



TUGAS AKHIR – TL184834

**REVIEW PERBANDINGAN PERFORMA LAPISAN TIPIS Ta_2O_5
DAN LAPISAN TIPIS Ca-P SEBAGAI *SURFACE TREATMENT*
PADA PADUAN MAGNESIUM UNTUK APLIKASI
*BIODEGRADABLE IMPLANT***

**BAGASKARA WIRADITYA HENDARKO
NRP. 0251164000004**

**Dosen Pembimbing
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng
Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D
Prof. Dr. rer. nat. Tri Mardji Atmono**

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



TUGAS AKHIR – TL 184834

**REVIEW PERBANDINGAN PERFORMA LAPISAN TIPIS
 Ta_2O_5 DAN LAPISAN TIPIS Ca-P SEBAGAI *SURFACE
TREATMENT* PADA PADUAN MAGNESIUM UNTUK
*APLIKASI BIODEGRADABLE IMPLANT***

BAGASKARA WIRADITYA HENDARKO
NRP. 0251164000004

Dosen Pembimbing
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng
Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D
Prof. Dr. rer. nat. Tri Mardji Atmono

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 PERFORMANCE COMPARISON OF Ta₂O₅
AND Ca-P THIN FILMS AS THE SURFACE TREATMENT
OF MAGNESIUM ALLOY FOR BIODEGRADABLE
IMPLANT APPLICATION**

BAGASKARA WIRADITYA HENDARKO
NRP. 02511640000004

Supervisor
Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng
Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D
Prof. Dr. rer. nat. Tri Mardji Atmono

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 PERBANDINGAN PERFORMA LAPISAN TIPIS
Ta₂O₅ DAN LAPISAN TIPIS Ca-P SEBAGAI *SURFACE
TREATMENT* PADA PADUAN MAGNESIUM UNTUK
APLIKASI *BIODEGRADBLE 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:

BAGASKARA WIRADITYA HENDARKO

NRP 02511640000004

Disetujui Oleh Tim Penguji Tugas Akhir

1. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng (Pembimbing I)
2. Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D (Pembimbing II)
3. Prof. Dr. rer. nat. Tri Mardji Atmono.... (Pembimbing III)



**SURABAYA
AGUSTUS 2020**

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**REVIEW PERBANDINGAN PERFORMA LAPISAN TIPIS
Ta₂O₅ DAN LAPISAN TIPIS Ca-P SEBAGAI SURFACE
TREATMENT PADA PADUAN MAGNESIUM UNTUK
APLIKASI BIODEGRADABLE IMPLANT**

Nama : Bagaskara Wiraditya Hendarko
NRP : 02511640000004
Departemen : Teknik Material dan Metalurgi
Pembimbing I : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng
Pembimbing II : Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D
Pembimbing III : Prof. Dr. rer. nat. Tri Mardji Atmono

Abstrak

Magnesium adalah salah satu kandidat base material dari biodegradable implant yang sedang banyak diteliti. Magnesium merupakan material alami yang dibutuhkan untuk membentuk enzim di dalam tubuh dan memiliki sifat mekanik yang mirip seperti tulang alami. Tetapi paduan magnesium memiliki kekurangan yaitu sangat mudah terdegradasi. Maka dari itu dikembangkan penelitian untuk meningkatkan performa paduan magnesium sebagai base material dari biodegradable implant. Pada paper review kali ini dilakukan perbandingan pengaruh Lapisan tipis Ca-P dari material hydroxyapatite dan lapisan tipis Ta₂O₅ dari material tantalum sebagai surface treatment terhadap laju degradasi dan sifat biocompatibility dari paduan magnesium. Berbagai macam metode dipilih untuk mendapatkan perbandingan yang terbaik. Beberapa metode yang disertakan adalah Physical Vapour Deposition (PVD), Atomic Layer Deposition (ALD), Electrophoretic Deposition (ELD), dan Micro-Arc Oxidation (MAO). Evaluasi laju degradasi dilakukan dengan menggunakan metode Potensiodynamic Polarization dan Electrochemical Impedance Spectroscopy. Kedua lapisan tipis tersebut berhasil menurunkan laju degradasi secara signifikan dengan mekanisme proteksi masing-masing. Pengujian sifat biocompatibility dilakukan dengan metode Direct Cell Adhesion dan Indirect Cell

Proliferasi ditambahkan evaluasi secara kuantitatif dengan menggunakan metode MTT Assay. Kedua lapisan tipis mampu menjadikan paduan magnesium sebagai media yang stabil untuk perkembangan dari sel yang dikultur.

Kata Kunci: *Biodegradable Implant, Paduan Magnesium, Surface Treatment, Lapisan tipis Ca-P, Lapisan tipis Ta₂O₅*

**REVIEW OF PERFORMANCE COMPARATION OF
Ta₂O₅ THIN FILM AND Ca-P THIN FILM AS THE
SURFACE TREATMENT OF MAGNESIUM ALLOY FOR
BIODEGRADABLE IMPLANT APPLICATION**

Student Name : Bagaskara Wiraditya Hendarko
NRP : 0251164000004
Department : Materials and Metallurgical Engineering
Supervisor : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng
Co-Supervisor : Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D
Co-Supervisor : Prof. Dr. rer.nat. Tri Mardji Atmono

Abstract

Magnesium is one of the base materials candidate for biodegradable implants that is being developed. Magnesium is a natural material needed to form enzymes in the body and has mechanical properties similar to natural bone. But magnesium alloy has the disadvantage of being very easily corroded. Therefore, research was developed to improve the performance of magnesium alloys as biodegradable implants. In this paper review a comparison of the effect of Ca-P thin film from hydroxyapatite and Ta₂O₅ thin films from tantalum material as surface treatment on the degradation rate and biocompatibility properties of magnesium alloys. Various methods are chosen to get the best comparison. Some of the methods included are Physical Vapor Deposition (PVD), Atomic Layer Deposition (ALD), Elecphoretic Deposition (ELD), and Micro-Arc Oxidation (MAO). The degradation rate evaluation was carried out using the Potensiodynamic Polarization method and Electrochemical Impedance Spectroscopy. Both of these films succeeded in reducing the rate of degradation significantly with their respective protection mechanisms. Biocompatibility testing is done by Direct Cell Adhesion and Indirect Cell Poliferation methods plus quantitative evaluation using the MTT Assay method. Both thin

layers are able to make magnesium alloy as a stable medium for the growth of cultured cells.

Keywords: *Biodegradable Implant, Magnesium Alloy, Surface Treatment, CaP thin film, Ta₂O₅ thin film*

KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum Wr. Wb.

Puji syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT, karena dengan rahmat dan karunia-Nya, penulis dapat menyelesaikan laporan tugas akhir yang berjudul "REVIEW PERBANDINGAN PERFORMA LAPISAN TIPIS Ta₂O₅ DAN Lapisan tipis Ca-P SEBAGAI *SURFACE TREATMENT* PADA PADUAN MAGNESIUM UNTUK APLIKASI *BIODEGRADABLE IMPLANT*".

Tugas akhir ini dibuat dan diajukan untuk memenuhi syarat guna memperoleh gelar sarjana teknik di Departemen Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem, Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Selain itu, tujuan dari penulisan skripsi ini adalah untuk memberikan pengetahuan kepada pembaca mengenai teknologi pelapisan untuk aplikasi di bidang medis.

Selama penulisan tugas akhir ini, penulis banyak menerima bantuan dan dukungan sehingga dapat menyelesaikan tugas akhir ini. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih sebesar-besarnya kepada:

1. Allah SWT yang telah memberi kelancaran dalam proses mengerjakan Tugas Akhir hingga penyusunan laporan.
2. Rasulullah SAW yang selalu memberikan kasih sayang dan tuntunannya untuk senantiasa beribadah kepada Allah SWT.
3. Kedua Orang Tua dan kakak penulis yang selalu memberikan dukungan serta doa yang tidak henti untuk penulis.
4. Bapak Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D, Kepala Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS sekaligus Pembimbing II penulis yang selalu memberikan dukungan dan masukan sehingga proses penulisan tugas akhir berjalan dengan lancar.

5. Bapak Ir. Mohammad Farid, DEA, selaku dosen wali yang telah membimbing, memberi saran dan arahan serta nasihat dalam segala kegiatan perkuliahan.
6. Bapak Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng, selaku Pembimbing I penulis yang selalu memberikan dukungan, masukan, dan ajakan kepada penulis untuk berdiskusi pada setiap sesi bimbingan agar pikiran penulis semakin terbuka terhadap banyak hal dalam proses penulisan tugas akhir ini.
7. Semua pihak yang secara langsung maupun tidak langsung memberikan dukungan dan membantu kelancaran proses tugas akhir ini.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari sempurna karena adanya keterbatasan ilmu dan pengalaman yang dimiliki. Oleh karena itu, semua kritik dan saran yang bersifat membangun akan penulis terima dengan senang hati. Penulis berharap, semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi semua pihak yang memerlukan.

Surabaya, Agustus 2020
Penulis

Bagaskara Wiraditya H.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
Abstrak	vii
Abstract	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xix
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	3
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan <i>Paper Review</i>	4
1.5 Manfaat <i>Paper Review</i>	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	7
2.1 Material <i>Biodegradable</i>	7
2.2 Tantalum (Ta).....	8
2.3 <i>Hydroxyapatite</i> (HA).....	10
2.4 Magnesium dan Paduannya.....	12
2.5 <i>Surface Treatment</i> Paduan Magnesium.....	16
2.5.1 <i>Physical Vapour Deposition Radio Frequency Sputtering</i> (PVD RF Sputtering).....	16
2.5.2 <i>Micro-Arc Oxidation</i> (MAO).....	17
2.5.3 <i>Chemical Conversion Coating</i>	18
2.5.4 <i>Electrophoretic Deposition</i> (EPD).....	19
2.5.5 <i>Atomic Layer Deposition</i> (ALD).....	20
2.6 Tulang Manusia.....	21
2.7 <i>Fracture</i> pada Tulang.....	23
2.8 <i>Biodegradable Implant</i>	26
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	29
3.1 Proses Preparasi dan <i>Surface Treatment</i>	29
3.1.1 Proses Preparasi Substrat dan Target.....	29
3.1.2 Proses <i>Surface Treatment</i>	30

3.2	Metode <i>Paper Review</i>	32
3.3	Proses Pengujian	33
3.3.1	Pengujian X-Ray Diffraction (XRD).....	33
3.3.2	Pengujian <i>Scanning Electron Microscope</i> (SEM).....	35
3.3.3	Pengujian Tafel Polarisasi	35
3.3.4	Pengujian <i>Electrochemical Impedance</i> <i>Spectroscopy</i> (EIS).....	36
3.3.5	Pengujian <i>Cytotoxicity</i> dengan Metode MTT Assay.....	37
3.4	Rancangan Paper Review.....	39
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN.....		41
4.1	Hasil Karakterisasi untuk Komposisi masing- masing Lapisan Tipis	41
4.2	Perbandingan Performa berdasarkan Pengujian Laju Degradasi	47
4.2.1	Pengujian <i>Potensiodynamic Polarization</i>	47
4.2.2	Pengujian <i>Electrochemical Impedance</i> <i>Spectroscopy</i> (EIS).....	53
4.1.3	Pembahasan Hasil Pengujian Laju Degradasi.....	58
4.2	Perbandingan Performa berdasarkan Pengujian Sifat <i>Biocompatibility</i>	65
4.2.1	Pengujian <i>Cytotoxicity</i> dan Sifat <i>Antibacterial</i>	65
4.2.2	Pembahasan Hasil Pengujian Sifat <i>Biocompatibility</i>	72
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....		77
4.3	Kesimpulan	77
4.4	Saran	78
DAFTAR PUSTAKA		79
LAMPIRAN		87
UCAPAN TERIMA KASIH.....		89
BIODATA PENULIS		93

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	<i>Bioceramic Trees</i>	11
Gambar 2.2	Skema Proses <i>Physical PVD RF Sputtering</i>	17
Gambar 2.3	Skema Proses <i>Micro-Arc Oxidation (MAO)</i>	18
Gambar 2.4	Skema Proses Chemical Conversion Coating pada Magnesium.....	19
Gambar 2.5	Skema Proses <i>Electrophoretic Deposition</i> (EPD).....	20
Gambar 2.6	Mekanisme Proses Atomic Layer Deposition (ALD)	21
Gambar 2.7	Sel-sel yang tersusun dalam tulang	22
Gambar 2.8	Skema pengorganisasian jaringan tulang dari komponen terkecilnya (sisi kanan) ke seluruh jaringan (sisi kiri)	23
Gambar 2.9	Variasi fraktur tulang sempurna: (a) transversal; (b) segmental and (c) spiral. Dan fraktur tidak sempurna: (d) buckle or torus and (e,f) greenstick	25
Gambar 2.10	Kegagalan <i>Orthopaedic Implant</i> yang berbahan dasar Titanium	28
Gambar 3.1	Diagram Alir.....	33
Gambar 3.2	Alat uji X-Ray Diffraction (XRD).....	33
Gambar 3.3	Grafik hasil karakterisasi dengan alat uji XRD	34
Gambar 3.4	Alat <i>Scanning Electron Microscope (SEM)</i>	35
Gambar 3.5	Skema Pengujian Tafel Polarisasi	36
Gambar 3.6	Skema Pengujian <i>Cytotoxicity</i> dengan Metode Direct Cell Adhesion (Meizarini, 2005).....	38
Gambar 4.1	Grafik hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD	41
Gambar 4.2	Grafik hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD	42

Gambar 4.3	Grafik hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD pada sampel yang tidak terlapisi (a), teroksidasi (b), dan terdeposisi lapisan tipis Ta ₂ O ₅ (c).....	43
Gambar 4.4	Grafik hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD	44
Gambar 4.5	Hasil karakterisasi dengan alat uji FTIR.....	44
Gambar 4.6	Hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD.....	45
Gambar 4.7	Hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD.....	46
Gambar 4.8	Hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD.....	46
Gambar 4.9	Nilai Ecorr dan Icorr pada pengujian dengan menggunakan alat Potensiostat.....	48
Gambar 4.10	Kurva polarisasi pada pengujian dengan menggunakan alat Potensiostat.....	49
Gambar 4.11	Kurva polarisasi pada pengujian dengan menggunakan alat Potensiostat.....	50
Gambar 4.12	Kurva Polarisasi hasil pengujian dengan metode <i>potensiodynamic polarization</i>	51
Gambar 4.13	Kurva polarisasi untuk kedua jenis sampel.....	52
Gambar 4.14	Kurva polarisasi untuk sampel (a) yang tidak terlapisi dan (b) sampel yang terdeposisi Lapisan tipis Ca-P.....	53
Gambar 4.15	Kurva Nyquist hasil pengujian dengan metode EIS	54
Gambar 4.16	Plot Bod nilai impedansi pada pengujian dengan menggunakan metode EIS.....	54
Gambar 4.17	Kurva Nyquist hasil pengujian dengan menggunakan metode EIS	55
Gambar 4.18	Kurva Nyquist untuk sampel yang tidak terlapisi	55
Gambar 4.19	Kurva Nyquist untuk sampel yang teroksidasi	56

Gambar 4.20	Kurva Nyquist untuk sampel yang terdeposisi lapisan tipis Ta ₂ O ₅	56
Gambar 4.21	Kurva Nyquist hasil pengujian dengan metode EIS	57
Gambar 4.22	Kurva Nyquist hasil pengujian dengan metode EIS	57
Gambar 4.23	Perbedaan morfologi dari hasil pengujian laju degradasi antara sampel yang tidak terlapsi dan yang dideposisikan lapisan tipis Ta ₂ O ₅	60
Gambar 4.24	Skema terjadinya pitting corrosion pada lapisan tipis Ta ₂ O ₅	61
Gambar 4.25	Presipitasi dari unsur Ca dan P yang terjadi pada batas butir paduan magnesium.....	62
Gambar 4.26	Perbedaan morfologi dari hasil pengujian laju degradasi antara sampel yang tidak terlapsi dan yang dideposisikan Lapisan tipis Ca-P	63
Gambar 4.27	Penyebaran sel MC3T3-E1 pada permukaan sampel yang tidak dilapsi (a,c) dan yang terdeposisi lapisan tipis Ta ₂ O ₅ (b,d).....	66
Gambar 4.28	Jumlah sel MC3T3-E1 dan luas permukaannya pada permukaan kedua jenis sampel.....	67
Gambar 4.29	<i>In vitro cell cytotoxicity</i> pada kedua jenis sampel.....	67
Gambar 4.30	Aktivitas <i>antibacterial</i> pada (S1) sampel yang tidak terlapsi dan (S2) sampel yang terdeposisi lapisan tipis Ta ₂ O ₅	68
Gambar 4.31	Perkembangan sel fibroblast L929	70
Gambar 4.32	Perkembangan sel fibroblast L929 pada kedua jenis sampel dengan rentang waktu 1 hari, 3 hari, dan 5 hari.....	71
Gambar 4.33	Formasi tulang baru yang terbentuk setelah ditanam implan dengan material (a) Neobium, (b) Tantalum, (c) Rhenium ditanam	73

Gambar 4.34 Respon jaringan tulang terhadap (a,c) sampel yang tidak terlapsi dan (b,d) sampel yang terdeposisi Lapisan tipis Ca-P 74

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Klasifikasi dari biomaterial berdasarkan respons dalam tubuh	8
Tabel 2.2	<i>Corrosion Resistance</i> dari Dua Material yang paling sering dijadikan base material implant tulang ketika sudah terdeposisi lapisan tipis Ta ₂ O ₅	9
Tabel 4.1	Nilai E _{corr} , i _{corr} , dan <i>degradation rate</i> dari hasil pengujian menggunakan metode <i>Potensiodynamic Polarisation</i> (Sumerneva, 2015)	52
Tabel 4.2	Nilai R _s , CPE ₁ , R ₁ , CPE ₂ , R ₂ , dan R _p pada kedua jenis sampel (Sumerneva, 2015)	58
Tabel 4.3	Perbandingan pengaruh dari deposisi lapisan tipis Ta ₂ O ₅ dan Lapisan tipis Ca-P yang dideposisikan pada permukaan paduan magnesium untuk menurunkan laju degradasi	64
Tabel 4.4	Perbandingan pengaruh dari deposisi masing-masing lapisan tipis terhadap sifat <i>biocompatibility</i>	75

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pada masa kini, perkembangan dari implan tulang yang dapat terdegradasi, khususnya yang berbasis material logam, adalah bidang yang sedang banyak diteliti. Keunggulan utama dari implan yang dapat terdegradasi adalah implan tersebut tidak perlu dikeluarkan dari tubuh di kemudian hari. Salah satu contoh dari material logam tersebut adalah magnesium. Magnesium adalah material alami yang dibutuhkan untuk membentuk enzim di dalam tubuh. Magnesium juga memiliki *Modulus Young* yang sangat mirip dengan tulang alami sehingga sangat cocok untuk dijadikan sebagai aplikasi implan tulang (Gartzke, 2019).

Pada tahun 1930, paduan magnesium pertama kali diketahui sebagai material yang dapat terdegradasi di dalam tubuh manusia. Hingga saat ini, paduan magnesium menjadi pusat penelitian di bidang bahan implan medis (Radha, 2017). Variasi paduan magnesium yang paling banyak dikembangkan sebagai implan tulang adalah AZ31, AZ91, ZK60, Mg-Zn-Based Alloy, Mg-Al-Based Alloy, dan Mg-Ca-Based Alloy (Sezer, 2018).

Jika dibandingkan dengan bahan polimer yang dapat terdegradasi di dalam tubuh, paduan magnesium memiliki kompatibilitas mekanik yang baik, dan dapat memberikan stabilitas dan dukungan awal yang lebih tinggi. Modulus dan kepadatan paduan magnesium juga menyamai tulang manusia. Paduan magnesium juga lebih ringan apabila dibandingkan dengan logam medis lainnya. Tetapi paduan Magnesium memiliki kekurangan yaitu sulit untuk diproses, terkorosi dengan cepat, dan membutuhkan biokompatibilitas yang lebih baik (Radha, 2017). Maka dari itu dikembangkan penelitian untuk memperlambat laju degradasi dari paduan berbasis magnesium, kebanyakan adalah dengan dilakukannya *surface treatment* dengan menggunakan teknologi pelapisan.

Pada masa kini, sudah banyak metode *surface treatment* yang digunakan untuk meningkatkan *corrosion resistance* dan sifat *biocompatibility* dari paduan magnesium. Bahkan, ada yang menggabungkan dua jenis metode untuk mendapatkan hasil yang terbaik. Masing-masing metode memiliki kelebihan dan kekurangan dan terkadang memiliki fungsi untuk mendeposisikan jenis material target tertentu. *Physical Vapour Deposition* (PVD), *Micro-Arc Oxidation* (MAO), *Chemical Conversion Coating*, dan *Electrophoretic Deposition* (EPD) adalah beberapa jenis *surface treatment* yang paling sering digunakan pada paduan magnesium.

Hydroxyapatite (HA) adalah salah satu target atau pelapis yang biasa digunakan untuk melapisi paduan magnesium yang akan diaplikasikan sebagai implan tulang. Hasil dari deposisi target *Hydroxyapatite* kepada substrat paduan magnesium akan memunculkan unsur Ca dan P di permukaan substrat paduan magnesium. Dimana kedua unsur tersebut akan meningkatkan ketahanan terhadap korosi sekaligus meningkatkan lingkungan dimana implantasi akan terjadi menjadi lebih bioaktif. Pada penelitian yang sudah dilakukan sebelumnya, unsur Ca dan P dapat membentuk jaringan baru pada tulang (Acheson, 2019).

Tantalum adalah salah satu logam yang memiliki ketahanan terhadap korosi dan *biocompatibility* yang baik. Tantalum banyak dideposisikan sebagai lapisan tipis dengan nama Tantalum Pentoxide. Tantalum Pentoxide dengan rumus kimia Ta_2O_5 memiliki sifat kimia yang sangat inert pada temperatur ruangan dan tidak larut dalam lingkungan netral maupun asam (Wang, 2012). Tantalum tidak mengandung racun yang berbahaya bagi tubuh, bahkan dalam kenyataannya tantalum dapat mengakselerasi pertumbuhan sel yang ada di sekitar tulang. Ketebalan lapisan yang ideal dapat memaksimalkan sifat *biocompatibility* dari lapisan tersebut (Chang, 2014).

