



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - TL 141584

**PENGARUH KETEBALAN
POLYCAPROLACTONE COATING TERHADAP
MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI PADUAN
Mg-5%Zn UNTUK APLIKASI BIODEGRADABLE
ORTHOPEDIC DEVICES**

MUHAMMAD NUR ISKANDAR
NRP. 02511440000138

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

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018



TUGAS AKHIR- TL 141584

**PENGARUH KETEBALAN POLYCAPROLACTONE
COATING TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU
DEGRADASI PADUAN Mg-5%Zn UNTUK APLIKASI
BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES**

**MUHAMMAD NUR ISKANDAR
NRP. 0251144000138**

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

**DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2018**

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)



FINAL PROJECT - TL 141584

**EFFECT OF THICKNESS POLYCAPROLACTONE
COATING TO MORPHOLOGY AND DEGRADATION
RATE OF Mg-5% Zn ALLOY FOR BIODEGRADABLE
ORTHOPEDIC DEVICES APPLICATION**

**MUHAMMAD NUR ISKANDAR
NRP. 0251144000138**

Advisors

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

**MATERIALS ENGINEERING DEPARTMENT
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY
SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY
SURABAYA
2018**

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

**PENGARUH KETEBALAN POLYCAPROLACTONE COATING
TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI PADUAN
Mg-5%Zn UNTUK APLIKASI BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC
DEVICES**

**TUGAS AKHIR
LEMBAR PENGESAHAN**

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat Memperoleh Gelar
Sarjana Teknik pada
Program Studi S-1 Departemen Teknik Material
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:
MUHAMMAD NUR ISKANDAR
NRP. 0251144000138

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

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



(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

**PENGARUH KETEBALAN POLYCAPROLACTONE
COATING TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU
DEGRADASI PADUAN Mg-5%Zn UNTUK APLIKASI
BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES**

Nama Mahasiswa : Muhammad Nur Iskandar
NRP : 0251144000138
Departemen : Teknik Material
Dosen pembimbing : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
Co-pembimbing : Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

Abstrak

Kasus patah tulang masih sangat tinggi, dan kebutuhan akan implan juga meningkat dengan penggunaan material yang digunakan berupa stainless steel yang sangat beresiko karena dalam aplikasinya dibutuhkan operasi pengangkatan yang membuat kekuatan tulang tidak seperti awal mula sebelum patah. Oleh karena itu banyak dikembangkan bahan implan biodegradable yang akan terdegradasi sendiri tanpa adanya operasi kedua. Paduan Magnesium telah banyak menarik perhatian sebagai bahan implan biodegradable yang potensial, namun masih mempunyai tingkat laju degradasi yang cukup tinggi. Oleh karena itu pada penelitian ini dilakukan penambahan lapisan polycaprolactone (PCL) dengan variasi ketebalan 1 layer, 3 layer, 5 layer dan 7 layer kepada paduan Mg-5%Zn untuk dilihat pengaruhnya terhadap morfologi dan laju degradasinya. Metode yang dilakukan menggunakan metode spray coating. Karakterisasi X-Ray Diffraction (XRD) dilakukan untuk melihat senyawa yang terbentuk dalam paduan Mg-5%Zn, dan senyawa yang didapatkan adalah α -magnesium dan intermetalik MgZn. Pada karakterisasi Scanning Electron Microscope (SEM) menunjukkan dengan bertambahnya ketebalan lapisan PCL hingga $\pm 70\mu\text{m}$, secara morfologi berefek pada porositas yang muncul menjadi cenderung lebih

kecil dan jarang. Lalu pada pengujian In-vitro berupa Simulated Body Fluid (SBF) untuk menghitung laju degradasi yang terjadi, didapatkan laju degradasinya menurun hingga 1,55 cm/tahun, dan dari uji kelekatan tape test didapatkan kekuatan adhesinya semakin meningkat hingga grade 4B menurut ASTM D3995

Kata Kunci : Biodegradable, Magnesium Alloy, Polycaprolactone, Spray Coating

**EFFECT THICKNESS OF POLYCAPROLACTONE
COATING TO MORPHOLOGY AND DEGRADATION
RATE OF Mg-5% Zn ALLOY FOR BIODEGRADABLE
ORTHOPEDIC DEVICES APPLICATION**

Name : Muhammad Nur Iskandar
NRP : 0251144000138
Departemen : Teknik Material
Advisor : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.
: Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

Abstract

The bone fracture case is still very high, and the need for implants also increases with the use of stainless steel material which is very risky because its application requires surgical removal that makes bone strength unlike the beginning. Therefore many developed research about biodegradable implant materials that will be degraded themselves without any second operation. Magnesium Alloy has attracted much attention as a potential biodegradable implant material, but still has a high rate of degradation. Therefore in this research, the addition of polycaprolactone layer (PCL) with variation of thickness of 1 layer, 3 layer, 5 layer and 7 layer to Mg-5% Zn alloy and its effect on morphology and degradation rate. The research in this methods were performed using spray coating method.. Characterization X-Ray Diffraction (XRD) was performed to see the component formed in Mg-5%Zn, and the components were α -magnesium and intermetallic MgZn. In the characterization of Scanning Electron Microscope (SEM) shows with increasing thickness of PCL layer up to $\pm 70\mu\text{m}$, morphology effect on porosity that appear become smaller and rarer. Then in In-vitro test of Simulated Body Fluid (SBF) to calculate the degradation rate that the degradation rate decreased to 1.55 cm/year, while from the tape test adhesion,

the strength of adhesion is increased to grade 4B according to ASTM D3995

Keywords : Biodegradable, Magnesium Alloy, Polycaprolactone, Spray Coating

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Allah SWT atas rahmat, taufiq, hidayah dan inayah-Nya sehingga dapat menyelesaikan Laporan Tugas Akhir yang berjudul **“PENGARUH KETEBALAN POLYCAPROLACTONE COATING TERHADAP MORFOLOGI DAN LAJU DEGRADASI PADUAN Mg-5%Zn UNTUK APLIKASI BIODEGRADABLE ORTHOPEDIC DEVICES”**.

Pada kesempatan ini, penulis ingin mengucapkan terima kasih pada:

1. Mamah, Bapak, dan keluarga atas dukungan moriil dan materiil yang luar biasa
2. Bapak Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing yang telah sabar dalam memberikan bimbingan dan arahan untuk menyelesaikan Tugas Akhir ini dan sudah berperan seperti orangtua yang membimbing anaknya
3. Ibu Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc. selaku *co*-pembimbing yang mungkin lebih sabar menghadapi mahasiswanya yang cukup menyusahkan ini.
4. Dosen Tim Penguji Seminar dan Sidang Tugas Akhir serta seluruh pegawai Departemen Teknik Material yang terlibat dalam penyusunan Tugas Akhir ini.

Dalam penyusunan tugas akhir ini, penulis menyadari bahwa masih ada kekurangan. Penulis berharap pembaca dapat mengambil ilmu yang ada dan memberikan kritik dan/saran untuk perkembangan teknologi yang lebih baik.

Surabaya, Juni 2018

Penulis

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN.....	v
ABSTRAK	vi
KATA PENGANTAR	x
DAFTAR ISI.....	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvi
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian.....	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Komposisi Tulang Manusia	5
2.1.1 Magnesium (Mg)	6
2.1.2 Zinc (Zn)	7
2.2 Patah Tulang (Fracture) dan Penyembuhannya.....	8
2.3 Implan Tulang	10
2.4 Bahan Biodegradable.....	11
2.4.1 Biodegradable Magnesium Based Metal.....	12
2.4.2 Biodegradable Polimer	14
2.5 Paduan MgZn.....	18
2.6 Metode Pelapisan	20
2.7 Penelitian Sebelumnya.....	21
BAB III METODE PENELITIAN	
3.1 Diagram Alir	25
3.2 Metode Penelitian	27
3.3 Tabel Perancangan Penelitian	27
3.4 Preparasi Sampel	28

3.5 Proses Spray Coating	29
3.6 Karakterisasi dan Pengujian	
3.6.1 Karakterisasi SEM	30
3.6.2 Karakterisasi XRD	31
3.6.3 Pengujian Weight Loss	31
3.6.4 Pengujian Kelekatan	32
BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN	
4.1 Analisa Senyawa	35
4.2 Analisa Morfologi	37
4.3 Analisa Laju Degradasi.....	39
4.4 Analisa Kelekatan.....	41
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	
5.1 Kesimpulan	45
5.2 Saran	45
DAFTAR PUSTAKA	xvii
LAMPIRAN	xxiii
UCAPAN TERIMA KASIH	xxxii
PROFIL PENULIS	xxxii

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Struktur Tulang	5
Gambar 2.2	Grafik Sifat Mekanik Polimer Sintetis Biodegradable.....	17
Gambar 2.3	Diagram Binary Mg-Zn.....	19
Gambar 2.4	Spray Gun.....	21
Gambar 2.5	Hasil XRD paduan Mg-Zn.....	21
Gambar 2.6	Grafik Penurunan Berat Bberapa Paduan Mg..	22
Gambar 2.7	Grafik Penurunan Berat dari Mg Tanpa Pelapisan Dan Terlapis PCL.....	24
Gambar 3.1	Diagram Alir	26
Gambar 3.2	Horizontal Furnace.....	28
Gambar 3.3	Spray Gun	29
Gambar 3.4	Mesin Flex SEM 1000.....	30
Gambar 3.5	Mesin XRD	31
Gambar 3.6	Inkubator Pengujian Weight Loss	32
Gambar 3.7	Alat Uji Tape Test	33
Gambar 4.1	Hasil XRD Mg-5Zn.....	35
Gambar 4.2	Hasil Mapping EDX paduan Mg-5%Zn	36
Gambar 4.3	Hasil SEM Mg-5%Zn terlapis PCL.....	38
Gambar 4.4	Hasil SEM Cross Section.....	39
Gambar 4.5	Grafik Laju Degradasi Dengan Variasi Jumlah Layer	40
Gambar 4.6	Spot Metalografi Hasil Uji Tape Test.....	43

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Distribusi Mg dalam Tubuh	6
Tabel 2.2 Perkiraan Kandungan Zinc dari Pria Dewasa.....	8
Tabel 2.3 Perbandingan Sifat Mekanik Tulang dengan Beberapa Material.....	13
Tabel 2.4 Sifat Mekanik Polimer Biodegradable	15
Tabel 2.5 Struktur Polimer Sintetis Biodegradable.....	16
Table 2.6 Perbandingan Sifat Mekanik Paduan Mg.....	18
Tabel 2.7 Hasil Tape Test pada Lapisan PCL.....	23
Tabel 3.1 Rancangan Penelitian.....	27
Tabel 4.1 Hasil Uji EDS	37
Tabel 4.2 Hasil Pengujian Tape Test.....	41

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pada dunia kedokteran, penanganan kasus patah tulang, sedang berkembang saat ini penelitian yang berfokus tentang implan tulang (Brar, 2009). Di Indonesia sendiri, angka kecelakaan dan kasus patah tulang juga terus meningkat dari tahun ke tahun membuat pemasangan implan tulang yang ditanggung Badan Penyelenggara Jaminan Sosial (BPJS) Kesehatan beberapa tahun terakhir ini mencapai 50.000 unit per tahunnya (Okezone, 2017) membuat kebutuhan implan tulang masih sangat dibutuhkan.

Selama bertahun-tahun, paduan logam yang berbeda telah banyak digunakan untuk aplikasi implan tulang. Paduan yang umum digunakan biasanya adalah baja tahan karat (*stainless steel*), paduan cobalt, magnesium dan titanium base. Namun disaat pengangkatan logam internal, sisa tulang masih tetap lemah dari biasanya disebabkan oleh lubang sekrup residu dan juga merugikan efek pelat kaku pada tulang yang mengarah pada pengembangan atrofi proteksi tegangan. Fenomena ini muncul sebagai hasil perbedaan besar dalam modulus elastis antara fixture logam dan tulang (Adeosun, 2014). Oleh karena itu bahan *biodegradable* sangat dicari karena tidak membutuhkan bedah kedua untuk pengangkatan. Bahan *biodegradable* juga harus mendukung proses regenerasi dan perbaikan jaringan tulang sambil memberikan dukungan mekanis dan merendahkan produk yang tidak beracun yang akhirnya dikeluarkan oleh tubuh (Zeeshan, 2015)

Dalam beberapa tahun terakhir, *Magnesium alloy* telah banyak menarik perhatian sebagai bahan implan tulang *biodegradable* yang potensial karena *biodegradability* dalam *bioenvironment*. *Magnesium Alloy* juga memiliki beberapa keuntungan dalam sifat mekanik, terutama modulus elastisitas yang dekat dengan tulang



yang efektif mengurangi perisai stres. Banyak penelitian telah dilakukan pada magnesium dan paduannya untuk implan ortopedi. Sebagian besar penelitian ini difokuskan pada cara memperbaiki ketahanan korosi secara fisiologis media, misalnya melalui paduan atau pelapisan (Huan, 2010)

Untuk paduan, Seng (Zn) adalah elemen penting dalam tubuh manusia dan juga memiliki efek penguatan yang lebih kuat pada paduan magnesium. Zn dapat meningkatkan potensi korosi dan ketahanan transfer muatan *Faraday* dari magnesium, dan dengan demikian memperbaiki ketahanan korosi (Lili Tan, 2013).

