu karena trauma, patologi dan resorpsi. Patah tulang dapat mengurangi fungsi tubuh yang lain, sehingga sangat diperhatikan dalam proses penyembuhannya. Dalam penyembuhan patah tulang dibutuhkan material implan yang dapat berfungsi sebagai penyangga agar tulang tidak bergeser selama proses pertumbuhan serta dapat membantu tulang menahan beban dari tubuh. Material implan yang digunakan biasanya adalah material jenis logam karena sifatnya yang kuat dan tahan gesekan. Selain itu material implan juga harus memiliki sifat *biocompatibility* yang baik, tidak toksik didalam tubuh dan sifat mekanik lain yang menyerupai dengan tulang (Tiang dkk, 2016). Jenis material yang biasa digunakan sebagai material implan adalah *stainless steel*, kobalt, titanium dan magnesium. Tetapi ketiga jenis material pertama memiliki sifat *biodegradability* yang kurang baik dan mengakibatkan perlu adanya operasi pembedahan tambahan untuk mengeluarkan atau mengganti implan tersebut. Sedangkan material terkahir yaitu magnesium memiliki sifat *biodegradability* yang baik dan hasil degradasi tidak beracun didalam tubuh. Hal ini menguntungkan karena tidak perlu adanya operasi untuk mnegeluarkan implan.

Magnesium merupakan salah satu material logam yang cukup melimpah di bumi. Magnesium dapat diperoleh dengan menggunakan metode elektrolisis dari magnesit, dolomit, atau karnalit. Sifat dari material ini hampir sama dengan sifat-sifat aluminium dan biasanya material ini digunakan sebagai bagian campuran untuk aluminium (Amanto dan Daryanto, 2003). Magnesium sering digunakan dalam penelitian sebagai bahan dasar untuk material implan. Kelebihan dari magnesium adalah memiliki sifat yang sangat ringan dan kekuatan yang tinggi. Sifat yang

ringan sangat bermanfaat sebagai material implan dikarenakan dapat mengurangi berat dari tubuh, sedangkan kekuatan yang tinggi juga berfungsi untuk menahan beban dari tubuh manusia. Magnesium memiliki kelemahan laju korosi yang cukup tinggi yang memungkinkan akan mengurangi sifat mekaniknya sebelum tulang tumbuh total. Penurunan sifat mekanik ini dapat memicu implan tidak kuat menahan beban tubuh sehingga tulang yang patah dapat bergeser dan ada kemungkinan implan itu sendiri mengalami patah. Oleh karena itu perlu dilakukan pengontrolan laju korosi dengan merekayasa permukaannya agar material magnesium memiliki ketahanan oksida yang dapat bertahan sampai pertumbuhan tulang sempurna (Tiang dkk, 2016). Salah satu metode yang biasanya digunakan adalah *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO).

PEO atau biasa disebut *micro arc oxidation* (MAO) adalah metode yang paling efektif untuk meningkatkan korosi dan ketahanan aus logam dengan membentuk ketebalan dan kerapatan lapisan yang sesuai pada paduan magnesium (Qiu dkk, 2015). Cara kerja dari metode ini sama dengan anodizing yaitu dengan mengalirkan arus ke spesimen menggunakan media larutan elektrolit. Hasil lapisan oksida dari proses ini berupa lapisan keramik yang memiliki sifat keras dan tahan terhadap korosi. Lapisan oksida yang terbentuk biasanya tergantung pada larutan elektrolit dan aditif yang digunakan. Penggunaan sodium silikat pada larutan elektrolit dapat membentuk fasa MgO dan Mg_2SiO_4 (*Forsterite*). Beberapa penelitian juga menggunakan aditif berupa gliserol untuk mengurangi dan memperkecil porositas pada lapisan oksida.

Sehingga berdasarkan adanya permasalahan-permasalahan diatas, maka dilakukan *literature review* untuk mengulas pengaruh penambahan gliserol dalam proses PEO terhadap morfologi dan ketahanan oksida paduan magnesium untuk aplikasi implan tulang.

1.2 Perumusan Masalah

Rumusan masalah pada *literature review* ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh penambahan gliserol pada proses PEO terhadap fasa lapisan oksida pada paduan magnesium?
2. Bagaimana pengaruh penambahan gliserol pada proses PEO terhadap morfologi lapisan oksida pada paduan magnesium?
3. Bagaimana pengaruh penambahan gliserol pada proses PEO terhadap laju degradasi pada paduan magnesium?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dibuat agar *literature review* ini memperoleh hasil pembahasan yang baik dan sesuai dengan topik, dimana jenis elektrolit dasar yang digunakan diabaikan, jenis *power supply* yang digunakan juga diabaikan dengan kondisi arus, tegangan, frekuensi dan waktu proses yang dianggap konstan.

1.4 Tujuan

Adapun tujuan adanya *literature review* ini adalah sebagai berikut:

1. Mengetahui pengaruh penambahan gliserol pada proses PEO terhadap fasa lapisan oksida pada paduan magnesium.
2. Mengetahui pengaruh penambahan gliserol pada proses PEO terhadap morfologi lapisan oksida pada paduan magnesium.
3. Mengetahui pengaruh penambahan gliserol pada proses PEO terhadap laju degradasi pada paduan Magnesium.

1.5 Manfaat

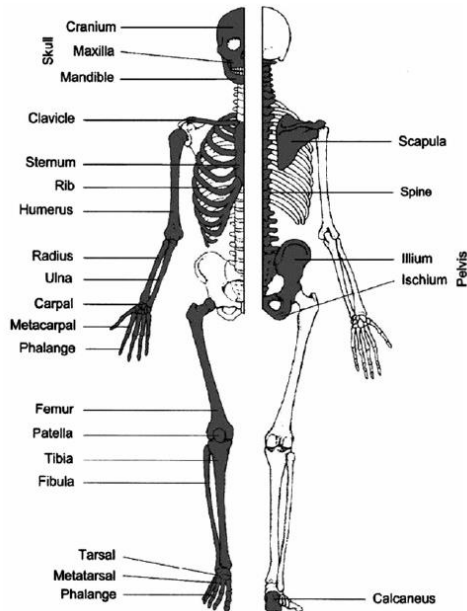
Dengan adanya *literature review* ini diharapkan memberi manfaat sebagai referensi dalam penelitian selanjutnya tentang pengaruh penambahan gliserol terhadap morfologi lapisan dan ketahanan oksidasi menggunakan metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO) pada material paduan Magnesium untuk aplikasi *biodegradable implant*.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tulang

Ditinjau dari segi ilmu material, kompleksitas tulang dapat dijabarkan sebagai suatu komposit yang terdiri dari matriks kolagen (polimer) yang diperkuat oleh kristal hidroksiapatit (keramik) berskala nanometer dengan fraksi volume 50% (Smallman dan Bishop, 1999). Tulang merupakan kerangka yang menyokong struktur tubuh manusia dan memberi kekuatan untuk mempertahankan bentuk tubuh. Tulang juga dapat berfungsi sebagai pelindung organ-organ vital yang ada didalam tubuh manusia, seperti jantung, paru-paru, dan hati. Di dalam tubuh manusia dewasa terdapat 206 jenis tulang yang saling menyusun membentuk sebuah kerangka besar. Kerangka besar dari tulang manusia dapat dilihat pada **Gambar 2.1**.



Gambar 2.1 Kerangka besar tulang (Kroemer dkk, 2010).

Kroemer dkk (2010) membedakan tulang manusia menjadi dua yaitu tulang *flat axial* dan tulang panjang. Contoh tulang *flat axial* berupa tulang tengkorak, tulang dada dan tulang rusuk, serta tulang panggul. Sedangkan tulang panjang adalah tulang pada lengan dan kaki yang pada dasarnya memiliki bentuk silinder dengan kedua ujung berbentuk bulat. Tulang pada masa anak-anak memiliki kandungan mineral relatif rendah dibandingkan dengan tulang orang dewasa. Kandungan mineral yang banyak menjadikan tulang memiliki sifat lebih keras, getas, dan kuat yang dapat menopang tubuh.

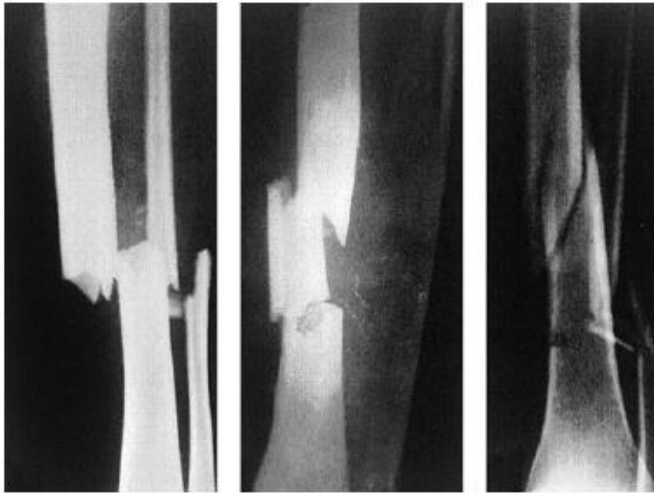
Tulang bukanlah entitas yang statis, tetapi dinamis, dan akan terus menerus mengalami peremajaan dimana tulang yang “tua” diserap kembali dan digantikan oleh tulang baru (Smallman dan Bishop, 1999). Dengan bertambahnya usia, tulang akan berkembang dari yang bersifat lunak menjadi tulang yang keras, kuat, dan kompak. Pertumbuhan ini berlangsung sampai sekitar 30 tahun (Kroemer dkk, 2010). Apabila tulang mengalami patah atau fraktur, maka jaringan tulang akan mengalami proses *remodelling* membentuk tulang baru. Proses ini membutuhkan waktu dalam beberapa bulan agar tulang tumbuh sempurna.

2.2 Fraktur

Jaringan tulang rentan terhadap fraktur akibat dari trauma, patologi dan resorpsi (Sheikh dkk, 2015). Patah tulang atau fraktur dapat didefinisikan sebagai kerusakan atau putusnya kontinuitas dari jaringan tulang sehingga tidak bisa lagi menopang kinerja tubuh manusia. Pada dasarnya, fraktur disebabkan akibat adanya beban kejut (benturan) pada tulang atau beban yang sangat besar yang melebihi beban maksimal yang bisa diterima oleh tulang.

Fraktur juga bisa terjadi pada tulang manusia yang mengalami pembebanan secara berulang, biasanya terjadi pada seseorang yang memiliki program latihan yang melelahkan seperti pada atlet, penari atau personil militer (Solomon dkk, 2010). Beban tinggi menciptakan deformasi kecil yang mengawali proses *remodelling* yang normal. Ketika tegangan dan deformasi terjadi

berulang dan berkepanjangan, maka resorpsi akan terjadi lebih cepat dari pada perbaikan tulang sehingga membuat area tersebut rentan terhadap fraktur. Contoh dari fraktur sendiri dapat dilihat pada **Gambar 2.2**.



Gambar 2.2 Patah tulang atau fraktur (Solomon dkk, 2010).

Patah tulang atau fraktur diklasifikasikan menjadi 4 *grade* (Solomon dkk, 2010), yaitu:

- a. *Grade 0*; patah tulang yang sangat sederhana dengan sedikit atau tidak ada cidera pada jaringan lunak.
- b. *Grade 1*; patah tulang dengan memar pada kulit dan jaringan subkutan.
- c. *Grade 2*; patah tulang dengan memar pada jaringan lunak yang dalam dan ada pembengkakan.
- d. *Grade 3*; cedera yang sangat parah dengan kerusakan jaringan lunak dapat mengancam sindrom kompartemen.

2.3 Implan Tulang

Untuk memperbaiki tulang yang patah, patahan tulang harus dihimpit menjadi satu selama proses penyembuhan alami berjalan, biasanya selama beberapa bulan (Smallman dan Bishop, 1999). Paduan logam banyak digunakan sebagai bahan implan seperti pelat, pen, dan sekrup karena dianggap memiliki kekuatan dan kekakuan yang dipersyaratkan. Konsep dasar penggunaan biomaterial sebagai implan adalah dapat bertindak sebagai perancah sel atau jaringan disekitarnya untuk tumbuh sehingga membantu proses regenerasi pembentukan tulang baru (Sheikh dkk, 2015). Hal yang juga sangat penting yang perlu diperhatikan dalam biomaterial implan adalah sifat biokompatibilitasnya, yaitu kemampuan material tersebut menyesuaikan di dalam tubuh dan dapat bekerja sesuai dengan penerima tanpa menyebabkan kerusakan pada jaringan disekitarnya. Setelah pertumbuhan tulang selesai, material implan ini perlu dikeluarkan agar tulang tidak terhimpit dan dapat mengurangi kekuatan dari tulang itu sendiri. Penanaman material implan pada tulang manusia dapat dilihat pada **Gambar 2.3**.



Gambar 2.3 Penanaman implan pada tulang manusia
(Solomon dkk, 2010).

Biomaterial merupakan jenis material yang digunakan di bidang kedokteran atau medis, biasanya akan bersentuhan langsung dengan jaringan hidup di dalam tubuh sebagai implan. Biomaterial pertama yang dikenal manusia adalah material penambal gigi (Smallman dan Bishop, 1999). Penggunaan biomaterial biasanya untuk menambah atau mengganti keseluruhan atau sebagian suatu sistem jaringan atau organ di dalam tubuh manusia yang mengalami kerusakan. Hal ini bertujuan agar yang di ganti bisa berjalan normal dan tidak mempengaruhi kinerja fungsi tubuh lainnya.

Agar pemakaian biomaterial bisa berhasil, desain rekayasa, proses pembuatan, dan pemilihan material harus tepat. Selain desain yang sempurna dan pembuatan yang penting, material yang digunakan juga harus tetap mampu memenuhi sifat yang diperbolehkan dan juga harus biokompatibel (Smallman dan Bishop, 1999). Jenis biomaterial sendiri yang biasa digunakan adalah polimer, keramik, logam, dan komposit. Keuntungan dan kelebihan dari jenis-jenis biomaterial tersebut dapat dilihat pada **Tabel 2.1**. Penggunaan material logam memiliki peranan yang sangat penting sebagai biomaterial untuk memperbaiki atau mengganti jaringan tulang yang mengalami kerusakan. Hal ini dikarenakan sifat mekanik berupa kekuatan yang tinggi dan ketangguhannya serta sifat biokompatibilitasnya yang baik. Berikut merupakan persyaratan yang harus dimiliki material sebagai implan (Sutowo dkk, 2014):

- a. *Biocompatible*, material harus dapat diterima oleh tubuh tanpa ada penolakan.
- b. Material memiliki laju degradasi yang rendah agar implan dapat bertahan selama proses penyembuhan tulang.
- c. Memiliki *Mechanical properties* yang menyerupai tulang agar ketika implan digunakan dapat memenuhi fungsi sebagai pengganti tulang yang rusak ketika diberi pembebanan.
- d. *Bioactive*, yaitu implan dapat merangsang pertumbuhan tulang ataupun dapat menyatu dengan jaringan di dalam tubuh.

Tabel 2.1 Perbandingan jenis-jenis biomaterial (Park, 2007).

No	Material	Keuntungan	Kelemahan	Contoh
1.	Polimer (<i>nylon, silicone rubber, polyester, polytetrafur oethylene, etc</i>)	Resilient, mudah difabrikasi	mudah terdeformasi, sifat mekanis kurang baik	<i>Hip socket, blood vessels</i>
2.	Logam (Ti dan paduannya, paduan Co-Cr, Au, Ag, <i>stainless steels, dll</i>)	Kuat, tangguh, dan ulet	Dapat terkorosi, padat (densitas tinggi)	Prostetik orthopedi, alat- alat bedah, <i>dental root implant</i>
3.	Keramik (alumina zirconia, kalsium <i>phosphate</i> yang mengandung <i>hydroxiapatite, karbon</i>)	Sifat biokompatibilit as tinggi	Getas, lemah pada tegangan tarik	<i>Dental root implant, crown implant, fill bone</i>
4.	Komposit (karbon-karbon, wire or fiber reinforced bone cement)	Kuat, sifat bervariasi	Sulit dibuat	<i>Bone cement, dental resin</i>

Berdasarkan performa dari sifat degradasinya, biomaterial yang digunakan sebagai implan tulang diklasifikasikan menjadi dua, yaitu material *bio-inert* dan *material biodegradable* (Sheikh dkk, 2015).

Material *bio-inert* telah digunakan sejak lama sebagai implan dan memiliki kelebihan kekuatan yang tinggi serta sifat tahan korosinya yang sangat baik. Material *bio-inert* saat ini yang umum digunakan adalah *stainless steel*, titanium, dan paduan berbasis kobalt-kromium. Tetapi penggunaan dari material tersebut tidak dapat terurai secara alami didalam tubuh manusia. Hal ini menyebabkan perlu dilakukan operasi lagi untuk mengeluarkan implan. Tentu ada biaya tambahan yang harus dikeluarkan serta ada kemungkinan tubuh terinfeksi karena operasi yang berulang-ulang. Selain itu modulus elastisitas dari material-material tersebut tidak cocok dengan tulang alami yang dapat menghasilkan efek *stress shielding* yang dapat mengurangi stimulasi pertumbuhan dan remodelling tulang (Staiger dkk, 2006). Sehingga dapat membatasi pengaplikasiannya sebagai biomaterial implan pada tulang.

Material *biodegradable* adalah material yang dapat terurai secara alami didalam tubuh manusia. Penggunaan dari material jenis ini sangat menguntungkan dikarenakan dapat mengurangi biaya dan infeksi yang disebabkan karena adanya operasi pengangkatan implan. *Biodegradable* polimer, keramik, dan logam adalah tiga jenis utama dari bahan-bahan yang dapat terurai dan penggunaannya yang luas (Sheikh dkk, 2015).

Baru-baru ini dikembangkan penggunaan material implan yang bisa terdegradasi di dalam tubuh manusia. Salah satu jenis material tersebut adalah magnesium dan paduannya. Magnesium adalah jenis material logam yang mempunyai sifat *biodegradability* yang sangat baik. Material ini bisa terurai didalam tubuh manusia tanpa menyebabkan toksik terhadap sel dan jaringan disekitarnya. Selain itu magnesium memiliki massa jenis yang sangat ringan dan memiliki kekuatan yang tinggi. Sifat mekanik dari magnesium hampir menyerupai sifat mekanik dari tulang sehingga material ini cocok untuk digunakan sebagai implan. **Tabel 2.2** menunjukkan perbandingan sifat mekanik antara tulang dan beberapa material logam yang sering digunakan sebagai implan.