Baik Tantalum ataupun *Hydroxyapatite* adalah jua denis material target yang dapat meningkatkan *corrosion resistance* dan *biocompatibility* dari material yang akan diaplikasikan sebagai *biodegradable implant*, contohnya adalah magnesium. Kedua jenis

material tersebut dapat meningkatkan *corrosion resistance* dan *biocompatibility* dengan mekanisme yang berbeda. Secara garis besar, tantalum dengan sifatnya yang inert dari mayoritas segala jenis larutan dan tidak bersifat toxic akan beradaptasi dengan baik dalam tubuh sedangkan hydroxyapatite dengan kandungan unsur Ca dan P yang memadai akan sangat cocok untuk mengakselerasi pertumbuhan jaringan baru dalam tulang dan dapat mencegah implant untuk larut sebelum masa pemulihan selesai. Oleh karena itu, tujuan dari dilakukannya *review* ini adalah untuk membandingkan pengaruh dari Lapisan tipis Ca-P dari hydroxyapatite dan lapisan tipis Ta₂O₅ dari tantalum sebagai *surface treatment* terhadap *corrosion resistance* dan sifat *biocompatibility* dari paduan magnesium untuk aplikasi *biodegradable implant*.

1.2 Perumusan Masalah

Adapun rumusan masalah dalam *paper review* ini adalah :

1. Bagaimana pengaruh lapisan tipis Ta₂O₅ sebagai *surface treatment* terhadap laju degradasi dan sifat *Biocompatibility* pada paduan magnesium?
2. Bagaimana pengaruh Lapisan tipis Ca-P sebagai *surface treatment* terhadap laju degradasi dan sifat *Biocompatibility* pada paduan magnesium?

1.3 Batasan Masalah

Agar dihasilkan perbandingan yang maksimal dari pengaruh Lapisan tipis Ca-P dan lapisan tipis Ta₂O₅ sebagai *surface treatment* pada paduan magnesium, maka diperlukan beberapa batasan masalah. Adapun batasan masalah dalam *paper review* ini adalah karakterisasi dari hasil masing-masing deposisi lapisan tipis tidak dijadikan sebagai topik bahasan utama melainkan hanya menjadi pendukung untuk pernyataan-pernyataan yang ada dalam diskusi. Kemudian *paper review* ini juga tidak membahas pengaruh parameter dari masing-masing metode proses deposisi.

1.4 Tujuan *Paper Review*

Adapun tujuan dari *paper review* ini adalah :

1. Menganalisis pengaruh lapisan tipis Ta₂O₅ sebagai *surface treatment* terhadap laju degradasi dan sifat *Biocompatibility* pada paduan magnesium.
2. Menganalisis pengaruh Lapisan tipis Ca-P sebagai *surface treatment* terhadap laju degradasi dan sifat *Biocompatibility* pada paduan magnesium.

1.5 Manfaat *Paper Review*

Adapun manfaat dari *paper review* ini adalah :

1. Bagi pemerintah, *paper review* ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan bahwa riset material di bidang kesehatan, terutama di bidang ortopedi, sangatlah penting untuk dikaji lebih lanjut, dan bahkan direalisasikan.
 2. Bagi peneliti lain (terutama mahasiswa), *paper review* ini bermanfaat sebagai tolok ukur penelitian selanjutnya agar nantinya penelitian ini dapat bermanfaat. Selain itu, penelitian ini juga dapat digunakan sebagai salah satu sumber belajar dan pengajaran demi pengembangan ke arah yang lebih baik.
 3. Bagi industri yang bergerak di bidang kesehatan, khususnya ortopedi, *paper review* ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan untuk merealisasikan ladang usaha yang berpotensi untuk memproduksi massal suatu produk di bidang *orthopedic devices* dalam negeri, demi kemajuan teknologi medis Indonesia.
 4. Kemudian yang terakhir, bagi masyarakat, *paper review* ini dapat dimanfaatkan sebagai salah satu sumber wawasan untuk pengembangan ilmu pengetahuan di masa mendatang, hal tersebut dikarenakan *paper review* ini banyak membahas tentang inovasi yang dilakukan di bidang teknologi yang
-

mungkin masih terbilang awam oleh beberapa kalangan masyarakat yang ada. Oleh karena itu, *paper review* ini juga dibuat demi mewujudkan Pendidikan untuk masyarakat Indonesia yang lebih inovatif dan aplikatif.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Material *Biodegradable*

Biomaterial dapat didefinisikan sebagai jenis material yang digunakan untuk aplikasi yang berinteraksi langsung dengan sistem biologis untuk memperbaiki atau menggantikan jaringan, organ atau fungsi apapun dalam tubuh. Syarat penting untuk biomaterial adalah sifat biokompatibilitasnya. Biokompatibilitas adalah kemampuan material untuk menyesuaikan diri dengan lingkungan biologisnya dimana material tersebut diimplantasi ke dalam tubuh, tidak beracun, dan tidak membahayakan tubuh (Godavathirne, 2017).

Berdasarkan performanya untuk bisa terdegradasi dalam tubuh, khususnya tulang, biomaterial dapat diklasifikasikan menjadi dua grup, yaitu bio-inert dan *biodegradable*. Material bio-inert sudah banyak digunakan untuk aplikasi medis dan hasilnya baik. Namun, material bio-inert memiliki beberapa masalah. Sebagai salah satu contohnya, mereka akan terus bertahan di tubuh hingga proses *recovery* selesai dan satu-satunya cara untuk menghilangkannya adalah dengan melalui proses operasi. Klasifikasi biomaterial berdasarkan respons dalam tubuh dapat dilihat pada Tabel 2.1.

Berbeda dengan material bio-inert, material *biodegradable* dapat mendukung proses regenerasi jaringan dalam tulang sekaligus memberikan sifat mekanik alami serta dapat terdegradasi menjadi produk yang tidak beracun sehingga akan mudah dihilangkan dari tubuh. Proses degradasi dari material *biodegradable* juga dapat disertai dengan penurunan sifat mekanik yang tidak diinginkan. Namun, jika degradasi dapat dikendalikan sehingga prosesnya bertahap, maka beban akan dipindahkan dari implan ke jaringan tulang dan jaringan lunak untuk menghindari *shield stress*.

Pengembangan material *biodegradable* untuk pelat, pin, dan sekrup sudah banyak dilakukan dan mengalami perkembangan

dalam beberapa tahun terakhir. Polimer, keramik, dan logam *biodegradable* adalah tiga jenis utama yang paling banyak diteliti dan digunakan untuk aplikasi medis (Sheikh, 2015).

Untuk bahan *biodegradable* yang bagus harus memiliki karakteristik utama sebagai berikut:

- Tidak berpotensi menyebabkan peradangan atau respon toksik saat implantasi
- Waktu degradasi yang sesuai dengan proses penyembuhan / regenerasi
- Sifat mekanik yang sesuai dengan pengaplikasian
- Produk degradasi yang tidak beracun dan juga bisa dimetabolisme dan dikeluarkan dari tubuh
- Umur penyimpanan yang cukup lama
- Prosesibilitas dan permeabilitas yang sesuai untuk aplikasi yang dimaksud.

Jenis utama dari bahan *biodegradable* adalah polimer, logam dan keramik (Godavitarne,2017).

Tabel 2.1 Klasifikasi dari biomaterial berdasarkan respons dalam tubuh (Soballe, 1993)

Biodynamics	Implant Material	Reaction of host bone	Implant Interface
Bio tolerant	Bone cement, Stainless steel, Co-Cr Alloy	Distance Osteogenesis	Connection tissue layer between implant and bone
Bioinert	Alumina, Zirconia, Carbon Materials, Titanium	Contact Osteogenesis	Direct contact between implant and bone
Bioactive	Ca-PO ₄ ceramics (Hydroxyapatite) Glass ceramics	Bonding Osteogenesis	Chemical bond between implant and bone

2.2 Tantalum (Ta)

Tantalum adalah salah satu logam yang memiliki ketahanan terhadap korosi dan *biocompatibility* yang baik. Tantalum banyak dideposisikan sebagai lapisan tipis dengan nama Tantalum

Pentoxide. Tantalum Pentoxide memiliki rumus kimia Ta_2O_5 memiliki sifat kimia yang sangat inert pada temperatur ruangan dan tidak larut dalam lingkungan netral maupun asam. Hanya asam *hydrofluoric*, larutan asam yang mengandung ion florida, dan *sulphur trioxide* bebas yang memiliki efek signifikan pada Tantalum. Oleh karena itu, Tantalum sangat cocok untuk dijadikan pelapis pada base material dari sebuah implant tulang (Wang, 2012).

Tantalum Pentoxide memiliki sifat yang sangat tidak reaktif sehingga dapat menjadi imun dan tidak akan menyebabkan iritasi dalam tubuh (Lide, 2001). Tantalum tidak mengandung racun yang berbahaya bagi tubuh, bahkan dalam kenyataannya tantalum dapat mengakselerasi pertumbuhan sel yang ada di sekitar tulang. Ketebalan lapisan yang ideal dapat memaksimalkan sifat *biocompatibility* dari lapisan tersebut (Chang, 2014).

Tantalum pada umumnya memiliki fasa α *body-centered cube* yang bersifat ulet dan relatif halus HV 0.9 GPa. Namun, beberapa kondisi proses deposisi lapisan tipis tantalum pentoxide dapat menghasilkan fasa β tetragonal, bersifat getas, dan mungkin menyebabkan kegagalan pelapisan (Mason, 2000).

Tabel 2.2 *Corrosion Resistance* dari Dua Material yang paling sering dijadikan base material implant tulang ketika sudah terdeposisi lapisan tipis Ta_2O_5 (Kontinen, 2008)

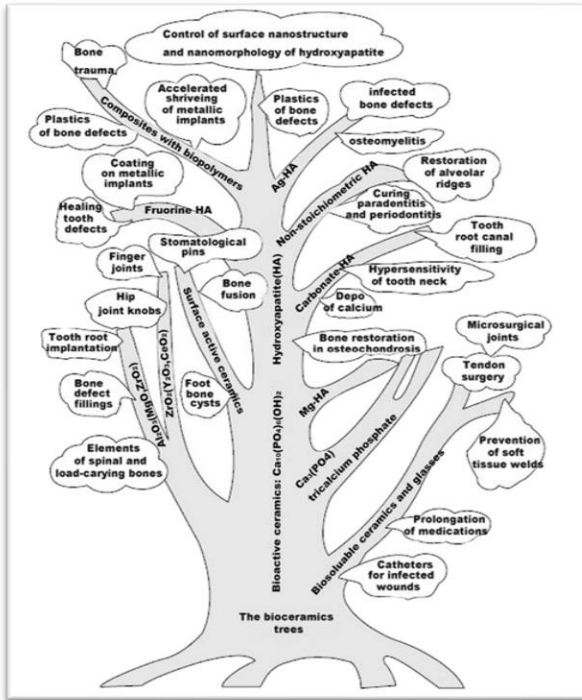
Alloy	Corrosion Potential (mV vs SCE)	Passive Current Density ($\mu A/cm^2$)	Breakdown Potential (mV vs SCE)
TiAl6V4	-480	4.85	>1500
AISI 316L	-150	2.95	120

Pada Tabel 2.2 dapat terlihat *corrosion resistance* dari dua material yang sering dijadikan *base material* pada implan tulang ketika telah dideposisikan lapisan tipis Ta_2O_5 .

2.3 *Hydroxyapatite* (HA)

Hydroxyapatite (HA) dapat didefinisikan sebagai keramik dengan komposisi yang memiliki sifat *biodegradable*. Rumus kimia dari senyawa ini adalah $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$ dengan rasio atom antara *Calcium* dan *Phospor* adalah 1,67. Senyawa dengan sifat *biocompatibility* yang sangat baik ini memiliki kemiripan sifat dengan tulang alami dan memiliki potensi yang baik untuk meningkatkan *osteoconductive*. HA dapat berguna sebagai pelapis implan yang akan ditanam pada tulang yang mengalami patah pada bagian yang cenderung berukuran kecil seperti tibia, humerus, calcaneus, dan radius (Tan, 2013). HA dapat meningkatkan kestabilan ikatan secara kimiawi antara implan dengan tulang alami dan mendukung osteointegrasi untuk implan tersebut (Uddin, 2019). HA juga mengalami proses degradasi yang lambat, pernah ditemukan HA baru mulai mengalami degradasi dua belas minggu setelah proses implantasi pada tulang femora kelinci. (Tan, 2013)

Beberapa manfaat dari senyawa *Hydroxyapatite* dan *bioceramic* lain dalam bidang medis dapat dirangkum melalui Gambar 2.1 di bawah ini.



Gambar 2.1 *Bioceramic Trees* (Tan, 2013)

Selain memiliki sifat *biocompatibility* yang baik seperti yang dijelaskan pada paragraf sebelumnya, pada saat yang bersamaan HA juga memiliki kemampuan untuk menurunkan laju degradasi dari implan yang ditanam dalam tubuh tersebut. Karena di dalam tubuh pasti terdapat kandungan yang memiliki sifat korosif. Ditambah material yang biasa digunakan sebagai material utama dari implan tulang adalah logam-logam yang memiliki sifat *biodegradable* namun memiliki *corrosion resistance* yang cukup tinggi seperti salah satu contohnya adalah paduan magnesium. (Uddin, 2019). HA dapat diaplikasikan dalam bidang medis melalui tiga acara yaitu sebagai *bulk materials*, *granule materials*, dan pelapisan diatas substrat logam.

HA memiliki performa yang sangat baik dalam menurunkan laju degradasi dari suatu logam. Pengaruh terbesar untuk performa HA dari segi menurunkan laju degradasi dapat dilihat dari segi ketebalan lapisannya. Namun, sifat mekanik (ketangguhan) dari HA akan meningkat dengan penurunan ketebalan lapisan sehingga kemungkinan terjadinya *defect* akan lebih kecil. Hal ini juga dapat meningkatkan *fatigue strength* dari lapisan tersebut. HA memiliki laju degradasi sekitar 15 $\mu\text{m}/\text{tahun}$ diukur ketika tulang telah menutupi permukaan implan. Ketebalan yang paling baik digunakan untuk mencegah HA mengalami *defect* dan timbulnya poros di permukaan implan adalah sekitar 50-75 μm . Lapisan yang tipis juga memiliki kelebihan untuk menghindari sumbatan yang terjadi di poros yang mungkin terjadi pada permukaan substrat.

Hal-hal lain yang dapat memengaruhi performa dari HA antara lain adalah kemurnian dari HA yaitu sekitar 95-97%, Kristanilitas sekitar 70-90%, dan rasio antara atom kalsium dan fosfat sebesar 1,67. HA dan substratnya memiliki gaya adhesi yang dapat mencapai 65 MPa melalui berbagai macam metode pelapisan, diantaranya adalah PEO, PVD, *Spray Coating*, dll. Kondisi dari logam yang menjadi substrat juga dapat memengaruhi gaya adhesi antara HA dan substratnya *fatigue life* dari HA dapat mencapai 10^7 *tensile cycles* pada 8,3 MPa. (Soballe, 1993)

2.4 Magnesium dan Paduannya

Logam berwarna putih keperakan, dengan simbol kimia Mg. Magnesium adalah logam paling ringan yang stabil dalam kondisi normal dan diproduksi dalam jumlah banyak. Logam ini adalah elemen keenam yang paling berlimpah di dunia, massa jenis adalah $1,74 \text{ g/cm}^3$; titik leleh nya 650°C , titik didih sekitar 1110°C , dan konduktivitas listriknya sekitar 40% dari tembaga. *Ultimate tensile strength* sekitar 90 MPa untuk magnesium tuang, setidaknya 158 MPa untuk *sheet* yang telah di anneal, dan 179 MPa untuk *hard-rolled sheet*, dengan elongasi masing-masing sekitar 4, 10, dan 15%. Magnesium memiliki struktur kristal heksagonal yang sangat rapat yang membuatnya sulit untuk dilakukan *rolling* pada

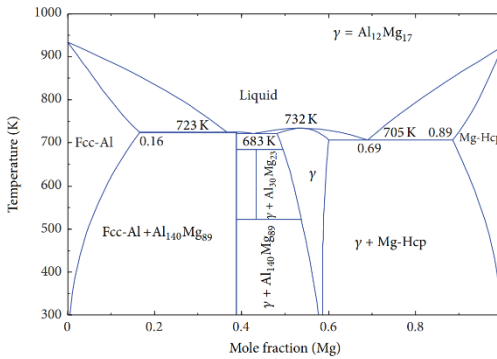
temperature kamar, dan rentang plastisnya yang sempit membutuhkan kontrol yang dekat dalam penempaan. Pemanasan berulang menyebabkan *grain growth*.

Magnesium dapat menghasilkan lapisan yang menghambat korosi ketika berinteraksi langsung dengan atmosfer dan air, tetapi lapisan itu akan rusak jika terkena klorida, sulfat, dan media lain, yang mengharuskan perlindungan korosi dalam banyak aplikasi. Banyak metode perlindungan telah dikembangkan untuk masalah ini. Magnesium juga mudah diserang oleh asam mineral, kecuali asam kromik dan hidroklorida, tetapi magnesium tahan terhadap alkali encer; hidrokarbon alifatik dan aromatik; alkohol tertentu; dan gas bromin, klorin, dan gas fluorin (Schwartz,2002).

Ada beberapa jenis paduan magnesium yang banyak dijadikan kandidat sebagai *base material* untuk *biodegradable implant*, diantaranya adalah :

a. *Mg-Al-Based Alloys*

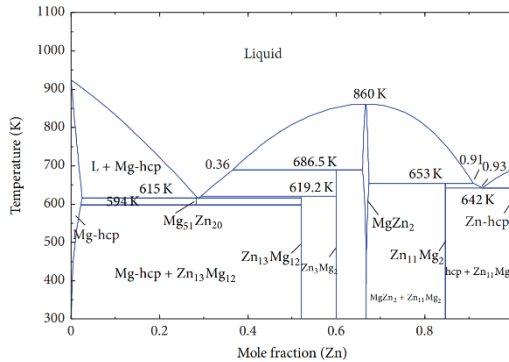
Aluminium memiliki tingkat kelarutan yang tinggi terhadap magnesium, yaitu sebesar 12.7 wt%. Al yang terlarut pada magnesium dapat menghasilkan fasa γ -Mg₁₇Al₁₂ dan α -Mg, sehingga dapat menghasilkan *solid-solution* yang kuat. Diagram fasa untuk *Mg-Al-Based Alloy* dapat dilihat pada Gambar 2.2. Paduan magnesium dengan unsur Al yang dominan dapat menghasilkan kemampuan cor yang baik, sifat mekanik yang cukup mendukung, dan *corrosion resistance* yang baik (Bamberger, 2008). Meningkatkan persentase unsur Al dalam paduan magnesium dapat meningkatkan *corrosion resistance* secara signifikan (Wen, 2009). Namun, persentase Al yang terlalu banyak akan berbahaya bagi saraf dan sel *osteoblast* (Zhang, 2010). Jenis paduan magnesium berbasis unsur Al yang paling banyak diteliti untuk dijadikan kandidat sebagai *base material* dari *biodegradable implant* adalah AZ31, AZ61, A91, dan AM60 (Chen, 2014).



Gambar 2.2 Diagram Fasa *Mg-Al-Based Alloy* (Islam, 2014)

b. *Mg-Zn-Based Alloys*

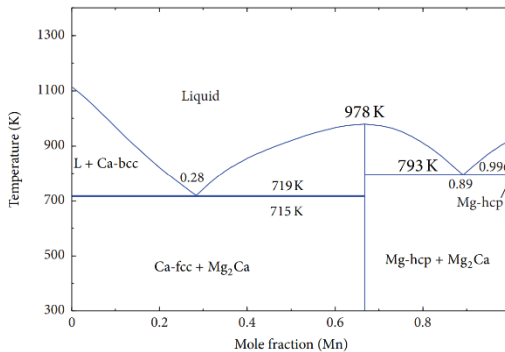
Tidak seperti Al yang memiliki sifat *toxic*, Zn adalah unsur penting yang terkandung dalam tubuh manusia. Zn memiliki kelarutan maksimal pada magnesium sebesar 6.2 wt%. Zn yang terlarut pada magnesium akan menghasilkan fasa α -Mg dan γ -MgZn (Zhang, 2011). Diagram fasa untuk *Mg-Zn-Based Alloy* dapat dilihat pada Gambar 2.3. Selain dapat meningkatkan sifat *biocompatibility*, penambahan unsur Zn dengan rentang persentase 1 wt% hingga 6 wt% dapat meningkatkan *yield strength* dari paduan magnesium. Unsur-unsur yang paling banyak diteliti untuk menyempurnakan sifat mekanik dari paduan magnesium berbasis unsur Zn adalah Ca, Zr, Sr, Y, Mn, dan Si (Huan, 2010). Jenis paduan magnesium berbasis unsur Zn yang paling banyak diteliti untuk dijadikan sebagai kandidat *base material* dari *biodegradable implant* adalah ZK60 (Chen, 2014).



Gambar 2.3 Diagram Fasa *Mg-Al-Based Alloy* (Islam, 2014)

c. Mg-Ca-Based Alloys

Unsur Ca memiliki kelarutan maksimal pada magnesium hanya sekitar 1.35 wt%. Kekuatan dan keuletan paduan magnesium menurun dengan bertambahnya persentase unsur Ca yang melebihi 1 wt% (Li, 2008). Diagram fasa untuk *Mg-Ca-Based Alloy* dapat dilihat pada Gambar 2.4. Ca adalah unsur yang memiliki kemampuan untuk memurnikan butir-butir pada paduan magnesium secara efektif. Ca juga merupakan komponen yang sangat penting pada tulang sehingga penambahan unsur Ca pada paduan magnesium juga dapat meningkatkan sifat *biocompatibility* dari paduan magnesium tersebut (Chen, 2014).