Namun pada material *Magnesium Alloy* pun tingkat ketahanan korosinya masih rendah, oleh karena itu dilakukan pengembangan lebih lanjut dengan metode pelapisan yang bertujuan sebagai lapisan yang melindungi substratnya sehingga memperpanjang umur degradasinya. Polimer sintesis *biodegradable* menjadi salah satu pilihan yang bagus dalam metode pelapisan ini karena memiliki karakterisasi yang bagus (Augello, 2015). Polimer yang nantinya akan digunakan adalah *Polycaprolactone* (PCL) yang mana mempunyai nilai degradasi paling rendah diantara polimer sintesis lainnya (Kim, 2016).

Adapun Penelitian ini nantinya akan membahas lebih jauh tentang pelapisan PCL dengan variasi ketebalan pada paduan MgZn yang akan dilihat pada morfologi dan laju degradasinya

1.2 Rumusan Masalah

Adapun rumusan masalah dalam permasalahan ini adalah :
Bagaimana pengaruh ketebalan lapisan *polycaprolactone* (PCL) terhadap morfologi, dan laju degradasi pada lapisan Mg-5%Zn ?



1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah yang digunakan dalam penelitian ini agar penelitian yang dilakukan menjadi lebih terarah adalah sebagai berikut :

1. Kondisi lingkungan pada furnace saat casting dianggap vakum sempurna
2. Komposisi material pengecoran dianggap sama atau homogen
3. *Crucible* dan segala perlengkapan furnace dianggap tidak memengaruhi prosentase paduan casting.
4. Pada uji *in-vitro* temperatur lingkungan 36°C – 38°C dianggap konstan dari awal hingga akhir

1.4 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan penelitian yang dilakukan adalah :

Menganalisa pengaruh ketebalan lapisan *polycaprolactone* (PCL) terhadap morfologi, dan laju degradasi pada lapisan Mg-5%Zn.

1.5 Manfaat Penelitian

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

1. Bagi peneliti lain (terutama mahasiswa), penelitian ini bermanfaat sebagai tolok ukur penelitian tentang *biodegradable* material selanjutnya agar nantinya penelitian ini tidak hanya menjadi bahan koleksi perpustakaan semata. Selain itu, penelitian ini juga dapat digunakan sebagai salah satu sumber belajar dan pengajaran demi pengembangan ke arah yang lebih baik.
2. Bagi industri yang bergerak di bidang kesehatan, khususnya ortopedi, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan untuk mewujudkan ladang usaha yang potensial untuk produksi massal suatu produk di bidang



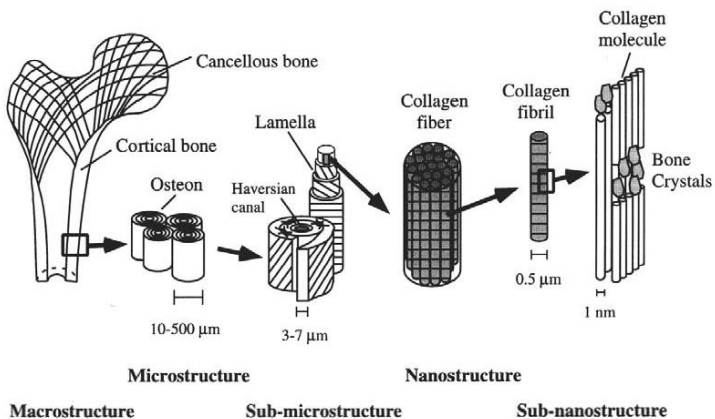
orthopedic devices dalam negeri, demi kemajuan teknologi medis Indonesia.

3. Yang terakhir, bagi masyarakat, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai salah satu sumber wawasan untuk pengembangan ilmu pengetahuan di masa mendatang, demi mewujudkan pendidikan Indonesia yang lebih inovatif dan aplikatif.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Komposisi Tulang Manusia

Tulang, khususnya tulang manusia, adalah suatu material komposit yang secara mendasar memiliki perbedaan dari material komposit lainnya, yaitu memiliki nilai biologis. Tulang banyak dipelajari oleh *engineer* yang fokus pada bidang material karena strukturnya yang unik dan juga sifat mekaniknya (Olszta, 2007). Dan menurut (Nick, 2011) Tulang, menjadi salah satu organ terbesar di tubuh, menerima kira-kira 5-10% dari curah jantung, berperan dalam memberikan dukungan biomekanik, memungkinkan penggerak, haematopoiesis dan homeostasis kalsium. Ini adalah visko-elastis biomaterial komposit terdiri dari sel (10%) yang ditahan di dalamnya sebuah matriks (90%). Matriks ini memiliki sifat organik dan anorganik komponen. Secara struktural, tulang sebagian besar terdiri dari dua bagian, tulang (*cortical*) kompak dan *cancellous* (trabekular)



Gambar 2.1 Struktur tulang (Wu, 2014)



Gambar 2.1. adalah tulang korteks yang menunjukkan struktur organisasi hirarkis disusun oleh osteons pada skala mikro, serat kolagen pada skala nano, dan molekul kolagen pada skala sub-nano. Lalu Pada osteon silinder terdapat pembuluh darah yang mengalir di sepanjang harvesian (di tengah setiap osteon) (Yoshimura, 1997)

2.1.1 Magnesium (Mg)

Magnesium, salah satu mineral paling penting dalam tubuh manusia, merupakan kofaktor dari banyak reaksi enzimatik, diketahui terlibat dalam berfungsinya sistem kardiovaskular, alimentary, endokrin dan osteoartikular. Seorang dewasa mengandung sekitar 24 gram magnesium, dimana lebih dari 50 persen dilokalisasi di tulang sedangkan sisanya ditemukan di jaringan lunak dan plasma / serum (Serefko, 2013). magnesium adalah kation intraselular yang penting. Hampir 99% dari magnesium tubuh total terletak di tulang atau intraselular ruang. Magnesium adalah kation kritis dan kofaktor proses intraselular dalam jumlah banyak.

Tabel 2.1 Distribusi Mg Dalam Tubuh (McCharty, 1999)

Lokasi	Total Persen %	Mg konten (mmol)	Mg konten (mg)
Tulang	53	530	12720
Otot	27	270	6480
Jaringan Lunak	19,2	192	4608
Eritrosit	0,5	5	120
Serum	0,3	3	72
Total		1000	24000



Pada Tabel 2.1. dapat dilihat Total distribusi magnesium (Mg) dalam tubuh. Mg (berat molekul, 24.305 D) sebagian besar terdistribusi di tulang, otot, dan jaringan lunak. Isi Mg tubuh total sekitar 24 g (1 mol) per 70 kg. (McCharty, 1999)

2.1.2 Zinc (Zn)

Sekitar 30% seng (Zn) dalam makanan diserap dalam usus kecil. Dari Zn yang diserap, 80% dan 20% terikat albumin darah dan 2-macroglobulin. Namun, protein Zn ini hanya terdiri dari 0,1% dari total Zn tubuh, menunjukkan bahwa hanya jumlah ini yang diisi ulang setiap hari. Zn serum ini dikirim dan disimpan di jaringan perifer termasuk kerangka otot 60%, tulang 30%, hati 5%, dan kulit 5%. Dengan demikian, tulang adalah yang kedua di antara jaringan dengan jumlah Zn yang paling banyak dalam tubuh. Dengan peraturan yang ketat, Zn stabil dalam manusia tubuh dalam berat 2-3g. (Ogawa, 2016). Zinc hadir di semua organ, jaringan, cairan dan sekresi tubuh. Konsentrasi rata-rata zinc ditemukan pada jaringan utama manusia normal ditunjukkan pada Tabel 2.2., bersama dengan perhitungan jumlah zinc di setiap jaringan. Perhitungan seperti ini secara inheren tidak akurat, mereka berasumsi bahwa nilai komposisi diperoleh dari sampel biopsi atau bagian Jaringan berisi jumlah zinc yang mencerminkan tingkat di bagian lain jaringan yang sama dan pada individu yang berbeda (Jackson, 1989).



Tabel 2.2 Perkiraan Kandungan Zinc Dari Pria Dewasa (70 kg)
(Jackson, 1989)

Jaringan	Konsentrasi Zinc ($\mu\text{g/g}$ wet wt)	Total Zinc (g)	Total Proporsi Zinc pada Tubuh (%)
Otot rangka	51	1,53	57
Tulang	100	1,77	29
Kulit	32	0,16	6
Hati	58	0,13	5
Otak	11	0,04	1,5
Ginjal	55	0,02	0,7
Jantung	23	0,01	0,4
Rambut	150	<0,01	0,1
Plasma Darah	1	<0,01	0,1

2.2 Patah Tulang (*Frcture*) dan Penyembuhannya

Fracture merupakan suatu kondisi dimana terjadi diskontinuitas tulang (Noorisa, 2017). Ditambah (Kurnia, 2013) bahwa secara umum fraktur diklasifikasikan menjadi Fraktur tertutup (*simple fracture*) yaitu fraktur yang fragmen tulangnya tidak menembus kulit dan Fraktur terbuka (*compound fracture*) yaitu fraktur yang mempunyai hubungan dengan dunia luar melalui luka pada kulit serta jaringan lunak.

Patah tulang terbuka menurut Gustillo dibagi menjadi tiga derajat, yang ditentukan oleh berat ringannya luka dan fraktur yang terjadi.

Tipe I: luka kecil kurang dari 1 cm, terdapat sedikit kerusakan jaringan, tidak terdapat tanda-tanda trauma yang hebat pada jaringan lunak. Fraktur yang terjadi biasanya bersifat simpel, transversal, oblik pendek atau komunitif.



Tipe II: laserasi kulit melebihi 1 cm tetapi tidak terdapat kerusakan jaringan yang hebat atau avulsi kulit. Terdapat kerusakan yang sedang dan jaringan.

Tipe III: terdapat kerusakan yang hebat pada jaringan lunak termasuk otot, kulit dan struktur neovaskuler dengan kontaminasi yang hebat. Dibagi dalam 3 sub tipe lagi

tipe IIIA : jaringan lunak cukup menutup tulang yang patah,

tipe IIIB : disertai kerusakan dan kehilangan jaringan lunak, tulang tidak dapat di tutup jaringan lunak dan tipe

IIIC : disertai cedera arteri yang memerlukan repair segera.

Pada kasus fraktur untuk mengembalikan struktur dan fungsi tulang secara cepat maka perlu tindakan operasi dengan imobilisasi. Imobilisasi yang sering digunakan yaitu berupa implan dengan plate and screw. Pada kondisi fraktur fisiologis akan diikuti proses penyambungan. Proses penyambungan tulang menurut Apley dibagi dalam 5 fase

1. Fase hematoma terjadi selama 1- 3 hari. Pembuluh darah robek dan terbentuk hematoma di sekitar dan di dalam fraktur. Tulang pada permukaan fraktur, yang tidak mendapat pasediaan darah akan mati sepanjang satu atau dua milimeter
2. Fase proliferasi terjadi selama 3 hari sampai 2 minggu. Dalam 8 jam setelah fraktur terdapat reaksi radang akut disertai proliferasi dibawah periosteum dan didalam saluran medula yang tertembus ujung fragmen dikelilingi jaringan sel yang menghubungkan tempat fraktur. Hematoma yang membeku perlahan-lahan diabsorpsi dan kapiler baru yang halus berkembang dalam daerah fraktur
3. Fase pembentukan kalus terjadi selama 2-6 minggu. Pada sel yang berkembangbiak memiliki potensi untuk menjadi kondrogenik dan osteogenik jika diberikan tindakan yang tepat selain itu akan membentuk tulang kartilago dan osteoklas. Massa tulang akan menjadi tebal dengan adanya



- tulang dan kartilago juga osteoklas yang disebut dengan kalus. Kalus terletak pada permukaan periosteum dan endosteum. Terjadi selama 4 minggu, tulang mati akan dibersihkan
4. Fase konsolidasi terjadi dalam waktu 3 minggu – 6 bulan. Tulang fibrosa atau anyaman tulang menjadi padat jika aktivitas osteoklas dan osteoblastik masih berlanjut maka anyaman tulang berubah menjadi tulang lamelar. Pada saat ini osteoblast tidak memungkinkan untuk menerobos melalui reruntuhan garis fraktur karena sistem ini cukup kaku. Celah-celah diantara fragmen dengan tulang baru akan diisi oleh osteoblas. Perlu beberapa bulan sebelum tulang cukup untuk menumpu berat badan normal
 5. Fase remodelling terjadi selama 6 minggu hingga 1 tahun. Fraktur telah dihubungkan oleh tulang yang padat, tulang yang padat tersebut akan diresorpsi dan pembentukan tulang yang terus menerus lamelar akan menjadi lebih tebal, dinding-dinding yang tidak dikehendaki dibuang, dibentuk rongga sumsum dan akhirnya akan memperoleh bentuk tulang seperti normalnya. Terjadi dalam beberapa bulan bahkan sampai beberapa tahun. (Mahartha, 2013)

2.3 Implan Tulang

Implan tulang merupakan suatu metode yang dilakukan berupa menopang bagian tubuh, dan menyangga tulang pada kasus patah tulang (fraktur). Dalam aplikasinya implan terdiri dari alat-alat seperti *Scaffold* yang akan mengalami kontak langsung dengan sel tulang, termasuk di dalamnya osteoblas, osteosit, dan osteoklas. Lalu ada *plate*, *bone screw*, dan beberapa alat lain dapat digunakan secara kombinasi menjadi penopang dan pengisi sambungan antara tulang yang patah sebelum jaringannya mengalami pertumbuhan. Untuk *scaffold* haruslah memiliki karakteristik sebaik kriteria pembebanan, serta gerak mekanik yang dimiliki tulang dalam hal ini adalah modulus elastisitas. Faktor-faktor tersebut akan



memengaruhi kecepatan dari pertumbuhan tulang dan peluruhan *scaffold* (Saito, 2011).

