



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR – TL 141584

PENGARUH PENAMBAHAN Zn DAN TEKANAN KOMPAKSI TERHADAP STRUKTUR MIKRO, SIFAT MEKANIK, DAN LAJU PELURUHAN PADUAN Mg – Zn UNTUK APLIKASI ORTHOPEDIC DEVICES DENGAN METODE METALLURGY SERBUK

INDRA BAYU KURNIAWAN
NRP. 2713100019

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Agung Purniawan, ST., M. Eng
Hariyati Purwaningsih, S. Si., M. Si.

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALLURGI
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2017



TUGAS AKHIR – TL 141584

**PENGARUH PENAMBAHAN Zn DAN TEKANAN
KOMPAKSI TERHADAP STRUKTUR MIKRO, SIFAT
MEKANIK DAN LAJU PELURUHAN PADUAN Mg – Zn
UNTUK APLIKASI ORTHOPEDIC DEVICES DENGAN
METODE METALLURGY SERBUK**

**INDRA BAYU KURNIAWAN
NRP. 2713100019**

**DOSEN PEMBIMBING
Dr. Agung Purniawan, ST., M. Eng
Hariyati Purwaningsih, S. Si., M. Si.**

**JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALLURGI
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2017**

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT – TL 141584

**EFFECT OF ADDITION Zn AND COMPACTION
PRESSURE ON MICROSTRUCTURE, MECHANICAL
PROPERTIES AND DEGRADATION RATE OF Mg – Zn
ALLOYS FOR ORTHOPEDIC DEVICES
APPLICATION BY POWDER METALLURGY
METHOD**

INDRA BAYU KURNIAWAN
NRP. 2713100019

Advisor
Dr. Agung Purniawan, ST., M. Eng
Hariyati Purwaningsih, S.Si., M. Si

DEPARTMENT MATERIALS AND METALLURGICAL
ENGINEERING
Faculty of Industrial Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya
2017

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**PENGARUH PENAMBAHAN Zn DAN TEKANAN
KOMPAKSI TERHADAP STRUKTUR MIKRO, SIFAT
MEKANIK DAN LAJU PELURUHAN PADUAN Mg – Zn
UNTUK APLIKASI ORTHOPEDIC DEVICES DENGAN
METODE METALLURGY SERBUK**

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat
memperoleh gelar Sarjana Teknik
pada
Bidang Studi Material Inovatif
Program Studi S-1 Teknik Material dan Metallurgi
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :
INDRA BAYU KURNIAWAN
NRP. 2713100019

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

Dr. Agung Purniawan, ST, MT, Eng. (Pembimbing I)
Hariyati Purwaningsih (Pembimbing II)



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

PENGARUH PENAMBAHAN Zn DAN TEKANAN KOMPAKSI TERHADAP STRUKTUR MIKRO, SIFAT MEKANIK DAN LAJU PELURUHAN PADUAN Mg – Zn UNTUK APLIKASI ORTHOPEDIC DEVICES DENGAN METODE METALLURGY SERBUK

Nama Mahasiswa : Indra Bayu Kurniawan
NRP : 2713 100 019
Jurusan : Teknik Material dan Metallurgi FTI – ITS
Dosen Pembimbing : Dr. Agung Purniawan, ST. , M. Eng
Hariyati Purwaningsih, S.Si. , M. Si

Abstrak

Material *Non – biodegradable* masih menjadi pilihan yang menarik dalam pembuatan implan. Material ini memiliki sifat mekanik yang baik. Namun, penggunaan material *non – biodegradable* mempunyai kelemahan di antaranya yaitu potensi toksisitas yang besar dalam tubuh. Oleh karena itu, diperlukan material yang bersifat *biodegradable* sebagai pengganti material *non – biodegradable* dalam aplikasi implan tulang. Penggunaan *magnesium based alloy* sebagai material *biodegradable* sedang dikembangkan dalam beberapa tahun terakhir. Sampai saat ini proses manufaktur *magnesium based alloy* sebagai *biodegradable material* masih menggunakan cara konvensional (casting). Namun proses casting memiliki kelemahan dimana poros sulit untuk di atur. Oleh karena itu, pada penelitian ini digunakan proses manufaktur *magnesium based alloy* dengan cara *powder metallurgy* sebagai pembanding dari proses manufaktur casting. Pengaruh dari penambahan Zn dan tekanan kompaksi pada paduan Mg - Zn di teliti dengan pengujian XRD, metallografi, pengujian weight