Gambar 2.4 Digram Fasa *Mg-Ca-Based Alloy* (Islam, 2014)

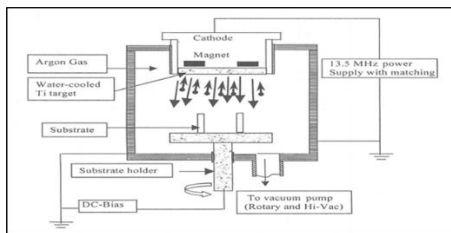
2.5 Surface Treatment Paduan Magnesium

Pada masa kini, sudah banyak metode *surface treatment* yang digunakan untuk meningkatkan *corrosion resistance* dan sifat *biocompatibility* dari paduan magnesium. Bahkan, ada yang menggabungkann dua jenis proses untuk mendapatkan hasil yang terbaik. Masing-masing proses memiliki kelebihan dan kekurangan dan terkadang memiliki fungsi untuk mendeposisikan jenis material target tertentu. Di bawah ini adalah beberapa jenis *surface treatment* yang paling sering digunakan pada paduan magnesium.

2.5.1 Physical Vapour Deposition Radio Frequency Sputtering (PVD RF Sputtering)

Pada proses PVD, pelapisan dilakukan melalui deposisi yang terjadi di dalam *Vacuum chamber*. *RF Sputtering* adalah metode yang paling banyak digunakan untuk mendeposisikan lapisan dengan kekerasan yang baik. *Sputtering* menggunakan energi ion untuk memborbardir atom atau molekul agar lepas dari molekul lainnya yang ada pada material target, sehingga atom atau molekul tersebut terdeposisi pada substrat. Pada proses *Sputtering* target dan substrat berhadapan satu sama lain didalam *chamber*. Gas argon sebagai gas inert yang biasa digunakan pada proses *Sputtering*

memiliki tekanan sebesar kurang dari 100 mTorr. Gas ini lalu disalurkan kedalam *chamber* sebagai media untuk menginisiasi dan mengontrol *discharge*. Ketika sumber listrik telah dialirkan ke elektroda, *glow discharge* akan terlihat diantara kedua elektroda. Elektron bebas akan bermunculan akibat *electric field* dan mendapatkan energi yang cukup untuk mengionisasi atom argon. Tekanan atau densitas gas tidak boleh terlalu rendah karena akan mengakibatkan elektron bebas tersebut menyerang anoda sehingga tidak terjadi tumbukan fasa gas antara elektron dengan gas atom. Sebaliknya, ketika tekanan atau densitas gas terlalu besar, elektron tidak akan mendapatkan energi yang cukup untuk menyerang gas atom, sehingga tidak akan terjadi ionisasi. Selanjutnya, ion positif (Ar^+) yang merupakan hasil dari penyerangan elektron bebas terhadap gas argon, menyerang katoda (material target) sehingga melepas atom netral melalui transfer momentum. Atom tersebut akan melewati area *discharge* dan terdeposit pada anoda (substrat). Skema dari proses PVD RF Sputtering dapat dilihat pada Gambar 2.5.

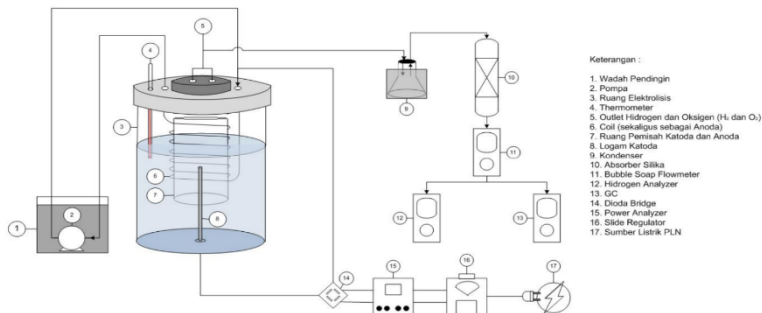


Gambar 2.5 Skema Proses *Physical PVD RF Sputtering* (Mubarak, 2005)

2.5.2 *Micro-Arc Oxidation (MAO)*

Micro-Arc Oxidation (MAO), juga dikenal sebagai *Plasma Electrolytic Oxidation*, adalah metode yang sering digunakan untuk perlindungan korosi dari paduan magnesium di sektor industri. Dalam MAO, potensial yang lebih tinggi diterapkan secara lokal melebihi potensi kerusakan dielektrik film oksida yang

sedang tumbuh dan terjadi pelepasan. Pelepasan ini menghasilkan reaksi plasma lokal dengan kondisi suhu dan tekanan tinggi sehingga dapat memodifikasi lapisan oksida yang sedang tumbuh. Proses MAO meliputi peleburan, aliran arus, re-solidifikasi, *sintering* dan densifikasi oksida yang tumbuh (Curran, 2005). Dengan proses MAO, lapisan oksida yang terbentuk pada permukaan paduan magnesium akan relatif tebal, padat dan keras (Zhang, 2009). Lapisan yang terbentuk adalah konversi kimia dari logam substrat menjadi oksida, dan terbentuk ke dalam dan ke luar dari permukaan logam asli, yang memiliki daya rekat sangat baik ke substrat dan menghasilkan perlindungan terhadap keausan dan korosi (Wan, 2016). Skema dari proses MAO dapat dilihat pada Gambar 2.6.

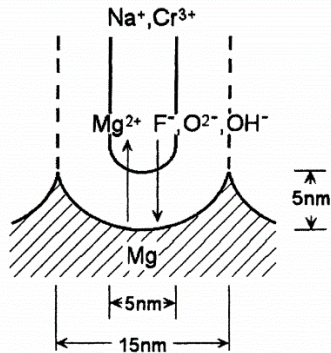


Gambar 2.6 Skema Proses *Micro-Arc Oxidation* (MAO)
(Saksono, 2014)

2.5.3 Chemical Conversion Coating

Chemical Conversion Coating terjadi melalui interaksi pelarutan yang kompleks dan presipitasi logam, biasanya proses pelapisan terjadi dalam larutan air. *Chemical Conversion Coating* diperoleh dengan merendam substrat dalam wadah yang akan menghasilkan magnesium oksida, magnesium hidroksida, campuran logam oksida dan hidroksida lainnya yang muncul dari ion terlarut dalam wadah (Hornberger, 2012). Lapisan konversi

seperti ini merupakan cara yang efektif untuk meningkatkan ketahanan korosi paduan magnesium atau sebagai pra-pelapisan, untuk meningkatkan daya rekat lapisan akhir yang diendapkan (Liu, 2006). Skema proses dapat dilihat pada Gambar 2.7.

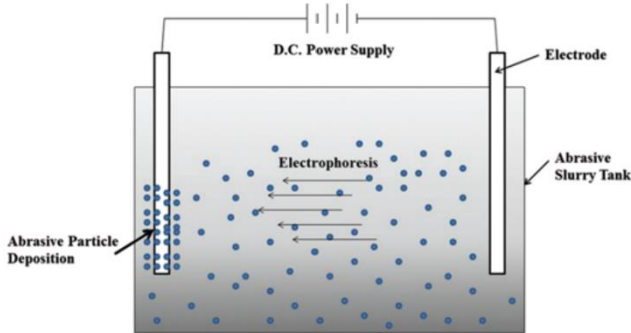


Gambar 2.7 Skema Proses Chemical Conversion Coating pada Magnesium (Ono, 2001)

2.5.4 Electrophoretic Deposition (EPD)

Electrophoretic Deposition (EPD) adalah suatu istilah untuk berbagai proses yang meliputi elektrodeposisi katodik, elektrodeposisi anodik, dan pelapisan elektroforesis. Ciri khas dari proses ini adalah bahwa partikel koloid yang tersuspensi dalam media cair bermigrasi di bawah pengaruh medan listrik (elektroforesis) dan disimpan ke dalam elektroda. Metode ini biasa digunakan untuk mendeposisikan lapisan tipis yang memiliki fase anorganik. Beberapa penelitian yang relevan mengungkapkan bahwa elektrodeposisi katodik mengarah pada hasil yang lebih baik dalam produksi lapisan HA daripada lapisan konversi kimia. Namun, penyesuaian parameter yang cermat diperlukan. Pada suatu keadaan mungkin terdapat partikel substrat yang tercampur ke dalam pelapis yang membentuk fase baru, sedemikian rupa sehingga pelapisan tidak murni oleh pengendapan tetapi juga

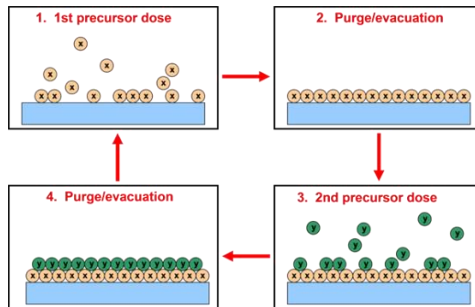
dengan konversi pada *interface* sampai batas tertentu (Hu, 2012). Skema proses EPD dapat dilihat pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8 Skema Proses *Electrophoretic Deposition* (EPD) (Gaikhe, 2013)

2.5.5 Atomic Layer Deposition (ALD)

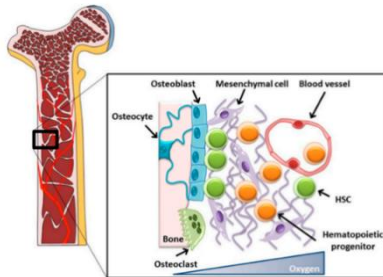
Atomic layer Deposition (ALD) adalah salah satu metode pelapisan yang digunakan untuk mendeposisikan lapisan tipis dengan distribusi lapisan yang sangat merata dan dapat digunakan untuk beberapa aplikasi. ALD menggunakan reaksi kimia secara berurutan dan dikendalikan oleh permukaan gas untuk mengontrol pertumbuhan film dalam ketebalan yang memiliki skala ukuran nanometer/sub-nanometer. Karena dalam mekanisme pembentukan lapisan tipis, gas tidak akan bereaksi sampai lapisan mencapai permukaan. Lapisan tipis hasil deposisi dengan metode ALD memiliki karakter solid, bebas poros, bebas retak dan dapat dikarakteristasi secara struktur dan komposisi kimianya dapat dikontrol pada skala atom (Lesker, 2016). Mekanisme proses ALD dapat dilihat pada Gambar 2.9.



Gambar 2.9 Mekanisme Proses Atomic Layer Deposition (ALD) (Lesker, 2016)

2.6 Tulang Manusia

Tulang adalah jaringan biologis yang tersusun dari sel-sel aktif yang terintegrasi secara metabolic dalam suatu kerangka yang memiliki sifat kaku. Sel-sel tersebut diantaranya adalah *osteogenic precursor cells*, *osteoblasts*, *osteoclasts*, dan *osteocyte*. *Osteogenic precursor cells* adalah sel yang membentuk permukaan tangguh atau yang biasa disebut *periosteum* pada hampir semua jenis tulang. *Osteoblast* adalah sel pembentuk tulang yang mature dan aktif secara metabolik. *Osteocyte* adalah *osteoblast* dewasa yang terperangkap pada matriks tulang yang berfungsi sebagai penguat. *Osteoclast* adalah sel dengan banyak inti yang dikontrol oleh hormon dan mekanisme sel. Letak sel-sel tersebut pada tulang bias dilihat pada Gambar 2.10.

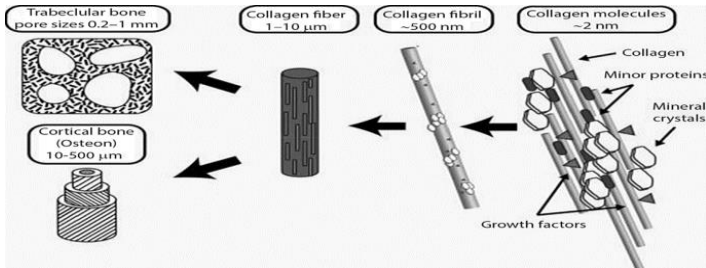


Gambar 2.10 Sel-sel yang tersusun dalam tulang (Kargozar, 2019)

Terdapat tiga jenis tulang yang utama, diantaranya adalah *Woven Bone*, *Cortical Bone*, dan *Cancellous Bone*. *Woven Bone* tersusun dari kolagen yang disusun secara acak dan menjadi ruang pembuluh darah yang tidak beraturan dan dilapisi oleh *osteoblast*. *Woven Bone* muncul ketika perkembangan embrio dan proses penyembuhan dari tulang yang patah, biasanya *Woven Bone* akan digantikan oleh *Cortical Bone* atau *Cancellous Bone*. *Cortical Bone* atau biasa disebut dengan tulang pipih, adalah *Woven Bone* yang telah dikembangkan melalui saluran pembuluh darah yang masuk ke tulang embrionik. *Cancellous Bone* adalah terletak diantara *Cortical Bone* dan terdiri dari jaringan dengan *honeycomb* yang mengandung unsur *hematopoietic*.

Tulang adalah jaringan ikat keras yang punya tiga fungsi utama: (1) ia memberikan dukungan pada struktur tubuh, (2) ia berfungsi sebagai perisai perlindungan terhadap beban eksternal dan (3) ia menyediakan kerangka kerja untuk gerakan kerangka. Tulang terdiri dari mineral atau fase anorganik (60% -70% dari jaringan), air (5% -8%) dan dari matriks organik yang membentuk sisanya. Sekitar 90% dari matriks organik adalah kolagen dan 10% adalah protein nonkolagen. Kekuatan tulang didapatkan dari fase mineral yang terbuat dari kristal hidroksiapatit nonstokiometri

($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})$) dengan ion karbonat. Gambar 2.11 menjelaskan material penyusun tulang dari bagian terkecilnya (Kargozar,2019).



Gambar 2.11 Skema pengorganisasian jaringan tulang dari komponen terkecilnya (sisi kanan) ke seluruh jaringan (sisi kiri) (Kargozar,2019)

2.7 Fracture pada Tulang

Ketahanan material terhadap *fracture* sering dijelaskan melalui energi atau gaya yang dibutuhkan hingga material tersebut mengalami *fracture*. Energi tersebut pada umumnya dihitung dari area yang ada di bawah kurva tegangan-regangan. Nilai-nilai yang diperoleh dari hasil perhitungan itu akan menjadi *toughness* dari material tersebut. Pola patahan pada umumnya dimulai dari *crack initiation*, *crack propagation*, dan diakhiri dengan *final fracture*. Struktur mikro pada tulang menunjukkan adanya banyak mekanisme yang dapat mencegah terjadinya *crack propagation*.

Tulang dapat diklasifikasikan sebagai bahan komposit yang terdiri dari fasa-fasa berikut ini :

1. Fasa *Crystalline Mineral (Hydroxyapatite)*
2. Fasa *Amorphous Mineral*
3. Fasa *Crystalline Organic (Collagen)*
4. Fasa *Amorphous Organic* (Molekul Protein dalam bentuk gel dan sol)

Ketangguhan tulang, atau ketahannya terhadap patah tulang, tergantung pada sifat dan distribusi dari fasa-fasa di atas. Fasa mineral ada di tulang dalam bentuk serat yang memiliki sifat keras

dan getas dengan diameter sekitar 50 *Armstrong*. Fasa mineral tersebut akan membentuk fasa kontinu. Kolagen juga ada dalam bentuk serat yang tersusun sejajar dengan sumbu serat mineral. Perbandingan antara kolagen dan *hydroxyapatite* masing-masing adalah sekitar 50%. Fasa *amorphous* hadir dalam jumlah yang sangat kecil. Dapat dikatakan ideal apabila fasa *amorphous* membentuk kurang dari 1% dari total volume seluruh fasa. *Liquids* dan *sols*, yang dapat disatukan secara mekanik, memiliki sekitar 20% dari total volume. Singkatnya tulang tersusun dari fasa-fasa tersebut dengan persentasi masing-masing: Mineral 40%, *Collagen* 40%, *Liquids* dan *Sols* 20%. Dengan komposisi seperti itu, tulang akan memiliki ketangguhan dan ketahanan terhadap patah yang baik. (Piekarski, 1970)

Fraktur dapat terjadi karena: (1) cedera; (2) pembebanan yang berulang; atau (3) melemahnya tulang secara abnormal (patah 'patologis'). Sebagian besar fraktur disebabkan oleh cedera dengan pembebanan tiba-tiba dan berlebihan yang mungkin langsung atau tidak langsung. Fraktur bervariasi dalam penampilannya tetapi secara umum, fraktur dibagi menjadi dua kelompok, fraktur sempurna dan fraktur tidak sempurna. Dapat dilihat pada Gambar 2.12 contoh patah tulang sempurna dan tidak sempurna beserta jenis-jenis yang termasuk di dalamnya.

Klasifikasi cedera pada tulang dibagi menjadi:

1. Tingkat 0 - fraktur sederhana dengan sedikit atau tidak ada cedera pada jaringan lunak.
2. Tingkat 1 - fraktur dengan abrasi superfisial atau memar pada kulit dan jaringan subkutan.
3. Tingkat 2 - fraktur yang lebih parah dengan memar jaringan lunak yang dalam dan pembengkakan.
4. Tingkat 3 - cedera parah pada jaringan lunak yang ditandai dengan kerusakan parah. (Solomon,2010)



Gambar 2.12 Variasi fraktur tulang sempurna: (a) transversal; (b) segmental and (c) spiral. Dan fraktur tidak sempurna: (d) buckle or torus and (e,f) greenstick. (Solomon,2010)

Fraktur merangsang tubuh untuk menyembuhkan tulang yang patah dengan jalan membentuk tulang baru diantara ujung patahan tulang. Tulang baru akan dibentuk oleh aktivasi sel-sel tulang. Ada lima fase penyembuhan tulang, yaitu:

1. Pembentukan hematoma

Pembuluh darah robek dan terbentuk hematoma disekitar daerah fraktur. Sel-sel darah membentuk fibrin guna melindungi tulang yang rusak dan sebagai tempat tumbuhnya kapiler baru dan fibroblast. Fase ini berlangsung selama 24 jam – 48 jam.

2. Peradangan dan proliferasi

Fase ini mulai terjadi 8 jam setelah fraktur hingga selesai serta diiringi dengan peradangan akut. Pada fase ini terjadi proliferasi dan diferensiasi sel menjadi fibro kartilago. Sel – sel yang mengalami proliferasi ini terus masuk ke dalam lapisan yang lebih dalam dan disanaah osteoblast

bergenerasi dan terjadi proses osteogenesis. Hematoma pelan-pelan diserap dan terbentuk kapiler yang baru.

3. Pembentukan kalus

Sel – sel yang berkembang memiliki potensi kondrogenik dan osteogenik. Bila diberikan keadaan yang tepat, sel itu akan mulai membentuk tulang dan juga kartilago. Populasi sel ini dipengaruhi oleh aktivitas *osteoblast* dan *osteoclast* yang mulai berfungsi dengan mengabsorpsi sel – sel tulang yang mati. Massa sel yang tebal dengan imatur dan kartilago membentuk kallus pada permukaan endosteal dan periosteal. Sementara tulang imatur menjadi lebih padat sehingga gerakan pada tempat fraktur dan mulai menyatu. Fase ini mulai terjadi empat minggu setelah fraktur.

4. Konsolidasi

Bila aktivitas *osteoclast* dan *osteoblast* berlanjut, anyaman tulang (imatur) berubah menjadi lamellar. Sistem ini sekarang menjadi cukup kaku dan memungkinkan osteoclast menerobos melalui celah –celah tersisa antara fragmen dengan tulang yang baru. Ini adalah proses yang lambat dan mungkin perlu beberapa bulan sebelum tulang kuat untuk membawa beban yang normal.

5. *Remodeling*

Fraktur telah dijabatani oleh suatu jaringan tulang yang padat. Selama beberapa bulan atau tahun, pembentukan dan penghalusan tulang dilakukan oleh proses reabsorpsi secara terus menerus. Lamella yang lebih tebal akan terbentuk di tempat dengan tekanan yang lebih tinggi. Rongga sumsum terbentuk dan akhirnya terbentuk struktur tulang yang sesuai dengan keadaan normal (Solomon,2010).

2.8 *Biodegradable Implant*

Implan tulang dengan material *biodegradable* memiliki banyak keunggulan. Diantaranya adalah dapat memberikan *support* sementara pada tulang yang patah, dapat mengakselerasi pembentukan jaringan yang baru, dan tidak memerlukan operasi

pengangkatan implan tersebut. Untuk mendukung pembentukan jaringan baru di sekitar area *defect*, implan juga dapat berfungsi sebagai substrat untuk pembentukan sel, sehingga dapat memfasilitasi pembentukan formasi jaringan baru di area *defect*.