Bone screw yang dipasang dengan *scaffold* hingga masuk kedalam tulang digunakan untuk menjaga *scaffold* agar tetap berada pada posisinya dan tidak bergerak sehingga dapat memertahankan bentuk tulang seperti yang diinginkan. Namun, pada *orthopedic device* seperti *scaffold*, *plate*, *bone screw*, dll biasanya terbuat dari logam *non-biodegradable*.. Hingga saat ini penggunaan material *non-biodegradable* masih sangat populer dalam praktik penanggulangan dan pengobatan fraktur. Padahal, risiko kerusakan jaringan tubuh, infeksi, dan efek trauma dari pasien akibat operasi berulang-ulang untuk penanaman dan pengambilan implan sangat besar (Olszta, 2007)

2.4 Bahan Biodegradable

Bahan biodegradable dapat diartikan sebagai zat atau benda yang mampu terurai oleh bakteri atau organisme hidup lainnya, juga dapat dimaknai sebagai bahan yang harus bebas polutan, karena kegunaan lanjutannya adalah untuk berada di dalam tubuh makhluk hidup. (Simpson, 2010). Bahan biodegradable, telah menarik banyak perhatian karena sifat dapat terdegradasi yang unik. Implan yang dapat terurai dan terdegradasi dalam tubuh, yang disertai dengan penurunan sifat mekanik dari bahan implan, memiliki keunggulan berupa *wight loss* secara bertahap, dan unsur-unsur di dalamnya akan terdegradasi dan tertransfer ke jaringan tulang keras (*cortical bone*) dan jaringan lunak. Selain itu, bahan *biodegradable* tidak memerlukan operasi kedua setelah pemasangan. Karena yang terjadi adalah seiring dengan pertumbuhan jaringan tulang, maka implan biodegradable akan meluruh dan larut di dalam tubuh (Agarwal, 2015).



2.4.1 Biodegradable Magnesium Based Metal

Magnesium (Mg) tergolong logam ringan, dan tahan terhadap karat berkat lapisan oksida magnesium dan juga mempunyai sifat mudah terbakar jika saat peleburan kontak dengan oksigen dan reaktif (Siswanto, 2014) oleh karena itu untuk aplikasi *biodegradable*, magnesium seringkali dijadikan paduan untuk meningkatkan sifat mekaniknya. Magnesium dan paduannya merupakan kandidat menarik untuk aplikasi implan sementara dalam osteosintesis, karena magnesium *degradable*, kompatibel secara fisiologis dan bahkan merangsang pertumbuhan tulang. Namun, meski ada penelitian intensif yang terjadi dalam hal ini, sejauh ini tidak ada implan ortopedi *Mg-based* tersedia secara komersial (Gunde, 2010).

Penelitian mengenai penggunaan Magnesium yang memiliki banyak keunggulan. Selain merupakan salah satu unsur penting dalam tulang, Magnesium memiliki *properties* yang hampir serupa dengan *properties* yang dimiliki tulang jika dibandingkan dengan kandidat material lain yang biasa digunakan untuk aplikasi implan tulang. Nilai modulus elastisitas dan massa jenis Magnesium sebesar 41 GPa – 45 GPa dan 1.74 g/cm³ – 2 g/cm³. Nilai modulus elastisitas dan massa jenis tulang sendiri sebesar 15 GPa - 25 GPa dan 1.8 g/cm³ - 2.1 g/cm³. Namun, Magnesium memiliki kekurangan yaitu nilai *compressive strength* yang rendah dan laju degradasi yang tinggi. Salah satu metode yang dapat digunakan untuk mengurangi kecepatan laju degradasinya yaitu dengan cara pemaduan (*Magnesium Alloy*) dengan material lain untuk memperbaiki sifat mekaniknya, terutama sifat tahan korosi yang berpengaruh pada laju degradasinya (Staiger, 2005).



Tabel 2.3 Perbandingan Sifat Mekanik Tulang Dengan Beberapa Material (Staiger, 2006)

Material	Massa Jenis (g/cm^3)	Modulus Elastisitas (Gpa)	<i>Compressive Strength</i> (Mpa)	Fracture Toughness ($\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$)
Tulang	1,8 – 2,1	3 – 20	130 – 180	3 – 6
Mg Murni	1,74 – 2	41 – 45	65 – 100	15 – 40
Paduan Ti	4,4 – 4,5	110 – 117	758 – 1117	55 – 115
Paduan Co	8,3 – 9,2	230	450 – 1000	N/A
<i>Stainless Steel</i>	7,9 – 8,1	189 – 205	170 – 310	50 – 200
<i>Hydroxipatite</i>	3,1	73 – 117	600	0,7

Magnesium dengan kepadatan $1,74 \text{ g/cm}^3$, magnesium 1,6 dan 4,5 kali sedikit lebih padat dari aluminium dan baja. Ketangguhan fraktur magnesium lebih besar dari biomaterial keramik seperti *Hydroxypatite*, sedangkan modulus elastisitasnya dan kuat tekan magnesium lebih dekat dengan tulang alami dibandingkan dengan kasus implan metalik lainnya yang umum digunakan Tabel 2.3.

Material *biodegradable* biasanya diukur laju degradasinya dengan satuan tertentu. Misalnya seperti satuan cm/tahun , cm/hari , dll (Salahshoor dan Yuebin Guo, 2012). Namun, jika dilihat dari data grafik yang menjadi acuan, nilai-nilai *degradation rate* tersebut dapat dikonversi satu sama lain. Seperti pada nilai *degradation rate* gram/hari dapat dikonversi menjadi mm/tahun dengan rumus pada persamaan 2.1. PD/T menggambarkan pengurangan dimensi per tahun, r_1 adalah nilai *degradation rate* dalam gram/hari , dan ρ mewakili densitas dari material dalam



gram/cm³, di mana ketika kita hubungkan dengan satuan per tahun, maka 365 adalah asumsi hari dalam satu tahun (bukan kabisat). Sehingga satuan dari hasil PD/T adalah cm/tahun.

$$\frac{PD}{T} = \sqrt[3]{\frac{r1x365}{\rho x A}} \dots\dots\dots(2.1)$$

2.4.2 Biodegradable Polimer

Biodegradable polimer adalah salah satu biomaterial utama dan umum yang digunakan untuk perbaikan tulang dan rekayasa jaringan. Tingkat *biodegradability* dan tingkat degradasi terkontrol mereka sangat bermanfaat untuk aplikasi klinis (Zeeshan, 2015). Berdasarkan asalnya, *biodegradable* polimer dapat diklasifikasikan menjadi bahan alam dan sintesis. Polisakarida (*chitosan*) dan Protein (kolagen) termasuk contoh umum dari biodegradable polimer alami. Tapi aplikasinya dibatasi secara dramatis karena aktivitas fisiologisnya yang tinggi, tingkat degradasi yang tidak diketahui, dan sifat mekanik yang rendah. Sedangkan untuk polimer sintesis, dengan perancangan yang hati-hati dan kontrol yang akurat, polimer sintesis dengan sifat lebih baik daripada bahan berbasis alami dapat disiapkan untuk memenuhi berbagai persyaratan (Lili tan, 2013).

Biodegradable polimer adalah *polymeric materials* yang dapat terdegradasi secara fisiologis dan merupakan produk yang tidak beracun. Tabel 2.4 menunjukkan sifat beberapa polimer biodegradable. Karakterisasi termal, mekanik dan nilai degradasi bergantung pada distribusi stereoisomer dalam rantai polimer. Tabel 2.5 menunjukkan struktur polimer sintetis seperti

Tabel 2.4 Sifat Mekanik Polimer Biodegradable (Lili tan, 2013).



Polimer	Melting Temperature (°C)	Glass Transition Temperature (°C)	Tensile Modulus (GPa)	Waktu Degradasi (bulan)
PLA	173 – 178	60 – 65	1,5 – 2,7	12 – 18
PGA	225 – 230	35 – 40	5 – 7	3 – 4
PCL	58 – 63	-60	0,4 – 0,6	>24
PLGA (50–50)	<i>Amorphous</i>	50 – 55	1,4 – 2,8	3 – 6

Polylactid Acid (PLA), *Polyglycolic Acid* (PGA), dan *Polycaprolactone* (PCL) yang populer ditemukan untuk aplikasi industri farmasi, kedokteran dan juga *biodegradable material* (Peppas, 1994).

Pada *biodegradable* polimer, degradasi yang terjadi adalah *hydrolitic degradation* yang produk sisanya dibuang melalui urin ataupun dikonversikan menjadi karbondioksida dan air melalui *citric and acid cycle*. Gambar 2.2 menunjukkan grafik beberapa sifat mekanik dari polimer sintesis yang hasilnya bervariasi tergantung berat molekulnya. PGA memiliki *compressive modulus* dan *yield strength* yang paling besar sedangkan PCL (menurut data dari Collen Flanagan) mempunyai sifat mekanik yang paling rendah, apabila dibandingkan dengan yang lain ataupun dari sifat mekanik tulang (Saito, 2011). Sifat mekanik dari *biodegradable* polimer yang sangat jauh lebih rendah jika dibandingkan dengan tulang ini, membuat polimer *biodegradable* ini kurang cocok untuk aplikasi *orthopedic load-bearing* (Witte, 2008). Oleh karena itu *biodegradable* polimer sangat menarik untuk aplikasi *top-coating*



pada *magnesium-based* untuk mengontrol laju degradasinya, dikarenakan memiliki keuntungan berupa laju degradasi yang rendah dan jarak yang luas tergantung dengan berat molekulnya yang nantinya dapat dikontrol (Nair, 2007).

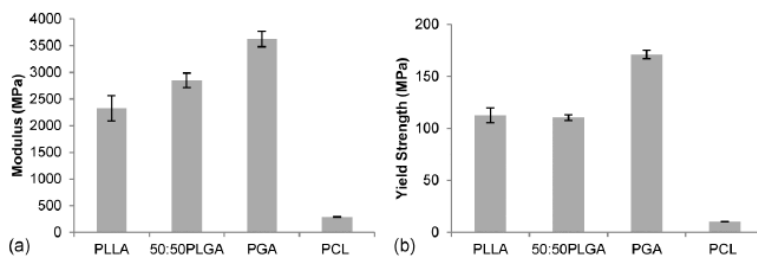
Tabel 2.5 Struktur Polimer Sintetis Biodegradable

Jenis Polimer	Struktur Polimer
Polylactid Acid (PLA)	$\left[\text{O}-\underset{\text{CH}_3}{\text{CH}}-\overset{\text{O}}{\parallel}{\text{C}}-\text{O}-\underset{\text{CH}_3}{\text{CH}}-\overset{\text{O}}{\parallel}{\text{C}} \right]_n$
Polyglycolic Acid (PGA)	$\left[\text{O}-\text{CH}_2-\overset{\text{O}}{\parallel}{\text{C}}-\text{O}-\text{CH}_2-\overset{\text{O}}{\parallel}{\text{C}} \right]_n$
Polycaprolactonr (PCL)	$\left[\text{O}-(\text{CH}_2)_5-\overset{\text{O}}{\parallel}{\text{C}} \right]_n$

PCL adalah poliester alifatik yang dapat terurai karena perilaku hidrofobiknya, tidak mudah untuk mengontrol laju degradasinya hanya dengan menyesuaikan berat molekulnya. Laju degradasi PCL jika dibandingkan dengan polimer lainnya memiliki laju degradasi paling rendah selain karena faktor berat molekul, karena *high crystallinity* juga mempengaruhi laju degradasinya. PCL mempunyai struktur hemihedral kristal yang memungkinkan PCL untuk menjadi implan dalam jangka panjang



(Lili tan, 2013). Lalu (Gupta, 2016) menyatakan PCL polimer umumnya digunakan sebagai biomaterial dalam aplikasi biomedis seperti perancah teknik mesin dan pembalut karena biokompatibilitas dan biodegradabilitasnya. PCL adalah polimer *resorbable* yang disetujui FDA dengan kelarutan yang baik, kompatibilitas campuran dan stabilitas tubuh selama sekitar 1 tahun yang digunakan dengan sukses pada perangkat pengiriman obat. Selain itu, kinetika degradasi, sifat mekanik, ukuran pori dan ketahanan retak tegangan PCL dapat disesuaikan dengan pencampuran dengan polimer lain yang sesuai (Prabhu, 2017).



Gambar 2.2 Grafik Sifat Mekanik Polimer Sintetis Biodegradable

Polimer lainnya seperti PLA dan PGA yang juga merupakan poliester alfatik yang merupakan α -hydroxy grup. PLA diklasifikasikan menjadi dua grup PLLA yang merupakan kristalin dan tahan terhadap hidrolisis lalu PDLA yang merupakan amorpous dan sensitif terhadap hidrolisis. Untuk keduanya PLA dan PGA biasa digunakan dalam bentuk kopolimernya seperti PLLA dan PLGA untuk aplikasi implan biodegradable. Namun, Jenis polimer ini kebanyakan lebih diperhitungkan dalam penggunaannya dikarenakan mempunyai sifat mekanik yang lebih rendah dan



mempunyai laju degradasi yang lebih rendah apabila dibandingkan dengan PCL (Shikinami, 2001).