Tabel 2.2 Perbandingan sifat mekanik tulang alami dengan beberapa jenis material implan (Staiger dkk, 2006).

Properties	Natural bone	Magnesium	Ti alloy	Co-Cr alloy	Stainless steel	Synthetic hydroxyapatite
Density (g/cm ³)	1,8-2,1	1,74-2,0	4,4-4,5	8,3-9,2	7,9-8,1	3,1
Elastic modulus (GPa)	3-20	41-45	110-117	230	189-205	73-117
Compressive strength (MPa)	136-180	65-100	758-1117	450-1000	170-310	600
Fracture toughness (MPam ^{1/2})	3-6	15-40	55-115	N/A	50-200	0,7

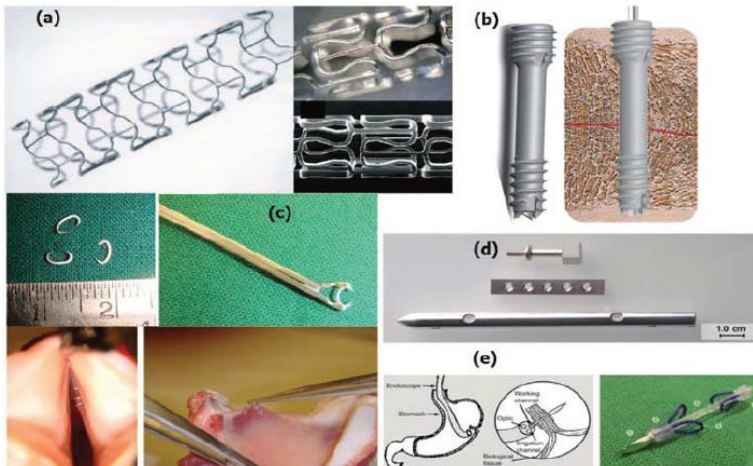
Agar berhasil, implan yang ditanamkan tidak boleh menyebabkan respons abnormal pada jaringan sekitar dan tidak boleh menghasilkan efek toksik. Material *biodegradable* harus bisa berfungsi sesuai dengan perannya sebagai implan sambil melepaskan produk degradasi yang biokompatibel dan tidak mengganggu penyembuhan jaringan (Sheikh dkk, 2015). Kemampuan degradasi biomaterial yang ditanamkan memungkinkan ruang untuk membentuk jaringan tulang yang baru tidak hanya tumbuh di sepanjang permukaan implan, tetapi juga masuk ke dalam matriks bersama dengan pembuluh darah sehingga memungkinkan untuk pembentukan tulang depan dengan dukungan oksigen demi keberlangsungan regenerasi jaringan.

2.4 Magnesium

Magnesium dan paduannya merupakan salah satu jenis material logam *non ferrous* yang sangat ringan. Pada tabel periodik, magnesium memiliki nomor atom 12, simbol kimia Mg, dan berat atom 24,305. Magnesium sendiri memiliki massa jenis sebesar $1,8 \text{ g/cm}^3$, kekuatan yang tinggi, modulus elastisitas besar (Xu dkk, 2019) yang menjadikan material ini cocok di gunakan di dunia medis sebagai bahan implan. Magnesium dapat dilebur pada temperatur 650°C , warna material ini adalah putih perak dan merupakan material penghantar panas dan arus yang baik. Logam ini telah dibuat pada tahun 1930an dengan menggunakan metode elektrolisa pada campuran kloridanya yang terfusikan. Setelah itu kira-kira pada tahun 1956, digunakan metode yang diberi nama *Pidgeon*, pada metode ini campuran dolomit yang dikalsinasikan dan ferrosilikon yang berbentuk bubuk direduksi didalam kondisi vakum dengan kondisi temperatur yang tinggi (Surdia dan Shinroku, 2005).

Kandungan magnesium di dalam tubuh manusia tidak memiliki sifat toksik, dalam kadar tertentu magnesium diperlukan untuk membantu reaksi metabolisme. Magnesium merupakan kation paling melimpah keempat didalam tubuh manusia, dengan perkiraan 1 mol magnesium disimpan didalam tubuh manusia

normal dewasa dengan berat 70 kg, dan sekitar setengah dari total magnesium ada pada jaringan tulang (Staiger dkk, 2006). Hal ini memberi keuntungan bagi tubuh dengan penggunaan magnesium sebagai material implan. Implan magnesium memiliki angka laju korosi yang tinggi sebesar 19-44 mg/cm²/hari untuk total area muka implan seluas 9 cm² (Song dan Guangling, 2007). Aplikasi magnesium sebagai implan dalam tubuh manusia sangat banyak, misalnya sebagai Stent, sekrup fiksasi tulang, bone fixation, dan alat penutup luka. Aplikasi dari magnesium ini dapat dilihat pada **Gambar 2.4**.



Gambar 2.4 Beberapa contoh aplikasi magnesium sebagai biomaterial (a) ring *cardiovascular*, (b) Magnezix screw, (c) *microclip*, (d) *biodegradable* implan tulang and (e) *wound-closing devices* (Mousa dkk, 2016).

Sifat *biodegradability* yang baik dari magnesium telah menarik perhatian para peneliti untuk menghindari pembedahan sekunder dalam mengeluarkan bahan implan setelah proses penyembuhan. Namun biodegradasi ini perlu di kontrol agar implan bisa bertahan selama pertumbuhan jaringan tulang. Tingkat

degradasi yang tinggi dapat menghambat pembentukan tulang, menurunkan *bioactivity*, dan menurunkan sifat mekaniknya (Mousa dkk, 2016). Untuk mengatasi permasalahan tersebut perlu adanya perlakuan khusus untuk memperbaiki sifat degradasi magnesium sebelum diaplikasikan sebagai implan didalam tubuh. Merekayasa permukaan dari magnesium merupakan salah satu metode yang efektif untuk memperbaiki ketahanan degradasinya. Beberapa jenis *Surface Treatment* yang telah dikembangkan adalah *Anodic Oxidation*, *Chemical Conversion Coatings*, *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO), *Electroplating* dan *Electro-less Plating*, dan *Vapor Phase Deposition* (Han dkk, 2017).

2.5 Paduan Magnesium

Pemilihan unsur paduan dari magnesium sangat penting karena dapat memberikan dampak terhadap sifat dari magnesium. Penambahan unsur paduan ini dapat memperbaiki sifat mekanik seperti kekuatan, kekerasan, keuletan serta dapat meningkatkan ketahanan terhadap laju degradasi. Selain itu, penambahan unsur paduan juga dapat mempengaruhi sifat *biokompatibility* dari magnesium, sehingga perlu mengetahui fungsi dan pengaruh unsur paduan di dalam tubuh manusia sebelum diaplikasikan sebagai implan. Beberapa unsur yang sering digunakan sebagai paduan magnesium adalah aluminium, kalsium, zink, zirkonium, strontium, dan beberapa unsur logam tanah jarang (RE) seperti yttrium, gadolinium, lanthanum, dan dysprosium (Riaz dkk, 2018).

Aluminium merupakan unsur paduan yang sering ditambahkan pada paduan magnesium dan konsentrasinya sekitar 2 sampai 9% berat dalam paduan Mg-Al yang digunakan secara komersial. Penambahan Al bertujuan untuk meningkatkan kekuatan dan ketahanan korosi (Riaz dkk, 2018). Paduan Mg-Al juga membuat sifat *castability* dari paduan sangat baik, hal ini ditunjukkan dengan penurunan temperatur garis solidus dan liquidus seiring dengan meningkatnya persentase dari aluminium. Kandungan Al dalam Mg secara langsung dapat mempengaruhi laju korosi paduan dimana dengan peningkatan kadar Al laju korosi

akan menurun. Alasan peningkatan ketahanan korosi ini adalah adanya pembentukan lapisan Al_2O_3 yang tidak bisa larut didalam larutan klorida.

Selain Al, unsur Zn juga ditambahkan sebagai unsur paduan dari magnesium. Penambahan unsur Zn dalam Mg dapat meningkatkan kekuatan dari magnesium. Dalam hal laju korosi, paduan Mg dan Zn menunjukkan ketahanan korosi yang lebih baik dibandingkan dengan magnesium murni (Riaz dkk, 2018). Unsur Zn dalam paduan dapat meningkatkan batas toleransi pengotor seperti Fe, Ni, dan Cu yang secara efektif dapat mengurangi kemungkinan terjadinya korosi galvanik. Alasan lain penambahan ini didasari karena Zn merupakan elemen paling melimpah di dalam tubuh manusia dan merupakan elemen yang penting. Sehingga penambahan Zn pada paduan magnesium memberi manfaat bagi tubuh dan tidak menurunkan sifat biokompatibilitas dari implan. Pada **Tabel 2.3** ditunjukkan beberapa jenis paduan magnesium dan unsur paduannya.

Tabel 2.3 Beberapa jenis paduan magnesium (Revie dan Herbert, 2008).

Alloy Number		Element (%)							Product Form*
ASTM	UNS	Al	Zn	Mn	Ag	Zr	Th	Re	Form*
M1	M15100	-	-	1,5	-	-	-	-	W
AM50	M10500	5	-	0,3	-	-	-	-	C
AM60	M10600	6	-	0,2	-	-	-	-	C
AZ31	M11310	3	1	0,2	-	-	-	-	W
AZ61	M11610	6	1	0,2	-	-	-	-	W
AZ63	M11630	6	3	0,2	-	-	-	-	C
AZ80	M11800	8	0,5	0,2	-	-	-	-	C,W
AZ91	M11910	9	1	0,2	-	-	-	-	C
EZ33	M12331	-	2,5	-	-	0,5	-	2,5	C
ZM21	-	-	2	1	-	-	-	-	W
HK31	M13310	-	0,1	-	-	0,5	3	-	C,W
HZ32	M13320	-	2	-	-	0,5	3	-	C
QE22	M18220	-	-	-	2,5	0,5	-	2	C
QH21	M18210	-	-	-	2,5	0,5	1	1	C
ZE41	M16410	-	4,5	-	-	0,5	-	1,5	C
ZE63	M16630	-	5,5	-	-	0,5	-	2,5	C
ZK40	M16400	-	4,0	-	-	0,5	-	-	C,W
ZK60	M16600	-	6,0	-	-	0,5	-	-	C,W

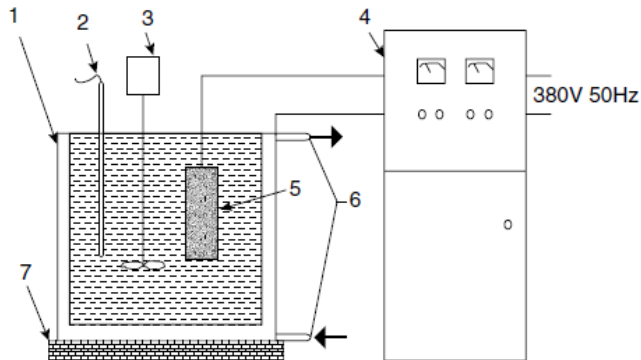
Pada penggunaannya sebagai biomaterial, paduan Mg-Al-Zn sangat banyak digunakan sebagai bahan implan seperti AZ31, AZ61, dan AZ91. Paduan ini memiliki kekuatan yang tinggi dan juga memiliki ketahanan korosi yang cukup baik. Diantara ketiga paduan tersebut, AZ31 merupakan paduan yang memiliki ketahanan korosi yang paling baik (Riaz dkk, 2018). Magnesium AZ31 merupakan paduan yang sering digunakan sebagai bahan penelitian untuk aplikasi biomedis karena kandungan aluminium yang lebih sedikit daripada magnesium seri AZ lainnya (Mert, 2017). Unsur aluminium ini dikenal beracun bagi tubuh manusia sehingga kadar dalam paduan perlu dibatasi.

Paduan AZ31 memiliki kandungan Al sebesar 3% dan Zn sebesar 1%. Paduan Al dan Zn ini membantu menambah kekuatan dan ketahanan korosi dibandingkan dengan magnesium murni. Akan tetapi kandungan Al di dalam paduan harus dikontrol, karena apabila konsentrasinya cukup banyak maka dapat mengurangi sifat biokompatibilitas dari implan. Hal ini disebabkan karena Al^{3+} pada paduan dapat berikatan dengan fosfat inorganik didalam tubuh. Sehingga tubuh kekurangan fosfat dan dapat mengakibatkan kerusakan pada otot. Jumlah normal Al yang ada di dalam tubuh manusia harus dibatasi dalam 300 mg dan level pada darah 2,1-4,8 $\mu g/l$. Jumlah yang berlebihan juga dapat menyebabkan gangguan neurotoksisitas seperti penyakit Alzheimer, demensia, dan pikun (Chen dkk, 2019).

2.6 Plasma Electrolytic Oxidation (PEO)

Plasma Electrolytic Oxidation (PEO) merupakan salah satu metode *Surface Treatment* elektrokimia yang ditandai dengan penggunaan voltase tinggi (100-600V) dalam elektrolit alkali untuk menghasilkan lapisan oksida berupa keramik pada paduan aluminium, magnesium, dan titanium (Olmo dkk, 2019). Metode ini juga sering disebut dengan *Micro Arc Oxidation* (MAO) yang merupakan salah satu jenis dari proses anodizing. Proses PEO dapat menggunakan *power supply* jenis DC maupun AC. Ketebalan lapisan dapat berkisar 5 hingga 200 μm , biasanya

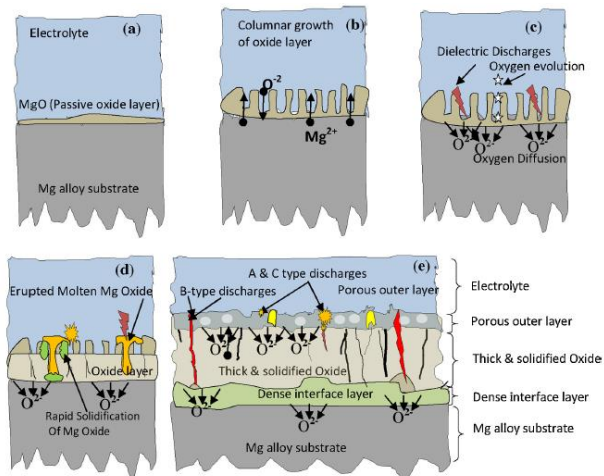
lapisan oksida yang terbentuk tergantung pada waktu proses dan tegangan yang diberikan (Mousa dkk, 2016). Prinsip kerja dari PEO dapat dilihat pada **Gambar 2.5** dimana spesimen yang akan dilapisi bertindak sebagai anoda, sedangkan tangki *stainless steel* sebagai katoda.



Gambar 2.5 Skema proses PEO: (1) tangki *stainless steel*; (2) *Thermocouple*; (3) *mixer*; (4) *Power Supply*; (5) Spesimen; (6) *cooling System*; (7) *Insulating Plate* (Jiang dan Ge, 2013).

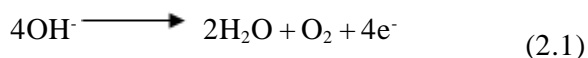
Gambar 2.6 menunjukkan mekanisme dari proses pelapisan PEO pada substrat paduan magnesium. Pertumbuhan lapisan terdapat tiga jenis proses yaitu reaksi elektrokimia, reaksi kimia plasma, dan difusi termal. Pada awal proses PEO, potensial listrik yang sesuai digunakan pada magnesium untuk membentuk lapisan oksida MgO pada permukaan (**Gambar 2.6(a)**). Karena permukaan terpasivasi oleh lapisan oksida yang bersifat nonkonduktif, tegangan antara substrat dan elektrolit meningkat dengan cepat dan lapisan oksida mulai menebal (**Gambar 2.6(b)**) dan dalam beberapa menit tegangan mencapai beberapa ratus volt. Tegangan ini meningkat sampai terjadi plasma *discharge* yang sangat singkat dan kecil (**Gambar 2.6(c)**). *Discharge* ini menghasilkan reaksi plasma lokal dengan kondisi temperatur dan tekanan tinggi yang memodifikasi pertumbuhan oksida dan terjadi

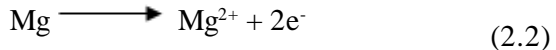
proses metalurgi pada lapisan oksida yang terbentuk. Oksida cair dikeluarkan dari permukaan substrat ke permukaan lapisan dan dengan cepat dipadatkan dan terkristalisasi ulang oleh larutan elektrolit (**Gambar 2.6(d)**). Akibatnya penguraian logam hidroksida menjadi oksida dan pembentukan senyawa kompleks dapat terjadi (**Gambar 2.6(e)**) (Hussein dkk, 2013).



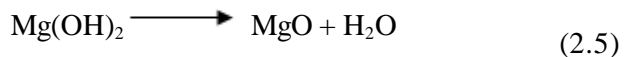
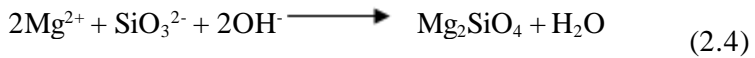
Gambar 2.6 Mekanisme pembentukan lapisan keramik selama proses PEO (Hussein dkk, 2013).

Pada tahap awal proses PEO, tegangan meningkat dengan seiring bertambahnya waktu, masih belum ada percikan tetapi hanya ada beberapa gelembung kecil oksigen (reaksi (1)) muncul pada permukaan sampel (anoda), yang menunjukkan bahwa substrat paduan magnesium mulai larut (reaksi (2)) dan membentuk *passive film* yang tipis pada permukaan (Qiu dkk, 2015).