Dalam membuat implan tulang yang bersifat *biodegradable*, beberapa faktor harus dipertimbangkan. Pertama, implan tersebut harus tergedrasi dalam waktu yang tepat, tidak boleh terlalu lama ataupun terlalu cepat, sehingga implan tersebut dapat berfungsi sebagai *support* tulang untuk sementara sekaligus memberikan ruang untuk pembentukan jaringan yang baru agar dapat menggantikan yang rusak. Kemudian dikarenakan peradangan dapat mengganggu proses perbaikan tulang, implan harus sangat biokompatibel, bahkan implan dengan sifat bioaktif diprioritaskan agar proses pembentukan jaringan baru dapat terakselerasi. Kedua, baik implan yang terpasang ataupun material yang terdegradasi seperti monomer dan sisa pelarut, harus memiliki respons inflamasi dan respons imunogenik yang baik dalam tubuh. Dan yang terakhir, implan harus memiliki kekuatan mekanik yang memadai untuk menahan beban yang terjadi pada area *defect* selama proses penyembuhan. Untuk dapat dilakukan proses penyembuhan, patah tulang harus distabilkan dengan kuat untuk menghindari pergerakan kecil di bawah pengaruh kekuatan yang cukup besar. Selain itu, implan juga harus mengalami penurunan kekuatan mekanik untuk mendukung transfer gaya pada *load-bearing defect* karena *defect* akan digantikan dengan jaringan baru. (Park, 2006)

Paduan magnesium sangat berpotensi untuk menjadi *base material* dari *biodegradable implant* dikarenakan memiliki sifat mekanik yang lebih baik dibandingkan kandidat lainnya, seperti contohnya adalah polimer. Selain itu, ada beberapa keunggulan lainnya, diantaranya adalah:

1. Memiliki pengaruh yang baik terhadap sistem biologis: Magnesium adalah unsur yang penting dalam tubuh manusia. Mg^{2+} adalah kation keempat terbanyak yang ada dalam tubuh manusia dan paling banyak terkandung dalam jaringan tulang. Mg^{2+} merupakan produk korosi dari

- magnesium yang sangat mudah terserap dalam tubuh dan dapat di ekskresikan dalam bentuk urin.
2. Memiliki sifat mekanik yang baik: Paduan magnesium memiliki keunggulan yang sangat besar dari *biodegradable material* lain yang saat ini banyak diteliti sebagai *base material* dari sebuah implan, seperti contohnya adalah polimer, keramik, dan kaca bioaktif.
 3. Memiliki modulus elastisitas yang mirip dengan tulang: Apabila dibandingkan dengan paduan titanium (110 GPa), Stainless Steel (200 GPaI), dan paduan kobalt (230 GPa), paduan magnesium memiliki modulus elastisitas sebesar 45 GPa yang sangat mendekati tulang alami. Hal tersebut sangat vital dikarenakan *stress shielding* akan mudah terjadi apabila terdapat ketidakcocokan pada modulus elastisitas antara implan dan tulang alami. Contoh dari terjadinya *stress shielding* dapat dilihat pada Gambar 2.13.
 4. Memiliki kerapatan yang mirip dengan tulang alami: Kerapatan dari paduan magnesium adalah sekitar 1,7-2,0 g/cm³ dan kerapatan dari tulang alami adalah 1,8-2,1 g/cm³. Sedangkan paduan titanium memiliki kerapatan sekitar 4,42 g/cm³ dan *stainless steel* memiliki kerapatan sekitar 7,8 g/cm³(Tan, 2013).



Gambar 2.13 Kegagalan *Orthopaedic Implant* yang disebabkan oleh *stress shielding* (Bane, 2015)

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Proses Preparasi dan *Surface Treatment*

3.1.1 Proses Preparasi Substrat dan Target

Dalam paper review ini, material substrat yang digunakan pada penelitian yang dijadikan tinjauan utama adalah beberapa jenis paduan magnesium yang merupakan kandidat sebagai *base material* pada *biodegradable implant* untuk tulang yang patah. Diantaranya adalah paduan magnesium ZK60, A91D, AZ31B, *Mg-Zn-Based Alloy*, dan *Mg-Ca-Based Alloy* dengan variasi ukuran 10 mm x 10 mm x 5 mm, 25 mm x 10 mm x 2 mm, dan 20 mm x 20 mm x 1 mm. Seluruh substrat pada semua penelitian dipreparasi melalui proses *polishing* menggunakan kertas amplas dengan rentang grit sekitar 400-1200. Kemudian dibersihkan dalam larutan ethanol (CH₃OH) ataupun aquades (H₂O) dengan menggunakan alat *ultrasonic cleaner* selama 15-20 menit.

Kemudian untuk material targetnya adalah HA dan tantalum dengan kemurnian 99%. Pada setiap penelitian yang dijadikan tinjauan utama, preparasi dilakukan melalui proses yang berbeda-beda, tergantung metode yang dilakukan pada penelitian tersebut. Untuk proses *surface treatment* dengan metode PVD *RF Sputtering* ataupun PVD *DC Sputtering*, material target HA dipreparasi dengan melalui proses kompaksi agar menjadi sebuah material dengan diameter 75 mm karena bentuk awal dari HA pada seluruh penelitian adalah bubuk. Sedangkan untuk material target tantalum cukup disesuaikan ukurannya sesuai dengan standar melalui proses pemotongan. Untuk proses *surface treatment* dengan metode MAO, material target cukup dilarutkan dengan beberapa senyawa lain sebagai komposisi tambahan untuk dijadikan sebagai larutan elektrolit ketika proses oksidasi berlangsung. Kemudian untuk proses *surface treatment* dengan metode ALD, material target atau yang biasa disebut dengan *precursor* cukup dikolaborasikan dengan H₂O untuk bisa terdeposisi pada substrat dengan bantuan gas reaktan. Lalu untuk

proses *surface treatment* dengan metode EPD, material target dipreparasi melalui pencampuran dengan beberapa reagen agar dapat menjadi larutan elektrolit pada proses deposisi berlangsung.

3.1.2 Proses Surface Treatment

Dalam *paper review* kali ini, ada beberapa metode proses *surface treatment* yang dipilih untuk mendeposisikan Lapisan tipis Ca-P dan lapisan tipis Ta₂O₅ pada permukaan substrat. Diantaranya adalah PVD RF Sputtering, Atomic Layer Deposition, Micro-Arc Oxidation, dan Electrophoretic Deposition.

a. PVD RF Sputtering

Pada *surface treatment* dengan metode PVD RF sputtering, seluruh penelitian menggunakan argon sebagai *working pressure* sebesar 0.4-0.5 Pa, nitrogen sebagai gas reaktan, RF power dengan variasi 100-500 Watt, dan waktu deposisi sekitar 3 jam.

b. Atomic Layer Deposition (ALD)

Pada penelitian dengan *surface treatment* ALD, precursor yang digunakan selain material target adalah H₂O. Perubahan temperatur pada *precursor* baik material target ataupun H₂O, dikontrol agar menjadi sebesar 130, 20, dan 150 derajat Celsius. Nitrogen dengan kemurnian 99% digunakan sebagai gas reaktan. Dan reaktor yang digunakan berbentuk silindris dengan diameter 200 mm. Proses *surface treatment* berhasil dilakukan melalui 500 siklus deposisi.

c. Micro-Arc Oxidation (MAO)

Pada penelitian dengan *surface treatment* MAO, plat Ti digunakan sebagai katoda. Larutan yang digunakan adalah larutan fosfor yang mengandung 8 g/l *phytic acid* dan 10 g/l NaOH. Voltase yang digunakan dalam rentang 0-250 V dengan melalui proses peningkatan. Frekuensi yang digunakan sebesar 100 Hz. Dan waktu oksidasi selama 5 menit.

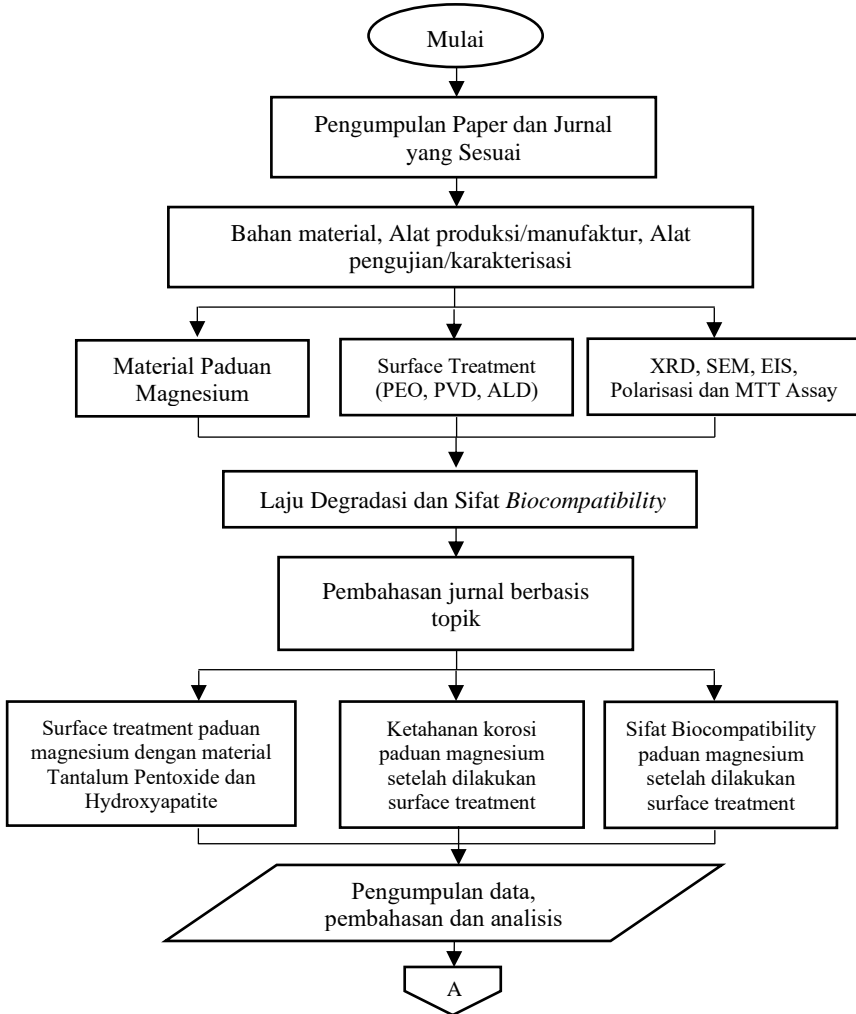
d. Electrophoretic Deposition (ELD)

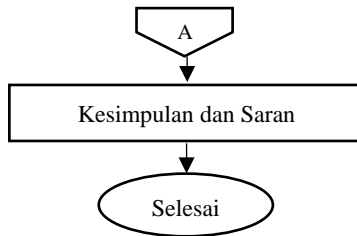
Pada penelitian dengan *surface treatment* ELD, seluruh penelitian menggunakan grafit sebagai anoda dan material substrat sebagai katoda. Ada dua jenis komposisi reagen yang digunakan

dalam dua larutan yang berbeda. Satu penelitian menggunakan komposisi reagen 0.042 mol/l $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$, 0.025 mol/l $\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$ dan 0.1 mol/l NaNO_3 . Satu penelitian lainnya menggunakan komposisi reagen 0.05 mol/l $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$ dan 0.1 mol/l NaNO_3 . Voltase divariasikan dengan rentang 5-10 V. Temperatur divariasikan dengan rentang 25-85 derajat celsius. Dan waktu deposisi dengan rentang 30-120 menit.

3.2 Metode Paper Review

Dalam penelitian ini terdapat beberapa tahapan proses yang dilakukan yang dapat dilihat pada Gambar 3.1.





Gambar 3.1 Diagram Alir

3.3 Proses Pengujian

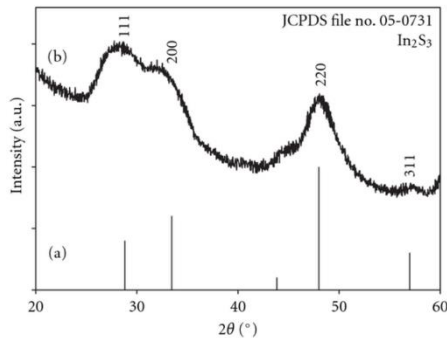
3.3.1 Pengujian X-Ray Diffraction (XRD)



Gambar 3.2 Alat uji X-Ray Diffraction (XRD)

Pengujian dengan alat uji *X-Ray Diffraction* (XRD) yang dapat dilihat pada Gambar 3.2 bertujuan untuk mengetahui komposisi lapisan tipis masing-masing hasil *surface treatment* dengan menggunakan beberapa metode. Prinsip kerja XRD adalah dengan menggunakan hukum Bragg yang membahas terjadinya difraksi *x-ray* pada susunan sebuah kristal. Hukum Bragg dapat dilihat pada persamaan 3.1. Karakterisasi dengan alat uji XRD memanfaatkan radiasi *x-ray* yang ditembakkan ke arah sampel yang kemudian terpantulkan ke *x-ray detector* dan direkam dalam bentuk grafik hubungan intensitas (Sumbu Y) terhadap 2θ (Sumbu

X). Contoh grafik hasil karakterisasi dengan alat uji XRD dapat dilihat pada Gambar 3.3. Pada informasi grafik yang diberikan diambil 3 intensitas tertinggi (*peak*) yang digunakan untuk mengetahui unsur yang terkandung di lapisan oksida yang terbentuk di permukaan sampel dengan menggunakan *software* tertentu.



Gambar 3.3 Grafik hasil karakterisasi dengan alat uji XRD
(Ming, 2011)

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

Dimana:

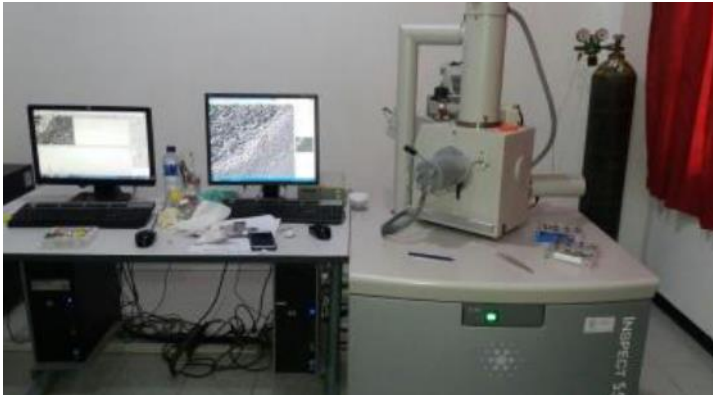
d = Jarak antara bidang atau celah (m)

n = menunjukkan orde pertama, kedua, dan seterusnya

λ = Panjang gelombang (m)

θ = Sudut sinar datang atau sudut sinar pantul (°)

3.3.2 Pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM)



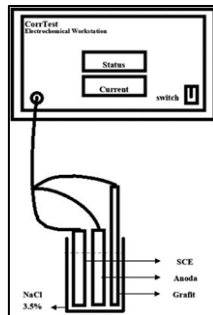
Gambar 3.4 Alat *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Pengujian dengan alat *Scanning Electron Microscope* (SEM) yang dapat dilihat pada Gambar 3.4 bertujuan untuk mendapatkan morfologi permukaan dan penampang melintang dari sampel tanpa perlakuan dan sampel yang dilakukan *surface treatment* dengan beberapa metode. Prinsip kerja dari SEM adalah dengan menembakan elektron dengan energi tinggi ke sampel, yang kemudian akan diperkuat dan diteruskan ke lensa objektif pada bagian bawah. Pantulan dari elektron yang ditembakkan ke sampel akan ditangkap oleh *backscattered electron detector* dan *secondary electron detector* dan akan diterjemahkan menjadi informasi visual dari morfologi permukaan sampel.

3.3.3 Pengujian Tafel Polarisasi

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui pengaruh deposisi Lapisan tipis Ca-P dan lapisan tipis Ta₂O₅ terhadap laju korosi dari logam sampel dengan menggunakan alat uji CorrTest dengan *software* CS Studio5. Seluruh penelitian yang dijadikan tinjauan utama menggunakan peralatan yang dipakai diantaranya terdiri dari elektroda referens, elektroda kerja, dan elektroda bantu yang

digunakan untuk mengetahui laju korosi pada larutan NaCl 3.5% Seluruh penelitian menggunakan SCE sebagai elektroda referens dan grafit sebagai elektroda bantu. Pengujian ini dilakukan dengan menyiapkan dan memasang rangkaian pengujian beserta komponen-komponennya. Kemudian memasang elektroda pada rangkaian polarisasi tersebut dan menyalakan alat uji polarisasi. Memasukkan parameter yang digunakan dan mengaktifkan program CR Studio5. Skema pengujian dengan metode tafel polarisasi dapat dilihat pada Gambar 3.5.



Gambar 3.5 Skema Pengujian Tafel Polarisasi

3.3.4 Pengujian *Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS)*

Seluruh jurnal yang dijadikan tinjauan utama melakukan pengujian EIS untuk menganalisis mekanisme korosi dan mekanisme inhibisi yang terjadi dan diimplementasikan dalam ketahanan logam sampel terhadap aliran arus yang melaluinya. Metode ini berdasarkan respon sirkuit terhadap voltase AC sebagai fungsi frekuensi. Pengukuran impedansi elektrokimia dilakukan pada kondisi potensiostatik dengan menggunakan software Zview pada CorrTest gelombang sinus AC dengan amplitude 10 mV diukur pada berbagai frekuensi dalam range 10000 Hz sampai 0.1 Hz. Nilai ketahanan transfer muatan (R_{ct}) diperoleh dari diameter semicircles pada Nyquist plot. Prosedur pengujian yang dilakukan

pada seluruh jurnal yang dijadikan tinjauan utama adalah sebagai berikut:

- a. Mempersiapkan alat dan bahan yaitu specimen, campuran larutan (HCL pH 4) dan ekstrak sampel tanpa inhibitor dan dengan konsentrasi inhibitor tertinggi (mg/l) gelas ukur 1000 ml, dan alat pengujian EIS beserta komponennya.
- b. Memasang elektroda pada rangkaian EIS.
- c. Menyalakan alat uji EIS CorrTest.
- d. Mengaktifkan program dan memasukkan parameter pengujian lalu menjalankan program.

3.3.5 Pengujian *Cytotoxicity* dengan Metode MTT Assay

Pengujian ini digunakan untuk mengetahui dan membandingkan *biocompatibility* dari sampel paduan magnesium tanpa perlakuan dan yang dilakukan *surface treatment*. Pada penelitian yang dijadikan tinjauan utama, kultur sel tikus *osteoblast* MC3T3-E1 dan sel *fibroblast* L929 digunakan dalam pengujian *cytotoxicity* dengan metode MTT Assay.

Tahap pengujian sampel dilakukan dengan cara memasukkan sampel ke dalam *ependorf* yang berisi media kultur, direndam selama 24 jam dalam suhu ruang dan dikelompokkan sesuai dengan kelompok sampel. Setelah 24 jam, sampel diambil, dilakukan sterilisasi bahan perendam dengan filter millipore ukuran 0,2 mm. Hasil penyaringan ditampung dalam *ependorf*, siap digunakan untuk uji sitotoksitas.

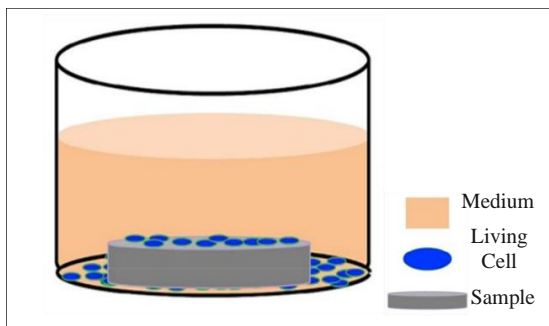
Kultur sel dipersiapkan pada *microplate* dengan 96 sumuran. Setiap sumuran pada *microplate* diisi 100 μ l sel dengan kepadatan 2×10^5 . Larutan bekas perendaman sampel yang telah disaring, ditambahkan ke dalam tiap sumuran sebanyak 50 μ l, sesuai dengan kelompok sampel. Disiapkan pula kontrol sel sebagai kontrol positif berisi sel dalam media kultur, dianggap persentase sel hidup 100% dan kontrol media sebagai kontrol negatif berisi media kultur saja, dianggap persentase sel hidup 0%. *Microplate* di inkubasi 20 jam pada suhu 37° C, kemudian dikeluarkan dari alat inkubator, ditambahkan pereaksi MTT 5 mg/ml dalam PBS sebanyak 25 μ l

untuk setiap sumuran. Di inkubasi kembali selama 4 jam. Setelah inkubasi selesai ditambahkan larutan SDS 10% sebanyak 80 μ l pada setiap sumuran. Tahap selanjutnya di sentrifuse 30 rpm selama 5 menit. Nilai densitas optik formazan di hitung dengan spektrofotometer panjang gelombang 540 nm. Skema pengujian Cytotoxicity dengan metode MTT Assay dapat dilihat pada Gambar 3.6. Untuk menghitung persentasi dari sel hidup dapat digunakan rumus 2.1 (Meizarini, 2005).

$$\% \text{ sel hidup} = \frac{\text{perlakuan} + \text{media}}{\text{sel} + \text{media}} \times 100\% \quad \dots\dots(3.1)$$

Keterangan:

- % sel hidup = persentase jumlah sel hidup setelah pengujian
 perlakuan = nilai densitas optik *formazan* pada setiap sampel setelah pengujian
 media = nilai densitas optik *formazan* pada kontrol media
 sel = nilai densitas optik *formazan* pada kontrol sel



Gambar 3.6 Skema Pengujian *Cytotoxicity* dengan Metode *Direct Cell Adhesion* (Meizarini, 2005)

3.4 Rancangan Paper Review

Adapun rancangan untuk paper review kali ini dapat dilihat pada Tabel 3.1

Tabel 3.1 Rancangan Paper Review

Bidang Kajian	Referensi	Material Substrat	Polarisasi	EIS	MTT Assay	Sifat Anti Bacterial
Laju Degradasi	Jin, dkk, 2016	ZK60	v	v		
	Baksheshi-Rad, dkk, 2019	Mg-Zn-Based Alloy	v	v		
	Li, dkk, 2019	AZ31B	v	v		
	Mukhametkaliyev, dkk, 2017	AZ91D	v	v		
	Sumerneva, dkk, 2015	Mg-Ca-Based Alloy	v	v		
	Wang, dkk, 2010	Mg-Zn-Based Alloy	v			
	Jin, dkk, 2016	ZK60				v
<i>Biocompatibility</i>	Baksheshi-Rad, dkk, 2019	Mg-Zn-Based Alloy				v
	Guan, dkk, 2011	Mg-Zn-Based Alloy			v	
	Xu, dkk, 2012	Mg-Zn-Based Alloy			v	

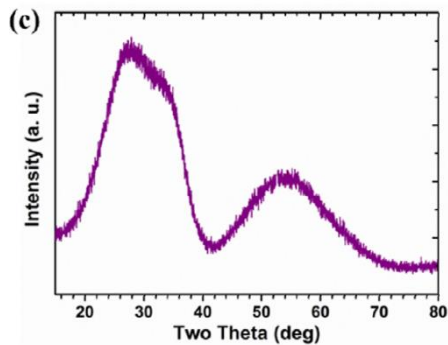
(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Karakterisasi untuk Komposisi masing-masing Lapisan Tipis

Karakterisasi dilakukan untuk mengetahui komposisi dari masing-masing lapisan tipis dan orientasi kristalnya. Karakterisasi dilakukan dengan menggunakan alat uji XRD atau FTIR.