2.5 Paduan Mg-Zn

Pada biodegradable Magnesium based metal, dengan kekuatan tekan dan kemampuan luruhnya yang tinggi, maka diperlukan campuran tambahan pada magnesium berupa paduan. Menurut (Witte, 2009), Zn dalam jumlah kecil berkontribusi terhadap kekuatan karena penguatan *solid solution*. Hal ini juga dapat meningkatkan *castability* namun dalam yang lebih banyak (>2 %). Menurut (Cai, 2012) kekuatan mekanik paduan Mg semakin meningkat dan ukuran butirnya semakin halus dengan penambahan unsur Zn hingga 6 %, lebih dari itu kekuatannya akan menurun kembali sama seperti kecepatan degradasinya juga akan menurun apabila dipadukan melebihi 6 %.

Tabel 2.6 Perbandingan Sifat Mekanik Paduan Mg(Cai, 2012)

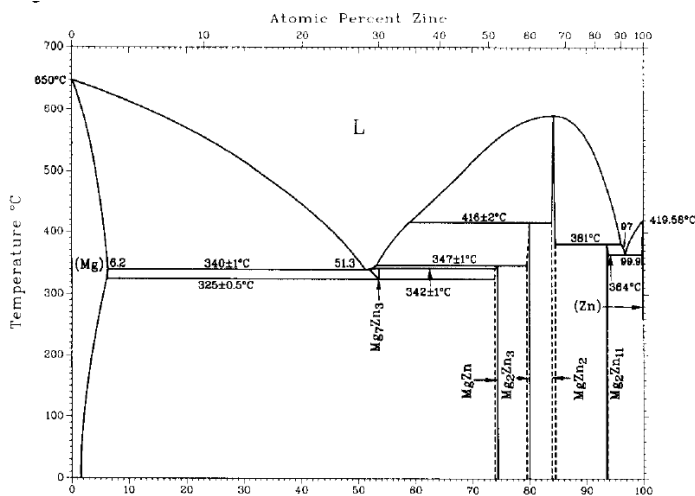
Material	Modulus (Gpa)	Tensile Strength (Mpa)	Yield Strength (Mpa)	Compression Strength (Mpa)	Hardness (HB)
Tulang	5 – 23	35 – 283	-	164 – 240	-
Mg Murni	1,86	100,47	29,88	183,09	37,1
Mg – 1Zn	24,23	187,73	60,62	329,6	47,33
Mg – 5Zn	36,47	194,59	75,6	334,12	53,8
Mg – 7Zn	39,60	135,53	67,28	353,11	56,26

Pada Tabel 2.6 dirangkum sifat mekanik dari paduan Mg-Zn dengan sifat alami tulang. Dibandingkan dengan magnesium



murni, kekerasan dan kekuatan tertinggi, ketegangan dan kompresi paduan Mg-Zn meningkat dengan meningkatnya kadar Zn sampai 5% berat. Sebaliknya Mg-7Zn paduan menampilkan sifat mekanik yang memburuk.

Gambar 2.3 menunjukkan diagram fasa Mg-Zn dengan batas-batas temperatur dari paduan Mg dan Zn. Diagram fasa ini menunjukkan bahwa titik lebur Magnesium berada pada temperatur 650°C dan titik lebur Zinc adalah $419,58^{\circ}\text{C}$. Dari diagram fasa ini ditemukan senyawa *intermetallic* MgZn dan juga titik-titik batas kelarutan padat ataupun reaksi eutektik dan lainnya. Lalu pada penelitian ini misalnya dapat diketahui bahwa dengan presentase yang digunakan sebanyak 5 % Zn, menunjukkan paduan tersebut terletak pada *range* Mg – Mg₇Zn₃.



Gambar 2.3 Diagram Binary Mg-Zn (ASM Metal Handbook Vol. 3)

2.6 Metode Pelapisan



Pelapisan yang digunakan dalam kasus kali ini adalah pelapisan polimer. Tujuan utama dari metode pelapisan ini adalah untuk menciptakan lapisan polimer yang seragam dengan ukuran pori terkendali dan adhesi yang kuat terhadap substrat magnesium yang mendasarinya. Tujuan umum saat melapisi magnesium untuk tujuan biomedis adalah melindungi logam dari korosi dan mengendalikan laju degradasinya. Magnesium sangat reaktif terhadap lingkungan berair. Salah satu cara untuk memperlambat korosi magnesium adalah melalui pembentukan lapisan pasivasi. Padahal, pasivasi di permukaan magnesium terjadi secara alami, membentuk MgO , $Mg(OH)_2$, dan lapisan karbonat di permukaan. Namun, Lapisan pasivasi ini tidak stabil dan cepat rusak saat terpapar fisiologis ion Cl^- (Witte, 2008).

Spray coating adalah teknik dimana cairan atau koloid akan dipaksa keluar melalui *nozzle* dimana aerosol yang baik akan terbentuk. Dalam proses pelapisan dengan metode ini pun terdapat beberapa parameter yang dapat disesuaikan seperti konsentrasi *solvent* ataupun jarak *nozzle* dengan substrat (Aziz, 2015). *Spray coating* sangat cocok untuk bahan polimer yang bisa dalam bentuk cair atau koloid yang mencakup sebagian besar polimer sintesis yang populer. Lapisan yang dibuat dengan cara penyemprotan secara inheren dan merata akan memiliki hasil yang tidak jauh berbeda dengan proses *dip coating*, hanya saja memerlukan *equipment* tertentu (Gray & Luan, 2002).

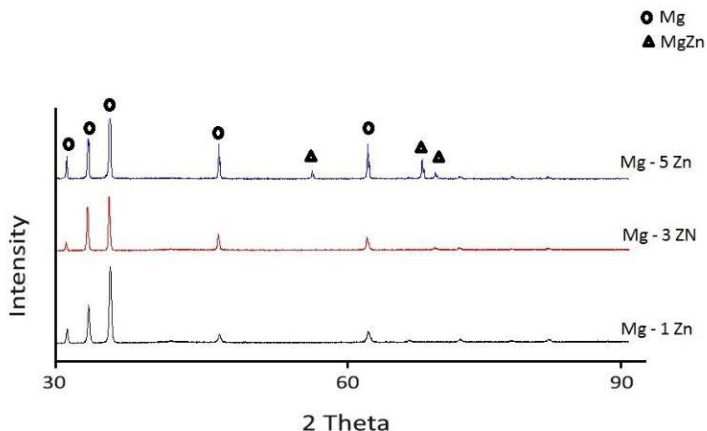
Gambar 2.4 menunjukkan salah satu *equipment* yang diperlukan pada metode *spray coating*. *Spray coating* juga merupakan pilihan yang bagus saat mencoba untuk melapisi objek 3D, nonsimetri, atau topografi, *spray coating* akan menghasilkan lapisan yang lebih seragam ketebalannya dari yang bisa diraih oleh metode *spin coating* (Boellaard, 2002).



Gambar 2.4 Spray Gun (Aziz, 2015)

2.7 Penelitian Sebelumnya

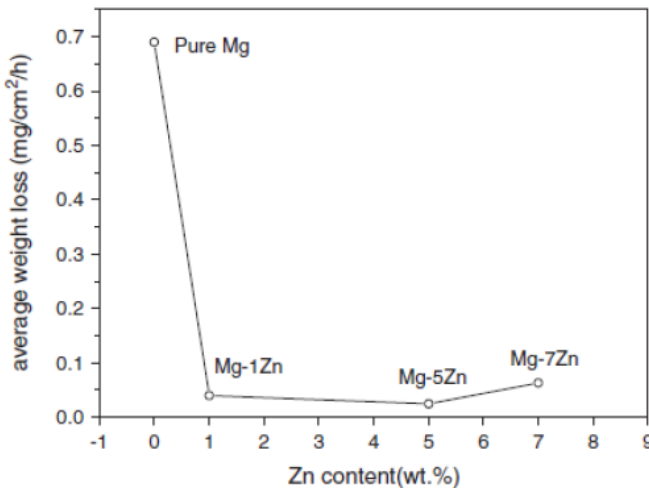
(Nugraha, 2017) melakukan penelitian mengenai paduan Magnesium dan Zinc dengan menggunakan metode casting. Konsentrasi Zinc yang digunakan yaitu 1%, 5% dan 7%. Setelah melakukan proses pemaduan dilakukan pengujian XRD yang hasilnya dapat dilihat pada Gambar 2.5.



Gambar 2.5 Hasil XRD Paduan MgZn (Nugraha, 2017)



Pada Mg-1Zn dan Mg-3Zn hanya terdapat satu fasa yaitu α magnesium. Disebutkan dalam penelitiannya bahwa Zn memiliki tingkat kelarutan yang cukup tinggi dan penambahan unsur Zn hingga 1,6 % dapat sepenuhnya terurai pada fasa α magnesium pada temperatur ruangan (Agarwal, 2015). Selanjutnya, disebutkan pada paduan Mg – 5Zn terdapat 2 fasa yang muncul yaitu fasa α magnesium dan fasa *intermetallic* MgZn. Batas maksimum solid solubility Zn pada Mg adalah 6,2 % pada temperatur eutektik 341°C dan dapat terurai menjadi fasa α magnesium dan fasa *intermetallic* MgZn pada saat proses pendinginan berlangsung, kemudian pada temperatur 325 °C fasa MgZn dapat terbentuk yang mana semakin banyak penambahan Zn maka fasa MgZn akan semakin banyak terbentuk. Fasa Mg₇Zn₃ ini yang kemudian akan berubah menjadi fasa *intermetallic* MgZn pada saat proses pendinginan berlangsung (Cai, 2012).



Gambar 2.6 Grafik Penurunan Berat Beberapa Paduan MgZn
(Cai, 2012)



Gambar 2.6 menunjukkan perubahan berat rata-rata paduan Mg dan Mg-Zn murni 5 hari pencelupan di SBF. Penurunan berat badan merupakan indikasi bahwa ada serangan korosi pada semua spesimen. Penurunan berat badan maksimum $0,69 \text{ mg cm}^{-2} \text{ h}^{-1}$ diamati spesimen Mg murni, sedangkan urutan tingkat kehilangan massa dari tinggi ke rendah adalah 0,063, 0,04 dan $0,025 \text{ mg cm}^{-2} \text{ h}^{-1}$ untuk Mg-7Zn, Mg-1Zn dan Mg-5Zn. Hasil perendaman jelas menunjukkan bahwa ketahanan korosi paduan Mg-Zn meningkat dengan kenaikan penambahan Zn sampai 5% berat. Konten Zn yang berlebihan di Paduan Mg-Zn sampai 7% berat menyebabkan penurunan tajam.

Tabel 2.7 Hasil Tape Test pada lapisan PCL (Hanas, 2016)

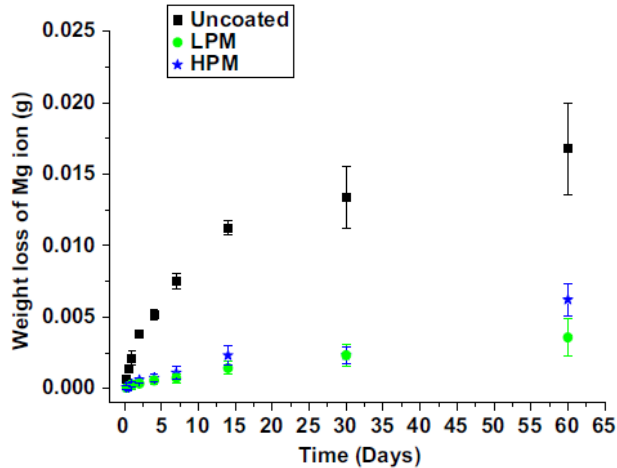
Sample ID	Coating duration (h)	Area removed (%)	ASTM grade
AHP	2	9	3B
AHP	4	3	4B
AHP	6	12	3B
AHP	8	18	2B
AP	4	18	2B

Pada Tabel 2.7 pada penelitian yang dilakukan oleh (Hanas, 2016) menunjukkan hasil tape test dari pelapisan Magnesium alloy terhadap PCL coating dengan metode spincoating, inisial P disana menunjukkan PCL yang mana dari hasil tape test tersebut, kisaran hasil secara kualitatif nya adalah antara 2B sampai 4B tergantung durasi pelapisannya.