loss, pengujian densitas, pengujian kompresi dan pengujian kekerasan. Hasil dari penelitian menunjukkan bahwa paduan Mg – 5% Zn dengan tekanan kompaksi 450 MPa berpeluang menjadi implan biodegradable dimana memiliki nilai densitas 1,7552 gram/cm³; weight loss 3,8184 cm/tahun; kompresi 120,85 MPa; dan nilai kekerasan sebesar 44,77 HV.

Kata kunci : Magnesium, Implan Biodegradable, Metallurgy Serbuk, *Orthopedic Devices*

EFFECT OF ADDITION Zn AND COMPACTION PRESSURE ON MICROSTRUCTURE, MECHANICAL PROPERTIES AND DEGRADATION RATE OF Mg – Zn ALLOYS FOR ORTHOPEDIC DEVICES APPLICATION BY POWDER METALLURGY METHODE

Nama Mahasiswa : Indra Bayu Kurniawan
NRP : 2713 100 019
Jurusan : Teknik Material dan Metallurgi FTI – ITS
Dosen Pembimbing : Dr. Agung Purniawan, ST. , M. Eng
Hariyati Purwaningsih, S.Si. , M. Si

Abstract

Non - Biodegradable material is widely used for implant. This materials has a good mechanical properties. Somehow, non – biodegradable implant has disadvantages for body, for example it's toxicity. Consequently, a biodegradable material is needed to replace the non – biodegradable implant. Recently, utilization magnesium based alloy as biodegradable material has been developed. in generally, manufacturing of biodegradable implant is casting. Casting has disadvantages, which set porous material is more difficult than powder metallurgy. Therefore, in this research the manufacturing magnesium based alloy with powder metallurgy method as comparison casting was investigated. The effect of addition Zinc and compaction pressure on microstructure, mechanical properties, and degradation rate of Mg – Zn alloys were characterized with XRD test, metallografi, weight loss test, density test, compressive test and microhardness test. The results show that Mg – 5% Zn with 450MPa compaction

pressure alloy has a chance for biodegradable implant with density value 1,7552 gram / cm³; weight loss 3,8184 cm / year; compressive strength 120, 85 MPa; and hardness value 44,77 HV.

Keyword : Magnesium, Biodegradable Implant, Powder Metallurgy, Orthopedic Devices

KATA PENGANTAR

Puji dan Syukur penulis panjatkan kehadiran Allah SWT. karena berkat Rahmat dan Karunia – Nya penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir yang berjudul “ **Pengaruh Penambahan Zn dan Tekanan Kompaksi terhadap Struktur Mikro, Sifat Mekanik, dan Laju Peluruhan Paduan Mg – Zn untuk Aplikasi Orthopedic Devices dengan Metode Metallurgy Serbuk** “.

Laporan Tugas Akhir ini disusun sebagai syarat untuk menyelesaikan studi Program Sarjana (S1) Jurusan Teknik Material dan Metallurgi Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) Surabaya.

Penulis menyadari bahwa dalam penulisan laporan Tugas Akhir ini masih banyak terdapat kekurangan, tetapi besar harapan penulis agar Tugas Akhir ini dapat bermanfaat bagi semua pihak.

Surabaya, Januari 2017

Penulis

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	v
ABSTRAK	viii
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Kandungan Mineral dalam Tulang.....	5
2.2 Patah Tulang (Fraktur).....	6
2.3 Implan Tulang.....	6
2.3.1 Logam.....	7
2.3.2 Polymer.....	8
2.3.3 Keramik.....	9
2.3.4 Bahan Biodegradable.....	10
2.4 Tulang Manusia.....	11
2.5 Proses Manufaktur Implan Tulang.....	13
2.5.1 Pengecoran.....	13
2.5.2 Metalurgi Serbuk.....	13
2.5.2.1 Pembuatan Serbuk.....	14
2.5.2.2 Mixing.....	15
2.5.2.3 Compaction.....	15