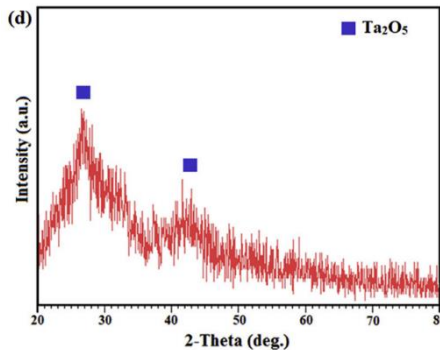
Jin, dkk (2016) melakukan deposisi lapisan tipis Ta_2O_5 pada permukaan substrat paduan magnesium ZK60 dengan metode *PVD RF Sputtering*. Hasil deposisi didapatkan dengan lapisan yang memiliki ketebalan $1,48 \pm 0,02 \mu m$. Pada karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD, didapatkan *peak* pada 2 Theta di sekitar 20° - 40° dan 42° - 66° . Hal tersebut menandakan bahwa orientasi kristal dari lapisan tipis tersebut adalah *amorphous*. Grafik hasil karakterisasi dengan alat uji XRD dapat dilihat pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Grafik hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD (Jin, 2016)

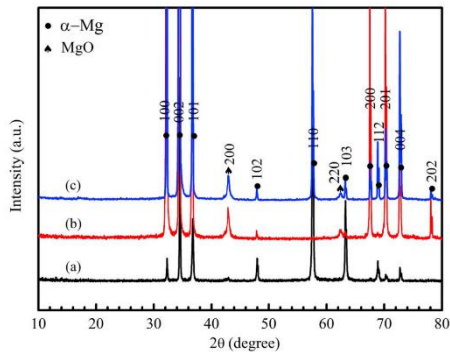
Bakhsheshi-Rad, dkk (2019) melakukan deposisi lapisan tipis Ta_2O_5 dengan metode *PVD RF Sputtering* pada permukaan paduan magnesium dengan komposisi Ca sebanyak 1 wt% dan Zn

sebanyak 6 wt% dilakukangan pada penelitian tersebut. Ketebalan lapisan yang didapat sekitar 1 μm . Pada karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD, didapatkan peak pada 2 Theta di sekitar 20° - 35° dan 40° - 47° . Hal tersebut juga menandakan bahwa orientasi kristal dari lapisan tipis tersebut adalah *amorphous*. Grafik hasil karakterisasi dengan alat uji XRD dapat dilihat pada Gambar 4.2.



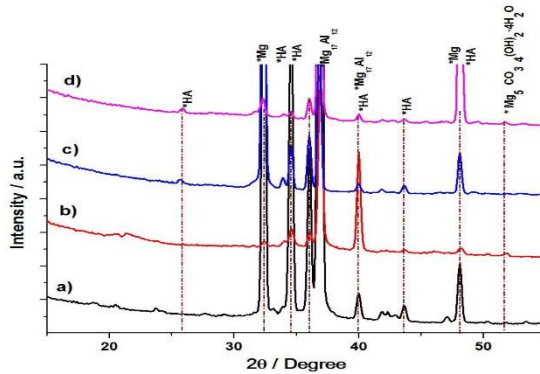
Gambar 4.2 Grafik hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD (Bakhsheshi-Rad, 2019)

Li, dkk (2020) mendeposisikan lapisan tipis Ta₂O₅ dengan menggabungkan dua jenis metode *surface treatment* pada paduan magnesium AZ31B yaitu dengan metode *Micro-Arc Oxidation* (MAO) dan *Atomic Layer Deposition* (ALD). Pada karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD, didapatkan *peak* yang cukup rendah pada 2 Theta untuk lapisan tipis Ta₂O₅. Hal tersebut menandakan bahwa orientasi kristal dari lapisan tipis tersebut adalah *amorphous*. Grafik hasil uji XRD dapat dilihat pada Gambar 4.3.



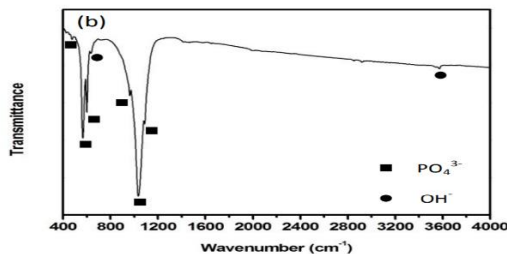
Gambar 4.3 Grafik hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD pada sampel yang tidak terlapis (a), teroksidasi (b), dan terdeposisi lapisan tipis Ta_2O_5 (c) (Li, 2020).

Mukhametkaliyev, dkk (2017) melakukan deposisi Lapisan tipis Ca-P dari material target *hydroxyapatite* ke permukaan substrat paduan magnesium AZ91D dengan menggunakan metode PVD *RF Sputtering*. Lapisan tipis berhasil terdeposisi secara merata pada permukaan sampel paduan magnesium AZ91D. Hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD menandakan hanya terdapat HA yang mengandung unsur Ca dan P yang terdeteksi selain dari material substrat paduan magnesium AZ91D. Grafik hasil karakterisasi dengan alat uji XRD dapat dilihat pada Gambar 4.4.



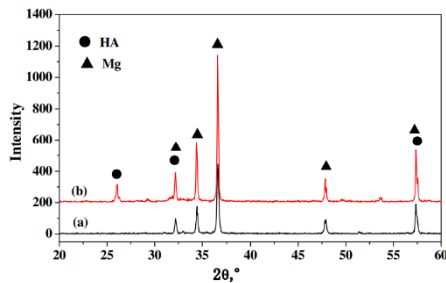
Gambar 4.4 Grafik hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD (Mukhametkaliyev, 2017)

Sumerneva, dkk (2015) mendapatkan hasil yang sama melalui deposisi Lapisan tipis Ca-P pada permukaan paduan magnesium dengan Ca sebagai kandungan terbesarnya. Proses deposisi dilakukan dengan menggunakan metode PVD *RF Sputtering*. Hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji FTIR mengatakan bahwa *peak* tertinggi didapatkan pada $900\text{-}100\text{ cm}^{-1}$ dan $400\text{-}600\text{ cm}^{-1}$ yang menandakan senyawa *phosphate* (PO_4^{3-}) dan *hydroxyl* (OH).



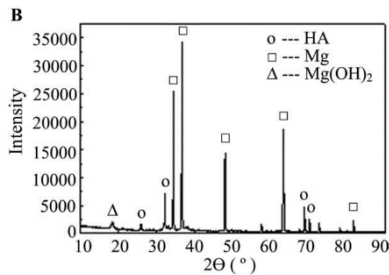
Gambar 4.5 Hasil karakterisasi dengan alat uji FTIR (Sumerneva, 2015)

Wang, dkk (2010) melakukan deposisi Lapisan tipis Ca-P pada permukaan sampel paduan Mg-Ca-Zn. Proses deposisi tersebut menggunakan metode *Electrodeposition*. Seluruh *peak* yang terdapat pada grafik hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD menandakan bahwa terdapat ada HA dengan bentuk hexagonal. *Peak* yang dihasilkan juga menandakan bahwa orientasi kristal dari lapisan CaP tersebut adalah kristalin. Grafik hasil pengujian XRD dapat dilihat pada Gambar 4.6.



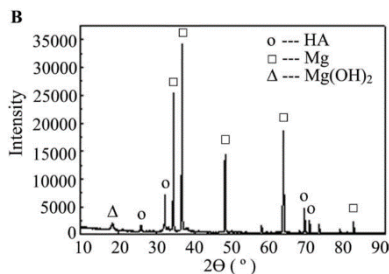
Gambar 4.6 Hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD (Wang, 2010)

Guan, dkk (2011) melakukan proses pelapisan hydroxyapatite di atas permukaan paduan magnesium yang memiliki komposisi 4 wt% Zn, 1 wt% Ca, dan 0.6 wt% Zr. Proses pelapisan dilakukan dengan beberapa gabungan metode diantaranya adalah *alkali heat pretreatment*, *electrodeposition*, dan *alkali heat posttreatment*. Hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD mengatakan bahwa pada beberapa *peak* yang terlihat menandakan adanya HA yang memiliki unsur Ca dan P. *Peak* yang lancip juga menandakan bahwa orientasi kristal dari Lapisan tipis Ca-P adalah kristalin. Grafik hasil karakterisasi dengan alat uji XRD dapat terlihat pada Gambar 4.7.



Gambar 4.7 Hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD (Guan, 2011)

Xu, dkk (2012). Penelitian tersebut dilakukan melalui proses pelapisan hydroxyapatite (Lapisan tipis Ca-P) di atas paduan magnesium dengan komposisi 1.1 wt% Mn, 1.05% Zn, dan 0.2 wt% Al. Proses pelapisan dilakukan melalui proses *alkali pretreatment*. Hasil karakterisasi dengan alat uji XRD menandakan bahwa sebagian besar peak yang ada menandakan terdapatnya unsur Ca dan P yang merupakan unsur penyusun utama dari HA. Grafik hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD dapat dilihat pada Gambar 4.8.



Gambar 4.8 Hasil karakterisasi dengan menggunakan alat uji XRD (Xu, 2012)

4.2 Perbandingan Performa berdasarkan Pengujian Laju Degradasi

Pengujian laju degradasi dilakukan untuk mengetahui ketahanan sampel paduan magnesium terhadap korosi pada lingkungan sekitarnya. Seperti yang sudah dijelaskan sebelumnya bahwa di dalam tubuh manusia banyak sekali terkandung cairan yang memiliki sifat asam sehingga akan memperbesar kemungkinan pada implan tulang yang memiliki *base material* paduan magnesium untuk terdegradasi dalam waktu yang sangat cepat (Uddin, 2019), bahkan sebelum tulang sembuh seperti semula.

Pengujian laju korosi pada beberapa penelitian yang dilakukan dengan menggunakan dua metode, diantaranya adalah *Electrochemical Impedance Spectroscopy* (EIS) dan *Potensiodynamic Polarisation* pada *Simulated Body Fluid* (SBF) dimana fungsi dari masing-masing jenis metode tersebut sudah dijelaskan pada bab sebelumnya.

Dikarenakan pada beberapa penelitian tidak dicantumkan laju degradasi dari masing-masing sampel, melainkan hanya *icorr* dan *Ecorr*, maka dilakukan perhitungan untuk laju degradasi pada masing-masing sampel menggunakan persamaan 4.1 berikut :

$$CR = 3.27 \times 10^{-3} \times \left(\frac{icorr \times EW}{\rho} \right) \dots \dots \dots (4.1)$$

Dimana:

CR = laju degradasi (mmpy)

EW = *equivalent weight* (gram)

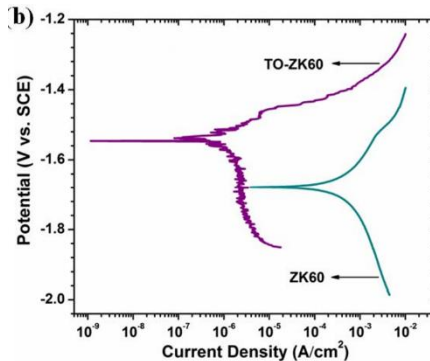
ρ = *density* (g/cm³)

icorr = rapat arus (μ A/cm²)

4.2.1 Pengujian *Potensiodynamic Polarization*

Pada pengujian dengan menggunakan metode polarisasi yang dilakukan oleh Jin, dkk (2016), nilai *Ecorr* dari yang didapat dari sampel tanpa lapisan adalah sebesar -1.672 mV dan untuk sampel yang terlapis adalah -1.565 mV. Untuk nilai *icorr* dari sampel yang tidak terlapis adalah $724,0 \pm 86,1 \mu$ A/cm² dan untuk sampel yang

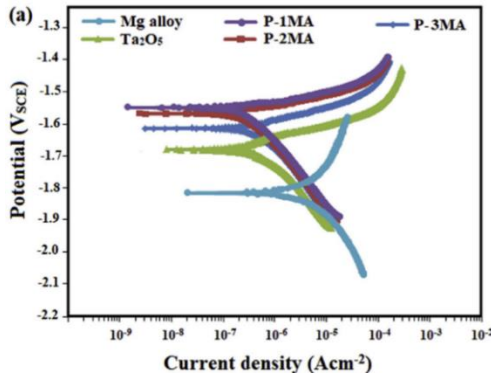
terlapisi adalah $1,334 \pm 0,066 \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Berdasarkan perhitungan dengan menggunakan persamaan 4.1, dengan EW dari magnesium adalah $24,412/2$ g dan densitas dari sampel ZK60 adalah $1,83 \text{ g}/\text{cm}^3$, didapatkan laju degradasi sebesar $15,7$ mmpy untuk sampel yang tidak terlapisi dan $0,03$ mmpy untuk sampel yang terlapisi. Kurva polarisasi dari pengujian menggunakan alat potensiostat dapat dilihat pada Gambar 4.9.



Gambar 4.9 Nilai E_{corr} dan I_{corr} pada pengujian dengan menggunakan alat Potensiostat (Jin, 2016)

Hasil yang hampir sama diperlihatkan oleh penelitian yang dilakukan oleh Bakhsheshi-Rad, dkk (2019). Pada pengujian laju korosi dengan metode polarisasi, didapatkan hasil E_{corr} yang lebih positif untuk sampel dengan lapisan dengan tipis Ta_2O_5 , yaitu sebesar -1.679 mV. Sedangkan untuk sampel yang tidak terlapisi adalah -1.790 mV. Pada hasil pengujian yang didapat juga terjadi penurunan i_{corr} pada sampel yang terlapisi yaitu dari $184,3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ ke $51,7 \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Berdasarkan perhitungan dengan menggunakan persamaan 4.1, dengan EW dari magnesium adalah $24.412/2$ g dan densitas dari sampel paduan magnesium adalah $1,3 \text{ g}/\text{cm}^3$, didapatkan laju degradasi sebesar $4,01$ mmpy untuk sampel yang tidak terlapisi dan $1,12$ mmpy untuk sampel yang terlapisi.

Kurva polarisasi dari masing-masing sampel dapat dilihat pada Gambar 4.10.

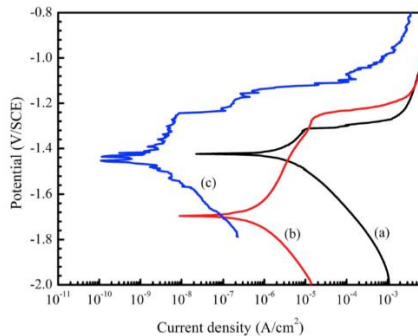


Gambar 4.10 Kurva polarisasi pada pengujian dengan menggunakan alat Potensiostat (Bakhsheshi-Rad, 2019)

Hasil yang linear juga didapat pada penelitian yang dilakukan oleh Li, dkk (2020). Hasil oksidasi pada sampel dengan menggunakan metode MAO menghasilkan banyak sekali poros yang dapat menyebabkan distribusi lapisan yang tidak merata dan perlindungan terhadap reaksi korosif yang tidak maksimal (Yu, 2019). Oleh karena itu, dibutuhkan *surface treatment* tambahan untuk menutupi poros tersebut dan menghasilkan ketahanan korosi yang maksimal, yaitu dengan mendeposisikan lapisan tipis Ta₂O₅ dengan menggunakan metode ALD.

Pada pengujian dengan metode polarisasi didapatkan E_{corr} yang tidak meningkat secara linear. Setelah dilakukan oksidasi dengan metode MAO, E_{corr} menurun dari -1.720 mV ke -1.440 mV. Hal tersebut dapat terjadi karena adanya reaksi galvanik yang dapat terjadi karena permukaan yang tidak merata (Zuchry, 2017). Kemudian deposisi lapisan tipis Ta₂O₅ menyebabkan E_{corr} kembali naik menjadi -1.440 mV. Hasil pengujian yang didapat menunjukkan i_{corr} yang turun secara signifikan dari 5,88 μA/cm² ke

$2,23 \times 10^{-3} \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Berdasarkan perhitungan dengan menggunakan persamaan 4.1, dengan EW dari magnesium adalah 24,412/2 g dan densitas dari sampel AZ31B adalah $1,77 \text{ g}/\text{cm}^3$, didapatkan laju degradasi sebesar 0,13 mmpy untuk sampel yang tidak terlapsi dan $0,52 \times 10^{-4}$ mmpy untuk sampel yang terlapsi. Kurva polarisasi dari masing-masing jenis sampel dapat dilihat pada Gambar 4.11.

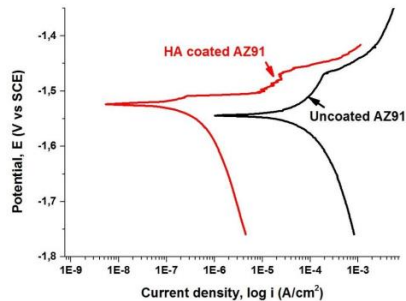


Gambar 4.11 Kurva polarisasi pada pengujian dengan menggunakan alat Potensiostat (Li, 2020)

Lapisan tipis yang dideposisikan pada penelitian yang dilakukan oleh Mukhametkaliyev, dkk (2017) berhasil terdeposisi secara merata pada permukaan sampel paduan magnesium AZ91D. Hal tersebut umum terjadi pada lapisan tipis yang dideposisikan dengan metode PVD RF Sputtering dimana kualitas lapisan akan sangat baik dan terbebas dari poros (Cash, 1970). Pengujian laju korosi dilakukan menggunakan metode *Potensiodynamic Polarisation* dan EIS.

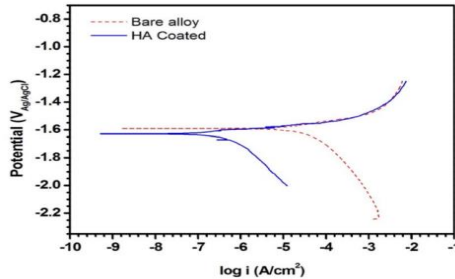
Pengujian dengan menggunakan metode polarisasi menghasilkan potensial yang terjadi ketika reaksi katodik dan anodik berlangsung (Ecorr) lebih besar pada paduan yang dilapsi oleh Lapisan tipis Ca-P atau dengan kata lain Ecorr yang didapat pada sampel yang tidak terlapsi lebih negatif, yaitu sebesar -1.540

mV. Untuk sampel yang terdeposisi Lapisan tipis Ca-P didapatkan E_{corr} sebesar -1.520 mV. Untuk i_{corr} yang didapat pada sampel yang tidak terlapis adalah sebesar $80,88 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ dan menurun secara signifikan pada sampel yang terdeposisi Lapisan tipis Ca-P, yaitu sebesar $0,35 \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Berdasarkan perhitungan dengan menggunakan persamaan 4.1, dengan EW dari magnesium adalah $24,412/2$ g dan densitas dari sampel AZ91D adalah $1,81 \text{ g}/\text{cm}^3$, didapatkan laju degradasi sebesar $1,78$ mmpy untuk sampel yang tidak terlapis dan $0,77 \times 10^{-2}$ mmpy untuk sampel yang terlapis. Hasil pengujian dengan metode polarisasi dapat dilihat pada Gambar 4.12.



Gambar 4.12 Kurva Polarisasi hasil pengujian dengan metode *potensiodynamic polarization* (Mukhametkaliyev, 2017)

Sumerneva, dkk (2015) mendapatkan hasil yang sama melalui deposisi Lapisan tipis Ca-P pada permukaan paduan magnesium dengan Ca sebagai kandungan terbesarnya. Pada pengujian dengan metode polarisasi, sampel yang tidak dilapis memiliki i_{corr} sebesar $90 \pm 14,1 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ dan pada sampel yang terdeposisi Lapisan tipis Ca-P memiliki i_{corr} sebesar $1,8 \pm 1,8 \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Kurva polarisasi hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.13, untuk nilai i_{corr} , E_{corr} , dan laju degradasi dapat dilihat pada Tabel 4.1.



Gambar 4.13 Kurva polarisasi untuk kedua jenis sampel
(Sumerneva, 2015)

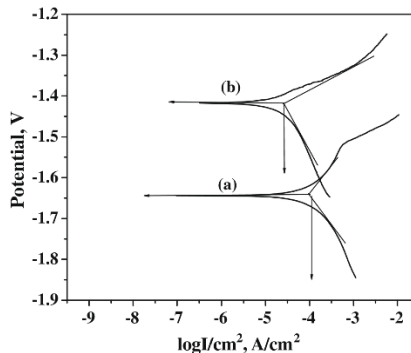
Tabel 4.1 Nilai E_{corr} , i_{corr} , dan *degradation rate* dari hasil pengujian menggunakan metode *Potensiodynamic Polarisation* (Sumerneva, 2015)

Sampel	E_{corr} (V)	i_{corr} ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$)	Laju Degradasi (mm/year)
Tanpa Lapisan	$-1,63 \pm 0,06$	$90 \pm 14,1$	$2,07 \pm 0,32$
Dengan Lapisan	$-1,62 \pm 0,01$	$1,8 \pm 1,8$	$0,04 \pm 0,04$

Pernyataan yang sama untuk hasil pengujian laju korosi dengan menggunakan metode *potensiodynamic polarization* juga dinyatakan oleh Wang, dkk (2010) Pengujian laju korosi dilakukan dengan menggunakan metode *potensiodynamic polarization*.

Dengan adanya Lapisan tipis Ca-P yang terdeposisi pada permukaan substrat sampel paduan magnesium, E_{corr} yang didapat pada pengujian laju korosi dengan metode polarisasi meningkat sebesar 230 mV. Potensial korosi yang dihasilkan Pada sampel yang terdeposisi Lapisan tipis Ca-P adalah -1.414 mV sedangkan pada sampel yang tidak terlapis adalah -1.645 mV. Untuk kerapatan arus korosi (i_{corr}) yang dihasilkan pada sampel yang tidak terlapis adalah $110 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ dan pada sampel yang

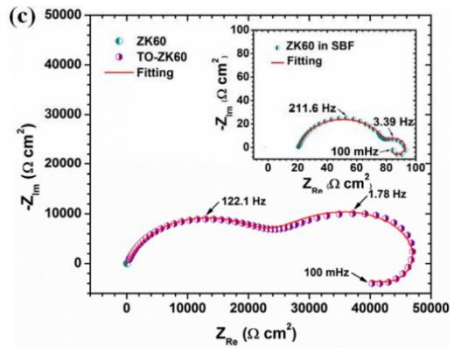
terdeposisi lapisan tipis adalah $25 \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Berdasarkan perhitungan dengan menggunakan persamaan 4.1, dengan EW dari magnesium adalah $24,412/2 \text{ g}$ dan densitas dari sampel AZ31B adalah $1,71 \text{ g}/\text{cm}^3$, didapatkan laju degradasi sebesar $2,56 \text{ mmpy}$ untuk sampel yang tidak terlapisi dan $0,58 \text{ mmpy}$ untuk sampel yang terlapisi. Kurva polarisasi yang dihasilkan dapat dilihat pada Gambar 4.14.