Gambar 2.7 menunjukkan tingkat degradasi sampel Mg dilapisi PCL dan sampel yang tidak dilapisi dalam hal jumlah berat yang hilang dari sampel, berat total yang hilang dari sampel yang tidak dilapisi sekitar 17 mg setelah 2 bulan perendaman, bagaimanapun, untuk sampel berlapis polimer PCL, berat total yang hilang dari LPM (*Low Porosity Membrane*) dan sampel



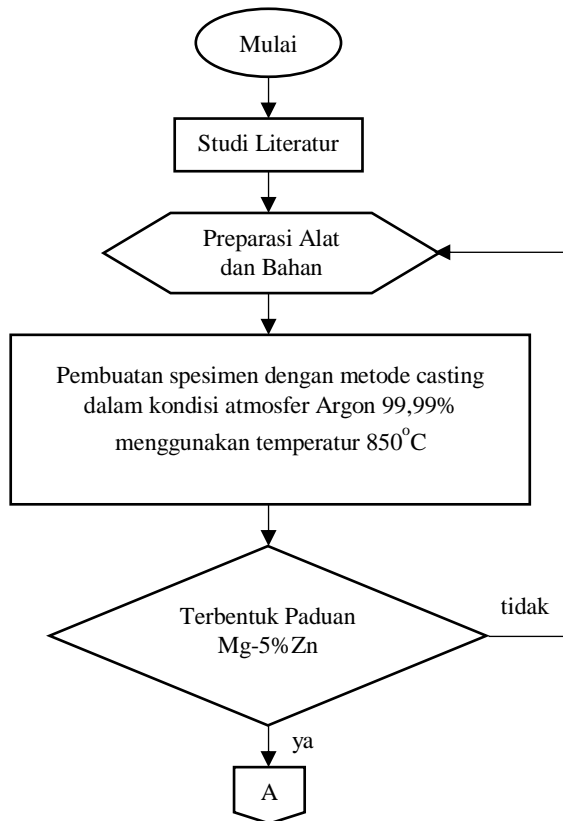
HPM (*High Porosity Membrane*) setelah 2 bulan adalah 3,59 mg dan 6,22 mg, masing-masing yang menunjukkan waktu degradasi dari Mg berkurang setelah dilapisi polimer yang dalam kasus ini adalah PCL (Wong, 2010).

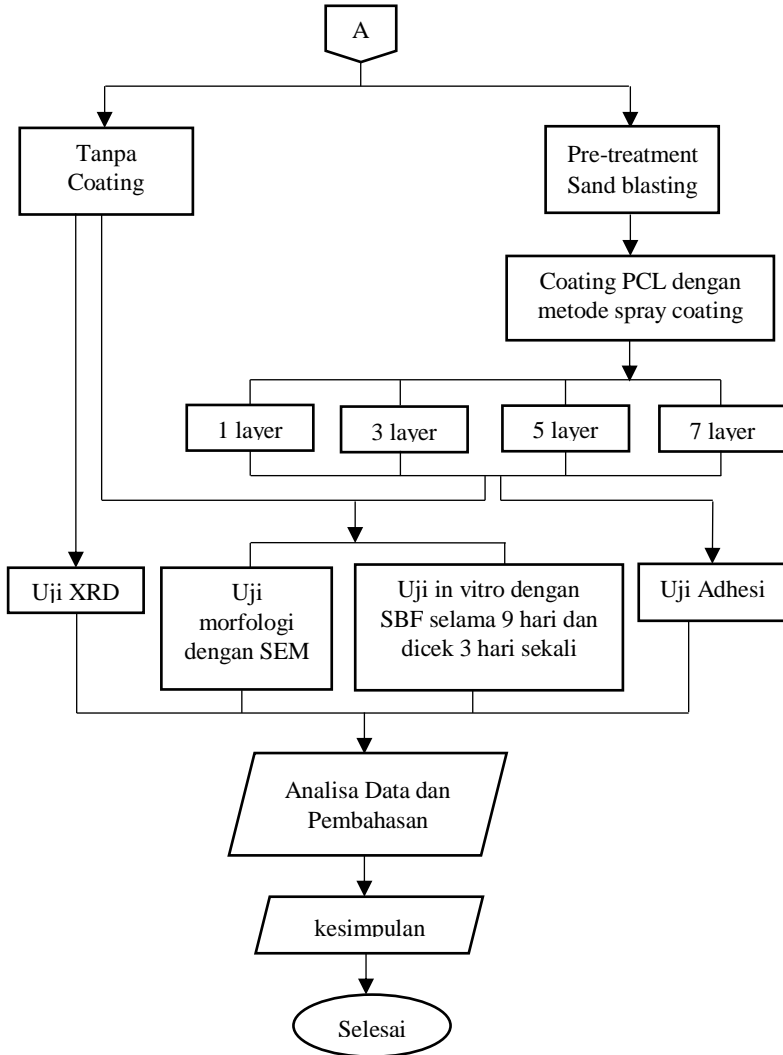


Gambar 2.7 Grafik penurunan Berat Mg Tanpa Pelapisan dan Terlapisi PCL (Wong, 2010)

BAB III METODE PENELITIAN

1.1 Diagram Alir Penelitian





Gambar 3.1 Diagram Alir



3.2 Metode Penelitian

Metode yang dilakukan pada perancangan penelitian ini adalah :

1. Studi Literatur
Metode ini mengacu pada textbook, jurnal, paten serta penelitian serupa tentang anodising, plasma electrolytic oxidation baik pengetahuan maupun penerapannya yang telah dilakukan oleh penelitian – penelitian sebelumnya.
2. Diskusi
Pada tahapan ini dilakukan diskusi untuk menambah wawasan agar lebih memahami permasalahan dan solusi pada penelitian. Diskusi ini dilakukan dengan pihak – pihak terkait dengan penelitian.
3. Eksperimental
Metode ini dilakukan dengan pengujian langsung sesuai dengan prosedur dan metode yang ada, yaitu metode *spray coating*, pengujian SBF, pengujian XRD, pengujian kekerasan dan pengujian lain yang diperlukan.

3.3 Tabel Perancangan Penelitian

Tabel 3.1. Rancangan Penelitian

Spesimen	XRD	SBF	SEM	Adhesi
Tanpa Coating	v	v	v	-
Coating 1 layer	-	v	v	v
Coating 3 layer	-	v	v	v
Coating 5 layer	-	v	v	v
Coating 7 layer	-	v	v	v



3.4 Preparasi Sampel

Sampel yang digunakan pada penelitian kali ini adalah paduan yang terdiri dari campuran Magnesium dan Zinc dengan prosentase berat $\text{Mg-5\%Zn} \pm 25$ gram komposisi paduan. Pada pembuatan sampel dilakukan dengan metode pemaduan dalam *Horizontal Furnace* seperti pada Gambar 3.2 dalam kondisi atmosfer argon 99,99% menggunakan temperatur $850\text{ }^{\circ}\text{C}$ lalu di holding selama 6 jam. Spesimen dibiarkan mendingindi dalam *furnace* hingga temperatur kamar (*full annealing*) untuk mencegah oksidasi. Setelah itu dipotong dengan *wire cut* dengan ukuran $15 \times 15 \times 2$ mm menjadi beberapa spesimen yang nanti disebut sebagai sampel.



Gambar 3.2 Horizontal Furnace Laboratorium Fisika Material
Departemen Teknik Material ITS



3.5 Proses Spray Coating

Sampel yang sudah dipotong menjadi beberapa bagian dengan alat *wire cut* dan gergaji dilanjutkan kedalam proses *coating* dengan metode *spray coating*. Sebelum dilakukan proses *coating* terdapat *pre-treatment* berupa *sand blasting* kepada sampel kemudian setelahnya dilakukan proses pelapisan dengan parameter sesuai variabel penelitian yang bertempat di CV.Cipta Agung di daerah Rungkut.

Gambar 3.3 adalah *spray gun* yang digunakan pada proses pelapisan, feed yang digunakan berupa larutan diklorometana dengan campuran 2,5% PCL dalam *tank* ukuran 200 mL. Setelah itu dilakukan proses *coating* sesuai dengan parameter dengan jarak penyemprotan sejauh 10 cm dari *nozzle spray gun*.



Gambar 3.3. Spray Gun di CV. Cipta Agung



3.6 Karakterisasi dan Pengujian

3.6.1 Karakterisasi SEM



Gambar 3.4 Mesin FLEX SEM 1000

Pengamatan *Scanning Electron Microscope* (SEM) bertujuan untuk mengetahui morfologi dan strukturmikro lapisan permukaan spesimen. SEM yang digunakan menggunakan SEM pada departemen Teknik Mesin ITS, SEM tipe FLEX SEM 1000 seperti pada Gambar 3.4. Hasil variasi layer coating sebanyak 4 buah akan diamati dengan SEM yang akan dibandingkan dengan *base metal* Mg-5%Zn tanpa *coating*. Selanjutnya morfologi juga akan di mapping untuk mengetahui persebaran – persebaran unsur serta komposisi yang ada di lapisan permukaan.



3.6.2 Karakterisasi XRD



Gambar 3.5 Mesin XRD

X-Ray Diffraction (XRD) adalah pengujian yang digunakan untuk mengetahui unsur dan senyawa yang terbentuk pada spesimen. Data hasil XRD berupa grafik dengan puncak intensitas terhadap 2θ . Data XRD ini digunakan untuk perhitungan komposisi fasa serta derajat kristalinitas dari alumina yang terbentuk. Pengujian XRD ini menggunakan alat merk Xper pro panlythical milik departemen Teknik Material ITS seperti pada Gambar 3.5.

3.6.3 Pengujian Weight Loss

Pada pengujian ini sebelumnya digunakan metode perendaman ke dalam larutan yang komposisinya adalah

- 8,03 gram NaCl Asam Klorida
- 0,35 gram Na_2HCO_3



- c) 0,22 gram KCL
- d) 1 M NaOH / 1 M HCl
- e) 0,23 gram $K_2HPO_4 \cdot 3H_2O$
- f) 0,31 gram $MgCl_2 \cdot 6H_2O$
- g) 0,29 gram $CaCl_2$
- h) 0,07 gram Na_2SO_4

dilakukan perendaman selama 9 hari didalam *inkubator* seperti pada Gambar 3.6 dengan temperatur 32-37 derajat celcius yang dikontrol dengan alat pengontrol temp. dan termometer untuk mengetahui kondisi temperatur. Setiap tiga hari sekali dilakukan penimbangan pada masing-masing sampel. Pengujian ini berfungsi untuk mengetahui massa sampel yang berkurang dalam kurun waktu perendaman.



Gambar 3.6 Inkubator Pengujian Weight Loss



3.6.4 Pengujian Kelekatan

Pada pengujian ini digunakan metode *tape test cross x* sesuai dengan ASTM 3359 untuk menentukan kekuatan adhesi polimer *coating* terhadap substrat inorganik atau keramik. Data yang keluar berupa data kualitatif yang menunjukkan skala kekuatan nilai adhesinya.

Dengan cara membuat goresan secara horizontal dan vertikal bersilangan sebesar 10 mikron sebanyak 11 goresan dengan jarak antar goresan adalah 1 mm apabila lapisannya mempunyai ketebalan $<50 \mu\text{m}$ dan apabila ketebalannya lebih dari itu maka goresan dilakukan sebanyak 6 kali dengan jarak antar goresan adalah 2 mm. Lalu ditempelkan tape yang sesuai dengan standar ASTM seperti pada Gambar 3.7 diatas substrat yang telah digores, ditunggu selama 1 menit 30 detik lalu kemudian ditarik dengan sudut 90° dan akan terlihat hasil lapisan yang terangkat yang akan mengindikasikan kekuatan dari adhesinya secara kualitatif.



Gambar 3.7 Alat Uji Tape Test

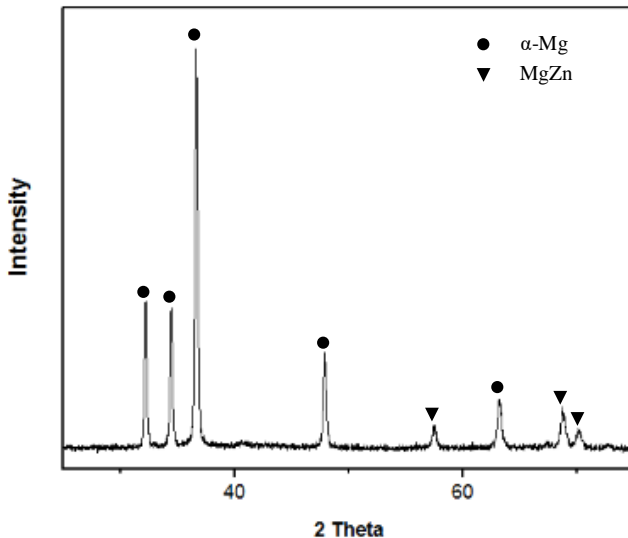
(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

BAB IV

ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Analisa Senyawa

Untuk mengetahui Fasa yang terbentuk dari paduan substrat, maka dilakukan karakterisasi pengujian *X-Ray Diffraction* (XRD). Dari hasil karakterisasi pengujian dapat dilihat pada



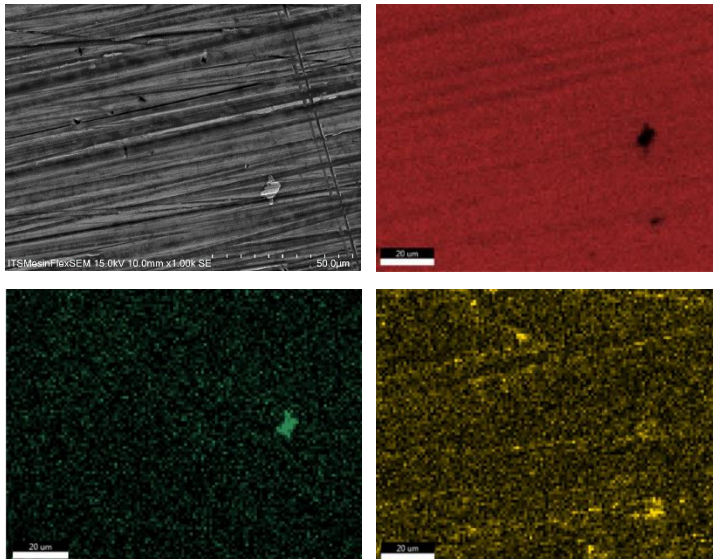
Gambar 4.1 Hasil XRD Substrat Mg-5%Zn

Gambar 4.1 Pada substrat paduan Mg-5%Zn, Analisa menggunakan data JCPDS 35-0821 menunjukkan hasil difraksi dengan nilai intensitas yang tidak jauh berbeda dengan substrat yang digunakan. Pada paduan ini terbentuk 2 fasa yaitu fasa α -Magnesium yang ditunjukkan pada peak $2\theta = 32,272$, $2\theta = 34,444$, $2\theta = 36,681$. $2\theta = 47, 867$, $2\theta = 63,138$ dan fasa MgZn *intermetallic* pada peak $2\theta = 57,385$, $2\theta = 68,679$, $2\theta = 70,089$.