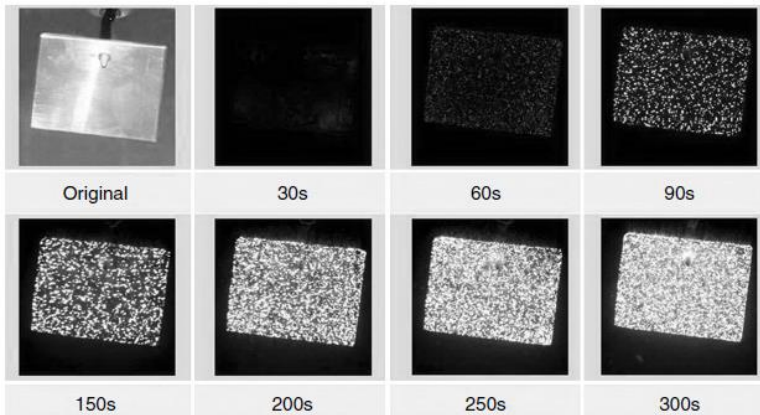


Dengan adanya efek dari tegangan anodik, *coacervate* anionik terbentuk dalam batas larutan magnesium/elektrolit. Ketebalan *coacervate* meningkat dengan bertambahnya voltase. Ketika ion Mg^{2+} cukup menumpuk pada permukaan substrat/elektrolit, maka ion akan berikatan dengan SiO_3^{2-} dan OH^- membentuk $\text{Mg}(\text{OH})_2$ dan Mg_2SiO_4 dalam larutan *coacervate*. Karena temperatur dalam area lebih tinggi dari 1000°C , maka $\text{Mg}(\text{OH})_2$ dalam lapisan film akan terdekomposisi menjadi MgO dan H_2O . Oleh karena itu Mg_2SiO_4 dan MgO akan terdeposit pada permukaan, dan menghasilkan pertumbuhan lapisan oksida (Qiu dkk, 2015).



Dalam proses PEO, larutan alkali digunakan sebagai dasar elektrolit karena *suscebility* passivasi yang tinggi terhadap paduan magnesium. Berbagai aditif juga ditambahkan ke larutan alkali untuk meningkatkan konduktivitas listrik dan meningkatkan kualitas lapisan keramik (Joni 2016). Logam alkali hidroksida (seperti NaOH dan KOH) umumnya digunakan untuk menyesuaikan pH, senyawa ini juga meningkatkan konduktivitas larutan yang akan digunakan pada proses PEO (Darband dkk, 2017). Penambahan berbagai senyawa lain pada elektrolit juga perlu diperhatikan sesuai dengan pengaplikasiannya, hal ini dikarenakan senyawa yang ditambahkan dapat menyebabkan variasi sifat dari lapisan. Selain itu, yang dapat memengaruhi dari hasil lapisan oksida ini adalah voltase yang digunakan dan lama waktu proses pelapisan.

Mikro *discharges* terjadi pada paduan magnesium ketika tegangan yang diberikan melebihi potensial *dielectrick breakdownnya*, pada kondisi ini lapisan keramik oksida akan terbentuk pada substrat (Jiang dan Ge, 2013). Akibat tegangan yang tinggi, plasma *discharge* muncul disekitar spesimen. Perubahan proses terjadinya *discharge* terhadap fungsi perubahan waktu ditunjukkan pada **Gambar 2.7**. Nampak pada gambar seiring dengan bertambahnya waktu proses PEO maka *spark* menjadi lebih cerah dan konsentrasi *spark* pada permukaan spesimen lebih banyak.



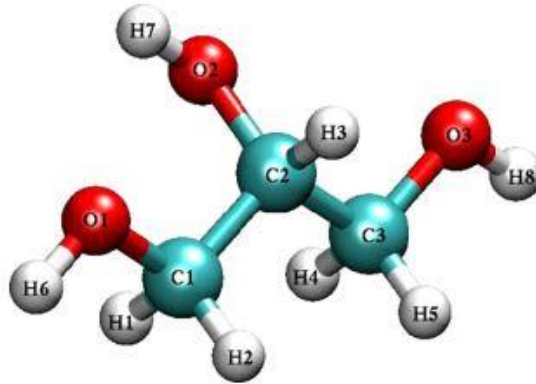
Gambar 2.7 Permukaan substrat magnesium saat proses PEO dengan bertambahnya waktu (Jiang dan Ge, 2013).

Metode PEO untuk paduan magnesium memiliki banyak keuntungan (Jiang dan Ge, 2013), diantaranya adalah:

- Lapisan yang terbentuk memiliki sifat ketahanan aus yang baik dan lebih tahan korosi.
- Tidak merusak sifat mekanik dari substrat.
- Kekuatan ikatan metalurgi antara lapisan dan substrat yang tinggi.
- Peralatan sederhana dan mudah dioperasikan.

- e. Biaya yang dikeluarkan rendah karena tidak memerlukan kondisi vakum atau pelindung gas.
- f. Metode ini ramah lingkungan.

2.7 Gliserol



Gambar 2.8 Struktur molekul gliserol (Quispe dkk, 2013).

Gliserol merupakan komponen utama dari Trigliserida yang ditemukan dalam lemak hewan, minyak sayur, atau pada minyak mentah (Quispe dkk, 2013). Gliserol memiliki rumus kimia $C_3H_8O_3$ dengan massa jenis $1,26 \text{ g/cm}^3$, titik didih dari senyawa ini adalah 290° . **Gambar 2.8** menunjukkan struktur molekul dari gliserol. Gliserol memiliki tiga gugus fungsi hidroksil yang membuat kelarutannya tinggi didalam air dan memiliki sifat *hydropscopic*. Gliserol juga mampu memecah senyawa garam anorganik dan yang terpenting gliserol adalah larutan organik yang tidak berbahaya (Qiu dkk, 2015). Pada beberapa penelitian, gliserol digunakan sebagai bahan aditif yang dimasukkan ke dalam larutan elektrolit pada proses PEO karena dapat memodifikasi kerapatan arus untuk mempengaruhi morfologi dan properties dari lapisan keramik yang terbentuk. Sifat kimia dan fisika dari gliserol sendiri dapat dilihat pada **Tabel 2.4**.

Tabel 2.4 Sifat fisika dan kimia gliserol (Quispedd, 2013).

No.	Properties	Unit	Morrison	Pagliari and Rossi	OECD-SIDS
1.	<i>Molecular formula</i>			$C_3H_5(OH)_3$	$C_3H_8O_3$
2.	<i>Molar mass</i>	g/mol	92.09	92.09382	92
3.	<i>Relative density</i>	kg/m ³	1260	1261	1260
4.	<i>Viscosity</i>	Pas	1.41	1.5	1.41
5.	<i>Melting point</i>	°C	18	18.2	18
6.	<i>Boiling point (101.3 kPa)</i>	°C	290	290	290
7.	<i>Flash point</i>	°C	177	160	160
8.	<i>Specific Heat</i>	kJ/kg	2435 (25°C)		
9.	<i>Heat of vaporization</i>	kJ/k-mol	82.12		
10.	<i>Thermal conductivity</i>	W/(m.K)	0.28		
11.	<i>Heat of formation</i>	kJ/mol	667.8		
12.	<i>Surface tension</i>	mN/m	63.7	64.0	63.4
13.	<i>pH (solution)</i>		7		
14.	<i>Auto flammability</i>	°C			393

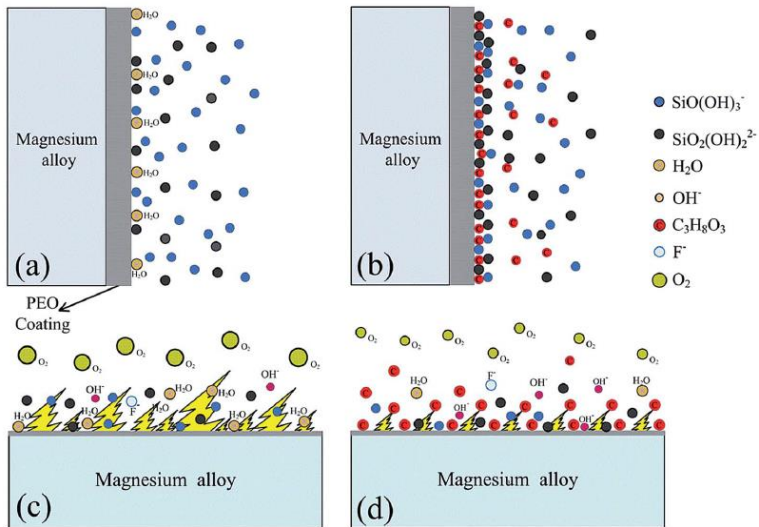
Mikro poros dan *microcracks* pada permukaan lapisan keramik dapat dikurangi ukuran dan jumlahnya dengan menambahkan gliserol kedalam larutan elektrolit yang mengandung sodium silikat dan NaOH. Dengan menjadi pengganti molekul air ketika diabsorpsi pada permukaan anoda dan juga pada anion yang dihasilkan oleh larutan natrium silikat, gliserol membuat *spark* lebih kecil tetapi lebih sering terjadi pada proses PEO (Darband dkk, 2017). Absorpsi gliserol ini dapat mempengaruhi pelepasan *spark* untuk menghindari sintering parsial selama proses PEO (Qiu dkk, 2015).

Di dalam elektrolit dasar, pelepasan *discharge* sangat besar karena energi yang tinggi dan ketidakstabilan proses pelapisan yang menyebabkan pembentukan mikropori yang lebih besar. Selain itu, *discharge* terjadi berulang-ulang pada tempat yang sama yang menyebabkan banyak cacat pada lapisan keramik yang terbentuk. Namun penambahan gliserol ke dalam larutan elektrolit dasar menimbulkan stabilitas proses oksidasi dan banyaknya *discharge* yang intensif dengan ukuran kecil pada permukaan selama proses perlakuan yang menghasilkan pori-pori homogen dalam ukuran dan distribusi yang lebih kecil (Wu dkk, 2009).

Berdasarkan konfigurasi kesetimbangan gliserol yang teradsorpsi pada permukaan Mg, dapat diketahui bahwa hidroksil dapat diserap pada permukaan Mg. Akibatnya, bagian permukaan Mg yang terekspos dapat dikurangi dengan gliserol, hal ini mencegah molekul air berkontak dengan permukaan Mg. Molekul organik ini (gliserol) dapat meningkatkan ketahanan permukaan dan mengurangi permukaan yang aktif selama proses PEO. Selain itu pusat *discharge* juga lebih kecil dan lebih *soft* serta diameter poros *discharge* pada lapisan oksida menurun (Qiu dkk, 2015).

Molekul gliserol yang teradsorpsi pada *interface* ditunjukkan pada **Gambar 2.9 (b)**. Gliserol adalah cairan polar dengan banyak gugus hidroksil yang bebas dan polar yang kuat, konstanta dielektrik dan aktivitas permukaan yang tinggi pada *interface* solid-liquid. Hal ini memungkinkan substitusi molekul H₂O terbentuk pada *interface* anoda-elektrolit dalam elektrolit

dasar sampai batas tertentu yang menurunkan tegangan *interfacial* padat-cair (**Gambar 2.9 (d)**). Ion silikat (yang diperoleh dari larutan dasar) dan gliserol memiliki struktur yang sama dengan gugus OH. Jadi, gaya tolak menolak antar molekul pada *interface* dan silikat berkurang dengan adanya adsorpsi dari gliserol. Sehingga pada anoda dapat menghambat area *discharge* untuk menghindari *sintering* persial (Qiu dkk., 2015).



Gambar 2.9 Ilustrasi distribusi SiO_3^{2-} pada anoda/elektrolit (a) elektrolit dasar (b) elektrolit dasar dengan gliserol (c) mekanisme *discharge* pada elektrolit dasar (d) mekanisme *discharge* pada elektrolit dasar dengan gliserol (Qiu dkk, 2015).

Penambahan gliserol pada larutan elektrolit juga dapat meningkatkan komposisi MgO pada lapisan oksida, serta membuat lapisan lebih padat dengan pori-pori yang lebih seragam. Lapisan keramik yang terbentuk juga dapat meningkatkan kekerasan, menurunkan kekasaran, dan kristalisasi yang baik (Li dkk 2008). Akan tetapi, ketika jumlah gliserol yang ditambahkan cukup

banyak dapat menghambat pertumbuhan lapisan oksida dan performa dari lapisan menjadi buruk. Sehingga perlu mencari komposisi terbaik dari gliserol untuk ditambahkan ke dalam larutan elektrolit agar mendapatkan hasil yang maksimal.

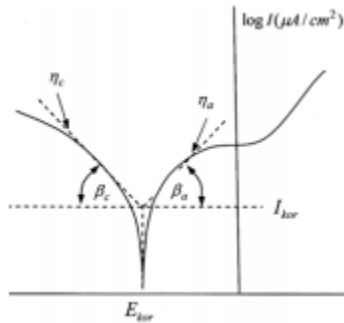
2.8 Pengujian Polarisasi

Korosi (degradasi) dari suatu logam terjadi karena adanya proses elektrokimia pada logam di dalam larutan. Reaksi elektrokimia ini dapat digunakan untuk menentukan perilaku korosi logam, salah satunya yaitu berdasarkan hubungan antara potensial dan arus anodik atau katodik dengan menggunakan metode polarisasi potensiodinamik (Suryaningsih dkk, 2015). Peralatan pengujian yang digunakan berupa potensiostat dengan menggunakan tiga sistem elektroda yaitu elektroda kerja, elektroda acuan (*reference electrode*), dan elektroda bantu (*auxiliary electrode*). Elektroda kerja merupakan material yang akan diteliti (anoda), elektroda bantu dapat berupa grafit atau emas yang berfungsi sebagai penutup sirkuit dan mengangkut arus pada saat proses, sedangkan elektroda acuan dapat berupa Ag/AgCl yang berfungsi untuk membandingkan potensial elektroda kerja.

Pada alat potensiostat, pengukuran arus selama proses korosi dapat dilakukan dengan memberikan potensial atau tegangan listrik yang telah ditentukan nilainya kepada spesimen (Suryaningsih dkk, 2015). Pada dasarnya korosi dapat didefinisikan sebagai kurva tegangan fungsi arus yang disebut sebagai polarisasi. Timbulnya produk korosi pada permukaan logam dapat disebabkan adanya polarisasi yang merupakan salah satu bentuk reaksi korosi. Sedangkan potensial polarisasi merupakan kondisi pada keadaan kesetimbangan logam dengan ion didalam elektrolit yang menghasilkan adanya selisih antara potensial terapan terhadap potensial korosi logam (Aditya dkk, 2020).

Berikut **Gambar 2.10** merupakan kurva hasil uji polarisasi pada suatu spesimen. Pada gambar dapat diketahui sumbu x merupakan potensial polarisasi dari anodik dan katodik sedangkan sumbu y merupakan rapat arus korosi dari spesimen. Nilai arus

korosi ini dapat diperoleh dengan eksplorasi kurva potensial dengan logaritma yang didapatkan dengan menentukan titik perpotongan dari kedua garis reaksi oksidasi dan reaksi reduksi pada garis potensial korosi yang ada pada grafik (E_{corr}) (Aditya dkk, 2020).



Gambar 2.10 Kurva polarisasi (Chamberlain dan Trethewey, 1991).

Berikut merupakan persamaan potensial polarisasi anodik dan katodik;

$$\eta_k = \beta_k \log i_k - \beta_k \log i_0 \quad (2.6)$$

$$\eta_\alpha = \beta_\alpha \log i_\alpha - \beta_\alpha \log i_0 \quad (2.7)$$

Dimana:

η_k = potensial polarisasi katodik

η_α = potensial polarisasi anodik

i_k = rapat arus katodik

i_α = rapat arus anodik

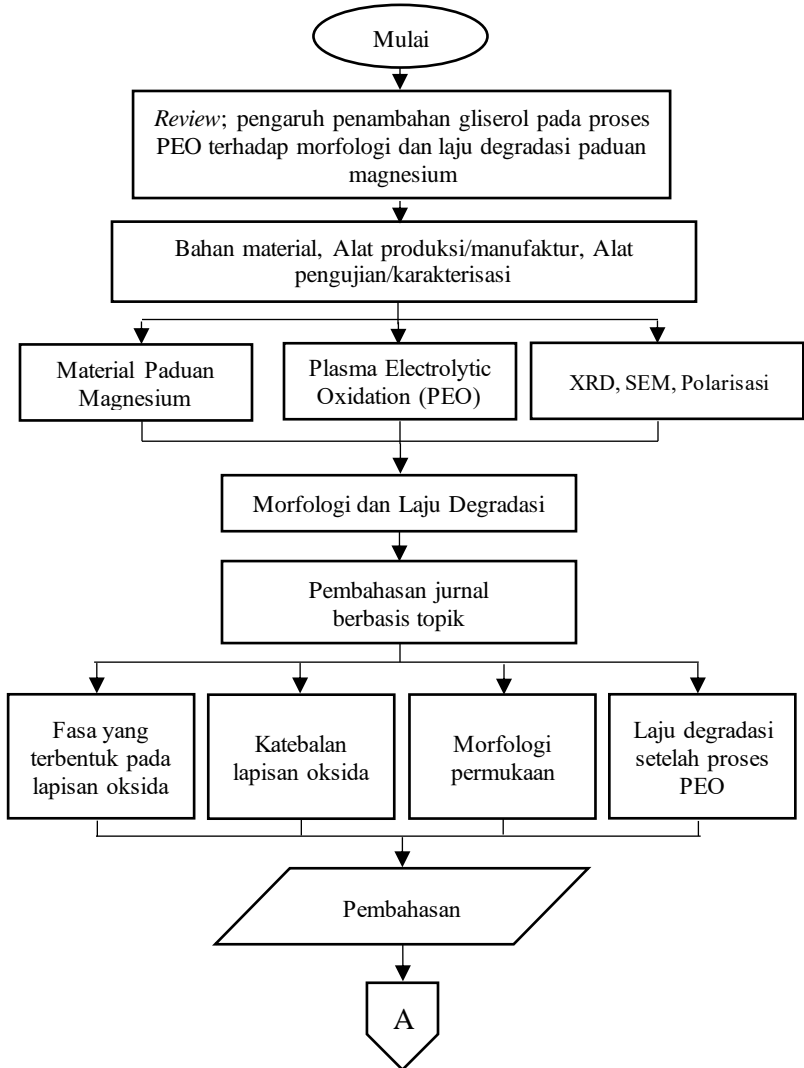
i_0 = rapat arus korosi pada kesetimbangan

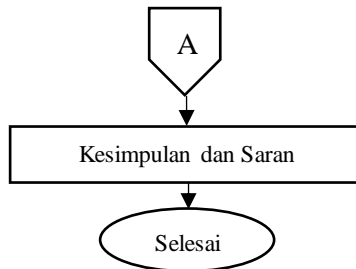
β_α = beta anodik

β_k = beta katodik

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir





Gambar 3.1 Diagram Alir

3.2 Metode Penelitian

Metode penelitian yang digunakan pada rancangan tugas akhir adalah sebagai berikut:

1. Studi literatur

Pada metode ini dilakukan dengan mencari sumber-sumber berupa buku, jurnal, paten, serta penelitian sebelumnya yang serupa tentang pelapisan oksida (PEO) pada paduan magnesium dengan pengaruh penambahan gliserol pada elektrolit dasar untuk aplikasi material implan pada tulang.