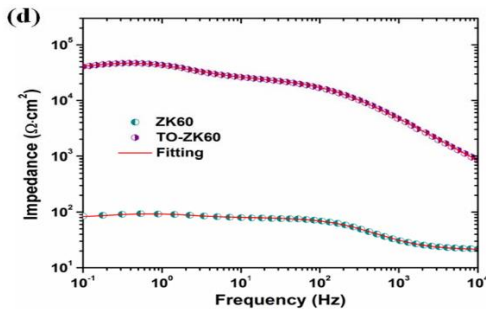
Gambar 4.14 Kurva polarisasi untuk sampel (a) yang tidak terlapisi dan (b) sampel yang terdeposisi Lapisan tipis Ca-P (Wang, 2010)

4.2.2 Pengujian *Electrochemical Impedance Spectroscopy* (EIS)

Pada pengujian EIS yang dilakukan oleh Jin, dkk (2016), sampel yang terdeposisi lapisan tipis Ta_2O_5 memiliki peningkatan pada R_1 (dari $59,46 \Omega \text{ cm}^2$ ke $2,313 \times 10^4 \Omega \text{ cm}^2$), R_2 (dari $12,57 \Omega \text{ cm}^2$ ke $2,870 \times 10^4 \Omega \text{ cm}^2$), dan R_p (dari sekitar $85 \Omega \text{ cm}^2$ ke sekitar $46.000 \Omega \text{ cm}^2$). Kurva hasil pengujian dengan metode EIS dapat dilihat pada Gambar 4.15 dan Gambar 4.16.

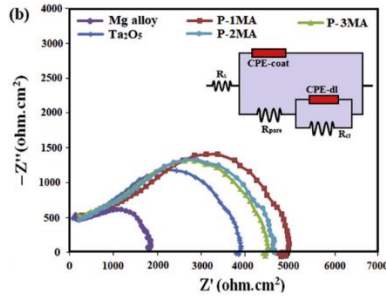


Gambar 4.15 Kurva Nyquist hasil pengujian dengan metode EIS (Jin, 2016)



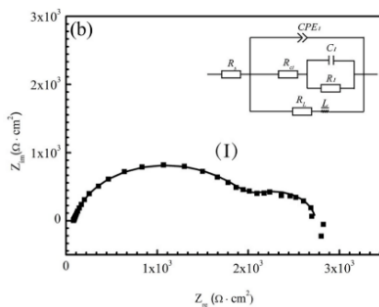
Gambar 4.16 Plot Bod nilai impedansi pada pengujian dengan menggunakan metode EIS (Jin, 2016)

Pada pengujian EIS yang dilakukan oleh Bakhsheshi-Rad, dkk (2019), didapatkan R_{ct} yang meningkat lebih dari dua kali lipat pada sampel yang terdeposisi lapisan tipis Ta_2O_5 yaitu dari $1.810 \Omega \cdot cm^2$ ke $3.920 \Omega \cdot cm^2$. Nilai R_p yang didapat juga meningkat dari sekitar $1700 \Omega \cdot cm^2$ sekitar $4500 \Omega \cdot cm^2$. Kurva Nyquist hasil pengujian dengan metode EIS dapat dilihat pada Gambar 4.17.

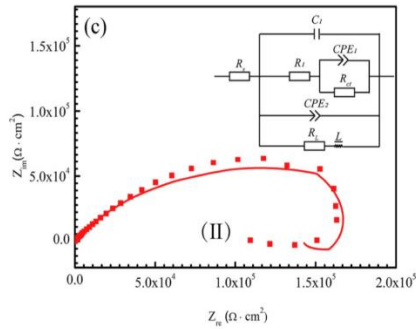


Gambar 4.17 Kurva Nyquist hasil pengujian dengan menggunakan metode EIS (Bakhsheshi-Rad, 2019)

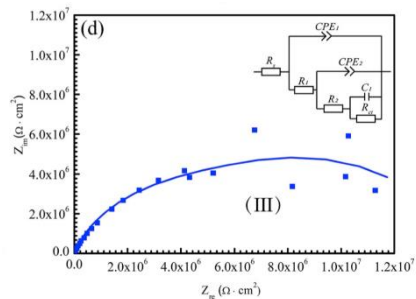
Pada pengujian EIS yang dilakukan oleh Li, dkk (2020), didapatkan hasil hambatan yang meningkat secara sangat signifikan pada sampel yang terdeposisi lapisan tipis Ta_2O_5 memiliki peningkatan pada R_1 (dari $2,13 \times 10^3 \Omega \text{ cm}^2$ ke $3,48 \times 10^3 \Omega \text{ cm}^2$), R_2 sebesar $1,09 \times 10^7 \Omega \text{ cm}^2$, dan Nilai R_p (dari sekitar $2,8 \times 10^3 \Omega \text{ cm}^2$ ke $1,2 \times 10^7 \Omega \text{ cm}^2$). Kurva Nyquist hasil pengujian dengan metode EIS dapat dilihat pada Gambar 4.18 – 4.20.



Gambar 4.18 Kurva Nyquist untuk sampel yang tidak terlapis (Li, 2020)

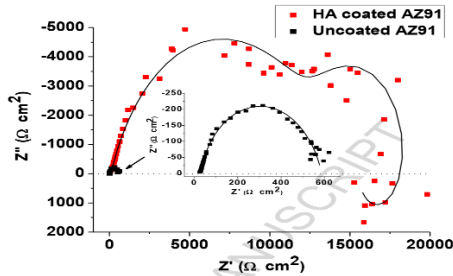


Gambar 4.19 Kurva Nyquist untuk sampel yang teroksidasi (Li, 2020)



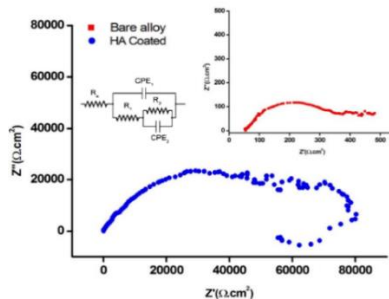
Gambar 4.20 Kurva Nyquist untuk sampel yang terdeposisi lapisan tipis Ta_2O_5 (Li, 2020)

Pada pengujian EIS yang dilakukan oleh Mukhametkaliyev, dkk (2017), sampel yang terdeposisi Lapisan tipis Ca-P mengalami peningkatan secara signifikan pada R_1 (dari $36,8 \Omega \text{ cm}^2$ ke $13.700 \Omega \text{ cm}^2$) dan R_2 (dari $520,2 \Omega \text{ cm}^2$ ke $6.786 \times 10^4 \Omega \text{ cm}^2$). Nilai R_p yang dihasilkan adalah sebesar $31.800 \Omega \text{ cm}^2$. Kurva Nyquist hasil pengujian dengan metode EIS dapat dilihat pada Gambar 4.21.



Gambar 4.21 Kurva Nyquist hasil pengujian dengan metode EIS (Mukhametkaliyev, 2017)

Pada pengujian dengan menggunakan EIS yang dilakukan oleh Sumerneva, dkk (2015), nilai R_p yang dihasilkan pada sampel yang terdposisi Lapisan tipis Ca-P adalah $63.346 \pm 13.422 \Omega \cdot \text{cm}^2$. Dan pada sampel yang tidak dilapisi nilai R_p yang dihasilkan adalah $413 \pm 11 \Omega \cdot \text{cm}^2$. R_p adalah hasil penjumlahan dari R_1 dan R_2 . Hasil pengujian EIS pada kedua jenis sampel dapat dilihat pada Gambar 4.22 dan Tabel 4.2.



Gambar 4.22 Kurva Nyquist hasil pengujian dengan metode EIS (Sumerneva, 2015)

Tabel 4.2 Nilai R_s , CPE_1 , R_1 , CPE_2 , R_2 , dan R_p pada kedua jenis sampel (Sumerneva, 2015)

Sampel	CPE_1 ($\Omega^1.cm^2.s \times 10^{-9}$)	R_1 ($\Omega.cm^2$)	CPE_2 ($\Omega^1.cm^2.s \times 10^{-9}$)	R_2 ($\Omega.cm^2$)	R_p ($\Omega.cm^2$)
Tanpa Lapisan	$815,5 \pm 110,3$	21 ± 15	$17,8 \pm 4,4$	392 ± 3	413 ± 11
Dengan Lapisan	$0,017 \pm 0,01$	1.886 ± 1.344	$0,64 \pm 0,02$	61.460 ± 12.077	63.346 ± 13.422

4.1.3 Pembahasan Hasil Pengujian Laju Degradasi

Pengujian laju degradasi pada kedua jenis lapisan tipis sama-sama menggunakan metode *Potensiodynamic Polarisation* dan *Electrochemical Impedance Spectroscopy* (EIS). Baik menggunakan *Potensiodynamic Polarisation* ataupun EIS kedua lapisan tipis dapat meningkatkan corrosion resistance secara signifikan. Larutan SBF yang digunakan juga memiliki komposisi ion aktif seperti yang terdapat dalam darah untuk menyimulasikan kondisi dalam tubuh yang memiliki banyak cairan yang bersifat asam (Uddin, 2019).

Teori dalam pengujian laju korosi dengan metode polarisasi mengatakan bahwa semakin negatif potensial korosi (E_{corr}) maka laju korosi yang dihasilkan akan semakin cepat. Kerapatan arus korosi (I_{corr}) yang semakin besar juga akan menghasilkan hal yang sama (Xu, 2014). Berdasarkan pada persamaan 4.2, tahanan permukaan (R_p) juga dipengaruhi oleh i_{corr} , dimana i_{corr} yang semakin kecil akan menghasilkan tahanan permukaan yang lebih besar sehingga laju korosi yang dihasilkan pun juga akan lebih lambat.

$$R_p = \frac{\beta_a \times \beta_c}{2,303 \times (i_{corr}) \times (\beta_a + \beta_c)} \dots\dots\dots(4.2)$$

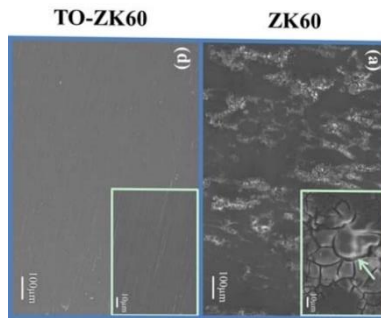
Dimana:

- R_p = Tahanan Permukaan (Ω cm²)
- β_a = Konstanta Tafel Anoda
- β_c = Konstanta Tafel Katoda
- i_{corr} = Rapat arus (μA/cm²)

Dapat dilihat bahwa seluruh penelitian yang dilakukan, baik dengan deposisi lapisan tipis Ta₂O₅ atau CaP, semuanya menghasilkan perubahan yang positif terhadap i_{corr} dan E_{corr} pada pengujian dengan metode polarisasi. Pada pengujian dengan metode EIS pun demikian. Berdasarkan teorinya, semakin besar hambatan total yang dihasilkan dan semakin kecil kapasitansi yang didapat maka pengaruhnya terhadap penurunan laju korosi pun akan lebih maksimal (Mallick, 2016). Hal yang perlu diperhatikan adalah seberapa signifikan masing-masing lapisan tipis dapat menurunkan laju korosi yang dihasilkan.

Pada lapisan tipis Ta₂O₅, tantalum yang berperan sebagai lapisan tipis memiliki sifat inert yang menjadikan sampel tersebut menjadi sangat tidak reaktif (Wang, 2012). Tantalum juga tidak mudah larut dalam lingkungan yang netral ataupun asam (Kontinen, 2008). Tantalum juga merupakan unsur yang memiliki single phase yaitu α body-centered cube sehingga akan meminimalisir munculnya perbedaan potensial yang dapat memicu terjadinya korosi galvanic (Mason, 2000). Deposisi lapisan tipis (Ta₂O₅) oleh Li, dkk (2020) menghasilkan pengaruh yang terbaik dengan cara menggabungkan dua metode pelapisan yaitu MAO dan ALD. E_{corr} dan I_{corr} yang dihasilkan melalui pengujian dengan metode polarisasi adalah -1.400 mV dan 2,23 x 10⁻³ μA/cm². Pengujian EIS yang dilakukan menghasilkan charge transfer resistance yang mencapai 3,99 x 10⁶ Ω.cm². Berdasarkan data tersebut dapat dihasilkan laju korosi yang hanya mencapai 0,0005 mm/year. Seluruh lapisan tipis Ta₂O₅ memiliki kristalinitas yang Amorphous. Dimana lapisan yang memiliki kristalinitas Amorphous akan memaksimalkan proteksi terhadap lingkungan

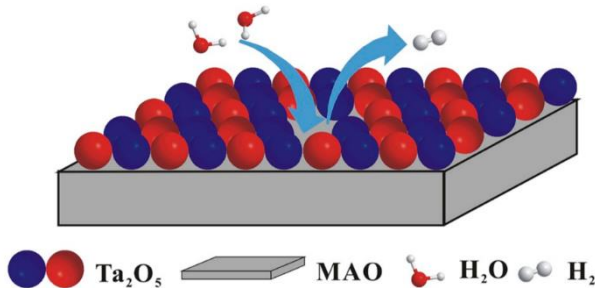
yang korosif. Hal tersebut dapat terjadi dikarenakan lapisan dengan kristalinitas amorphous memiliki kerapatan yang lebih baik. Ketebalan dari lapisan tipis Ta_2O_5 juga perlu diperhatikan agar mendapatkan proteksi yang maksimal, dimana menurut Jin, dkk (2016) ketebalan yang optimal dari lapisan tipis Ta_2O_5 adalah 1-1,5 μm . Perbedaan morfologi dari hasil pengujian laju degradasi antara sampel yang tidak terlapis dan yang dideposisikan lapisan tipis Ta_2O_5 dapat dilihat pada Gambar 4.23.



Gambar 4.23 Perbedaan morfologi dari hasil pengujian laju degradasi antara sampel yang tidak terlapis dan yang dideposisikan lapisan tipis Ta_2O_5 (Jin, 2016)

Namun, lapisan tipis Ta_2O_5 memiliki kekurangan yaitu mudah terjadinya *pitting corrosion* pada lapisan tipis tersebut. Apabila H_2O pada lingkungan netral sudah mencapai permukaan sampel maka akan terjadi reaksi kimia antara α -Mg dan H_2O yang akan membentuk senjawa H_2 sehingga akan menyebabkan kerusakan local pada lapisan tipis Ta_2O_5 melalui terjadinya *pitting corrosion*. Hal tersebut juga didukung oleh pernyataan dari Jin, dkk (2016) dimana hasil deposisi lapisan tipis yang merata pada seluruh permukaan sampel akan tetap mempermudah terjadinya korosi apabila terdapat titik lemah dari lapisan tersebut yang menyebabkan partikel korosif mencapai permukaan magnesium dengan cepat. Hal tersebut akan membuat paduan magnesium

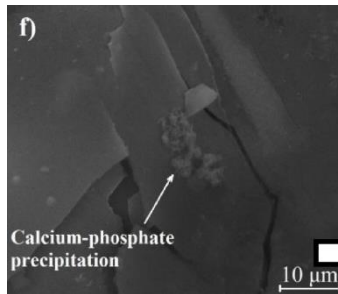
terlarut tanpa memerlukan waktu yang lama sehingga akan memengaruhi bagian lapisan tipis yang lain. Skema terjadinya *pitting corrosion* pada lapisan tipis Ta_2O_5 dapat dilihat pada Gambar 4.24.



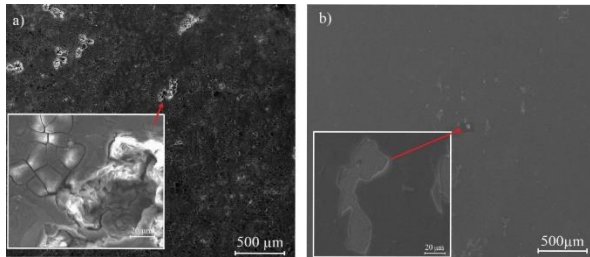
Gambar 4.24 Skema terjadinya pitting corrosion pada lapisan tipis Ta_2O_5 (Li, 2020)

Lapisan tipis Ca-P hasil deposisi dari material target *Hydroxyapatite* dapat dijadikan menjadi penghalang terjadinya kelarutan pada permukaan magnesium karena adanya perbedaan *dissolution properties* yang disebabkan oleh lapisan tipis tersebut (Acheson, dkk 2019). Sebuah studi lebih lanjut telah dilakukan untuk mengetahui pengaruh ketebalan dari lapisan tersebut. Semakin tebal Lapisan tipis Ca-P yang dihasilkan, seperti contohnya pada rentang 500-750 nm (Soballe, 1993), maka perbedaan *dissolution properties* untuk menghambat terjadinya kelarutan pada permukaan sampel magnesium pun akan semakin berpengaruh. Sehingga laju degradasi yang terjadi juga akan semakin lambat. Unsur Ca dan P pada Lapisan tipis Ca-P akan mudah mengalami presipitasi ketika sampel berada pada lingkungan yang korosif. Unsur Ca dan P yang berukuran skala mikro akan mudah menumpuk pada batas butir dari sampel paduan magnesium atau yang berukuran lebih besar dapat menumpuk garis-garis sejajar yang timbul akibat efek *polishing* pada proses

preparasi spesimen. Hal tersebut sesuai dengan pernyataan dari Mukhametkaliyev, dkk (2017) yang mendapatkan morfologi dari hasil karakterisasi menggunakan *Scanning Electron Microscope* (SEM) pada sampel paduan magnesium yang sudah terkorosi dimana terjadi presipitasi unsur Ca dan P pada permukaan sampel paduan magnesium. Presipitasi tersebut dapat menjadi proteksi terhadap korosi intergranular yang merupakan fenomena korosi yang terjadi pada batas butir (Galvele, 1970). Hal tersebut dapat diamati pada Gambar 4.25. Hasil deposisi lapisan tipis yang dilakukan oleh Wang, dkk (2010) dengan metode *Electrodeposition* juga menyatakan hal positif dari pengaruhnya terhadap ketahanan terhadap korosi. Unsur phosphorus yang terdapat pada Lapisan tipis Ca-P membentuk lapisan yang memiliki tekstur seperti gel. Lapisan tersebut dapat menutupi seluruh permukaan dari sampel paduan magnesium secara sempurna dan dapat menjadi pelindung utama dari lingkungan yang bersifat korosif (Elzbieta, 2004). Perbedaan morfologi dari hasil pengujian laju degradasi antara sampel yang tidak terlapsi dan yang dideposisikan Lapisan tipis Ca-P dapat dilihat pada Gambar 4.26.



Gambar 4.25 Presipitasi dari unsur Ca dan P yang terjadi pada batas butir paduan magnesium (Jin, 2016)



Gambar 4.26 Perbedaan morfologi dari hasil pengujian laju degradasi antara sampel yang tidak terlapis dan yang dideposisikan Lapisan tipis Ca-P (Mukametkaliyev, 2017)

Untuk mempermudah mengamati pengaruh dari deposisi Lapisan tipis Ca-P dan lapisan tipis Ta₂O₅ yang dideposisikan pada permukaan paduan magnesium secara kuantitatif, dapat dilihat Tabel 4.3 yang menunjukkan perbandingan dari hasil deposisi Lapisan tipis Ca-P dan lapisan tipis Ta₂O₅ terhadap laju degradasi dari masing-masing sampel.

Tabel 4.3 Perbandingan pengaruh dari deposisi lapisan tipis Ta₂O₅ dan Lapisan tipis Ca-P yang dideposisikan pada permukaan paduan magnesium untuk menurunkan laju degradasi

Jurnal	Metode	Substrat		<i>Electrolytic Impedance Spectroscopy (EIS)</i>	<i>Potensiodynamic Polarisation</i>		Laju Korosi (mmpy)	
				Tahanan Permukaan (Ω cm ²)	E _{corr} (mV)	I _{corr} (μ A/cm ²)		
Ta 2 O 5	Jin, dkk, 2016	PVD	ZK60	U	85	-1.672	724,0 ± 86,1	15,7 mmpy
				C	46.000	-1.565	1,334 ± 0,066	0,03 mmpy
	Baksh eshi-Rad, dkk, 2019	PVD	Mg-Zn-Based Alloy	U	1.700	-1.790	184,3	4,01 mmpy
				C	4.500	-1.697	51,7	1,12 mmpy
	Li, dkk, 2019	MAO + ALD	AZ31B	U	2.800	-1.720	5,88	0,13 mmpy
				C	1,2 x 10 ⁷	-1.440	2,23 x 10 ⁻³	0,52 x 10 ⁻⁴ mmpy
Mukh ametk aliyev, dkk, 2017	PVD	AZ91D	U	390	-1.540	80,88	1,78 mmpy	
			C	31.800	-1.520	0,35	0,77 x 10 ⁻² mmpy	
Ca P	Sumer neva, dkk, 2015	PVD	Mg-Ca-Based Alloy	U	413 ± 11	-1.630	90 ± 14,1	2,07 mmpy
				C	63.346 ± 13.422	-1.620	1,8 ± 0,8	0,04 mmpy

Wang, dkk, 2010	ELD	AZ31B	U	-	-1.645	110	2,56 mmpy
			C	-	-1.414	25	0,58 mmpy

*U = Uncoated, C = Coated

Perbedaan mendasar antara Lapisan tipis Ca-P dan lapisan tipis Ta₂O₅ adalah Lapisan tipis Ca-P tidak bersifat inert secara sempurna pada cairan dalam tubuh yang bersifat korosif, berbeda dengan lapisan tipis Ta₂O₅ yang didominasi oleh unsur Ta yang secara alami memiliki sifat inert dan tidak mudah larut. Jadi, seiring dengan berjalannya waktu maka Lapisan tipis Ca-P dan paduan magnesium akan hilang lebih cepat karena terserap secara alami di dalam tubuh.