Pada diagram *binary* MgZn, Zn menunjukkan kelarutan yang tinggi hingga 1,6% yang apabila kurang dari itu, maka Zn akan terlarut bersama matriks α -magnesium. Lalu batas kelarutan padat Zn pada Mg adalah 6,2% saat temperatur 341⁰C dan terjadi reaksi eutektik sehingga terurai menjadi α -magnesium dan Mg₇Zn₃ (Cai, 2012). Pada proses pendinginan saat temperatur berada pada titik 325⁰ C, akan terjadi reaksi eutektoid yang menguraikan Mg₇Zn₃ menjadi senyawa α -magnesium dan MgZn *intermetallic* (Nemec, 2015). Sehingga menjelaskan bahwa adanya fasa kedua yang muncul yang sesuai dengan data XRD berupa MgZn *intermetallic*. Hal ini diperjelas pada penelitian sebelumnya oleh (Nugraha, 2017) yang mendapatkan hasil serupa.

Kemudian diperkuat dengan hasil *mapping* EDS yang menunjukkan kandungan Mg dan Zn dalam paduan substrat Mg-5%Zn seperti yang tertera pada Gambar 4.2



Gambar 4.2 Hasil Mapping EDS Paduan Mg-5%Zn



Warna merah menunjukkan persebaran Mg, warna hijau menunjukkan persebaran Zn dan warna kuning adalah kandungan oksigen yang muncul berupa lapisan pasif yang terbentuk pada permukaan magnesium. Pada gambar dapat diperhatikan bahwa persebaran unsur Mg dan Zn terlihat merata. Lalu kandungan yang terdapat pada substrat Mg-5%Zn juga dapat dilihat pada Tabel 4.1

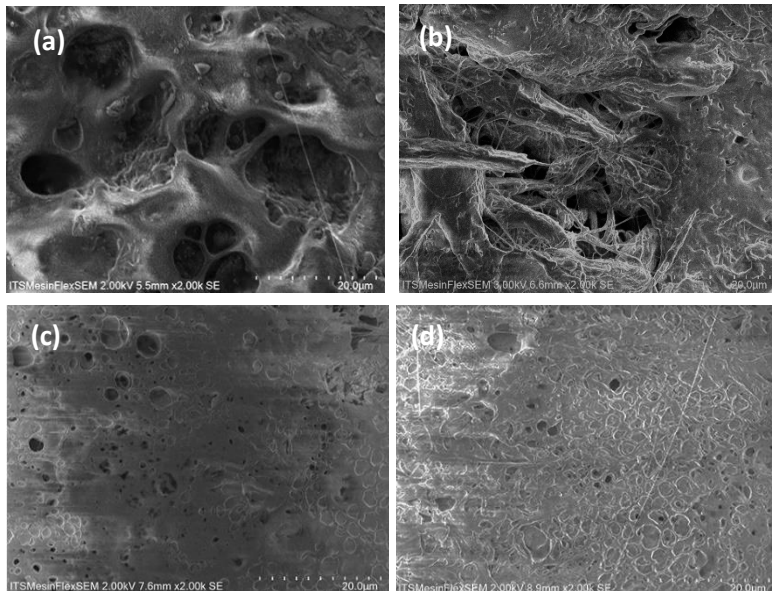
Tabel 4.1 Hasil Komposisi SEM EDS Paduan Mg-5%Zn

Unsur	Wt%	At%
Mg K	91,59	94,02
Zn L	6,05	2,31
O K	2,35	3,67

4.2 Analisa Morfologi

Pada analisa morfologi dilakukan pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM) untuk melihat pengaruh morfologi terhadap penambahan *layer* pada substrat paduan Mg-5%Zn. Gambar 4.3 menunjukkan perbedaan morfologi permukaan setelah dilapisi PCL dengan perbedaan lapisan *layer*. Pada gambar (a) dan (b) terlihat permukaan yang tidak merata dengan porositas yang jelas terlihat. Sedangkan pada gambar (c) dan (d) permukaan cenderung merata dengan porositas yang tidak terlalu tampak.

Timbulnya poros yang lebih besar mungkin disebabkan karena penyusutan lapisan polimer diatas substrat setelah pengeringan yang menarik rantai polimernya untuk meminimalkan luas permukaan. Sedangkan pada bagian yang menunjukkan adanya lapisan polimer dibawah pori-pori mungkin berasal dari lapisan dibawahnya (Prabhu, 2017), bisa berupa lapisan PCL ataupun substrat itu sendiri.



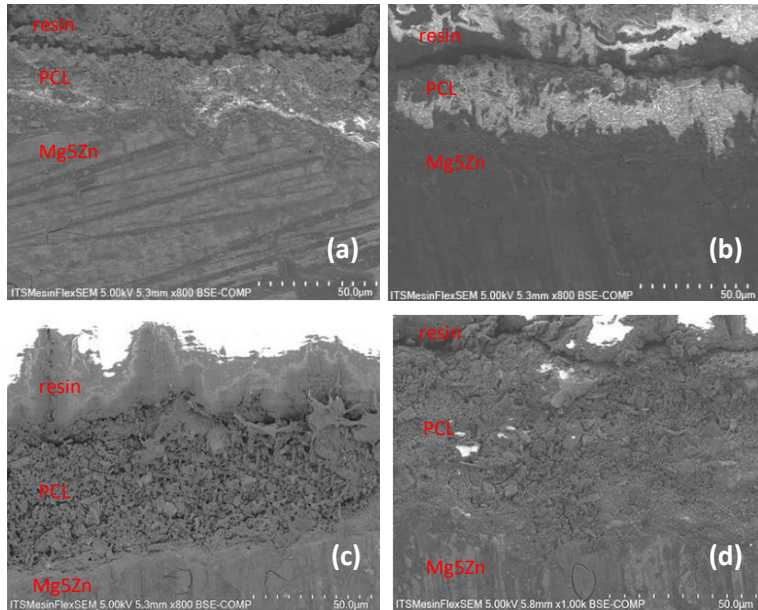
Gambar 4.3 Hasil SEM Mg-5%Zn Terlapisi PCL (a) 1 layer (b) 3 layer (c) 5 layer (d) 7 layer

Lalu selain morfologi permukaan, dilakukan juga pengujian SEM *cross-section* untuk melihat perbedaan penambahan lapisan *layer* PCL terhadap substrat Mg-5%Zn.

Gambar 4.4 menunjukkan hasil dari SEM *cross-section* Mg-5%Zn dengan lapisan PCL dan efek pada penambahan *layer* yang mempengaruhi nilai ketebalan yang berbeda pada tiap sampel. Pada gambar (a) yang nilai ketebalannya 17,69 μm dengan 1 *layer* pelapisan, (b) 35,96 μm dengan 3 *layer* pelapisan, (c) 54,89 μm dengan 5 *layer* pelapisan, dan (d) 72,56 μm dengan 7 *layer* pelapisan sesuai dengan pengukuran menggunakan data metalografi pada Lampiran 2. Dari hasil *cross section* juga menunjukkan bahwa pada penelitian ini setiap penambahan satu



layer lapisan *spray coating* pada substrat paduan Mg-5%Zn menambah ketebalan $\pm 10\mu\text{m}$.



Gambar 4.4 Hasil SEM Cross Section (a) 1 Layer, (b) 3 Layer, (c) 5 Layer, (d) 7 Layer

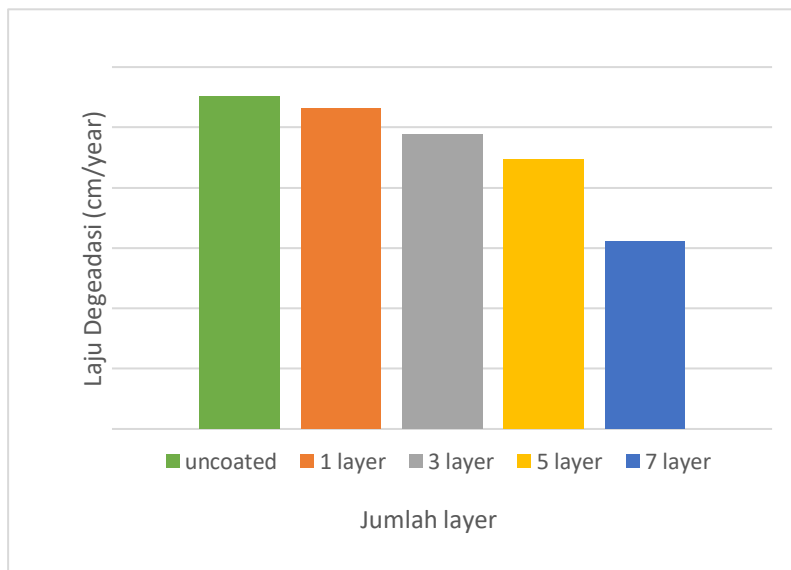
4.3 Analisa Laju Degradasi

Untuk mengetahui pengaruh dari laju degradasi dari substrat Mg-5%Zn dengan variasi ketebalan lapisan PCL, dilakukan pengujian *in-vitro* berupa *Simulated Body Fluid* (SBF). Laju degradasi didapatkan dengan cara menimbang spesimen yang telah direndam di dalam larutan selama 9 hari. Perhitungan dilakukan dengan cara menghitung selisih berat spesimen pada saat penimbangan dengan berat spesiemen pada saat penimbangan sebelumnya. Dari nilai degradasi per hari yang didapat lalu dikonversi ke nilai degradasi per tahun dengan Persamaan 2.1



Gambar 4.5 menunjukkan hasil dari degradasi massa, pada sampel *uncoated* merupakan yang paling besar dengan rata-rata laju degradasinya 2,75 cm/tahun jika dibandingkan dengan sampel lainnya dengan ketebalan 1 *layer*, 3 *layer*, 5 *layer* yang nilainya 2,65 cm/tahun, 2,43 cm/tahun, 2,23 cm/tahun dan sampel dengan ketebalan 7 *layer* yang nila rata-rata degradasi 1,55 cm/year, paling kecil diantara lainnya. Dari data yang diperoleh, menunjukkan seiring penambahan *layer* hingga ketebalan $\pm 70\mu\text{m}$ maka laju degradasi akan semakin menurun.

Berkaitan dengan hasil morfologi, Dari (Wong, 2010) juga melaporkan bahwa porositas PCL mempengaruhi terhadap laju degradasi. Lapisan dengan selaput porositas yang lebih rendah menunjukkan penurunan berat lebih sedikit dibandingkan dengan lapisan yang selaput porositasnya lebih besar.



Gambar 4.5 Grafik Laju Degradasi Dengan Variasi Jumlah Layer



4.4 Analisa Kelekatan

Untuk mengetahui kekuatan lekat lapisan PCL terhadap substrat Mg-5%Zn, maka diperlukan uji adhesi. Pengujian ini diaplikasikan untuk uji kelekatan lapisan polimer terhadap substrat inorganik ataupun keramik. Jenis uji adhesi yang digunakan kali ini adalah uji tape test menurut ASTM D 3359. Hasil yang akan didapatkan berupa hasil kualitatif yang akan dicocokkan dengan data ASTM berupa klasifikasi dari kekuatan kelekatan lapisan terhadap substrat.