2. Diskusi

Diskusi dilakukan dengan pihak-pihak terkait untuk menambah wawasan dan informasi yang dibutuhkan dalam *literature review* ini.

3. Analisis dan perbandingan

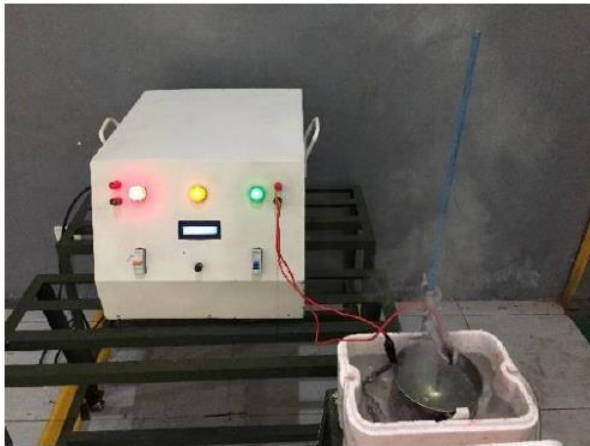
Dilakukan untuk menganalisis dan membandingkan hasil penelitian dari setiap sumber untuk memperoleh kesimpulan yang terbaik.

3.3 Preparasi Spesimen dan Proses Pelapisan

Secara umum, menurut referensi yang digunakan pada *literature review* ini, paduan magnesium yang digunakan sebagai spesimen akan diberi beberapa tahapan perlakuan sebelum dilakukan proses pelapisan. Hal ini bertujuan agar proses pelapisan menjadi lebih mudah dan memperoleh hasil lapisan oksida lebih

maksimal. Pada tahapan pertama yaitu ada proses pemotongan spesimen (*cutting*), dimana spesimen yang digunakan akan dipotong lebih kecil dengan dimensi tertentu agar mempermudah proses pelapisan. Tahapan kedua yaitu proses pengamplasan (*grinding*) dengan tujuan untuk memperhalus dan meratakan kekasaran permukaan spesimen. Tahapan terakhir yaitu proses pembersihan (*cleaning*) yang biasanya menggunakan alat *ultrasonic cleaner* untuk menghilangkan sisa-sisa kotoran pada proses sebelumnya.

Setelah proses preparasi spesimen, dilanjutkan dengan proses preparasi larutan elektrolit. Larutan elektrolit dasar yang digunakan berupa campuran senyawa-senyawakimia dan beberapa zat aditif lain untuk menambah *properties* lapisan oksida. Setelah itu, dilanjutkan dengan proses pelapisan PEO menggunakan *power supply high voltage* dengan arus dan tegangan tertentu dalam waktu yang telah ditentukan.



Gambar 3.2 Contoh proses pelapisan menggunakan metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO)

3.4 Pengujian

Pada referensi yang digunakan dalam *literature review* ini, untuk mengetahui karakterisasi dan performa dari lapisan oksida yang diperoleh setelah dilakukan proses pelapisan PEO, dapat dilakukan beberapa pengujian antara lain sebagai berikut:

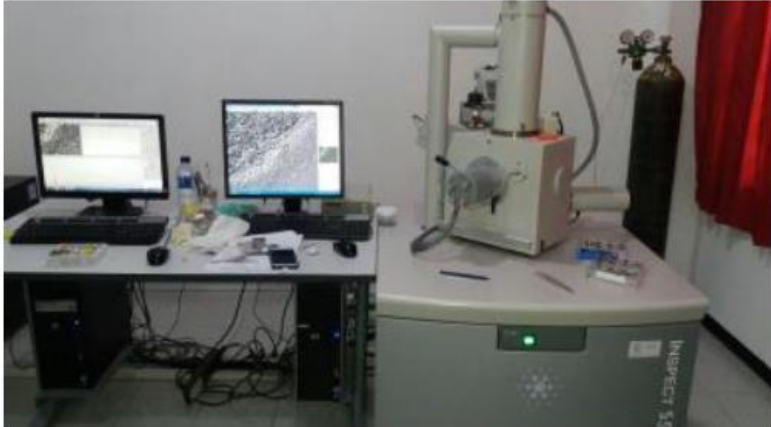
3.4.1 X-Ray Diffraction (XRD)



Gambar 3.3 Alat Uji X-RD

X-Ray Diffractometer (X-RD) merupakan suatu pengujian dengan cara kerja menimbakkan radiasi *x-ray* ke permukaan specimen kemudian dipantulkan dan di tangkap *x-ray detector*. Pada pengujian X-RD ini menghasilkan grafik antara 2θ terhadap intensitasnya. Tujuan dilakukannya pengujian ini adalah untuk mengetahui fasa yang terbentuk pada lapisan oksida setelah dilakukan proses PEO. Fasa ini dapat diketahui dengan melakukan analisis terhadap grafik yang diperoleh dari hasil pengujian XRD menggunakan *software*.

3.4.2 *Scanning Electron Microscope (SEM)-Energy Dispersive X-ray (EDX)*



Gambar 3.4 Alat Uji SEM

Scanning Electron Microscope (SEM) adalah salah satu pengujian yang digunakan untuk mengetahui morfologi permukaan dan *cross section* (penampang melintang) lapisan oksida yang terbentuk setelah proses PEO. Dari hasil tersebut kita dapat mengetahui porositas dan ketebalan lapisan dengan variasi komposisi gliserol. Sedangkan EDX merupakan pengujian untuk mengetahui data kuantitatif senyawa yang terbentuk pada lapisan oksida tersebut.

3.4.3 Polarisasi



Gambar 3.5 Peralatan Uji Polarisasi

Pengujian Tafel atau Polarisasi bertujuan untuk mengetahui laju korosi secara kuantitatif dari magnesium AZ31B setelah diberi perlakuan PEO. Alat yang digunakan berupa alat uji *Corrtest* dengan menggunakan *software CS Studio5* untuk menganalisa hasil pengujian. Parameter kimia yang diperoleh dari pengukuran polarisasi adalah β_a , β_c , R_p , dan E_{corr} . Parameter-parameter tersebut selanjutnya akan digunakan untuk menghitung arus korosi (I_{corr}) dimana nilai I_{corr} berbanding lurus dengan laju degradasinya (Ajiriyanto dkk., 2018). Persamaan-persamaan yang digunakan untuk mencari laju degradasi dari hasil pengujian tafel adalah sebagai berikut:

$$\frac{\Delta E}{\Delta T} = R_p = \frac{\beta_a \cdot \beta_c}{2,3 (I_{corr})(\beta_a + \beta_c)} \quad (3.2)$$

Dimana : Rp = Slop kurva polarisasi
I_{corr} = Arus korosi
2,3 = log natural 10
Ba = Konstanta tafel anoda
Bc = Konstanta tafel katoda

$$CR = 3.27 \times 10^{-3} \cdot I_{corr} \cdot \frac{EW}{\rho} \quad (3.3)$$

Dimana : CR = Laju degradasi (mmpy)
EW = berat ekivalen (gram)
I_{corr} = rapat arus (μA/cm²)
ρ = densitas (g/cm³)

3.5 Rancangan Pengulasan (*Review*)

Berikut merupakan rancangan pengulasan dari jenis material dan pengujian setiap jurnal.

Tabel 3.1 Rancangan pengelasan

Material	Aspek yang diulas					Referensi
	Fasa pada lapisan oksida	Ketebalan lapisan	Morfologi permukaan	Laju degradasi		
Mg AZ31B	✓					Guo dkk (2006)
Mg AZ61	✓	✓				Li dkk (2008)
Mg AZ91D	✓	✓	✓	✓		Wu dkk (2009)
Mg ZK60	✓	✓	✓	✓		Qiu dkk (2015)
Mg AZ31B	✓					Pak dkk (2018)
Mg AM50	✓					Jangde dkk (2019)

BAB IV PEMBAHASAN

Pada penelitian sebelum-sebelumnya, proses PEO dilakukan untuk melapisi paduan magnesium agar dapat mengurangi laju degradasinya. Hal ini sangat efektif dikarenakan lapisan yang terbentuk merupakan lapisan keramik, dimana lapisan ini memiliki sifat yang lebih solid dan tahan terhadap degradasi.

Sifat dari lapisan keramik tergantung pada nilai voltase, waktu, dan jenis larutan elektrolit dan aditif yang digunakan. Telah terbukti bahwa komposisi dan konsentrasi dalam sistem elektrolit adalah parameter paling vital yang mempengaruhi proses dan karakterisasi proses pelapisan (Dou dkk, 2017). Larutan elektrolit sendiri dibagi menjadi dua kategori, yaitu elektrolit asam dan elektrolit alkali. Dimana dengan mempertimbangkan masalah polusi, elektrolit alkali umumnya digunakan pada saat ini. Selain itu, berbagai senyawa organik dan aditif khusus ditambahkan untuk digunakan dalam larutan elektrolit pada proses pelapisan. Aditif dalam elektrolit mengarah pada pembentukan lapisan yang lebih baik seperti dapat meningkatkan ketahanan korosi dan ketahanan aus.

Aditif seperti gliserol sudah cukup banyak digunakan pada penelitian-penelitian, diantaranya adalah pada penelitian Li dkk (2008) dimana variasi gliserol ditambahkan ke dalam larutan elektrolit pada proses PEO selama 10-60 menit. Spesimen yang digunakan adalah paduan magnesium AZ61. Sedangkan elektrolit dasar yang digunakan berupa campuran Na_2SiO_3 , KOH, NaAlO_2 dan gliserol dengan variasi 0, 2, 5 dan 10 ml/l. Pada penelitian yang lain, Wu dkk (2009) menggunakan variasi gliserol sebesar 0, 2, 4, dan 6 ml/l pada larutan elektrolit dasar berupa campuran Na_2SiO_3 , NaOH, dan Na_2EDTA . Material yang digunakan adalah paduan magnesium AZ91D dengan proses PEO selama 15 menit. Selain itu, Qiu dkk (2015) juga melakukan penelitian yang sama untuk mengetahui pengaruh penambahan gliserol dengan menggunakan spesimen berupa paduan magnesium dan elektrolit dasar

campuran sodium silikat, kalium hidroksida, dan *sodium fluoride*. Variasi gliserol yang digunakan adalah sebesar 0, 50, 100, dan 200 ml/l. Gliserol ditambahkan pada elektrolit dasar karena diketahui dapat mempengaruhi ketebalan lapisan, jumlah dan diameter porositas, *microcracks*, dan membuat lapisan keramik lebih kompak dan homogen.

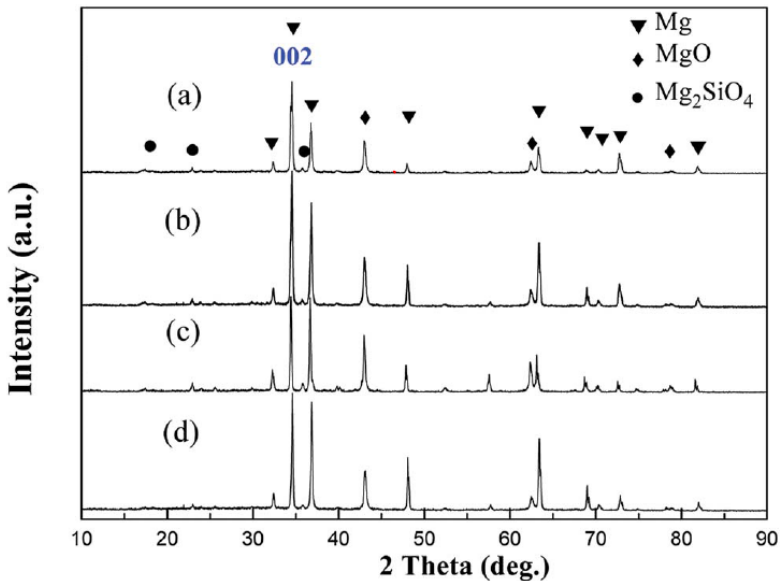
4.1 Hasil Analisis Jurnal

4.1.1 Komposisi Fasa pada Lapisan Oksida

Pengujian *X-Ray Diffractometer* (X-RD) biasanya dilakukan dalam penelitian untuk mengetahui senyawa (fasa) yang terbentuk pada suatu lapisan oksida pada permukaan spesimen. Lapisan oksida ini diperoleh dari hasil pelapisan menggunakan metode *Plasma Electrolytic Oxidation* (PEO). Dengan mengetahui fasa-fasa yang terbentuk diharapkan dapat diketahui properties dari lapisan itu sendiri, sehingga penggunaan lapisan oksida ini sesuai dengan pengaplikasinya. Cara kerja dari pengujian ini dengan menembakkan radiasi *x-ray* ke permukaan spesimen. Hasil dari pengujian ini berupa grafik antara intensitas terhadap 2θ . Kemudian grafik ini dibandingkan dengan database yang ada sehingga diperoleh fasa-fasa yang terbentuk.

Pada penelitian Qiu dkk (2015) yang memabandingkan pengaruh penambahan gliserol, diperoleh data pengujian X-RD seperti pada **Gambar 4.1**. Pada gambar, data yang diperoleh berupa peak-peak yang tidak jauh berbeda antara menggunakan larutan dasar dan dengan adanya penambahan gliserol pada larutan dasar. Larutan elektrolit dasar yang digunakan pada penelitian ini adalah campuran sodium silikat, kalium hidroksida, dan *sodium fluoride*. Fasa-fasa yang diperoleh yaitu MgO dan Mg₂SiO₄ pada lapisan oksida yang berbentuk keramik. Lapisan keramik ini memiliki sifat tahan korosi yang sangat baik sehingga dapat mengurangi laju degradasi dari paduan magnesium. Selain itu juga memiliki sifat yang keras dan kuat yang dapat membuat sifat mekanik dari magnesium meningkat, sehingga cocok untuk digunakan sebagai material implan. Pembentukan senyawa MgO,

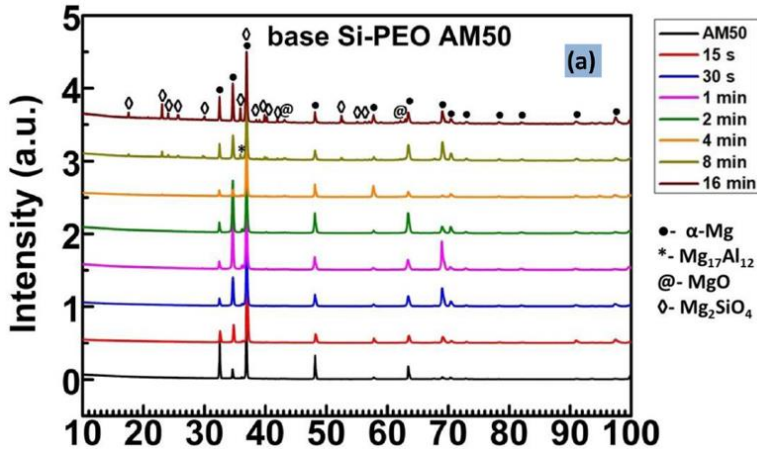
dan Mg_2SiO_4 terjadi karena adanya reaksi antara permukaan spesimen (Mg^{2+}) dengan ion-ion yang ada didalam larutan elektrolit. Reaksi ini terjadi karena adanya energi yang bersumber dari tegangan yang sangat besar yang berasal dari *power supply*. Ketika tegangan melebihi potensial *dielectrick breakdownnya*, maka akan terbentuk *discharge* pada permukaan spesimen. Dimana *discharge* ini menandakan lapisan keramik mulai terbentuk.



Gambar 4.1 Hasil uji XRD pada proses PEO selama 6 menit pada larutan dasar dengan (a) 200 ml/l gliserol (b) 100 ml/l gliserol (c) 50 ml/l gliserol (d) tanpa gliserol (Qiu dkk, 2015).

Pada penelitian Jangde dkk (2019), pola difraksi XRD dari proses PEO tanpa gliserol (bPEO) dan dengan gliserol (gPEO) sebagai fungsi waktu ditunjukkan pada **Gambar 4.2**. Untuk mengindeks puncak difraksi dari fasa α -Mg, β - $Mg_{17}Al_{12}$, MgO, dan Mg_2SiO_4 digunakan file ICDD masing-masing yaitu dengan

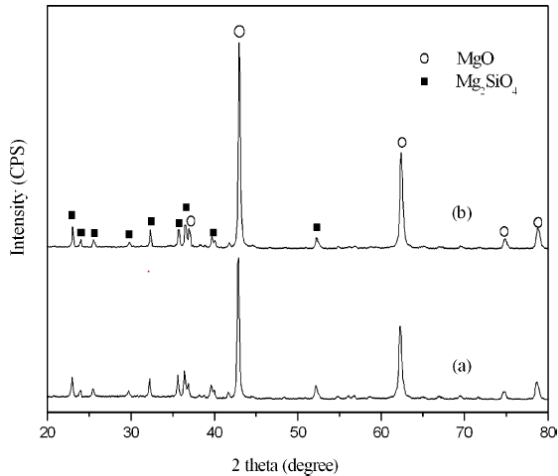
nomor 00-035-0821, 04-014-7592, 04-045-0946, dan 01-085-1357. Pada gambar dapat kita ketahui fasa yang terbentuk pada lapisan oksida adalah MgO dan Mg₂SiO₄.