4.2 Perbandingan Performa berdasarkan Pengujian Sifat *Biocompatibility*

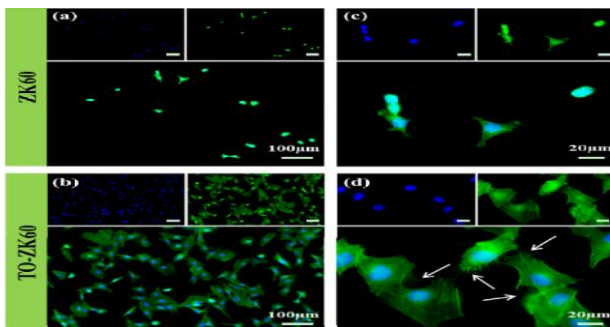
Selain harus memiliki ketahanan terhadap korosi yang baik, paduan magnesium sebagai kandidat kuat untuk menjadi material dasar dari *biodegradable implant*, juga harus memiliki sifat *biocompatibility* yang baik untuk menyesuaikan dengan keadaan di dalam tubuh. Paduan magnesium juga harus dapat mengakselerasi pertumbuhan jaringan baru pada tulang sekaligus memberikan sifat mekanik alami serta dapat terdegradasi menjadi produk yang tidak beracun sehingga akan mudah dihilangkan dari tubuh (Sheikh, 2015). Pengujian sifat *biocompatibility* dapat dilakukan melalui uji *cytotoxicity* dengan metode MTT Assay ataupun dengan melakukan pengujian sifat *antibacterial*.

4.2.1 Pengujian *Cytotoxicity* dan Sifat *Antibacterial*

Penelitian yang dilakukan oleh Jin, dkk (2016) dilanjutkan dengan mengevaluasi *cytocompatibility* dari lapisan tipis Ta₂O₅ melalui metode *direct cell adhesion* dan *indirect cell poliferation*. Sel yang digunakan adalah sel tikus osteoblast MC3T3-E1. Pada metode *indirect cell proliferation*, sampel diekstrak dengan

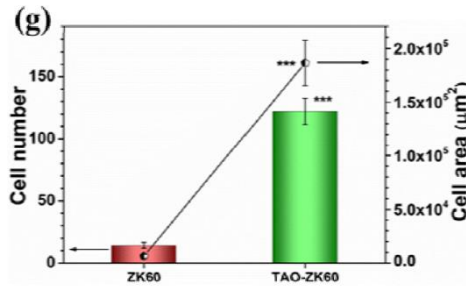
menggunakan DMEM pada atmosfer dengan kelembapan yang ideal, mengandung oksigen 5%, dan temperature 37°C.

Setelah dilakukam immerse selama 8 jam dengan metode *direct cell adhesion*, beberapa sel dapat terlihat di permukaan sampel yang tidak terlapisi. Namun, jumlah sel yang terlihat lebih banyak pada permukaan sampel yang dideposisikan lapisan tipis Ta₂O₅. Bahkan faktanya sel yang terdapat pada permukaan lapisan yang terlapisi memiliki bentuk yang lebih panjang dan menyebar dengan baik. Hal tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.27.



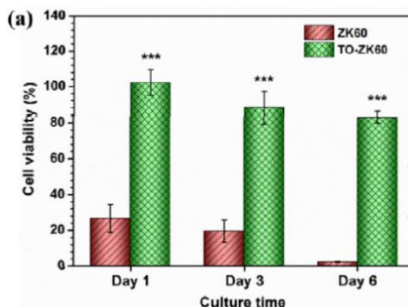
Gambar 4.27 Penyebaran sel MC3T3-E1 pada permukaan sampel yang tidak dilapisi (a,c) dan yang terdposisi lapisan tipis Ta₂O₅ (b,d) (Jin, 2016)

Hasil deposisi lapisan tipis Ta₂O₅ dapat mendukung kelangsungan hidup sel yang dibuktikan dengan adanya peningkatan jumlah sel yang hidup dan luas permukaan dari 14 menjadi 122 dan dari 1957.9 μm² menjadi 20939.9 μm². Peningkatan tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.28.



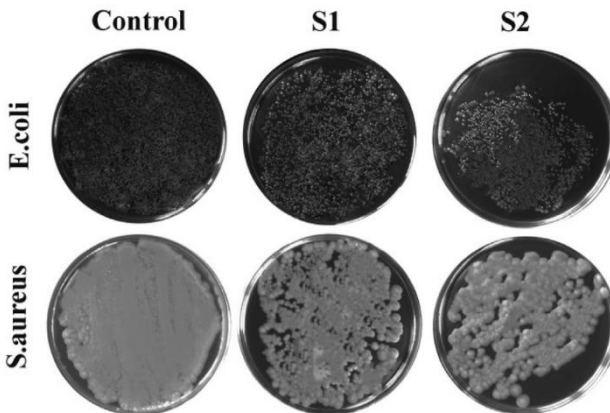
Gambar 4.28 Jumlah sel MC3T3-E1 dan luas permukaannya pada permukaan kedua jenis sampel (Jin, 2016)

Pada pengujian dengan metode *indirect cell proliferation*, 70% ekstrak dari sampel yang tidak terlapisi menghasilkan *cytotoxicity* yang tinggi dibuktikan dengan berkurangnya sel MC3T3-E1 secara drastis. Setelah diinkubasi selama enam hari, jumlah sel yang hidup hanya sedikit. Hasil yang berbanding terbalik terjadi pada sampel yang dideposisikan lapisan tipis. Setelah diinkubasi selama 6 hari dengan menggunakan ekstrak dari sampel tersebut, kelangsungan hidup dari sel MC3T3-E1 adalah sebesar 83%. *In vitro cell cytotoxicity* dari kedua jenis sampel tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.29.



Gambar 4.29 *In vitro cell cytotoxicity* pada kedua jenis sampel (Jin, 2016)

Sifat *antibacterial* yang baik juga diperlukan untuk menunjang performa paduan magnesium sebagai *base material* untuk *biodegradable implant*. Oleh karena itu, Bakhsheshi-Rad, dkk (2019) melakukan uji sifat *antibacterial* dengan metode *disc diffusion* menggunakan bakteri Gram-Positif (*S. aureus*) dan Gram-negatif (*E. coli*). Lapisan tipis Ta₂O₅ pada permukaan sampel paduan magnesium berhasil meningkatkan sifat *antibacterial*. Namun, peningkatan sifat *antibacterial* tersebut tidak terlalu signifikan seperti yang terlihat pada Gambar 4.30. Zona yang terhindar dari aktivitas bakteri hanya berkurang sedikit dari sebelumnya.

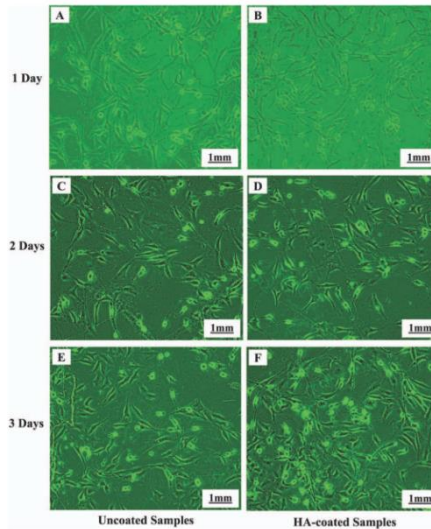


Gambar 4.30 Aktivitas antibakterial pada (S1) sampel yang tidak terlapis dan (S2) sampel yang terdeposisi lapisan tipis Ta₂O₅ (Bakhsheshi-Rad, 2019)

Guan, dkk (2011) melakukan proses pelapisan hydroxyapatite di atas permukaan paduan magnesium yang memiliki komposisi 4 wt% Zn, 1 wt% Ca, dan 0.6 wt% Zr. Lapisan

tipis yang dihasilkan memiliki rasio antara unsur Ca dan P adalah sebesar 1.77. Rasio tersebut sangat dekat dengan unsur Ca dan P dalam tulang, yaitu 1.67 (Tan, 2013). Pengujian *cytotoxicity* dilakukan melalui metode MTT Assay dengan menggunakan sel *fibroblast* L929.

Hasil pengujian *cytotoxicity* dengan rentang 1-3 hari mengatakan bahwa kultur sampai hari terakhir kedua jenis sampel berhasil membuat sel berkembang dengan baik ditandai dengan bentuk sel berupa spherical yang menunjukkan bahwa semua sel yang ditanam pada permukaan kedua jenis sampel dalam keadaan sehat dan dapat tumbuh serta berkembang dengan baik. Hal yang membedakan dari kedua jenis sampel tersebut adalah relative growth rate (RGR%) per harinya. Pada kultur hari pertama, sampel yang tidak terlapiasi menghasilkan RGR hingga 98% sedangkan sampel dengan Lapisan tipis Ca-P menghasilkan RGR hingga 100%. Pada kultur hari kedua, sampel yang tidak terlapiasi menghasilkan RGR hingga 85% dari jumlah hari pertama sedangkan sampel dengan Lapisan tipis Ca-P menghasilkan RGR hingga 90% jumlah dari hari pertama. Pada kultur hari ketiga, sampel yang tidak terlapiasi menghasilkan RGR hingga 88% dari jumlah hari kedua sedangkan sampel dengan Lapisan tipis Ca-P menghasilkan RGR hingga 90% jumlah dari hari kedua. Perkembangan sel fibroblast dari hari pertama hingga hari ketiga dapat dilihat pada Gambar 4.31.

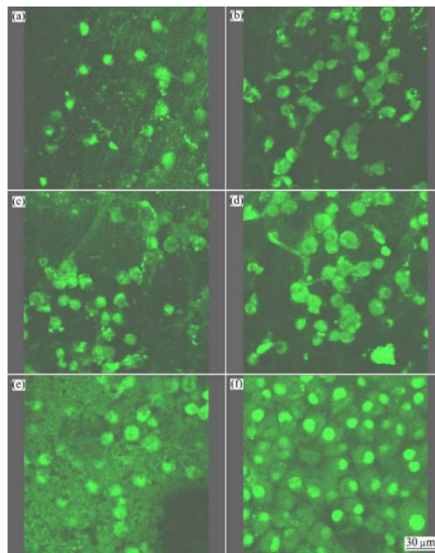


Gambar 4.31 Perkembangan sel fibroblast L929 (Guan, 2011)

Pernyataan yang sama mengenai *cytocompatibility* juga dihasilkan melalui penelitian yang dilakukan oleh Xu, dkk (2012). Penelitian tersebut dilakukan melalui proses pelapisan *hydroxyapatite* (lapisan tipis Ca-P) di atas paduan magnesium dengan komposisi 1.1 wt% Mn, 1.05% Zn, dan 0.2 wt% Al. Proses pelapisan dilakukan melalui proses *alkali pretreatment* selama 15 menit. Kemudian dilanjutkan dengan merendam sampel ke dalam larutan asam, lalu direndam dalam larutan yang mengandung *calcium dihydro phosphate* selama 15 menit. Tahap terakhir proses ini adalah sampel dikeringkan dengan menggunakan udara. Pengujian *cytotoxicity* dilakukan melalui kultur sel fibroblast L929 lalu dihitung secara kuantitatif menggunakan metode MTT Assay.

Proses kultur sel pada permukaan kedua jenis sampel dilakukan dengan rentang waktu 1 hari, 3 hari, dan 5 hari. Pada kultur hari pertama, jumlah sel pada sampel yang tidak terlapis adalah sekitar 590/mm² dan untuk sampel dengan Lapisan tipis Ca-P sekitar 810/mm². Pada kultur hari ketiga, jumlah sel pada

sampel yang tidak terlapisi sekitar $610/\text{mm}^2$ dan untuk sampel dengan Lapisan tipis Ca-P sekitar $980/\text{mm}^2$. Pada kultur hari kelima, jumlah sel yang terdapat pada sampel yang tidak terlapisi sekitar $620/\text{mm}^2$ dan untuk sampel dengan Lapisan tipis Ca-P sekitar $1000/\text{mm}^2$. Secara garis besar, sel-sel yang terlihat pada permukaan sampel dengan Lapisan tipis Ca-P berkembang dengan bertambahnya jumlah, ukuran, dan distribusi yang lebih signifikan dibanding dengan sampel yang tidak terlapisi. Perkembangan sel pada masing-masing jenis sampel dapat dilihat pada Gambar 4.32.



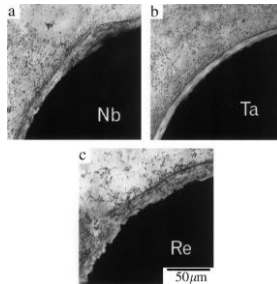
Gambar 4.32 Perkembangan sel fibroblast L929 pada kedua jenis sampel dengan rentang waktu 1 hari, 3 hari, dan 5 hari (Xu, 2012).

4.2.2 Pembahasan Hasil Pengujian Sifat *Biocompatibility*

Seluruh sampel, baik yang dideposisikan Lapisan tipis Ca-P ataupun Ta₂O₅, diuji sifat *biocompatibility*-nya dengan melalui kultur jaringan sel pada permukaan masing-masing sampel. Lalu dilakukan perhitungan untuk didapatkan hasilnya secara kuantitatif, seperti *viability* atau *relative growth rate*, dengan metode MTT Assay. Pengujian sifat *antibacterial* juga dilakukan oleh Bakhsheshi-Rad, dkk (2019) pada paduan magnesium Mg-Zn-Ca yang dideposisikan Lapisan tipis Ca-P.

Pada kultur sel MC3T3-E1 yang dilakukan oleh Jin, dkk (2016) melalui metode *direct cell adhesion*, terlihat bahwa sel dapat berkembang dengan baik melalui peningkatan jumlah dan ukuran dalam skala mikro seiring dengan berjalannya waktu pada sampel dengan lapisan tipis Ta₂O₅. Sel juga dapat menyebar dengan baik pada permukaan sampel. Pada metode *indirect cell proliferation* pun lapisan Ta₂O₅ meningkatkan *cytocompatibility* secara signifikan. Hal tersebut dapat terjadi dikarenakan lapisan tipis Ta₂O₅ memiliki *biocompatibility* dan ketahanan terhadap korosi yang baik sehingga dapat menjadi media yang stabil untuk sel berkembang dan menyebar pada permukaan sampel. Pernyataan tersebut didukung oleh penelitian yang dilakukan Matsuno, dkk (2001) dimana disebutkan bahwa Tantalum merupakan salah satu logam dengan sifat *biocompatibility* yang baik sehingga dapat mendukung proses osteogenesis ketika diaplikasikan sebagai implan tulang ataupun lapisannya. Kemudian untuk dapat membuat ikatan yang baik dengan tulang, lapisan apatit yang menyerupai tulang harus terbentuk terlebih dahulu pada permukaannya (Kamitakahara, 1991). Tantalum merupakan logam dengan keuletan tinggi yang secara natural dapat membentuk komponen atau lapisan oksida (Ta₂O₅) pada permukaannya (Cardonne, 1995). Gambar 4.33 menunjukkan perbandingan formasi tulang baru yang terbentuk ketika beberapa jenis implant tulang ditanam. Namun, lapisan tipis Ta₂O₅ masih dalam klasifikasi bionert sehingga kemampuan lapisan tipis

tersebut untuk menciptakan ikatan kimiawi dengan tulang tidak sebaik lapisan tipis yang memiliki sifat bioaktif.

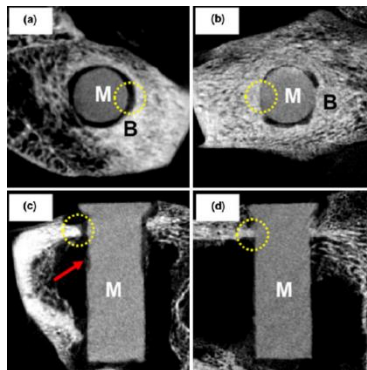


Gambar 4.33 Formasi tulang baru yang terbentuk setelah ditanam implan dengan material (a) Neobium, (b) Tantalum, (c) Rhenium ditanam (Matsuno, 2001)

Pada pengujian sifat *antibacterial* yang dilakukan Bakhsheshi-Rad, dkk (2019) menunjukkan bahwa lapisan tipis Ta_2O_5 dapat mengurangi pertumbuhan bakteri. Walaupun tidak dengan jumlah yang signifikan, hasil tersebut dapat dikategorikan sebagai sesuatu yang positif dikarenakan penting untuk mencegah tulang dari terjadinya infeksi atau iritasi ketika implan sudah ditanam. Hal tersebut dapat terjadi karena lapisan tipis Ta_2O_5 bersifat hidrofobik (Huang, 2019). Lapisan tipis yang bersifat superhidrofilik akan meningkatkan laju pertumbuhan dari bakteri sedangkan lapisan tipis yang memiliki sifat hidrofobik akan memisahkan cairan dari permukaan sehingga dapat menghambat pertumbuhan dari bakteri karena protein yang dibutuhkan oleh bakteri tersebut akan sulit untuk menempel (Zhang, 2013).

Kultur sel yang dilakukan oleh Guan, dkk (2011) dan Xu, dkk (2012) pada sampel paduan magnesium yang dideposisikan Lapisan tipis Ca-P menghasilkan jumlah sel yang bertambah secara signifikan dengan bentuk dan ukuran yang baik. Oleh karena itu, dapat disimpulkan bahwa dengan deposisi Lapisan tipis Ca-P pada permukaan sampel dapat meningkatkan sifat *biocompatibility* dari





sampel secara signifikan. Respon sel terhadap suatu material seperti profilerasi, diferensiasi, dan daya lekat dapat bergantung pada komposisi dari material tersebut (Sugimoto, 1993). Lapisan tipis hasil deposisi dari material target *hydroxyapatite* ke permukaan substrat akan mengandung banyak ion Ca^{2+} yang akan menyerap protein seperti fibronectin dan vimentin yang memiliki efek positif terhadap adhesi sel dan penyebarannya (Ni, 2008). Seperti yang sudah dijelaskan sebelumnya bahwa Lapisan tipis Ca-P dapat melindungi substrat dari *rapid corrosion* dan meminimalisir kemungkinan terjadinya perubahan nilai pH pada larutan sehingga sampel substrat akan mejadi media yang cocok untuk perkembangan sel ataupun jaringan baru pada tulang. Hal tersebut sesuai dengan pernyataan dari Ji, dkk (2011) dimana Lapisan tipis Ca-P dapat meningkatkan respon jaringan tulang terhadap implan. Lapisan tipis Ca-P juga bersifat bioaktif dimana lapisan tersebut dapat menciptakan interaksi yang baik antara implan dan tulang sehingga dapat menghasilkan kontak terhadap tulang yang lebih baik. Perbandingan respon tulang terhadap paduan magnesium yang terdeposisi lapisan tipis Ca-P dan yang tidak terlapsi dapat dilihat pada Gambar 4.34.

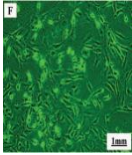
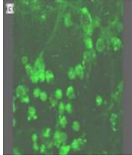
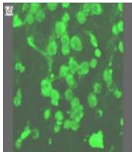


Gambar 4.34 Respon jaringan tulang terhadap (a,c) sampel yang tidak terlapsi dan (b,d) sampel yang terdeposisi Lapisan tipis Ca-P (Ji, 2011)

Perbandingan hasil deposisi masing-masing lapisan tipis terhadap sifat *biocompatibility* dapat dilihat pada Tabel 4.4.

Tabel 4.4 Perbandingan pengaruh dari deposisi masing-masing lapisan tipis terhadap sifat *biocompatibility*

Jurnal	Metode	Substrate and Living Cell	Cytotoxicity (Cultured Cell)		Antibacterial Properties	
			Cell Growth	<i>E. Coli</i>	<i>S. Aureus</i>	
Ta 2 O 5	Jin, dkk, 2016	PVD	ZK60 and MC3T3-E1	U	-	-
				C	-	-
Ca P	Bakshi- Rad, dkk, 2019	PVD	Mg-Zn-Based Alloy	U		
				C		
	Guan, dkk, 2017	ELD	AZ91D and L929	U	-	-

			C		-	-
			U		-	-
Xu, dkk, 2015	CCC	Mg-Ca-Based Alloy and L929	C		-	-

*U = Uncoated, C = Coated

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

4.3 Kesimpulan

Adapun kesimpulan yang didapat pada *review* yang dilakukan pada kesempatan kali ini adalah sebagai berikut :

1. a. Laju degradasi yang dihasilkan oleh paduan magnesium dengan Lapisan tipis Ca-P menurun secara signifikan. Lapisan tipis Ca-P hasil deposisi dari material target *hydroxyapatite* dapat dijadikan menjadi penghalang terjadinya kelarutan pada permukaan magnesium karena adanya perbedaan *dissolution properties* yang disebabkan oleh lapisan tipis tersebut. Unsur Ca dan P pada Lapisan tipis Ca-P mudah mengalami presipitasi ketika sampel berada pada lingkungan yang korosif. Presipitasi tersebut dapat menjadi proteksi tambahan terhadap korosi intergranular yang merupakan fenomena korosi yang terjadi pada batas butir.
b. Lapisan tipis Ca-P yang terdeposisi dapat meningkatkan potensi paduan magnesium sebagai *base material* dari *biodegradable implant*. Lapisan tipis Ca-P menghasilkan jumlah sel yang bertambah secara signifikan dengan bentuk dan ukuran yang baik. Lapisan tipis hasil deposisi dari material target *hydroxyapatite* ke permukaan substrat akan mengandung banyak ion Ca^{2+} yang akan menyerap protein seperti fibronectin dan vimentin yang memiliki efek positif terhadap adhesi sel dan penyebarannya. Lapisan tipis Ca-P bersifat bioaktif dimana lapisan tersebut dapat menciptakan interaksi yang baik antara implan dan tulang sehingga dapat menghasilkan kontak terhadap tulang yang lebih baik.
2. a. Lapisan tipis Ta_2O_5 dapat menurunkan laju degradasi dari paduan magnesium. Lapisan tipis Ta_2O_5 memiliki sifat inert yang menjadikan sampel tersebut menjadi sangat tidak reaktif baik dalam lingkungan netral, basa, ataupun asam. Tantalum juga merupakan unsur yang memiliki *single phase*

yaitu *a body-centered cube* sehingga akan meminimalisir munculnya perbedaan potensial yang dapat memicu terjadinya korosi galvanik.

b. Lapisan tipis Ta₂O₅ dapat menjadikan paduan magnesium sebagai *base material* dari implan yang stabil untuk sel berkembang dan menyebar pada seluruh permukaan implan. Lapisan tipis Ta₂O₅ yang memiliki sifat hidrofobik dapat menghambat pertumbuhan bakteri pada permukaan implan sehingga akan menjaga keadaan implan untuk tetap steril.