Tabel 4.2 Hasil Pengujian Tape Test Mg-5%Zn Terlapis PCL

Sampel	Grade	Keterangan
1 layer	0B	Lebih dari 65% kisi telah terkelupas
3 & 5 layer	3B	Serpihan kecil lapisan dilepaskan di sepanjang tepi dan di persimpangan potongan. Area yang terkena adalah 5 hingga 15% dari kisi
7 layer	4B	Serpihan kecil dari lapisan dilepaskan di persimpangan; kurang dari 5% dari area tersebut terpengaruh

Tabel 4.2 menunjukkan hasil pengujian *tape test* sesuai dengan klasifikasi ASTM D 3559. Untuk mengetahui kekuatan adhesi dari lapisan PCL. Pada hasilnya, sampel dengan ketebalan 1 *layer* dapat dikategorikan sebagai *grade* 0B, karena bagian yang terkelupas lebih dari 15 %, untuk ketebalan 3 *layer* dan 5 *layer* dapat dikategorikan sebagai *grade* 3B dengan keadaan lapisan

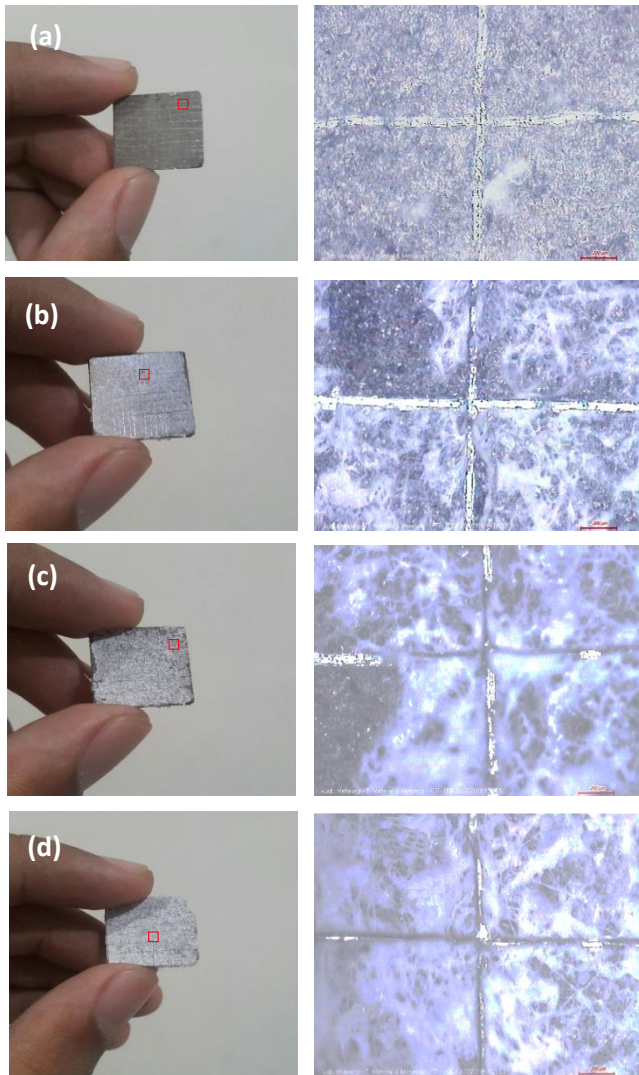


yang terkelupas tidak lebih dari 15% sedangkan untuk sampel dengan ketebalan 7 *layer* mempunyai *grade* 4B karena bagian yang terkelupas kurang dari 5%.

Pada pengujian kelekatan Mg-5%Zn setelah dilapisi PCL dengan perbedaan ketebalan. Pada sampel dengan ketebalan 1 *layer* spray dan 3 *layer* <50 μ m menggunakan proses uji adhesi 11 goresan vertikal dan horizontal sebanyak 11 goresan dan untuk sampel dengan ketebalan 5 *layer* dan 7 *layer* menggunakan proses uji adhesi 6 goresan dengan jarak 2 mm pada setiap goresannya (ASTM 3559).

Gambar 4.6 menunjukkan hasil mikroskop optik satu *spot* pada hasil pengujian *tape test*. Bagian yang lebih terang dan bertekstur bagian yang terlapisi oleh PCL, sedangkan bagian yang lebih gelap adalah substrat paduan Mg-5%Zn. Sesuai dengan klasifikasi ASTM 3995 pada lampiran 4, pada ketebalan (a) 1 *layer* didapatkan klasifikasi *grade* 0B dengan kondisi lapisan yang terkelupas hampir semua bagian, pada ketebalan (b) 3 *layer* didapatkan klasifikasi *grade* 3B dengan kondisi lapisan yang terkelupas hampir 1 kotak penuh hasil goresan dan juga terkelupas di daerah sisi. Pada ketebalan (c) 5 *layer*, hampir sama dengan sampel (b) namun pada sampel (c) digunakan proses 6 goresan karena ketebalan lapisan >50 μ m, dan pada ketebalan (d) 7 *layer* di dapatkan klasifikasi *grade* 4B dengan kondisi lapisan yang terkelupas hampir tidak tampak atau kurang dari 5%.

Dari hasil yang didapatkan terkait dengan uji *tape test* dengan penambahan ketebalan pada lapisan, serupa dengan penelitian (Hanas, 2016) tentang pelapisan *polycaprolactone* terhadap magnesium alloy dengan metode *electrospinning* yang menyebutkan bahwa semakin bertambahnya waktu *electrospinning* selama 4 jam yang mempengaruhi ketebalan, maka hasil adhesinya semakin bagus hingga mencapai *grade* 4B. Lalu pada pengujian kali ini menggunakan metode *spray coating* yang dengan pertambahan *layer* lapisan dan bertambahnya ketebalan hingga $\pm 70\mu$ m, bertambah pula kekuatan adhesinya hingga *grade* 4B secara kualitatif.



Gambar 4.6. Spot Metallografi Hasil Uji Tape Test (a) 1 Layer, (b) 3 Layer, (c) 5 Layer, (d) 7 Layer

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari analisa yang telah dilakukan, didapatkan pengaruh ketebalan dengan penambahan layer lapisan PCL terhadap morfologi paduan Mg-5%Zn yang menunjukkan bahwa dengan bertambahnya ketebalan lapisan, maka porositas lapisan semakin berkurang dan berpengaruh terhadap laju degradasi, bahwa penambahan ketebalan lapisan hingga $\pm 70\mu\text{m}$ dengan nilai rata-rata *weight loss* 1,55 cm/tahun, menyebabkan laju degradasinya menurun jika dibandingkan dengan paduan Mg-5%Zn tanpa lapisan.

5.2 Saran

Dari penelitian yang sudah dilakukan yang merupakan awal pengembangan dari *biodegradable implant* ini terdapa beberapa saran seperti :

1. Pada proses pepaduan spesimen misalnya diperlukan cetakan yang lebih besar untuk hasil yang lebih optimal.
2. Pada saat proses pelapisan perlu diperhatikan persebaran coatingnya agar terjamin lapisannya merata.
3. Pada saat pengujian SEM diperlukan data yang lebih banyak selama proses tes rendam.
4. Pada paduan Mg-5%Zn dan lapisan PCL merupakan paduan dan lapisan yang berpotensi untuk aplikasi *biodegradable*, namun diperlukan penambahan unnsur dan proses lainnya agar hasilnya lebih optimal

(Halaman Ini Sengaja Dikосongkan)

DAFTAR PUSTAKA

- Adeosun, Samson Oluropo., Ganiyu Ishola Lawal., Oluwashina Philips Gbenebor. 2014. **“Characteristics of Biodegradable Implants”**. **Journal of Minerals and Materials Characterization and Engineering**”. 2, 88-106
- Agarwal, Sankalp. James Curtin. Brendan Duffy dan Swarna Jaiswal. 2015. **Biodegradable Magnesium Alloys for Orthopaedic Applications ; A Review on Corrosion, Biocompatibility and Surface Modifications**. *Journal of Materials Science & Engineering*. doi: 10.1016/j.msec.2016.06.020
- Aguello, C., H. Liu. 2015. **Surface Modification of Magnesium by Functional Polymer Coating for Neural Application**. USA : Department of Bioengineering, University of California.
- ASM Metals Handbook, Vol 03. **Alloy Phase Diagrams**.
- Aziz, F., A.F. Ismail. 2015. **Spray Coating Methods for Polymer Solar Cells Fabrication: A Review**. Malaysia : Advanced Membrane Technology Research Centre (AMTEC), Universiti Teknologi Malaysia (UTM).
- Brar, Harpreet S., et al. 2009. **“Magnesium as a Biodegradable and Bioabsorbable Material for Medical Implants”**. *Materials Science and Engineering*, University of Florida, Gainesville, FL, USA : 1 - 9.
- Boellaard, E., Pham, P. N., Sarro, P. M., & Burghartz, J. N. (2002). **Spin, Spray Coating and Electrodeposition of Photoresist for MEMS Structures - a Comparison**. In: SAFE 2002 Proceedings of 5th Semiconductor Advances for Future Electronics

- Workshop (pp. 81e86). Utrecht: STW Technology Foundation.
- Cai, Shuhua, Ting Lei, Nianfeng Li dan Fangfang Feng. 2012. **Effects of Zn on Microstructure, Mechanical Properties and Corrosion Behavior of Mg–Zn Alloys**. Journal of Nonferrous Metals Science : 2570 - 2577.
- Gray, J. E., & Luan, B. (2002). **Protectiv Coatings on Magnesium and its Alloys—a Critical Review**. Journal of Alloys and Compounds, 336(1e2), 88e113.
- Gunde, Petra. 2010. **Biodegradable Magnesium Alloys For Osteosynthesis – Alloy Development And Surface Modifications**. Diss. ETH No. 19171
- Gupta, Manoj, Nai Mui Ling Sharon. 2011. **Magnesium, Magnesium Alloys, and Magnesium Composites**. New York : John Wiley & Sons, Inc.
- Hanas T., dkk. 2016. **Tailoring Degradation of AZ31 Alloy by Surface Pre-treatment and Electrospun PCL Fibrous Coating**. India : Medical Materials Laboratory, Indian Institute of Technology Madras.
- Huan, Zhiguang., Jie Zhou., Jurek Duszczk. 2010. **Magnesium-based Composites With Improved In vitro Surface Biocompatibility**. J Mater Sci: Mater Med, 21:3163–3169
- Jackson, M. J. 1989. **Physiology of Zinc: General Aspects** in Mills, Colin F. Zinc in Human Biology. Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Kim, Jinwoo., Hamouda M. Mousaa., Chan Hee Parka., Cheol Sang Kima. 2016. **Enhanced Corrosion Resistance and Biocompatibility of AZ31 Mg Alloy Using PCL/ZnO NPs Via Electrospinning**. Republic of Korea : Chonbuk National University.
- Kurnia, Susi Hanifah., Cecep Eli Kosasih., Ayu Prawesti P. 2013. **Faktor-faktor yang Melatarbelakangi Pasien**

- Patah Tulang Berobat ke Pengobatan Tradisional Ahli Tulang di Sumedang.** Bandung : Universitas Padjajaran.
- Lili Tan., Xiaoming Yu., Peng Wan., Ke Yang. 2013. **Biodegradable Materials for Bone Repairs: A Review.** China : Institute of Metal Research.
- Mahartha, Gde Rastu Adi., Sri Maliawan., Ketut Siki Kawiyanana. 2013. **Manajemen Fraktur Pada Trauma Muskuloskeletal.** Bali : Universitas Udayana
- McCharty, James T., Rajiv Kumar. 1999. **Divalent Cation Metabolism: Magnesium.** In **Atlas of Diseases of the Kidney.** England : Wiley-Blackwell; Volume 5 edition.
- Nair, L. S., & Laurencin, C. T. (2007). **Biodegradable Polymers as Biomaterials.** Progress in Polymer Science, 32, 762e798.
- Nemec M., V. Gartnerov´a, M. Klementov´a, A. Jager. 2015. **Analysis of Intermetallic Particles in Mg-12wt.%Zn Binary Alloy Using Transmission Electron Microscopy.** doi: 10.1016/j.matchar.2015.05.038
- Nick, Little., Benedict Rogers., Mark Flannery. 2011. **Bone Formation, Remodelling and Healing.** Basic Science. Surgery 29 : 4
- Noorisa, Riswanda., Dwi Apriliwati., Abdul Aziz., Sulis Bayusentono. 2017. **The Characteristic Of Patients With Femoral Fracture In Department Of Orthopaedic And Traumatology Rsud Dr. Soetomo Surabaya 2013 – 2016.** ISSN 2460-8742. <http://journal.unair.ac.id/journal-of-orthopaedic-and-traumatology-surabaya-media-104.html>
- Nugraha, Fikri Adhi. 2017. **Pengaruh Komposisi Zn dan Temperatur Casting Terhadap Morfologi dan**

- Sifat Mekanik Paduan Mg-Zn Untuk Aplikasi Biodegradable Orthopedic Devices.** Surabaya : Institut Teknologi Sepuluh Nopember
- Ogawa, Youichi., Manao Kinoshita., Shinji Shimada and Tatsuyoshi Kawamura. 2016. **Zinc and Skin Disorders.** Japan : University of Yamanashi, Yamanashi 409-3898
- Okezone** (Jakarta). 2017. 26 Oktober
- Olszta, M. J., *et al.* 2007. **Bone Structure and Formation ; A New Perspective.** doi:10.1016/j.msar.2007.05.001
- Prabhu, Deepa B., P. Gopalakrishnan., K.R. Ravi. 2017. **Coatings on implants: Study on similarities and differences between the PCL coatings for Mg based lab coupons and final components.** India : PSG Institute of Advanced Studies.
- Peppas, N. A., & Langer, R. S. (1994). **New Challenges in Biomaterials.** Science, 264, 1065e1067.
- Saito, Eiji. 2011. **Designed Biodegradable and Osteoconductive Porous Scaffolds for Human Trabecular Bone.** A dissertation for the Doctor of Philosophy degree (Biomedical Engineering) Requirement. Michigan : University of Michigan.
- Salahshoor, Meisam., Yuebin Guo. 2012. **Biodegradable Orthopedic Magnesium-Calcium (MgCa) Alloys, Processing, and Corrosion Performance,** The University of Alabama, 5, 135-155
- Serefko, Anna., Aleksandra Szopa., Piotr WlaŃ., Gabriel Nowak., Maria Radziwoń-Zaleska., Michał Skalski., Ewa Poleszak. 2013. **Magnesium in depression.** Pharmacological Report. ISSN 1734 – 1140
- Shikinami, Y., M. Okuno. 2001. **Bioresorbable Devices Made of Forged Composites of Hydroxyapatite (HA) Particles and Poly L-Lactide (PLLA). Part II:**