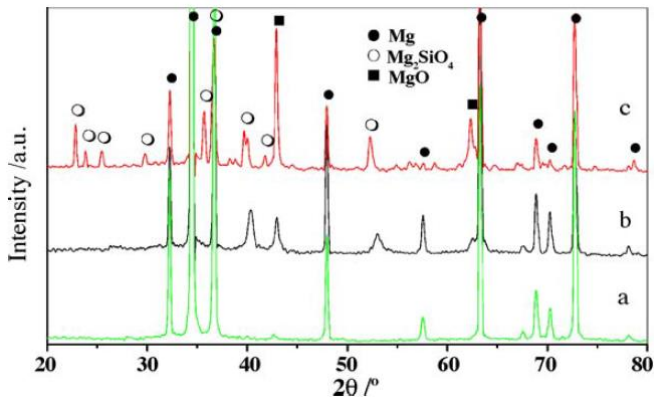
Gambar 4.2 Difraksi XRD pada spesimen (Jangde dkk, 2019).

Pada penelitian yang lainnya, Wu dkk (2009) juga menganalisa pengaruh penambahan gliserol, dimana fasa yang terbentuk juga sama yaitu berupa *periclase* (MgO) dan *forsterite* (Mg₂SiO₄). Proses PEO ini dilakukan selama 15 menit dengan larutan dasar berupa campuran Na₂SiO₃, NaOH, dan Na₂EDTA. Tidak ada perbedaan fasa antara proses pelapisan tanpa dan dengan gliserol. Hasil dari uji X-RD dapat dilihat pada **Gambar 4.3**. Pada tahun 2006, Guo dkk memperoleh intensitas puncak hasil XRD yang sesuai dengan pola yang dimiliki fasa MgO dan Mg₂SiO₄ setelah dibandingkan dengan ASTM. Fasa ini diperoleh dari proses pelapisan masing-masing selama 15 dan 30 menit pada larutan elektrolit yang mengandung senyawa Na₂SiO₃, KF, KOH, dan 10 ml/l gliserol. Dengan meningkatnya waktu oksidasi lapisan keramik menjadi lebih tebal, sinar X tidak mudah menembus lapisan permukaan sehingga intensitas puncak yang sesuai dengan

pola MgO dan Mg_2SiO_4 menjadi lebih kuat. Pola XRD tersebut dapat dilihat pada **Gambar 4.4**.

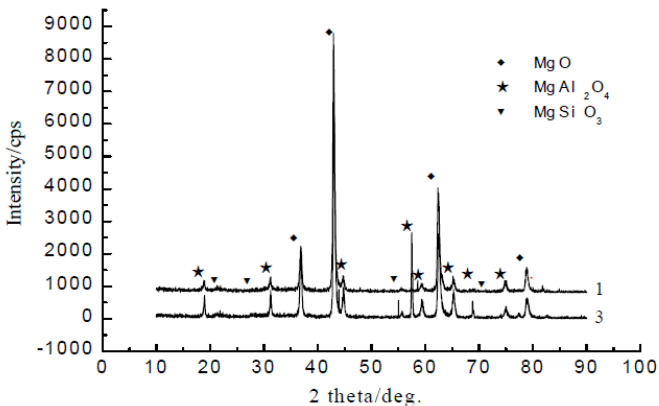


Gambar 4.3 Hasil uji X-RD (a) tanpa penambahan gliserol (b) dengan penambahan gliserol sebanyak 4 ml/g (Wu dkk, 2009).



Gambar 4.4 Pola XRD paduan magnesium (a) Substrat (b) proses pelapisan selama 15 menit (c) proses pelapisan selama 30 menit (Guo dkk, 2006)

Li dkk (2008) juga melakukan proses PEO pada paduan magnesium dengan larutan dasar berupa campuran Na_2SiO_3 , KOH , dan NaAlO_2 serta variasi dari konsentrasi gliserol. Fasa yang diperoleh pada lapisan keramik adalah MgO (*periclase*), Mg_2SiO_3 (*perovskite*), dan MgAl_2O_4 (*Spinelle*). Dimana fasa MgO (*periclase*) diperoleh dari reaksi permukaan spesimen dengan ion oksigen dan Mg_2SiO_3 (*perovskite*) diperoleh dari reaksi dengan senyawa sodium silikat Na_2SiO_3 . Terdapat penambahan satu fasa yaitu MgAl_2O_4 dimana fasa ini diperoleh dari hasil reaksi antara spesimen paduan magnesium dengan NaAlO_2 yang ada pada larutan dasar. Untuk senyawa gliserol sendiri tidak ikut bereaksi dengan spesimen sehingga tidak membentuk fasa yang baru pada permukaan. Hasil dari uji XRD lapisan keramik yang terbentuk dapat dilihat pada **Gambar 4.5**. Penambahan aditif organik tidak mengubah fasa utama lapisan MAO (Pak dkk, 2018). Berdasarkan penelitian Pak dkk (2008), fasa yang terbentuk setelah proses pelapisan dengan berbagai jenis aditif tetap sama yaitu berupa MgO dan Mg_2SiO_3 . Fasa kristal yang mengandung unsur-unsur dari kedua substrat dan elektrolit dibentuk sebagai hasil dari reaksi kimia plasma yang terjadi pada proses *discharge*.



Gambar 4.5 Hasil uji XRD (1) tanpa gliserol (2) 5 ml/l gliserol (Li dkk, 2008).

Berikut merupakan **Tabel 4.1** hasil pengujian XRD dari setiap jurnal yang digunakan pada *literature review* ini.

Tabel 4.1 Perbandingan fasa dari setiap jurnal

No	Larutan Elektrolit	Fasa pada lapisan oksida	Referensi
1	Na ₂ SiO ₃ , KF, KOH, C ₃ H ₈ O ₃	MgO dan Mg ₂ SiO ₄	Guo dkk (2006)
2	Na ₂ SiO ₃ , KOH, NaAlO ₂ , C ₃ H ₈ O ₃	MgO, MgAl ₂ O ₄ , dan Mg ₂ SiO ₃	Li dkk (2008)
3	Na ₂ SiO ₃ , NaOH, Na ₂ EDTA, C ₃ H ₈ O ₃	MgO dan Mg ₂ SiO ₄	Wu dkk (2009)
4	Na ₂ SiO ₃ , KOH, NaF, C ₃ H ₈ O ₃	MgO dan Mg ₂ SiO ₄	Qiu dkk (2015)
5	Na ₂ SiO ₃ , NaOH, NaF, C ₃ H ₈ O ₃	MgO dan Mg ₂ SiO ₄	Pak dkk (2018)
6	Na ₂ SiO ₃ , KOH, C ₃ H ₈ O ₃	MgO dan Mg ₂ SiO ₄	Jangde dkk (2019)

Pada tabel tersebut dapat dilihat hasil pengujian XRD dari setiap jurnal, dimana hampir semua fasa yang terbentuk pada lapisan oksida memiliki fasa yang sama. Fasa-fasa tersebut diperoleh dari hasil reaksi antara ion-ion Mg yang ada pada permukaan spesimen dengan ion-ion yang ada pada larutan elektrolit. Pada saat proses PEO, tegangan dari *power supply* akan meningkat dengan bertambahnya waktu yang menyebabkan substrat paduan magnesium mulai larut menjadi ion Mg²⁺ dan senyawa-senyawa yang ada pada elektrolit dasar juga terurai menjadi ion. Ketika tegangan mencapai *dielectrick breakdown*nya, maka akan terjadi *discharges* yang menyebabkan *molten metal* dari Mg disemburkan ke permukaan substrat dan akan didinginkan secara cepat (*quenching*) oleh larutan elektrolit. Alhasil *spark* ini akan bereaksi dengan ion-ion SiO₃²⁻ dan O²⁻ yang ada disekitar substrat membentuk lapisan oksida berupa *periclase* (MgO) dan *forsterite* (Mg₂SiO₄).

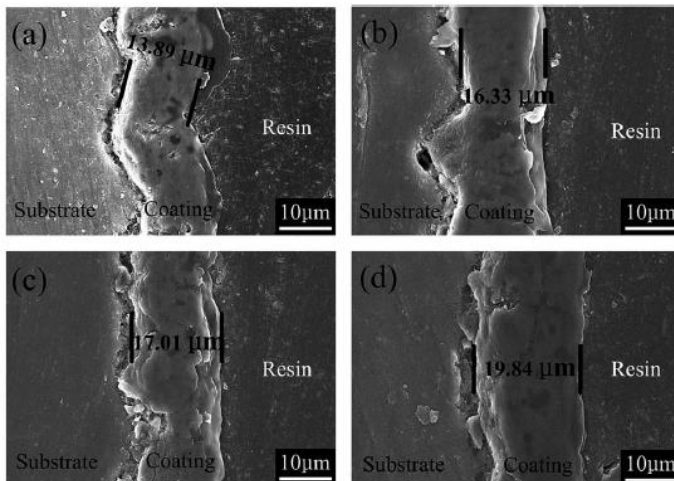
Fasa *periclase* (MgO) dan *forsterite* (Mg_2SiO_4) yang terbentuk pada lapisan oksida memiliki sifat-sifat keramik dimana dapat meningkatkan kekerasan, kekuatan, dan dapat mengurangi laju degradasi dari paduan magnesium, sehingga dalam pengaplikasiannya cocok digunakan sebagai material implan. Pada jurnal lainnya (Li dkk, 2008), fasa yang terbentuk juga terdapat MgAl_2O_4 yang diperoleh dari reaksi ion Mg^{2+} dengan ion hasil penguraian dari NaAlO_2 yang ada dalam larutan elektrolit. Sedangkan untuk senyawa gliserol sendiri tidak ikut bereaksi dengan substrat sehingga tidak membentuk fasa yang baru pada permukaan. Hal ini dapat disimpulkan bahwa dengan adanya penambahan gliserol pada larutan elektrolit tidak mempengaruhi fasa yang terbentuk pada lapisan oksida. Akan tetapi fasa-fasa yang terbentuk biasanya tergantung pada larutan elektrolit dasar yang digunakan pada saat proses pelapisan. Sehingga perlu diperhatikan pemilihan dari senyawa-senyawa yang akan digunakan sebagai larutan dasar agar sesuai dengan target fasa yang diinginkan.

4.1.2 Ketebalan Lapisan

Pengujian SEM (*Scanning Electron Microscope*) digunakan untuk mengetahui *cross section* (ketebalan) dan morfologi dari lapisan oksida. Dengan mengetahui ketebalan dari suatu lapisan oksida dapat diprediksi *life time* ketahanan degradasinya. Selain itu juga dapat mengetahui kedalaman porositas yang terbentuk pada permukaan spesimen. Sedangkan pada morfologi dari lapisan, kita dapat mengetahui jumlah dan diameter pori-pori yang ada pada permukaan lapisan. Dimana pori-pori ini dapat mempengaruhi ketahanan degradasi dari spesimen yang telah dilakukan proses pelapisan.

Pada penelitian Qiu dkk (2015) yang melakukan proses PEO pada paduan magnesium dengan variasi penambahan gliserol pada larutan elektrolit, ketebalan dari lapisan oksida yang terbentuk mengalami peningkatan dengan bertambahnya gliserol. Penelitian ini dilakukan dengan variasi gliserol sebesar 0, 50, 100, dan 200

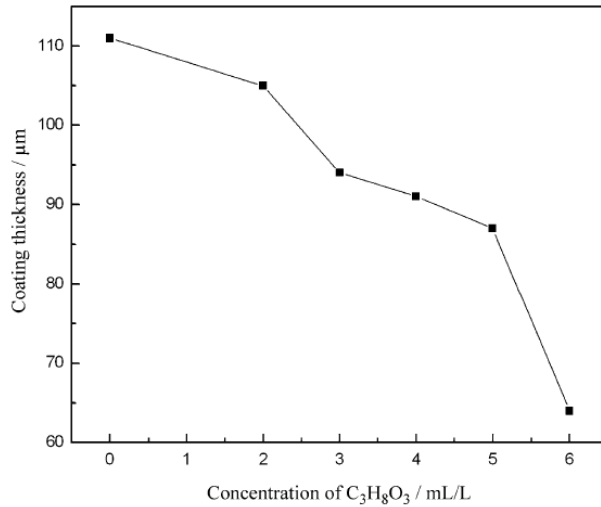
ml/l. Hal ini dapat dilihat dari penampang melintang (*cross section*) hasil uji SEM yang ditunjukkan pada **Gambar 4.6**. Terlihat bahwa ketebalan lapisan keramik meningkat secara bertahap dengan peningkatan konsentrasi dari gliserol. Mula-mula ketebalan lapisan yang terbentuk dalam larutan elektrolit dasar tanpa penambahan gliserol adalah 13,89 μm . Akan tetapi saat konsentrasi gliserol ditambahkan dari 50-200 ml/l ketebalan meningkat yang awalnya 16,33 μm menjadi 19,84 μm . Oleh karena itu penambahan gliserol ke dalam elektrolit dasar dapat menghasilkan peningkatan nilai ketebalan lapisan. Selain itu, dapat dilihat bahwa penambahan gliserol secara efektif dapat membuat seluruh lapisan seragam. Dinding substrat setelah proses PEO tanpa gliserol (ditunjukkan pada **Gambar 4.6 (a)**) terlihat bergelombang yang menandakan lapisan tidak rata, akan tetapi setelah proses PEO dengan penambahan gliserol lapisan mulai lebih merata dengan meningkatnya konsentrasi dari gliserol itu sendiri (ditunjukkan pada **Gambar 4.6 (b-d)**).



Gambar 4.6 *Cross Section* morfologi setelah proses PEO dengan penambahan gliserol (a) 0 ml/l (b) 50 ml/l (c) 100 ml/l (d) 200 ml/l (Qiu dkk, 2015).

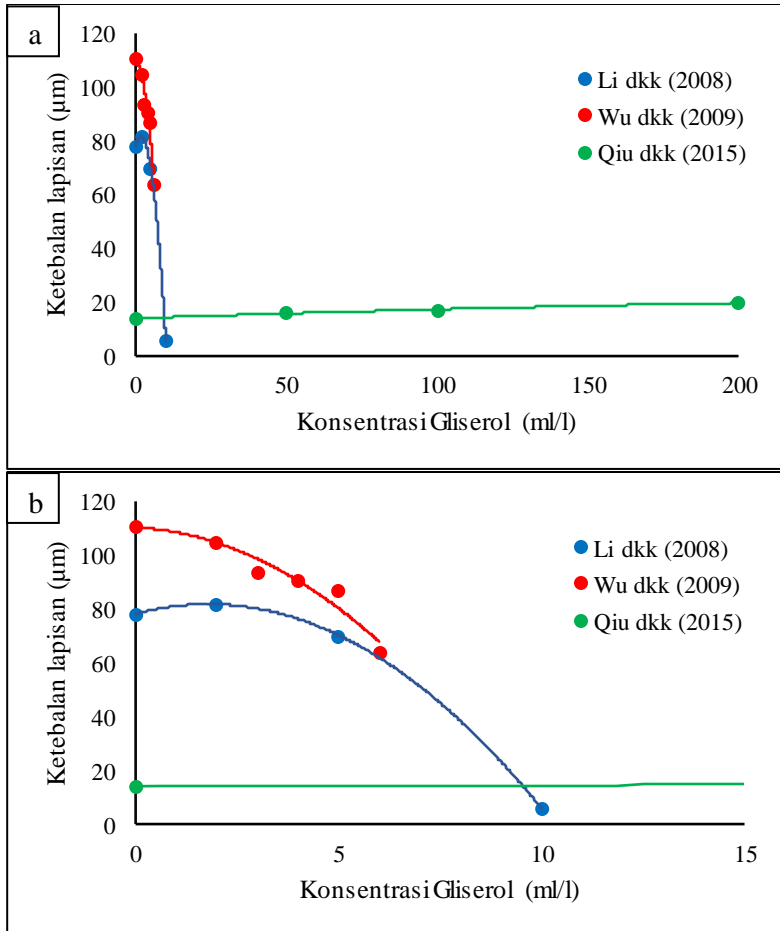
Berdasarkan penelitian Li dkk (2008), peningkatan ketebalan pada lapisan oksida hanya diperoleh dari awal penambahan dari gliserol, namun pada penambahan gliserol selanjutnya mengalami penurunan ketebalan lapisan ketika konsentrasinya semakin banyak. Di dalam larutan elektrolit, gliserol menjadi pengganti molekul air ketika diadsorpsi pada permukaan anoda dan juga pada anion yang dihasilkan oleh pelarut natrium silikat, zat aditif ini menghasilkan *spark* yang lebih kecil akan tetapi sering terjadi dalam proses PEO (Darband dkk, 2017). *Spark* yang terjadi terus menerus pada permukaan spesimen membuat lapisan oksida yang terbentuk semakin menebal. Akan tetapi *spark* yang ukurannya mengecil dapat menurunkan ketebalan lapisan dikarenakan logam cair yang keluar berbarengan dengan terjadinya *spark* juga jumlahnya mengecil. Dimana logam cair ini akan di *quenching* oleh larutan elektrolit dan menjadi dasar pembentukan lapisan oksida. Oleh karena itu, pada kondisi jumlah konsentrasi gliserol bertambah banyak, maka ketebalan lapisan mulai menurun. Penambahan gliserol yang sangat banyak pada larutan elektrolit membuat larutan lebih kental (viskositas tinggi), hal ini dapat mempersulit distribusi ion-ion pembentuk lapisan oksida bereaksi dengan permukaan spesimen. Selain itu jumlah gliserol pada *interface* antara spesimen dengan larutan elektrolit menjadi menumpuk dan menyebabkan pembentukan *spark* menjadi terganggu.

Hal ini juga dialami oleh Wu dkk (2009), dimana dalam penelitiannya memperoleh hasil pengurangan ketebalan dengan bertambahnya konsentrasi dari gliserol. **Gambar 4.7** merupakan grafik pengaruh kenaikan konsentrasi gliserol terhadap ketebalan dari lapisan oksida yang diperoleh Wu dkk. Pada proses PEO tanpa gliserol diperoleh ketebalan maksimal yaitu sebesar 111 μm , akan tetapi setelah diberi penambahan gliserol dari 2-6 ml/l ketebalan menjadi menurun dari 105 sampai 64 μm . Dapat dikatakan bahwa penambahan gliserol pada elektrolit dasar dapat mengurangi ketebalan lapisan oksida hasil proses PEO.



Gambar 4.7 Pengaruh konsentrasi gliserol terhadap ketebalan lapisan oksida (Wu dkk, 2009).

Pada **Gambar 4.8** merupakan perbandingan hasil ketebalan yang diperoleh dari setiap jurnal dengan adanya penambahan gliserol pada elektrolit dasar.