2.5.2.4 Sintering.....	17
2.5.2.5 Finishing.....	18
2.6 Diagram Fasa Mg – Zn.....	18
2.7 Jurnal Penelitian Sebelumnya.....	19
BAB III METODOLOGI.....	27
3.1 Diagram Alir Percobaan.....	27
3.2 Bahan dan Alat Penelitian.....	28
3.2.1 Bahan Penelitian.....	28
3.2.2 Alat Penelitian.....	29
3.3 Prosedur Pelaksanaan Penelitian.....	29
3.4 Pengujian.....	32
3.4.1 X – Ray Diffraction.....	32
3.4.2 Uji Struktur Mikro.....	32
3.4.3 Pengujian Densitas.....	33
3.4.4 Pengujian Weight Loss.....	34
3.4.5 Pengujian Compressive.....	34
3.4.6 Pengujian Hardness.....	35
BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN.....	37
4.1 Hasil Pengujian XRD Paduan Mg – Zn.....	37
4.2 Hasil Pengujian Struktur Mikro Paduan Mg – Zn.....	39
4.3 Hasil Pengujian Densitas Paduan Mg – Zn.....	42
4.4 Hasil Pengujian Weight Loss Paduan Mg – Zn.....	47
4.5 Hasil Pengujian Compressive Paduan Mg – Zn.....	53
4.6 Hasil Pengujian Kekerasan Paduan Mg – Zn.....	56
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	59
DAFTAR PUSTAKA.....	61
LAMPIRAN	
UCAPAN TERIMA KASIH	
BIODATA PENULIS	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Struktur Tulang Manusia.....	12
Gambar 2.2 Proses Atomisasi.....	15
Gambar 2.3 Skema Die Pressing.....	16
Gambar 2.4 Diagram Fasa Mg – Zn.....	18
Gambar 2.5 Hasil mikrostruktur coran a.) pure magnesium; b.) Mg – 2% Zn; c.) Mg – 4% Zn; d.) Mg – 6% Zn; e.) Mg – 8% Zn; f.) Mg – 10% Zn (Abdulmalik, 2012).....	19
Gambar 2.6 Hasil FE SEM mikrografi dari a.) Mg – 8Zn dan b.) Mg – 10 Zn (Abdulmalik, 2012).....	20
Gambar 2.7 Hasil Pengujian Hardness Paduan Mg – Zn (Abdulmalik, 2012).....	21
Gambar 2.8 Hasil Mikrostruktur a.) pure Mg; b.) Mg – 1Zn; c.) Mg – 5Zn; d.) Mg – 7Zn (Cai, 2012).....	22
Gambar 2.9 Hasil XRD paduan Mg – Zn (Cai, 2012).....	23
Gambar 2.10 Hasil Uji Ketahanan Korosi Paduan Mg – Zn (Cai, 2012).....	24
Gambar 2.11 Hubungan antara penambahan Zn terhadap ukuran butir (Yin, 2008).....	24
Gambar 2.12 Perbandingan nilai green density dan sinter density (Emme, 2015).....	25
Gambar 3.1 Diagram Alir Percobaan.....	28
Gambar 3.2 Proses Pembuatan Spesimen.....	31
Gambar 3.3 Mesin Uji XRD.....	32
Gambar 3.4 Mesin Uji Struktur Mikro.....	33
Gambar 3.5 Mesin Uji Compressive.....	35
Gambar 3.6 Mesin Uji Microhardness.....	36
Gambar 4.1 Hasil XRD paduan Mg – Zn a.) variasi komposisi kimia; b.) variasi tekanan kompaksi setelah sinter 350 ⁰ C selama 1 jam.....	39
Gambar 4.2 Hasil pengujian struktur mikro paduan a.) Mg –	