4.4 Saran

Adapun saran untuk *review* yang dilakukan pada kesempatan kali ini adalah sebagai berikut :

1. Metode deposisi lapisan tipis yang dipilih agar lebih dipersempit ruang lingkup dan jenisnya.
2. Pengaruh komposisi dari masing-masing paduan magnesium sebaiknya lebih dipertimbangkan.

DAFTAR PUSTAKA

- Acheson, J.G., McKillop, S., Lemoine, P., Boyd, A.R., Meenan, B.J. 2019. "Control of magnesium alloy corrosion by bioactive calcium phosphate coating: Implications for resorbable orthopaedic implants." *Materialia* 6.
- Al Hegy, A., Smith, R., Gauthier, E.R., Gray-Munro, J.E. 2020. "Investigation of a cyanine dye assay for the evaluation of the biocompatibility of magnesium alloys by direct and indirect methods." *Bioactive Materials* 5 (1): 26-33.
- Bakshshesi-Rad, H.R., Ismail, A.H., Aziz, M., Hadisi, Z., Omid, H., Chen, X. 2019. "Antibacterial Activity and Corrosion Resistance of Ta₂O₅ Thin Film and Electrospun PCL/MgO-Ag Nanofiber Coatings on Biodegradable Mg Alloy Implants". *Ceramics International* 45: 11883-11892.
- Bamberger, M., Dehm, G. 2008. "Trends in the Development of New Mg Alloys." *Annual Review of Material Research* 8: 505-533.
- Bane, M., Miculescu, F., Blajan, A., Dinu, M., Antoniac, I.V. 2012. "Failure Analysis of Some Retrieved Orthopedic Implants Based on Materials Characterization." *Solid State Phenomena* 188: 114-117.
- Bronner, F., Farach-Carson M.C., Mikos, A.G. 2006. *Engineering of Functional Skeletal Tissues*. Third Edition. London: Springer.
- Cao, G. 2004. *Nanostructures and Nanomaterials : Synthesis, Properties, and Applications*. London: Imperial College Press.
- Cardonne, S. M., Kumar, P., Michaluk, C. A., Schwartz, H. D. 1995. "Tantalum and Its Alloys." *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials* 13 (4): 187-191.
- Cash Jr, J.H., Richardson, Cunningham, J.A. 1970. "RF Sputtering Method and System." *United States Patent Office* 1-7.

-
- Chandra, G.H., de la Cruz, J.P., Ventura, J. 2011. "The Influence of Argon Pressure and RF Power on the Growth of InP Thin Films." *Semiconductor Science and Technology* 26 (7): 1-8.
- Chang, Y. Y., Huang, H. L., Chen, H. J., Lai, C. H., Wen, C. Y. 2014. "Antibacterial Properties and Cytocompatibility of Tantalum Oxide Coatings." *Surface & Coatings Technology* 259: 193-198.
- Curran, J.A., Clyne, T.W. 2005. "Therm-Physical Properties of Plasma Electrolytic Oxide Coatings on Aluminium." *Surface & Coatings Technology* 199: 168-176.
- Elzbieta, K.C.,. 2004. "Gel-like Layer Development during Formation of Thin Anodic Films on Titanium in Phosphoric Acid Solutions." *Corrosion Science* 46: 2487-2502.
- Gaikhe, Y.S., Chavan, A. M., Pawade, R.S. 2013. "Surface Topography Analysis in Electrophoretic Deposition-Assisted Polishing on AISI 316L Stainless Steel;" *Materials and Manufacturing Process* 28 (6): 676-682.
- Galvele, J. R., de De Micheli, S. M. 1970. "Mechanism of Intergranular Corrosion of Al-Cu Alloys." *Corrosion Science* 10: 795-807.
- Gartzke, A., Julmi, S., Klose, C., Waselau, A., Meyer-Lindenberg, A., Maier, H.J., Besdo, S., Wriggers S. 2020. "A simulation model for the degradation of magnesium-based bone implants." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 101: 1-10.
- Guan, R., Johnson, I., Cui, T., Zhao, T., Zhao, Z., Li, X., Liu, H. 2011. "Electrodeposition of Hydroxyapatite Coating on Mg-4.0Zn-1.0Ca-0.6Zr Alloy and In Vitro Evaluation of Degradation, Hemolysis, and Cytotoxicity." *Society for Biomaterials* 999-1015.
- Hermastuti, R. Purniawan, A., Purwaningsih, H., Atmono, T.M. 2017. *Pengaruh Waktu Deposisi dan Tekanan Gas Argon Proses Physical Vapour Deposition (PVD) pada Lapisan Tipis Ag-Cu Untuk Aplikasi Sifat Antimicrobial*
-

- pada Orthopedic Device*. Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Hornberger, H., Virtanen, S., Boccaccini, A.R. 2012. "Biomedical Coatings on Magnesium Alloys - A Review." *Acta Biomaterialia* 8 (7): 2442-2445.
- Huan, Z. G., Leeﬂang, M. A., Zhou, J., Fratila-Apachitei, L. E., Duszczuk, J. 2010. "In Vitro Degradation Behavior and Cytocompatibility of Mg-Zn-Zr." *Journal of Material Science : Material Medication* 21: 2623-2635.
- Huang, H. L., Tsai, M. T., Lin, Y. J., Chang, Y. Y. 2019. "Antibacterial and Biological Characteristic of Tantalum Oxide Coated Titanium Prepared by Plasma Electrolytic Oxidation." *Thin Solid Films* 688: 1-9.
- Ji, J. H., Kang, B. G., Shin, K. S., Kim, H. E., Hahn, B. D., Park, D. S., Koh, Y. H. 2011. "Hydroxyapatite Coating on Magnesium with MgF₂ Interlayer for Enhanced Corrosion Resistance and Biocompatibility." *Journal of Material Science: Material Medication* 22: 2437-2447.
- Jin, W., Wang, G., Lin, Z., Feng, H., Li, W., Peng X., Qasim, A.B., Chu, P.K. 2016. "Corrosion Resistance and Cytocompatibility of Tantalum-Surface-Functionalized Biomedical ZK60 Mg Alloy." *Corrosion Science* 114: 45-56.
- Kalfas, Iain H. 2001. "Principles of Bone Healing." *Neurosurgical Focus* 10: 7-10.
- Kamitakahara, M., Kawashita, M., Kokubo, T., Nakamura, T. 2001. "Effect of Polyacrylic acid on the Apatite Formation of a Bioactive Ceramic in a Simulated Body Fluid: Fundamental Examination of the Possibility of Obtaining Bioactive Glass-Ionomer Cements for Orthopaedic Use." *Biomaterials* 22 (23): 3191-3196.
- Kargozar, S., Mozafari, M., Hamzehlou, S., Milan, P.B., Kim, H., Baino, F. 2019. "Bone Tissue Engineering Using Human Cells: A Comprehensive Review on Recent Trends,

-
- Current Prospects, and Recommendations.” *Journal of Applied Sciences* 9 (1): 1-49.
- Li, C.Y., Yu, C., Zeng, R.C., Zhang, B.C., Cui, L.Y., Wan, J. 2020. “In vitro Corrosion Resistance of Ta₂O₅ nanofilm on MAO Coated Magnesium Alloy AZ31 by Atomic Layer Deposition.” *Bioactive Materials* 5: 34-43.
- Liu, Z., Gao, W. 2006. “Electroless Nickel Plating on AZ91 Mg Alloy Substrate.” *Surface and Coatings Technology* 200 (16-17): 5087-5093.
- Mallick, R.K., Thombre, S.B., Motghare, R.V., Chillawar, R.R. 2016. “Analysis of the Clamping Effects on the Passive Direct Methanol Fuel Cell Performance using Methanol Fuel Cell Performance using Electrochemical Impedance Spectroscopy.” *Electrochimica Acta* 215: 150-161.
- Matsuno, H., Yokoyama, A., Watari, F., Uo, M., Kawasaki, T. 2001. “Biocompatibility and Osteogenesis of Refractory Metal Implants, Titanium, Hafnium, Niobium, Tantalum, and Rhenium.” *Biomaterials* 22: 1253-1262.
- Meizarini, A. 2005. “Sitotoksisitas Bahan Restorasi Cyanoacrylate pada Variasi Perbandingan Powder dan Liquid menggunakan MTT Assay.” *Maj. Ked. Gigi. (Dent. J.)* 38 (1): 20-24.
- Ming, H. 2011. "Synthesis and Characterization of In₂S₃ Nanorods in Sucrose Ester Water-in-Oil Microemulsion". *Journal of Nanomaterials* 6: 1-6.
- Mubarak, H., Hamzah, E., Toff M.R.M. 2005. “Review of Physical Vapour Deposition (PVD) Techniques for Hard Coating.” *Jurnal Mekanikal* 20: 42-51.
- Ni, S. Y., Lin K. L., Chang, J., Chou, L. 2008. “Beta-CaSiO₃/beta-Ca₃(PO₄)₂ Composite Materials for Hard Tissue Repair: In vitro studies.” *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 85 (1): 72-82.
- Ono, S., Asami, K., Masuko, N. 2001. “Mechanism of Chemical Conversion Coating Film Growth on Magnesium and
-

-
- Magnesium Alloys.” *Materials Transactions* 42 (7): 1225-1231.
- Piekarski, K. 1970. “Fracture of Bone.” *Journal of Applied Physics* 41 (1): 215-223.
- Prakasam, M., Locs, J., Salma-Ancane, Kristine., Loca, D., Largeteau, Alain., Berzina-Cimdina, L. 2017. “Biodegradable Materials and Metallic Implants-A Review.” *Journal of Functional Biomaterials* 8 (44): 1-15.
- R. Xu, X. Yang, P. Li, K.W. Suen, S. Wu, P.K. Chu. 2014. “Electrochemical Properties and Corrosion Resistance of Carbon-Ion-Implanted Magnesium.” *Corrosion Science* 82: 173-179.
- Radha, R., Sreekanth, D. 2017. “Insight of Magnesium Alloys and Composites for Orthopedic Implant Applications – A Review.” *Journal of Magnesium and Alloys* 5 (3): 286-312.
- Saksono, N., Iryandi, Bismo, S. 2014. “Produksi Hidrogen Melalui Metode Elektrolisis Plasma Pada Larutan KOH-Metanol.” 2: 23-30.
- Schwartz, Mel, M. 2002. *Encyclopedia of Materials, Parts, and Finishes Second Edition*. United States of America: CRC Press.
- Sezer, N., Evis, Z., Kayhan, S.M., Tahmasebifar, A., Koc, M. 2018. “Review of Magnesium-Based Biomaterials and Their Application.” *Journal of Magnesium and Alloys* 6 (1): 23-43.
- Sheikh, Z., Najeeb, S., Khurshid, Z., Verma, V., Rashid, H., Glogauer, H. 2015. “Biodegradable Materials for Bone Repair and Tissue Engineering Applications.” *Materials* 8: 5744-5794.
- Shinoki, F., Itoh, A. 1975. “Mechanisms of RF Reactive Sputtering.” *Journal of Applied Physics* 46: 3381-3384.
- ” *Journal of Bone Mineral Research* 8: 1445-1452.
-

-
- Sugimoto, T., Kanatani, M., Kano, J. 1993. "Effects of High Calcium Concentration on the Functions and Interaction of Osteoblastic Cells and Monocytes on the formation of Osteoblast-like Cells." *Journal of Bone Mineral Research* 1: 1445-1452.
- Sumerneva, M.A., Mukhametkaliyev, T.M., Khakb, H., Surmene, R.A., Kannan, M.B. 2015. "Ultrathin Film Coating of Hydroxyapatite (HA) on a Magnesium-Calcium Alloy using RF Magnetron Sputtering for Bioimplant Application." *Materials Letter* 152: 280-282.
- Sun, Y.S., Chang, J.H., Huang, H.H. 2013. "Corrosion Resistance and Biocompatibility of Titanium Surface Coated with Amorphous Tantalum Pentoxide." *Thin Solid Films* 528: 130-135.
- Surmeneva, A.M., Mukhametkaliyev, T.M., Khakbaz, H., Surmenev, R.A., Kannan M.B. 2015. "Ultrathin Film coating of Hydroxyapatite (HA) on a Magnesium–Calcium Alloy using RF Magnetron Sputtering for Bioimplant Applications." *Materials Letters* 152: 280-282.
- Tan, L., Yu, X., Wan, P., Yang, K. 2013. "Biodegradable Materials for Bone Repairs: A Review." *Journal of Material Science Technology* 29 (6): 503-513.
- Uddin M., Hall, C., Santos V. 2020. "Fabrication, Characterisation and Corrosion of HA Coated AZ31B Mg Implant Material: Effect of Electrodeposition Current Density." *Surface and Coatings Technology* 385: 1-12.
- Wang, H.X., Guan, S.K., Wang, X., Ren, C.X., Wang, L.G. 2010. "In Vitro Degradation and Mechanical Integrity of Mg-Zn-Ca Alloy Coated with Ca-Deficient Hydroxyapatite by the Pulse Electrodeposition Process." *Acta Biomaterialia* 6: 1743-1748.
- Wang, N., Li, H., Wang, J., Chen, S., Ma, S., Zhang, Z. 2012. "Study on Anticorrosion, Biocompatibility, and Osteoinductivity of Tantalum Decorated with Tantalum
-

- Oxide Nanotube Array Films.” *ACS Applied Material Interfaces* 4: 4516-4523.
- Wen, Z., Wu, C., Dai, C., Yang, F. 2009. “Corrosion Behaviours of Mg and It's Alloys with Different Al Contents in a Modified Simulated Body Fluid.” *Journal of Alloys and Compounds* 488 (1): 392-399.
- Wicaksono, S.T., Prayukti, I.G.N.B.D., Purniawan, A., Atmono, T.M. 2017. “Deposition of Titanium Aluminium Nitride Thin Layer on High Speed Steel Substrate by Radio Frequency Sputtering.” *Journal of Proceeding Series* 104-109.
- Xu, L.P., Zhang, E. L., Yang, K. 2012. “Biocorrosion Property and Cytocompatibility of Calcium Phospate Coated Mg-Alloy.” *Trans. Nonferrous Met. Soc.* 22: 2014-2020.
- Zhang, B. P., Wang Y., Geng L. 2011. “ Research on Mg-Zn-Ca Alloy as Degradable Biomaterial.” *Biomaterials-Physics and Chemistry: In Tech* 183-204.
- Zhang, R.F., Zhang, S.F. 2009. “Formation of Micro-Arc Oxidation Coatings on AZ91HP Magnesium Alloys.” *Corrosion Science* 51 (12): 2820-2825.
- Zhang, S., Zhang, X., Zhao, C., Li, J., Song, Y., Xie, C., Tao, H., Zhang, Y., He, Y., Jiang, Y., Bian, Y. 2010. “Research on an Mg-Zn Alloy as a Dedgradable Biomaterial.” *Acta Biomaterialia* 6 (2): 626-640.
- Zhang, X., Wang, L., Levanen, E. 2013. “Superhydrophobic Surfaces for the Reduction of Bacterial Adhesion .” *RSC Advance* 3: 12003-12020.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LAMPIRAN

Lampiran 1

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

UCAPAN TERIMA KASIH

Puji syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan nikmat, rahmat, serta hidayah-Nya sehingga saya dapat melaksanakan tugas akhir ini sampai selesai. Karena tanpa nikmat-Nya, mungkin saya belum tentu bisa menyelesaikan kegiatan ini sampai akhir.

Pada bagian akhir dari laporan Tugas Akhir ini, penulis ingin sekali mengucapkan terima kasih untuk dukungan, doa, nasihat dan segala hal yang telah diberikan selama 4 tahun penulis menjadi mahasiswa. Ucapan tersebut diberikan kepada:

1. Allah Subhanahu Wata'ala, atas Rahmat dan berkah-Nya sehingga penulis selalu diberikan kesehatan dan hidayah untuk tetap semangat dalam proses penulisan tugas akhir ini.
2. Bapak Sigit Tri Wicaksono, S.Si, M.Si, Ph.D, selaku Kepala Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS sekaligus Pembimbing II penulis yang selalu memberikan dukungan dan masukan sehingga proses penulisan tugas akhir berjalan dengan lancar.
3. Bapak Ir. Mohammad Farid, DEA, selaku dosen wali yang telah membimbing, memberi saran dan arahan serta nasihat dalam segala kegiatan perkuliahan.
4. Bapak Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng, selaku Pembimbing I penulis yang selalu memberikan dukungan, masukan, dan ajakan kepada penulis untuk berdiskusi pada setiap sesi bimbingan agar pikiran penulis semakin terbuka terhadap banyak hal dalam proses penulisan tugas akhir ini.
5. Bapak dan Ibu dosen Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS atas segala ilmu yang diberikan.
6. Bapak Ridho, selaku staff Laboratorium Fisika Material yang banyak membimbing penulis dalam proses penulisan tugas akhir ini.

7. Anton Hendarko, selaku ayahanda penulis yang selalu memberikan dukungan dalam bentuk materil ataupun moril serta kebebasan cara kepada penulis untuk menggali diri penulis lebih dalam lagi.
8. Ferti Wiratih, selaku ibunda penulis yang selalu memberikan dukungan dalam bentuk materil ataupun moril serta selalu menjadi panutan penulis dalam hal kegigihan, kedisiplinan, dan gaya hidup sehat.
9. Bintang Wiratama Hendarko, selaku saudara kandung penulis yang selalu memotivasi penulis dengan pencapaiannya dan memberikan dukungannya dengan cara yang tidak biasa.
10. Sukanta dan Wiyandari, selaku paman dan tante penulis yang selalu memberikan dukungan dan nasihat dalam proses penulisan tugas akhir ini.
11. Abizar Ghifari Winandita dan Naufal Alfaraby Winandita selaku saudara sepupu terdekat penulis atas dukungan yang diberikan.
12. Yoga Pradipta Angga Kusuma, selaku rekan penulis dalam pengerjaan tugas akhir yang selalu berbagi dalam suka dan duka.
13. Maureen, Izzuddin, Ghilman, Marcel, Ghози, dan Ryan, selalu teman-teman tugas akhir di bidang teknologi pelapisan yang banyak membantu dalam proses penulisan tugas akhir ini.
14. Fakhri, Salma, Ninik, dan Adhy, selaku teman-teman di Laboratorium Fisika Material yang banyak membantu penulis dalam proses penulisan tugas akhir ini.
15. Najib, Nail, Imam, Erick, Tetty, Nadira, Bagas, Nanta, Gary, Yoga, Rio, Fira, Maureen, dan Iqbal, selaku BPH-PI Dir HMMT Rapi 18/19 yang memberikan banyak sekali pengalaman dan kenangan kepada penulis.

16. Rosa, Eka, Fajar, Riska, Naufal, Indira, Fahira, Evan, Daniel, Fandi, dan Afrizal, selaku teman-teman Departemen Hubungan Luar HMMT 18/19 yang telah banyak membantu dan memberikan penulis pengalaman untuk memimpin.
17. Teman-teman asisten Laboratorium Korosi dan Kegagalan Material yang tidak bisa disebutkan satu per satu untuk segala pengalaman yang diberikan.
18. Ghalib, Bagas, Rafli, Na'il, Izzuddin, Rafdi, Dipo, Fadhel, Yoga, Ghilman, dan Oska, selaku sahabat-sahabat dari kota asal atas segala bantuan dalam masa adaptasi penulis di dunia perkuliahan.
19. Seluruh rekan-rekan MT18 yang telah memberikan banyak warna selama masa perkuliahan penulis.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BIODATA PENULIS



Penulis bernama lengkap Bagaskara Wiraditya Hendarko. Penulis lahir dari pasangan Anton Hendarko Budi Setiaswandanu dan Ferti Wiratih di Jakarta pada tanggal 9 Agustus 1998. Penulis merupakan anak kedua dari dua bersaudara. Penulis menempuh Pendidikan formal di Sekolah Dasar Muhammadiyah 5 Jakarta, Sekolah Menengah Pertama Negeri 19 Jakarta, dan Sekolah Menengah Atas Islam Al-Azhar 1 Jakarta. Kemudian penulis melanjutkan Pendidikan di Perguruan Tinggi Negeri tepatnya di Departemen Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS pada tahun 2016 melalui jalur SNMPTN. Dalam kehidupan perkuliahan penulis sempat aktif dalam mengurus kegiatan seminar nasional yang bernama *Integrated Seminar for Materials Engineer's Enrichment* pada tahun 2018 dan berposisi sebagai Wakil Ketua Eksternal. Penulis juga sempat aktif di organisasi mahasiswa menjadi Kepala Departemen Hubungan Luar Himpunan Mahasiswa Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS 2018/2019. Dalam kegiatan yang berbau akademik penulis juga sempat aktif menjadi asisten di Laboratorium Korosi dan Kegagalan Material di tahun 2018-2020. Penulis juga pernah mengikuti sertifikasi di bidang K3 Migas, K3 Tambang dan SMK3 pada tahun 2020. Pengalaman penulis dalam dunia industri adalah melaksanakan Kerja Praktik di PT. GMF AeroAsia selama dua bulan pada unit *Structure and Materials Processing*. Penulis mengakhiri studi S1-nya dengan mengambil tugas akhir di bidang Teknologi Pelapisan. Penulis dapat dihubungi melalui alamat *e-mail* dan nomor telepon: bagaskarahendarko@gmail.com dan 08113299990.