Gambar 4.8 Perbandingan pengaruh penambahan gliserol terhadap ketebalan lapisan oksida (a) *range* sumbu x 0-200 ml/l (b) *range* sumbu x 0-15 ml/l.

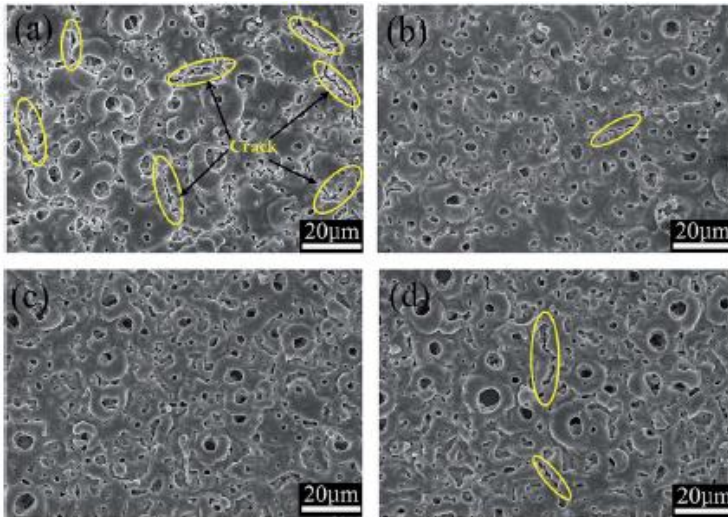
Dapat diketahui bahwa pada kurva terjadi penurunan ketebalan lapisan pada saat konsentrasi gliserol meningkat. Hal ini terjadi pada kurva Li dan Wu, sedangkan pada kurva Qiu terjadi kenaikan ketebalan namun kurang signifikan. Ketika kurva Wu (konsentrasi gliserol antara 0-6 ml/l) dibandingkan dengan kurva Qiu (konsentrasi gliserol antara 0-200 ml/l) terdapat perbedaan ketebalan yang sangat jauh, hal ini dikarenakan konsentrasi gliserol yang digunakan terlalu banyak oleh Qiu dkk pada elektrolit dasar. Ketebalan yang diperoleh Qiu dkk hampir 6 kali lebih kecil dari ketebalan yang diperoleh Wu dkk. Penurunan ketebalan ini disebabkan karena penambahan gliserol dapat menghambat pertumbuhan lapisan. Sehingga penggunaan gliserol dibatasi agar memperoleh lapisan oksida dengan ketebalan maksimal.

4.1.3 Morfologi Permukaan

Pada morfologi permukaan lapisan oksida, *microcracks* dan pori-pori sangat diperhatikan. Dimana ukuran dan jumlahnya ditekan sekecil mungkin, hal ini dikarenakan dapat mengurangi kinerja dari lapisan oksida itu sendiri. Telah banyak penelitian-penelitian yang telah dilakukan sebelumnya untuk merekayasa *microcracks* dan pori-pori ini, salah satunya yaitu dengan menambahkan zat aditif berupa gliserol ke dalam larutan elektrolit pada saat proses PEO (*Plasma Electrolytic Oxidation*). Penambahan zat aditif ini cukup efektif dalam mengurangi jumlah dan ukuran dari kedua cacat tersebut, selain itu juga dapat membuat lapisan oksida lebih kompak.

Qiu dkk (2015) melakukan penelitian mengenai variasi konsentrasi gliserol pada proses PEO (*Plasma Electrolytic Oxidation*). Pelapisan ini dilakukan pada konsentrasi 0, 50, 100, dan 200 ml/l gliserol. Pada **Gambar 4.9** menampilkan morfologi permukaan dari lapisan oksida yang diperoleh dari proses PEO dengan konsentrasi gliserol yang berbeda. Lapisan oksida ini menunjukkan struktur mikro yang kasar, berpori dan ada beberapa *microcracks* pada permukaan lapisan. Sejumlah pori dengan bentuk berbeda dan beberapa *cracks* tersebut tersebar diseluruh

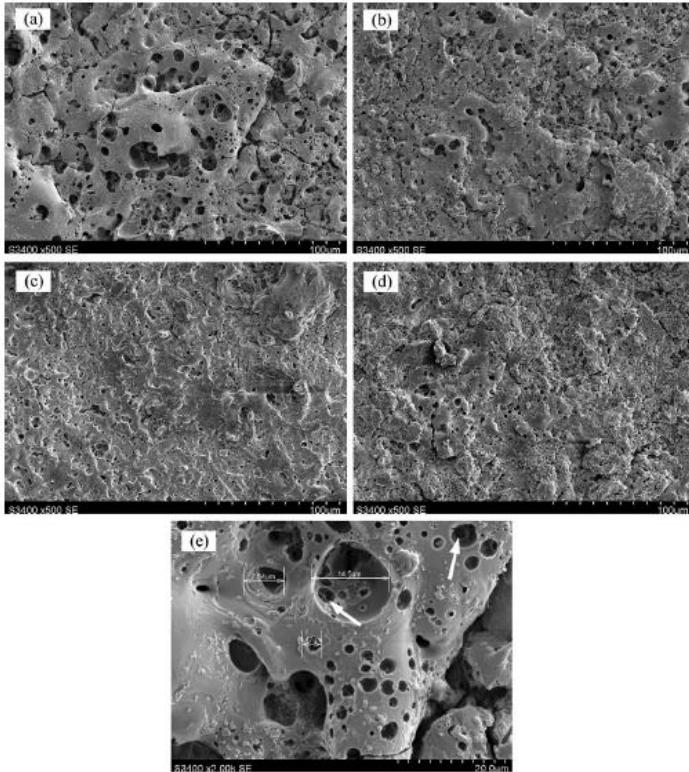
permukaan lapisan keramik. Pada permukaan spesimen yang tanpa penambahan gliserol (**Gambar 4.9 (a)**) nampak jumlah pori dan *microcracks* sangat banyak. Dengan adanya penambahan gliserol pada proses PEO menyebabkan perubahan yang jelas pada morfologi permukaan lapisan keramik. Dengan kata lain lapisan keramik yang diperoleh dalam larutan elektrolit dasar dengan penambahan gliserol (**Gambar 4.9 (b-d)**) memiliki *microcracks* lebih sedikit daripada yang diperoleh dalam larutan dasar. Khususnya pada lapisan yang dibentuk dalam larutan elektrolit yang mengandung 100 ml/l gliserol, dimana hampir tidak menunjukkan adanya *microcracks*.



Gambar 4.9 Morfologi dari lapisan PEO dalam konsentrasi gliserol yang berbeda (a) 0 ml/l (b) 50 ml/l (c) 100 ml/l (d) 200 ml/l (Qiu dkk, 2015).

Menurut Wu dkk (2009), setelah melakukan proses pelapisan pada paduan magnesium selama 15 menit memperoleh morfologi permukaan lapisan oksida yang ditunjukkan pada **Gambar 4.10**. Berdasarkan gambar hasil SEM tersebut (pada

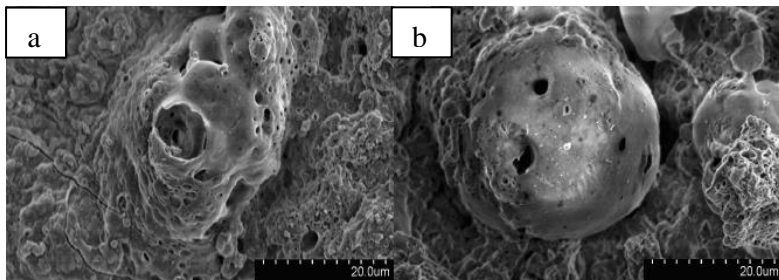
pembesaran rendah) ditemukan banyak mikropori muncul seperti bintik-bintik melingkar dan beberapa *mikrocracks* pada permukaan lapisan. Pada **Gambar 2.10 (a)**, pori-pori dalam lapisan tidak homogen baik dalam dimensi maupun dalam distribusi. Namun dengan adanya penambahan gliserol menyebabkan perubahan yang jelas pada morfologi permukaan lapisan oksida. Dengan kata lain lapisan oksida yang diperoleh dari elektrolit dasar dengan penambahan gliserol memiliki morfologi permukaan dengan pori-pori yang jauh lebih kecil dan *mikrocrack* yang jumlahnya lebih sedikit juga (ditunjukkan pada **Gambar 2.10 (b-d)**). Lapisan oksida yang dibentuk dalam elektrolit dasar yang mengandung 4 ml/l gliserol menunjukkan mikropori dengan ukuran terkecil dan *mikrocracks* paling sedikit dibandingkan dengan variasi yang lain. Lapisan ini juga memiliki pori dengan ukuran dan distribusi yang seragam. Pada pembesaran yang lebih tinggi, diperoleh lapisan keramik yang dibuat dalam elektrolit dasar memiliki diameter pori sebesar 8,5 μm (ukuran rata-rata), sementara yang dibuat dalam larutan elektrolit dasar dengan penambahan gliserol 4 ml/l memiliki diameter pori sekitar 2,63 μm . Selain itu, berdasarkan pada **Gambar 2.10 (e)** terlihat jelas bahwa ada beberapa pori yang lebih kecil yang tidak terdistribusi secara merata didalam mikropit yang lebih besar. Hal ini dipicu karena adanya pelepasan *discharge* yang besar dan tidak stabil pada permukaan yang mengarah ke pembentukan mikropit, akibatnya ada banyak cacat pada lapisan oksida yang terbentuk dalam elektrolit dasar tanpa gliserol.



Gambar 4.10 Morfologi lapisan keramik hasil proses pelapisan dalam larutan elektrolit dengan penambahan gliserol (a) tanpa gliserol; (b) 2 ml/l; (c) 4 ml/l; (d) 6 ml/l; (e) pembesaran yang lebih besar dari gambar (a) (Wu dkk, 2009).

Namun dengan adanya penambahan gliserol ini ke dalam elektrolit dasar meningkatkan stabilitas proses oksidasi pembentukan lapisan dan banyaknya *discharge* yang lebih intensif dengan ukuran yang lebih kecil. Dimana dalam pembentukan lapisan oksida, logam cair dikeluarkan dari permukaan spesimen saat terjadi *discharge* dan didinginkan secara *quenching* pada permukaan. Sehingga apabila *discharge* yang terjadi lebih kecil

dan intesif maka lapisan oksida yang terbentuk menghasilkan lapisan yang lebih padat, pori-pori yang lebih homogen dalam ukuran dan juga distribusi yang lebih kecil. Selain itu permukaan lapisan juga semakin merata. Hal ini diperoleh juga pada penelitian Lu dkk (2012), dimana hasil yang diperoleh memiliki morfologi permukaan yang lebih baik dengan adanya penambahan 1 ml/l gliserol pada larutan elektrolit. Berikut **Gambar 4.11** merupakan morfologi yang diperoleh Lu dkk (2012).

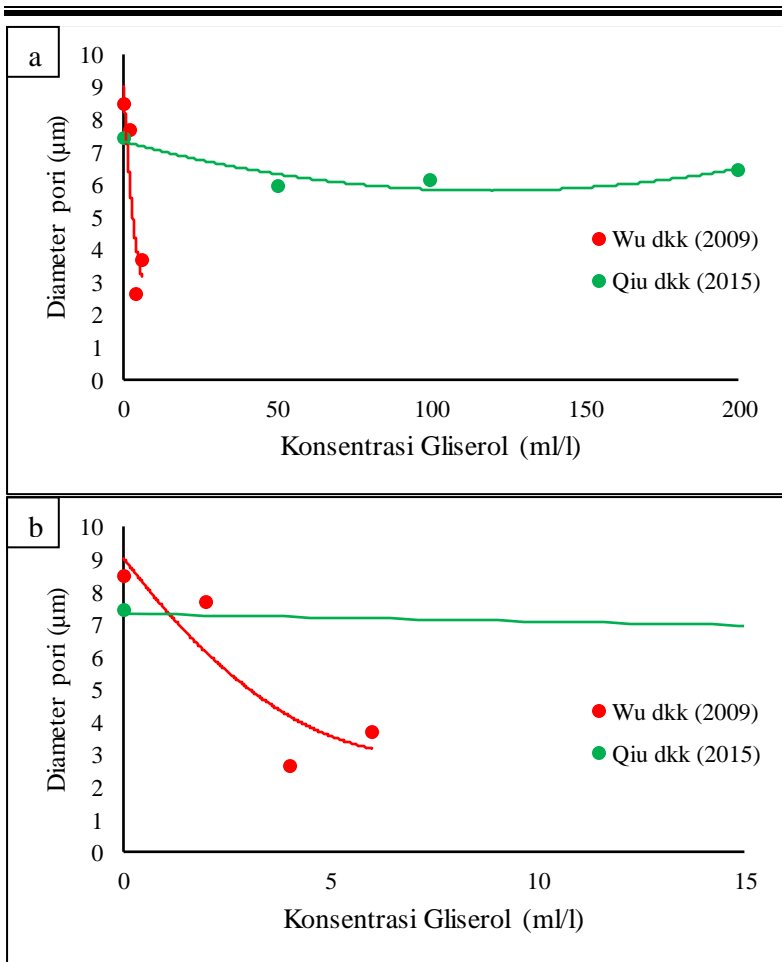


Gambar 4.11 Morfologi lapisan (a) tanpa gliserol (b) 1 ml/l gliserol (Lu dkk, 2012).

Berikut **Tabel 4.2** yang merupakan perbandingan diameter pori dari masing-masing jurnal. Sedangkan pada **Gambar 4.12** merupakan grafik perbandingan diameter pori pada permukaan spesimen dari setiap jurnal. Dapat dikatakan penambahan gliserol pada larutan elektrolit dasar dapat menurunkan ukuran diameter pori pada lapisan. Semakin kecil ukuran diameter membuat lapisan oksida semakin kompak dan susah ditembus larutan dari luar, sehingga memberi sifat tahan terhadap degradasi akibat kondisi dari luar (lingkungannya). Pada konsentrasi gliserol ditambahkan terlalu banyak, diameter lapisan meningkat, hal ini dikarenakan komposisi melebihi batas toleransi sehingga menghambat pertumbuhan lapisan. Alhasil lapisan menjadi rusak dan banyak memiliki porositas dengan ukuran yang besar-besar.

Tabel 4.2 Perbandingan diameter pori pada jurnal.

Wu dkk (2009)		Qiu dkk (2015)	
Konsentrasi gliserol (ml/l)	Diameter pori (μm)	Konsentrasi gliserol (ml/l)	Diameter pori (μm)
0	8.5	0	7.45
2	7.68	50	5.96
4	2.63	100	6.12
6	3.69	200	6.44



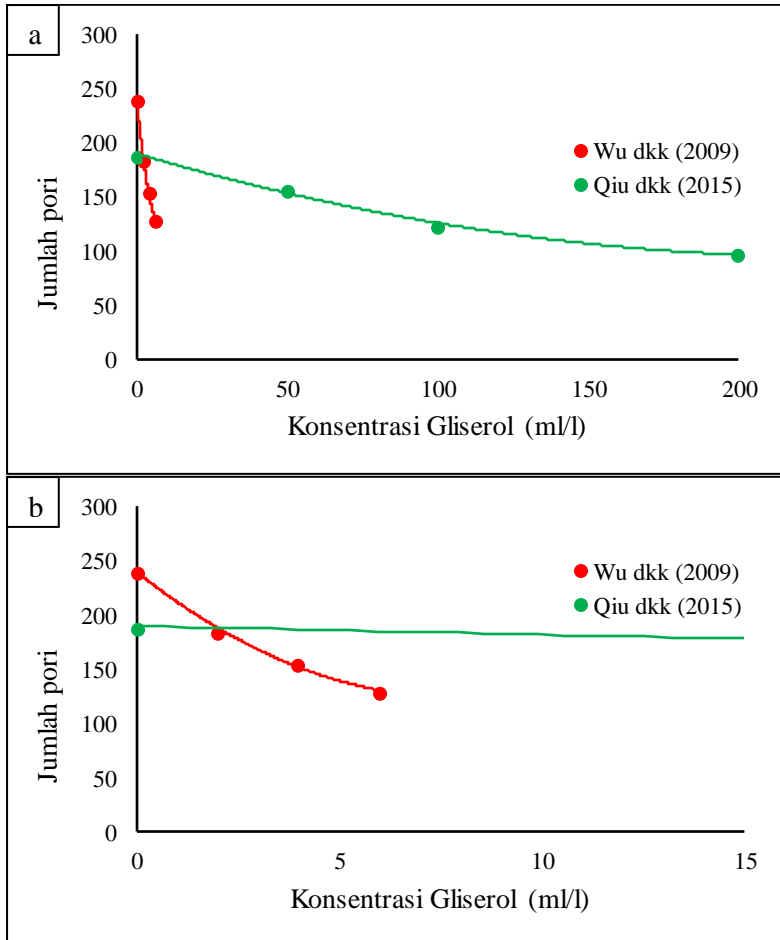
Gambar 4.12 Perbandingan pengaruh penambahan gliserol terhadap diameter pori lapisan oksida (a) *range* sumbu x 0-200 ml/l (b) *range* sumbu x 0-15 ml/l

Selain itu, untuk mengetahui jumlah pori pada masing-masing spesimen, dilakukan perhitungan jumlah pori menggunakan *software ImageJ*. Hasil pengujian SEM dimasukkan

kedalam aplikasi dan diperoleh data seperti pada **Tabel 4.3**. Sedangkan pada **Gambar 4.13** merupakan grafik perbandingan antara penambahan gliserol terhadap jumlah pori pada lapisan oksida.

Tabel 4.3 Hasil perhitungan jumlah pori.

Wu dkk (2009)		Qiu dkk (2015)	
Konsentrasi gliserol (ml/l)	Jumlah pori	Konsentrasi gliserol (ml/l)	Jumlah pori
0	240	0	188
2	184	50	157
4	155	100	123
6	129	200	97



Gambar 4.13 Pengaruh penambahan fliserol terhadap jumlah pori pada lapisan oksida (a) *range* sumbu x 0-200 ml/l (b) *range* sumbu x 0-15 ml/l.

Dari **Gambar 4.13** dapat diketahui bahwa penambahan gliserol juga dapat mengurangi jumlah pori pada lapisan oksida.