- Practical Properties of Miniscrews and Miniplates.** Biomaterials 22 (2001) 3197–3211.
- Simpson, J.A. 2010. **Oxford English Dictionary.** United Kingdom : Oxford University Press.
- Siswanto Rudi, 2012. **Pengaruh Temperatur Dan Waktu PeleburanPengecoran Tuang Paduan Al-21%Mg Terhadap Volume Dan Berat Hasil Pengecoran.** Jurnal Ilmiah Suara Teknik Univ. Muhammadiyah Pontianak Volume 2 : 1-68. ISSN : 2086-1826.
- Staiger, Mark Peter., George J. Dias dan Alexis Marie Pietak. 2006. **Magnesium and its Alloys as Orthopedic Biomaterials.** *Journal of Biomaterials*, University of Cantenbury , 27 : 1728–1734
- Witte, Frank., Norbert Hort., Carla Vogt., Smadar Cohen., Karl Ulrich Kainer., Regine Willumeit., Frank Feyerabend. 2009. **Degradable Biomaterials Based on Magnesium Corrosion.** Germany : Hannover Medical School.
- Wong, Hoi Man, dkk. 2009. **A biodegradable Polymer-Based Coating to Control the Performance of Magnesium Alloy Orthopaedic Implants.** China : Department of Orthopaedics and Traumatology, The University of Hong Kong, Pokfulam.
- Wu Shuilin., Xiangmei Liu., Kelvin W.K. Yeung., Changsheng Liu., Xianjin Yang. 2014. **Biomimetic Porous Scaffolds for Bone Tissue Engineering.** China : Hubei University
- Yoshimura, Masahiro and Wojciech Suchanek. 1997. **Processing and Properties of Hydroxyapatite-Based Biomaterialsfor Use As Hard Tissue Replacement Implants.** Japan. Center for Materials Design, Materials and Structures Laboratory : Tokyo Institute of Technology, 4259

Zeeshan, Sheikh., Shariq Najeeb., Zohaib Khurshid., Vivek Verm., Haroon Rashid and Michael Glogauer. 2015. **Biodegradable Materials for Bone Repair and Tissue Engineering Applications**. Materials ISSN 1996-1944. 8, 5744-5794; doi:10.3390/ma8095273

LAMPIRAN

Lampiran 1

Data JCPDS paduan Mg-Zn

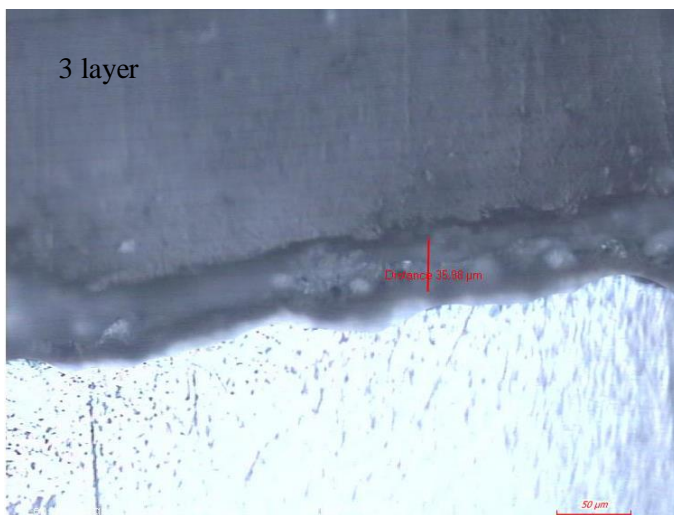
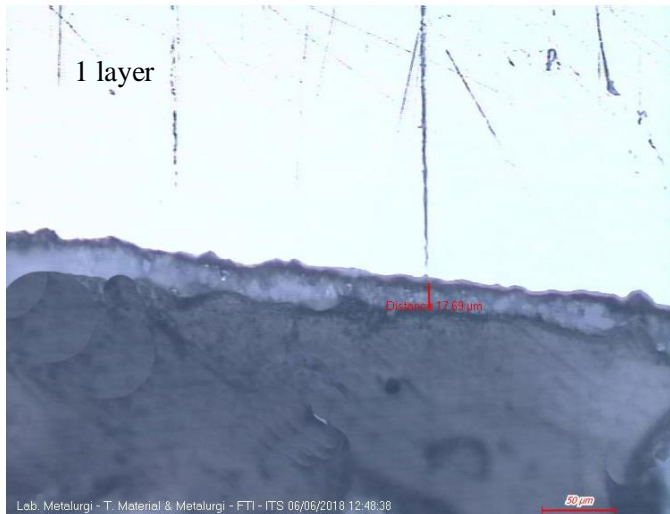
Peak list

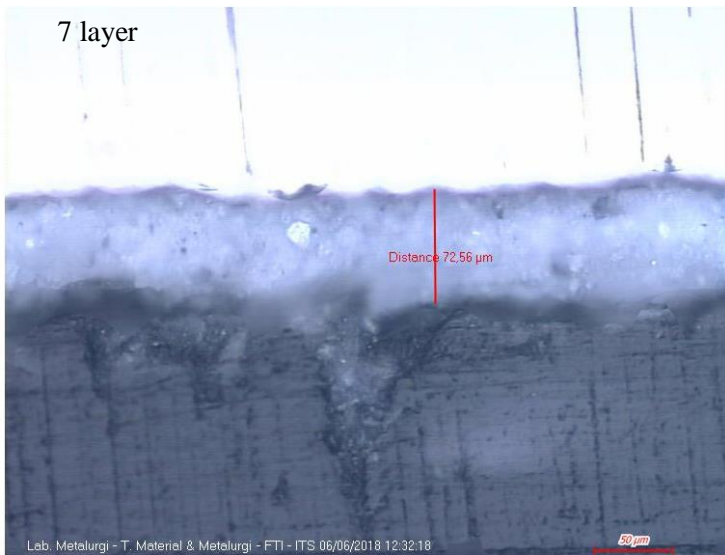
No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	0	0	2.76760	32.321	24.7
2	0	0	2	2.59410	34.548	27.0
3	1	0	1	2.44190	36.776	100.0
4	1	0	2	1.89270	48.031	13.9
5	1	1	0	1.59780	57.645	14.2
6	1	0	3	1.46660	63.367	14.6
7	2	0	0	1.38380	67.650	1.9
8	1	1	2	1.36050	68.970	13.8
9	2	0	1	1.33700	70.359	9.5
10	0	0	4	1.29700	72.870	1.8
11	2	0	2	1.22090	78.237	2.1
12	1	0	4	1.17450	81.969	1.7
13	2	0	3	1.08050	90.944	3.4
14	2	1	0	1.04600	94.855	1.0
15	2	1	1	1.02540	97.392	5.4
16	1	1	4	1.00700	99.804	3.4
17	1	0	5	0.97160	104.899	2.2
18	2	1	2	0.97010	105.130	1.5
19	2	0	4	0.94630	108.980	0.7
20	3	0	0	0.92250	113.234	1.2
21	2	1	3	0.89500	118.784	3.3
22	3	0	2	0.86920	124.803	2.0
23	0	0	6	0.86470	125.955	0.3
24	2	0	5	0.83020	136.204	1.3
25	1	0	6	0.82540	137.893	0.4
26	3	0	3	0.81420	142.199	0.9

27	2	1	4	0.81420	142.199	0.9
28	2	2	0	0.79890	149.245	0.8

Lampiran 2

Hasil Pengukuran Ketebalan Lapisan PCL





Lampiran 3

Perhitungan SBF

- Weight loss per hari (gr/hari)

$$\frac{\text{Berat awal} - \text{Berat akhir}}{\text{hari}}$$

Untuk 1 layer pengecekan 3 hari

$$\frac{1.0481 - 0.3523}{3} = 0.2319 \text{ gr/year}$$

- Densitas MgZn

Densitas Mg = 1.738

Densitas Zn = 7.14

Densitas PCL = 1.145

$$\rho_{MgZn} = \frac{1}{\frac{0.95}{1.738} + \frac{0.05}{7.14}} = 1.8063$$

$$\rho_{MgZn} + \rho_{PCL} = 2.9513$$

- Weight loss per tahun (cm/year)

$$\frac{PD}{T} = \sqrt[3]{\frac{r \times 365}{\rho \times A}}$$

$$\frac{PD}{T} = \sqrt[3]{\frac{0.2319 \times 365}{2.9513}} = 3.0611 \text{ cm/year}$$

Data Weight Loss per hari





variabel	hari	berat awal	berat akhir	selisih	weight loss
1 layer	3	1.0481	0.3523	0.6958	0.231933
	6	0.8718	0.0791	0.7927	0.132117
	9	0.9791	0.0185	0.9606	0.106733
					0.156928
3 layer	3	0.8305	0.3201	0.5104	0.170133
	6	1.1415	0.5636	0.5779	0.096317
	9	1.3746	0.5238	0.8508	0.094533
					0.120328
5 layer	3	0.9676	0.5698	0.3978	0.1326
	6	0.9643	0.5527	0.4116	0.0686
	9	1.0894	0.3947	0.6947	0.077189
					0.108529
7 layer	3	1.0375	0.8380	0.1995	0.0665
	6	1.3454	1.2270	0.1184	0.019733
	9	2.1399	1.9780	0.1619	0.017989
					0.034741
Uncoated	3	0.9501	0.6772	0.2729	0.090967
	6	0.9856	0.3861	0.5995	0.099917
	9	1.0904		1.0904	0.121156
					0.104013

Data Weight loss per tahun

data awal		weight loss cm/year
84.65567	28.6839	3.061113415
48.22258	16.33927	2.537528332
38.95767	13.20004	2.363333739
		2.653991829
62.09867	21.04091	2.76071453
35.15558	11.91178	2.283804085
34.50467	11.69123	2.26962107
		2.438046562
48.399	16.39905	2.540618983
25.039	8.483972	2.039543954
28.17394	9.546186	2.121338434
		2.23383379
24.2725	8.224258	2.01851623
7.202667	2.440482	1.346351674
6.565944	2.224741	1.305448701
		1.556772202
33.20283	18.38168	2.6391359
36.46958	20.19021	2.722995811
44.22178	24.48197	2.903680125
		2.755270612

Lampiran 4

Standar Klasifikasi ASTM 3559

Classification	Surface of cross-cut area from which flaking has occurred. (Example for six paralleled cuts)
5	None
4	
3	
2	
1	
0	Greater than 65%

2.4.1.6-02

UCAPAN TERIMAKASIH

Selama melaksanakan dan menyelesaikan tugas akhir ini, penulis telah banyak mendapatkan bantuan dan dukungan dari berbagai pihak. Pada kesempatan ini, penulis ingin mengucapkan terima kasih pada:

1. Allah SWT atas segala rahmat dan hidayah-Nya
2. Mamah, bapak, dan keluarga atas dukungan moril dan materiil yang luar biasa
3. Bapak Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng selaku dosen pembimbing yang terus menyemangati dan telah sabar dalam memberikan bimbingan dan arahan untuk menyelesaikan Tugas Akhir ini serta telah menjadi sosok orangtua yang membimbing anak-anaknya
4. Ibu Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc. selaku *co*-pembimbing yang mungkin lebih sabar menghadapi mahasiswanya yang cukup menyusahkan ini.
5. Kawan partner TA qolby dan hidayat yang awalnya bareng-bareng sampe bareng-barengnya pas awal aja.
6. Keluarga besar komunitas Teknokrat Muda Indonesia yang selalu menjadi motivasi dalam pembuatan Tugas Akhir ini
7. Toidi Club serta MT16 yang bersangkutan yang selalu menyebarkan *vibe* positif
8. Seluruh pihak yang telah memberi dukungan dan motivasi yang tidak bias disebutkan satu per satu oleh penulis.

Mungkin hanya sekian dan pasti ada salah yang tidak berkenan mohon dimaklumi, semoga menjadi lebih baik kedepannya, terima kasih and see u on top!

Surabaya, Juli 2018
Penulis

BIODATA PENULIS



Penulis bernama Muhammad Nur Iskandar kelahiran Jakarta, 7 Oktober 1996. Anak keempat dari lima bersaudara yang merupakan lulusan ITS semua. Menempuh pendidikan formal di SDN 07 pagi Rawa Badak Selatan Jakarta Utara dan dilanjutkan pendidikan di pondok pesantren modern Husnul Khotimah, Kuningan, Jawa Barat selama 6 tahun hingga akhirnya melanjutkan ke jenjang perguruan tinggi Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Semasa kuliah sempat aktif dalam organisasi Badan Eksekutif Mahasiswa ITS (BEM ITS) selama dua periode, lalu aktif juga dalam organisasi Teknokrat Muda Indonesia yang memfokuskan dalam ranah penanaman politik nilai dan juga merupakan anggota dari organisasi sosial Forum Indonesia Muda 20. Pernah merintis beberapa usaha antara lain ojek online, cuci sepatu, hingga freelance desainer. Mempunyai pengalaman kerja sebagai karyawan magang di P.T. Holcim, Cilacap, Jawa Tengah. Penulis mengambil topik Teknologi Pelapisan sebagai topik dalam tugas akhirnya dan penulis bercita-cita di masa depan sebagai salah satu pilar besar dalam industri kreatif lewat keterampilannya di bidang media, engineer, kepenulisan, ataupun kemampuan di bidang lainnya karena mottonya sendiri adalah "jika orang lain bisa, maka saya juga bisa dan pasti lebih baik". Penulis berharap semoga tugas akhir ini bermanfaat untuk kebaikan dan juga ilmu yang telah didapatkan oleh penulis selama perkuliahan di Institut Teknologi Sepuluh Nopember ini menjadi ilmu organik yang akan kembali ke masyarakat agar mampu dimanfaatkan untuk kebaikan bersama.