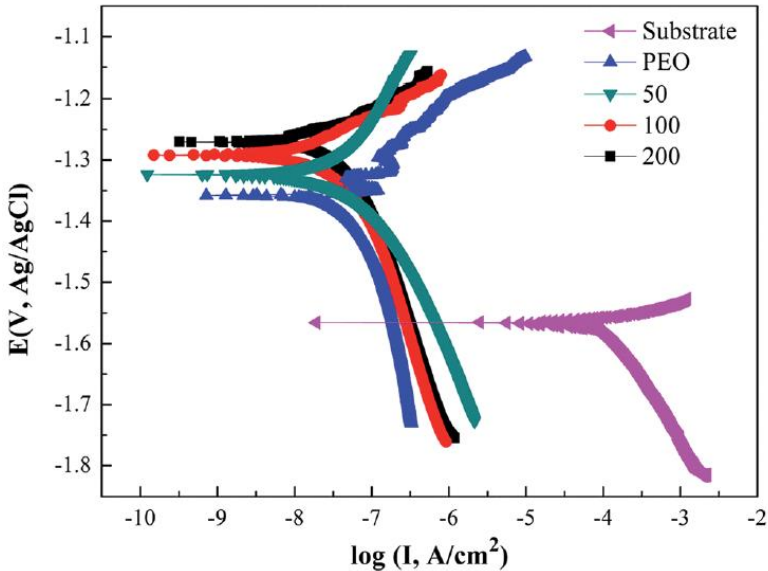
Pada awal penelitian Wu dkk (2009) yang tanpa menggunakan gliserol, diperoleh jumlah pori sebanyak 240 buah. Akan tetapi setelah ditambahkan gliserol sebanyak 2 sampai 6 ml/l, jumlah pori juga ikut menurun dari 184 menjadi 129. Begitu juga hal yang sama terjadi pada penelitian Qiu dkk (2015), dimana awal proses pelapisan tanpa gliserol memperoleh jumlah pori sebanyak 188 berkurang menjadi 97 buah dengan menambahkan gliserol dari 50 sampai dengan 200 ml/l. Pengurangan jumlah pori ini membuat lapisan oksida menjadi lebih kompak, padat, dan tidak keropos.

Pada penelitian Li dkk (2008) juga memperoleh hasil lapisan oksida yang homogen, padat dan juga kristalisasi yang halus dengan adanya penambahan gliserol pada elektrolit dasar. Hasil terbaik diperoleh dengan menambahkan gliserol sebesar 5 ml/l kedalam elektrolit. Selain itu penambahan gliserol juga dapat meningkatkan kekerasan dan penurunan kekasaran permukaan. Ketika jumlah gliserol mencapai 10 ml/l, pertumbuhan lapisan oksida mulai terhambat dan performa dari lapisan juga menurun. Hal ini dikarenakan larutan terlalu kental dan distribusi ion pembentuk lapisan oksida berkurang pada permukaan spesimen serta logam cair yang dikeluarkan dari spesimen mengecil sehingga mengganggu pertumbuhan lapisan oksida itu sendiri.

4.1.4 Laju Degradasi

Menurut Qiu dkk (2015) untuk memperoleh ketahanan korosi dilakukan pengujian polarisasi pada sampel dalam larutan 3,5 wt% larutan NaCl. **Gambar 4.14** menunjukkan kurva polarisasi dan **Tabel 4.4** adalah data elektrokimia hasil pengujian. Pada data tersebut menunjukkan semua sampel yang di lapisi dengan lapisan oksida baik dengan dan tanpa gliserol memiliki ketahanan degradasi yang lebih baik dari pada base paduan magnesium tanpa perlakuan, hal ini menunjukkan bahwa sifat anti korosi dari permukaan magnesium telah meningkat setelah proses PEO. Selain itu, dibandingkan dengan menggunakan elektrolit dasar, lapisan keramik yang terbentuk dengan penambahan gliserol memiliki potensial korosi yang lebih tinggi dan *current density*

yang rendah. Dimana rapat arus yang diperoleh setelah proses pelapisan yang terbentuk dalam elektrolit dasar tanpa gliserol adalah $89,15 \text{ nA/cm}^2$, sedangkan dengan penambahan 50 dan 200 ml/l gliserol masing-masing adalah $73,04 \text{ nA/cm}^2$ dan $44,46 \text{ nA/cm}^2$. Lapisan yang terbentuk dalam larutan elektrolit dengan 100 ml/l gliserol menunjukkan rapat arus terendah yaitu sebesar $42,98 \text{ nA/cm}^2$. Hal ini menunjukkan bahwa lapisan yang terbentuk dengan kandungan gliserol 100 ml/l dalam elektrolit memiliki ketahanan korosi yang sangat baik dibandingkan yang lainnya. Dimana secara umum potensial korosi yang tinggi dan kerapatan arus korosi yang rendah dari lapisan oksida menunjukkan laju korosi yang rendah dan ketahanan korosi yang baik (Wu dkk, 2009). Berbeda dengan substratnya, dimana nilai I_{corr} sangat tinggi yaitu sebesar 105000 nA/cm^2 . Hal ini dapat dikaitkan dengan morfologi dari lapisan yang terbentuk pada elektrolit dasar dengan 100 ml/l gliserol yang menunjukkan pori-pori paling sedikit. Pori-pori yang kecil, sedikit adanya *microcracks*, serta struktur yang lebih seragam mengurangi adanya anion Cl masuk ke dalam lapisan sehingga memberikan ketahanan korosi yang lebih unggul. Gliserol sebagai zat aditif sangat baik dalam mengurangi cacat permukaan selama proses oksidasi. Ketahanan korosi dapat meningkat ketika gliserol yang ditambahkan dalam jumlah yang sedikit, namun apabila kadar gliserol terlalu berlebihan dapat menurunkan performa ketahanan korosinya karena dalam hal ini adsorbat dapat bertindak sebagai anion yang tererosi.



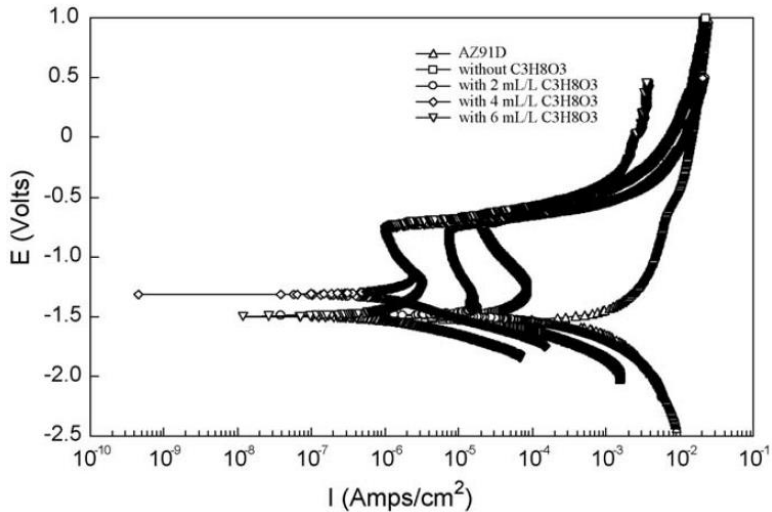
Gambar 4.14 Kurva polarisasi setelah proses pelapisan dengan kondisi yang berbeda (Qiu dkk, 2015).

Tabel 4.4 Data elektrokimia hasil pengujian polarisasi (Qiu dkk, 2015).

Sampel	E_{corr} (V vs Ag/AgCl)	I_{corr} (nA/cm ²)	β_c (mV/dec)	β_a (mV/dec)
0 ml	-1,36	89,15	-639,53	159,51
50 ml	-1,32	73,04	-249,05	313,74
100 ml	-1,29	42,98	-352,81	125,31
200 ml	-1,27	44,46	-104,76	355,96
Substrate	-1,57	105000	-198,95	34,98

Pada penelitian lainya, Wu dkk (2009) juga melakukan uji polarisasi potensiodinamik untuk mengetahui perilaku korosi dari lapisan oksida yang terbentuk setelah proses PEO. Pengujian ini

juga dilakukan pada larutan 3,5 wt % NaCl. Gambar kurva polarisasi dari substrat dan sampel yang dilapisi dalam elektrolit dasar dengan dan tanpa gliserol dapat dilihat pada **Gambar 4.15**. **Tabel 4.5** juga menunjukkan potensial korosi (E_{corr}) dan rapat arus korosi (I_{corr}) yang berasal dari kurva polarisasi. Diperoleh hasil dimana spesimen yang telah diberi perlakuan PEO memiliki nilai E_{corr} lebih positif dan I_{corr} lebih rendah daripada substrat AZ91D. Hal ini menunjukkan bahwa sifat tahan korosi dari permukaan paduan magnesium telah meningkat setelah perlakuan PEO. Peningkatan nilai potensial korosi dan penurunan rapat arus korosi juga terjadi dengan adanya penambahan gliserol pada larutan elektrolit saat proses PEO, kecuali pada saat konsentrasi tertinggi gliserol yaitu pada 6 ml/l. Dimana jumlah gliserol yang berlebihan dapat mencegah pertumbuhan lapisan keramik dan sangat mempengaruhi kinerja lapisan keramik (Li dkk, 2008). Sehingga dapat dikatakan pada saat konsentrasi 6 ml/l gliserol lapisan yang terbentuk mengalami peningkatan laju korosi. Lapisan oksida yang terbentuk dalam elektrolit dengan penambahan 4 ml/l gliserol memiliki potensial korosi paling positif yaitu sebesar -1,313 V dan kerapatan arus korosi terendah yaitu sebesar $5,18 \times 10^{-7}$ A/cm². Berbeda dengan substratnya dimana potensial korosinya menurun 0,222 V dan kerapatan arus korosi meningkat hampir tiga kali I_{corr} lapisan dengan 4 ml/l gliserol. Dengan kata lain laju korosi terendah dapat diperoleh dengan menambahkan 4 ml/l gliserol dalam larutan elektrolit dasar pada saat proses PEO. Laju korosi terendah ini dapat dikaitkan dengan morfologi dari lapisannya. Dimana lapisan yang diperoleh dari penambahan 4 ml/l memiliki pori-pori yang sangat kecil dan *microcracks* yang sedikit serta struktur yang relatif seragam pada lapisan sehingga dapat mengurangi anion Cl masuk ke dalam lapisan oksida. Dengan demikian memberikan ketahanan korosi yang lebih unggul.



Gambar 4.15 Kurva polarisasi sampel pada 3,5 wt% larutan NaCl (Wu dkk, 2009).

Tabel 4.5 Data hasil polarisasi sampel pada 3,5 wt% larutan NaCl (Wu dkk, 2009).

Samples	E_{corr} (V)	I_{corr} (A/cm ²)
AZ91D	-1,535	$8,89 \times 10^{-4}$
0 ml/l C ₃ H ₈ O ₃	-1,512	$6,16 \times 10^{-5}$
2 ml/l C ₃ H ₈ O ₃	-1,483	$5,07 \times 10^{-5}$
4 ml/l C ₃ H ₈ O ₃	-1,313	$5,18 \times 10^{-7}$
6 ml/l C ₃ H ₈ O ₃	-1,486	$5,69 \times 10^{-7}$

Untuk mengetahui nilai laju degradasi dari spesimen dilakukan perhitungan menggunakan persamaan **4.1**. Hasil perhitungan laju degradasi dari kedua jurnal dapat dilihat pada **Tabel 4.6**.

$$CR = 3.27 \times 10^{-3} \cdot I_{\text{corr}} \cdot \frac{EW}{\rho} \quad (4.1)$$

Dimana : CR = Laju degradasi (mmpy)
EW = berat ekivalen (gram)
 I_{corr} = rapat arus ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)
 ρ = densitas (g/cm^3)

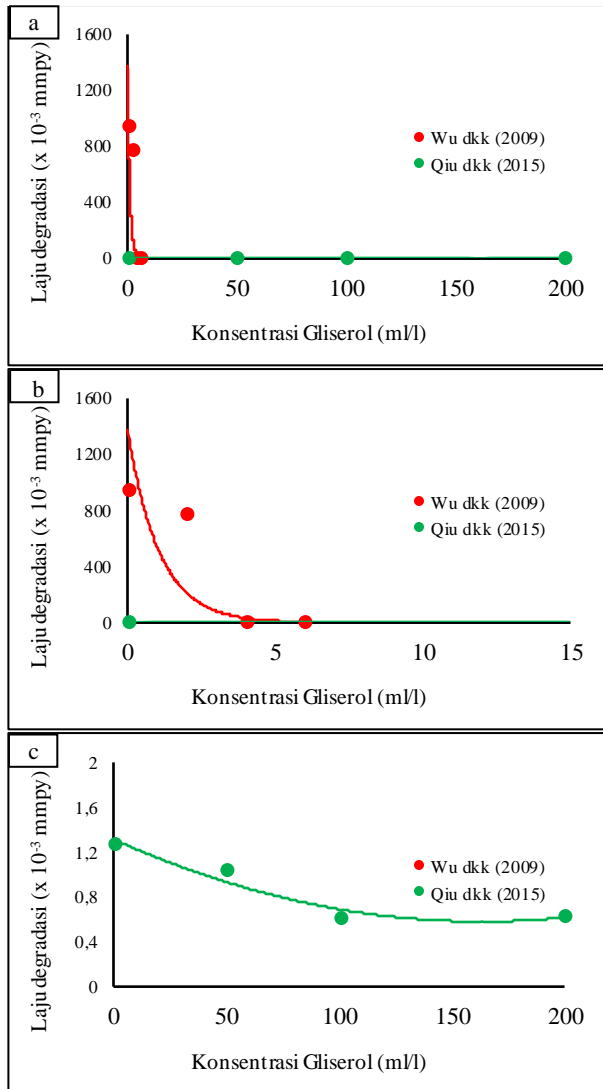
Tabel 4.6 Perbandingan nilai I_{corr}

Wu dkk (2009)		Qiu dkk (2015)	
Konsentrasi gliserol (ml/l)	Laju degradasi ($\times 10^{-3}$ mmpy)	Konsentrasi gliserol (ml/l)	Laju degradasi ($\times 10^{-3}$ mmpy)
0	616	0	0.8915
2	507	50	0.7304
4	5.18	100	0.4298
6	5.69	200	0.4446

Berdasarkan persamaan **4.1**, laju degradasi dari suatu spesimen berbanding lurus dengan nilai I_{corr} , dimana semakin tinggi nilai I_{corr} maka nilai laju degradasinya juga semakin tinggi. Begitu juga sebaliknya, dimana semakin rendah nilai I_{corr} maka laju degradasi dari spesimen juga menurun. Dari perbandingan kedua jurnal tersebut pada **Tabel 4.6**, dapat kita ketahui nilai I_{corr} dari Qiu dkk (2015) jauh lebih rendah daripada yang dimiliki Wu dkk (2009). Nilai I_{corr} dari Qiu dkk (2015) berkisar dibawah 1×10^{-7} A/cm², hal ini membuat laju degradasi dari spesimen lebih rendah

dan dapat dikatakan hasil penelitian Qiu dkk (2015) memiliki laju degradasi lebih baik dibandingkan Wu dkk (2009). Meskipun ketebalan yang dimiliki Qiu dkk (2015) lebih tipis, ketahanan degradasi ini diperoleh dari lapisan oksida yang lebih padat, tidak keropos, mikropori dan *microcracks* yang sedikit dan ukuran yang kecil yang membuat lapisan tidak mudah ditembus larutan asam. Hasil ini berbanding lurus dengan hasil morfologi dari lapisan oksida. Dapat dikatakan laju degradasi sangat bergantung pada morfologi lapisan. Semakin kompak lapisan, dan sedikit porositas maka laju degradasi dari spesimen juga menurun.

Pada **Gambar 4.16**, merupakan kurva pengaruh penambahan gliserol terhadap laju degradasi yang dilakukan oleh Wu dkk (2009) dan Qiu dkk(2015). Dapat diketahui *trend* dari kurva yaitu semakin besar penambahan konsentrasi gliserol dapat menurunkan nilai laju degradasi dari spesimen. Akan tetapi pada kadar tertentu nilai laju degradasi dari spesimen akan meningkat. Hal ini di sebabkan karena penambahan gliserol yang terlalu banyak dapat merusak pertumbuhan lapisan oksida. Oleh karena itu, perlu mencari komposisi yang ideal agar memperoleh lapisan oksida dengan performa lebih baik dan pas agar spesimen bisa bertahan selama pertumbuhan tulang manusia.



Gambar 4.16 Pengaruh penambahan gliserol terhadap laju degradasi (a) *Range* sumbu x 0-200ml/l (b) *Range* sumbu x 0-15 ml/l (c) Gambar a dengan *range* sumbu y 0-2 x 10⁻³ mmpy.

4.2 Kritisasi Jurnal

Ada beberapa jurnal yang tidak melakukan uji polarisasi sehingga tidak bisa mengetahui spesimen dengan ketahanan degradasi terbaik. Pada pembahasan morfologi, ada juga beberapa jurnal tidak mencantumkan data kuantitatif mengenai ukuran dan jumlah dari pori dan *microcracks*, sehingga susah untuk membandingkannya. Pada beberapa jurnal, terdapat pernyataan mengenai kesimpulan yang tidak sesuai dengan hasil pengujian, hal ini terjadi pada penelitian Li dkk (2008) dimana pada kesimpulan ketebalan maksimal diperoleh dengan menambahkan gliserol sebesar 5 g/l, sedangkan pada pembahasan ketebalan maksimal terjadi pada sampel 2 dengan penambahan gliserol sebesar 2 ml/l.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Kesimpulan dari *literature review* ini adalah sebagai berikut:

1. Fasa yang terbentuk pada lapisan oksida bergantung pada larutan elektrolit dasar yang digunakan pada saat proses PEO. Dengan kata lain, penambahan gliserol pada larutan tidak berpengaruh terhadap komposisi fasa yang terbentuk pada lapisan oksida.
2. Penambahan gliserol pada larutan elektrolit dapat menurunkan ketebalan lapisan oksida. Sehingga perlu diperhatikan jumlah konsentrasi gliserol di dalam larutan elektrolit. Penambahan gliserol juga membuat pori-pori dan *microcrack* pada lapisan oksida jumlahnya berkurang dan ukurannya mengecil. Lapisan yang terbentuk juga lebih kompak dan lebih homogen.
3. Penambahan gliserol pada proses PEO dapat menurunkan laju degradasi dari paduan magnesium. Hal ini dikarenakan penambahan gliserol dalam elektrolit dasar berpengaruh pada nilai E_{corr} yang lebih positif dan I_{corr} yang lebih kecil. Dimana laju degradasi dari spesimen berbanding lurus dengan nilai I_{corr} nya.

5.2 Saran

Perlu dilakukan eksperimen untuk mengetahui komposisi gliserol yang ideal sebagai zat aditif yang akan ditambahkan ke dalam larutan elektrolit pada proses PEO. Komposisi yang pas dapat menghasilkan lapisan oksida dengan ketebalan yang maksimal, porositas dan *microcracks* yang sedikit, serta ketahanan degradasi yang lebih baik.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR PUSTAKA

- Aditya, F., Budi, D. K., dan Wikan J., 2020. Analisis Pemanfaatan Antibiotik Kedaluarsa Jenis *Thiamphenicol* Sebagai Inhibitor Korosi Pada Baja ASTM A106 Grade B Dalam Media HCl pH 4. **Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember**.
- Ajiriyanto, M. K., Rosika, K., Yanlinastuti, dan Diyah E. L., 2018. "Analisis Korosi Pipa Pendingin Sekunder Rsg-Gas Dengan Teknik Electrochemical Impedance Spectroscopy." **Urania** Vol 24 No 2: 73-134.
- Amanto, H. dan Daryanto. 2003. **Ilmu Bahan**. Jakarta: Bumi Aksara.
- Chamberlain J., Trethewey KR. 1991. **Korosi untuk Mahasiswa dan Rekayasawan**. Jakarta: Gramedia Pustaka Utama.
- Chen, Y., Jinhe, D., Huijun, Y., dan Chuazhong C., 2019. "Degradable magnesium-based alloys for biomedical applications: The role of critical alloying elements." **Journal of Biomaterials Application**: 1-25.
- Darband, G. B., M. Aliofkhazraei, P. Hamghalam, dan N. Valizade, 2017. "Review; Plasma electrolytic oxidation of magnesium and its alloys: Mechanism, properties and applications." **Journal of Magnesium and Alloys**: 1-59.
- Dou, J., Yang C., Huijun Y., dan Chuazhong Z., 2017. Research status of magnesium alloys by micro-arc oxidation: a review. **Surface Engineering**: 1-8.
- Durdu, S., Aylin, A., dan Metin, U., 2011. "Characterization and corrosion behavior of ceramic coating on magnesium by micro-arc oxidation." **Journal of Alloys and Compounds**: 8601–8606.
- Guo, H. F., M. Z. An, H. B. Huo, S. Xu, dan L. J. Wu. 2006. "Microstructure characteristic of ceramic coatings fabricated onmagnesium alloys bymicro-arc oxidation in alkaline silicate solutions". **Applied Surface Science** 252: 7911-7916.

-
- Han, B., Yang, Y., Zhijuan, H., Li, Y., Huan, H., dan Kejun W., 2017. "A Composite Anodic Coating Containing Graphene on AZ31 Magnesium Alloy." *Int. J. Electrochem. Sci.* 12: 9829 – 9843.
- Hussein, R. O., X. Nie, dan D.O. Northwood., 2013. "An investigation of ceramic coating growth mechanisms in plasmaelectrolytic oxidation (PEO) processing" **Electrochimica Acta**: 111-119.
- Jangde, A., S. Kumar, dan C. Blawert, 2019. "Influence of glycerol on plasma electrolytic oxidation coatings evolution and on corrosion behaviour of coated AM50 magnesium alloy". **Corrosion Science** 157: 220-246.
- Jiang, B. L. dan Y. F. Ge., 2013. "Micro-arc oxidation (MAO) to improv the corrosion resistance of magnesium (Mg) alloys." **Corrosion prevention of magnesium alloys**: 163-196.
- Jones, T. L., Richard, D. D., Matthew, S. B., dan William A. G., 2007. "Ballistic Performance of Magnesium Alloy AZ31B." **23rd International Symposium on Ballistics**: 989-995.
- Joni, M. S. dan Arash F., 2016. "Effect of KOH concentration on the electrochemical behavior of coatings formed by pulsed DC micro-arc oxidation (MAO) on AZ31B Mg alloy." **Journal of Alloys and Compounds**: 237-244.
- Kroemer, K. H. E., Hiltrud J. K., dan Katrin E. K. 2010. **Engineering Physiology; Bases of Human Factors Engineering/Ergonomics 4th Edition**. Berlin: Springer.
- Li, L.Q., J. J. Xi, J. Zhao, dan J.Y.Chen. 2008. "Effect of glycerin on micro arc oxidation process and performance of ceramic coatings at the surface of magnesium alloy AZ61." **Applied Mechanics and Materials**: 396-400.
- Lu, K., Xiangdong L., Yaping Z., dan Wanzhong G., 2012. Effect of C₆H₈O₇ and C₃H₈O₃ in the Na₂SiO₃ Electrolyte On Characteristic of Coating Formed on ZAlSi₁₂Cu₂Mg₁ by
-

- Micro Arc Oxidation. **Applied mechanics and materials**: 1327-1330.
- Mert, F. 2017. "Wear behaviour of hot rolled AZ31B magnesium alloy as candidate for biodegradable implant material." **Transaction of Nonferrous Metals Society of China**: 2598–2606.
- Mousa, H. M., Chan, H. P., dan Cheol, S. K., 2016. "Surface Modification of Magnesium and its Alloys Using Anodization for Orthopedic Implant Application." **Magnesium Alloys**: 220-238.
- Olmo, R., Marta, M., Beatriz M., Raúl A., dan Endzhe M., 2019. "LDH Post-Treatment of Flash PEO Coatings." **Coatings** 9; 354.
- Park, Joon R. S. L., 2007. **Biomaterilas An Introduction**. New York: Springer.
- Park, S. N., Zhongping, Y., Kyong-Sik, J., Chol-Nam, R., dan Qixing, X., 2018." Effect of organic additives on structure and corrosion resistance of MAO coating". **Vacuum** 151: 8-14.
- Qiu, Z., Yushen, Z., Yuemei L., Jinchao S., Rui W., dan Xiaohong W., 2015. "Glycerol as a leveler on ZK60 magnesium alloys during plasma electrolytic oxidation." **Royal Society of Chemistry**: 63778.
- Quispe, C. A.G., Christian, J. R. C., dan J. A. Carvalho Jr., 2013. "Glycerol: Production, consumption, prices, characterization and new trends in combustion." **Renewable and Sustainable Energy Reviews**: 475–493.
- Revie, R. W. dan Herbert H. U. 2008. **Corrosion and Corrosion Control; An Introduction to Corrosion Science and Engineering**. Hoboken New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Riaz, U., Ishraq, S., dan Waseem, H., 2018. "The current trends of Mg alloys in biomedical applications-A review." **Society for Biomaterials**: 1-27.

-
- Sheikh, Z., Shariq, Na., Zohaib, K., Vivek, V., Haroon, R., dan Michael, G., 2015. "Review Biodegradable Materials for Bone Repair and Tissue Engineering Applications." **Materials** 8; 5744-5794.
- Smallman, R. E., dan R. J. Bishop. 1999. **Modern Physical Metallurgy and Materials Engineering: Science, Process, Applications. 6th ed.** Oxford; Boston: Butterworth Heinemann.
- Solomon, L., David W., dan Selvadurai N. 2010. **Apley's System of Orthopaedics and Fractures 9th Edition.** London: Hodder Arnold.
- Song dan Guangling. 2007. "Control of Biodegradation of Biocompatible Magnesium Alloy". **Corros Sci**, 49(4): 1696-1701.
- Staiger, M. P., Alexis, M. P., Jerawala, H., dan George, D., 2006. "Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review." **Biomaterials**: 1728–1734.
- Surdia, T., dan Shinroku S. 2005. **Pengetahuan Bahan Teknik** Jakarta: Pradnya Paramita.
- Suryaningsih S., Wahyu A., Otong N., dan Deli A. P., 2015. Analisis Pengaruh Waktu Injeksi Gas CO₂ Terhadap Laju Korosi Baja Karbon API 5L Grade B Dalam Larutan NaCl 3,5% dan H₂S. **Jurnal Material dan Energi Indonesia**: 12-16.
- Sutowo, C., Ikhsan, M., dan Katika, I., 2014. "Karakteristik Material Biokompatibel Aplikasi Implan Medis Jenis Bone Plate". **Jurnal Teknik Mesin**, pp. 1-5.
- Teng, Y., Wanxia, T., Erxin, N., Yunfeng, W., Yanhua, S., Shuming, F., Zhe, S., Gang, Y., dan Jikang, Y., 2016. "Influence of Voltage on Microstructure of Micro-Arc Oxide Films on TC4 Titanium Alloy." **Key Engineering Materials. Switzerland: Trans Tech Publications.**
- Tiang, P., Demin, X., dan Xuanyong, L., 2016. "Mussel-Inspired Functionalization of PEO/PCL Composite Coating on a Biodegradable AZ31 Magnesium Alloy." **Colloids and Surfaces B: Biointerfaces**: 141: 327-337.
-

-
- Wu, D., Xiangdong, L., Kai, L., Yaping, Z., dan Huan W., 2009. “Influence of $C_3H_8O_3$ in the electrolyte on characteristics and corrosion resistance of the microarc oxidation coatings formed on AZ91D magnesium alloy surface.” **Applied Surface Science**: 7115–7120.
- Xu, T., Yan, Y., Xiaodong, P., Jiangfeng, S., dan Fusheng, P., 2019. “Review; Overview of advancement and development trend on magnesium alloy.” **Journal of Magnesium and Alloys**: 536–544.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LAMPIRAN

Perhitungan diameter pori

Wu dkk (2009)

No.	Konsentrasi gliserol	Diameter Pori (μm)	Rata-rata
1	2 ml/l	10,45	7,68 μm
		8,7	
		7,483333	
		3,75	
		4,666667	
		8,416667	
		9,45	
		11,46667	
		7,366667	
		5,05	
2	6 ml/l	4,216667	3,69 μm
		5,2	
		3,666667	
		3,116667	
		3,2	
		2,916667	
		3,85	
		3,583333	
		3,583333	
		3,616667	

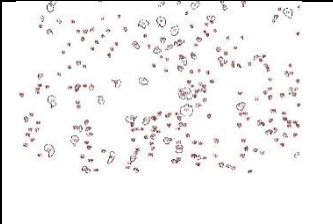
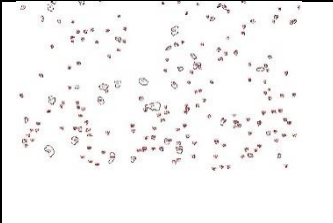
Qiu dkk (2015)

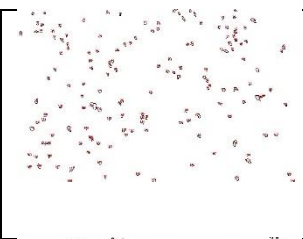
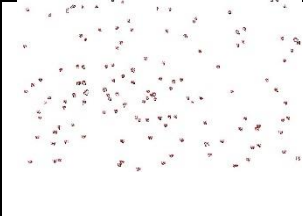
No.	Konsentrasi gliserol	Diameter Pori (μm)	Rata-rata
1	0 ml/l	6,252427184	7,45 μm
		5,097087379	
		5,834951456	
		6,796116505	
		6,990291262	
		9,203883495	
		8,640776699	
		6,980582524	
		8,388349515	
		10,3592233	
2	50 ml/l	6,514563107	5.96 μm
		5,796116505	
		6,524271845	
		5,611650485	
		4,281553398	
		5,310679612	
		5,611650485	
		5,310679612	
		5,233009709	
		9,436893204	
3	100 ml/l	4,912621359	6,12 μm
		6,349514563	
		5,776699029	
		6,514563107	
		5,097087379	
		6,815533981	
		5,291262136	
		4,970873786	
		6,766990291	
		8,72815534	

4	200 ml/l	7,40776699	6,44 μ m
		5,66019417	
		6,33009709	
		4,85436893	
		8,66990291	
		5,00970874	
		5,62135922	
		6,7184466	
		7,83495146	
		6,36893204	

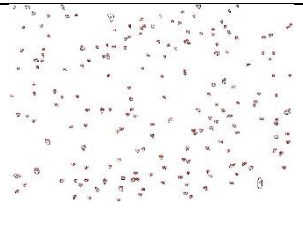
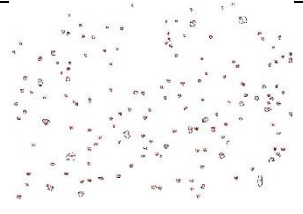
Perhitungan jumlah pori

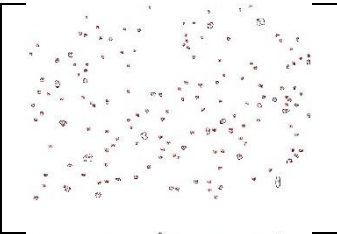
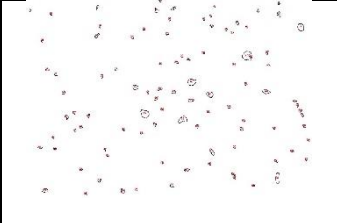
Wu dkk (2009)

No	Distribusi pori	Jumlah pori	Konsentrasi gliserol
1.		240	0 ml/l
2.		184	2 ml/l

3.		155	4 ml/l
4.		129	6 ml/l

Qiu dkk (2015)

No	Distribusi pori	Jumlah pori	Konsentrasi gliserol
1.		188	0 ml/l
2.		157	50 ml/l

3.		123	150 ml/l
4.		97	200 ml/l

Perhitungan laju degradasi

Persamaan yang digunakan sebagai berikut:

$$CR = 3.27 \times 10^{-3} \cdot I_{\text{corr}} \cdot \frac{EW}{\rho}$$

Dimana : CR = Laju degradasi (mmpy)
 EW = berat ekuivalen (gram)
 I_{corr} = rapat arus ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)
 ρ = densitas (g/cm^3)

$$EW = \sum \frac{n_i f_i}{W_i}$$

Dimana : f = fraksi massa
 n = valensi
 W = massa atom

Wu dkk (2009)

Komposisi Mg AZ91D	%	n.f/W
Al	9,5	1,055555556
Zn	0,9	0,027531355
Mn	0,4	0,01456187
Si	0,05	0,007121239
Fe	0,004	0,000143254
Mg	89,146	7,335609957
EW		8,44052323

No.	Konsentrasi gliserol (ml/l)	I_{corr} ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)	Laju degradasi ($\times 10^{-3}$ mmpy)
1	0	61,6	939,33
2	2	50,7	773,12
3	4	0,518	7,9
4	6	0,569	8,68

Qiu dkk (2015)

Komposisi Mg AZ91D	%	n.f/W
Zn	5	0,152951973
Zr	0,3	0,013154433
Mn	0,1	0,003640467
Mg	94,6	7,784406501
EW		7,954153374

No.	Konsentrasi gliserol (ml/l)	I_{corr} ($\mu A/cm^2$)	Laju degradasi ($\times 10^{-3}$ mmpy)
1	0	0,08915	1,27
2	50	0,07304	1,04
3	100	0,04298	0,61
4	200	0,04446	0,63

(Halaman ini sengaja dikosongka)

UCAPAN TERIMA KASIH

Alhamdulillah hirobbil alamin saya ucapkan rasa syukur kepada Allah SWT. atas rahmat dan pertolongannya sehingga laporan Tugas Akhir ini selesai. Penulis juga berterima kasih sebesar-besarnya kepada pihak-pihak yang telah membantu dalam penulisan ini, yaitu kepada:

1. Bapak Shaleh dan Ibu Somaliyah selaku orang tua penulis atas semua jasa-jasa dan dukungannya.
2. Azwan Hidayat selaku saudara kandung penulis atas semua didikannya kepada penulis.
3. Nur Khalisah selaku keluarga yang selalu memberi motivasi penulis untuk menyelesaikan laporan Tugas Akhir.
4. Mas Ridho sebagai karyawan laboratorium Kimia Material atas bimbingannya.
5. Semua teman-teman LDJ Ash-Haabul Kahfi yang telah berjuang untuk dakwah jurusan dan sekitarnya.
6. Mauren, Fadel, Amri, Oska, Nurul, Daniel, Farros, dan Bayu selaku fungsio BSO MB yang sangat memberi kesan baik kepada penulis.
7. Aden, Mauren, Mahesa, Bayu M, Ghilman, Marcel, Yoga, Bagas, dan semua teman-teman laboratorium Manufaktur atas semua bantuan dan dukungannya.
8. Seno, Wildy, dan Aang (Sule) yang telah menemani penulis selama menjalani perkuliahan.
9. Teman-teman Matrice Futsal Club (MFC) yang telah memberi kesempatan penulis dalam menyalurkan hobinya.
10. Dan semua pihak yang tidak bisa disebutkan satu persatu.

Surabaya, Agustus 2020
Penulis

Riyan Hanif Hidayat
02511640000026

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BIODATA PENULIS



Nama lengkap penulis Riyan Hanif Hidayat lahir di Sumenep pada tanggal 07 September 1998. Penulis lahir dari pasangan suami istri bernama Bapak Shaleh dan Ibu Somaliyah dan merupakan anak kedua dari dua bersaudara. Penulis lulus dari SDN Laok Jang-Jang II tahun 2010, MTs. Al-Hidayah Arjasa tahun 2013, SMAN 3 Pamekasan tahun 2016, dan sekarang menempuh perkuliahan di Departemen Teknik Material dan Metalurgi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) Surabaya. Selama berkuliah penulis aktif mengikuti organisasi diantaranya di lembaga dakwah jurusan Ash-Haabul Kahfi dan Badan Semi Otonom Minat Bakat HMMT-ITS. Selain itu penulis juga aktif mengikuti kegiatan olahraga, seminar, pelatihan, dan kepanitiaan. Penulis mempunyai pengalaman kerja praktik di salah satu BUMN yaitu PT. Dirgantara Indonesia pada Divisi *Design Center*. Penulis dapat dihubungi melalui email riyanhanifhidayat@gmail.com