3% Zn; b.) Mg – 5% Zn; c.) Mg – 10% Zn.....	40
Gambar 4.3 Hasil pengujian struktur mikro paduan a.) Mg – Zn 350 MPa ; b.) Mg – Zn 400 MPa ; c.) Mg – Zn 450 MPa.....	42
Gambar 4.4 Pengaruh Konten Zink terhadap Nilai densitas pada tekanan kompaksi 350 MPa.....	44
Gambar 4.5 Pengaruh Konten Zink terhadap Nilai densitas pada tekanan kompaksi 400 MPa.....	45
Gambar 4.6 Pengaruh Konten Zink terhadap Nilai densitas pada tekanan kompaksi 450 MPa.....	45
Gambar 4.7 Pengaruh Tekanan Kompaksi terhadap Nilai Densitas Paduan Mg – 3% Zn.....	46
Gambar 4.8 Pengaruh Tekanan Kompaksi terhadap Nilai Densitas Paduan Mg – 5% Zn.....	46
Gambar 4.9 Pengaruh Tekanan Kompaksi terhadap Nilai Densitas Paduan Mg – 10% Zn.....	47
Gambar 4.10 Pengaruh Penambahan Zink terhadap Nilai Degradation Rate Paduan Mg – Zn dengan Tekanan Kompaksi 450 MPa.....	49
Gambar 4.11 Pengaruh tekanan kompaksi terhadap nilai degradation rate paduan Mg – Zn.....	51
Gambar 4.12 Perendaman spesimen variasi komposisi kimia setelah 2 hari.....	52
Gambar 4.13 Perendaman spesimen variasi tekanan kompaksi setelah 2 hari.....	53
Gambar 4.14 Pengaruh Penambahan Zink terhadap Nilai Compressive Strength Paduan Mg – Zn dengan Tekanan Kompaksi 450 MPa.....	54
Gambar 4.15 Pengaruh Terkanan Kompaksi terhadap Nilai Compressive Strength Paduan Mg – Zn.....	56
Gambar 4.16 Pengaruh Penambahan Zink terhadap Nilai Hardness Paduan Mg – Zn dengan Tekanan Kompaksi 450 MPa.....	57

Gambar 4.17 Pengaruh Tekanan Kompaksi terhadap Nilai
Hardness Paduan Mg – Zn.....58

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Penggunaan logam untuk aplikasi biomedis (Abdulmalik, 2012).....	8
Tabel 2.2 Penggunaan polymer untuk aplikasi biomedis (Abdulmalil, 2012).....	9
Tabel 2.3 Penggunaan keramik untuk aplikasi biomedis (Abdulmalik, 2012).....	10
Tabel 2.4 Sifat Mekanik Tulang Manusia (Abdulmalik, 2012).....	12
Tabel 2.5 Sifat Mekanik paduan Mg – Zn (Cai, 2012).....	23
Tabel 2.6 Sifat Mekanik paduan Mg – Zn – Mn (Yin, 2008)25	
Tabel 4.1 Pengaruh penambahan zink terhadap nilai ukuran butir paduan Mg – Zn dengan tekanan kompaksi 450 MPa.....	41
Tabel 4.2 Nilai densitas paduan Mg – Zn.....	43
Tabel 4.3 Pengaruh penambahan zink terhadap nilai degradation rate paduan Mg – Zn dengan tekanan kompaksi 450 MPa.....	48
Tabel 4.4 Pengaruh tekanan kompaksi terhadap nilai degradation rate paduan Mg – Zn.....	50
Tabel 4.5 Pengaruh penambahan zink terhadap nilai compressive strength paduan Mg – Zn dengan tekanan kompaksi 450 MPa.....	54
Tabel 4.6 Pengaruh tekanan kompaksi terhadap nilai compressive strength paduan Mg – Zn.....	55
Tabel 4.7 Pengaruh penambahan zink terhadap nilai kekerasan paduan Mg – Zn dengan tekanan kompaksi 450 MPa.....	57
Tabel 4.8 Pengaruh tekanan kompaksi terhadap nilai kekerasan paduan Mg – Zn.....	58

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Di dunia medis pemanfaatan logam *non-biodegradable* menjadi pilihan yang menarik untuk bahan dasar dalam pembuatan implan tulang karena selain sifat mekanik yang baik harganya juga relatif murah. Namun, bahan – bahan tersebut mempunyai kelemahan diantaranya yaitu potensi toksisitas yang besar di dalam tubuh. Selain itu setelah beberapa bulan penderita patah tulang yang di dalam tubuhnya dipasang implan harus mengalami pembedahan ulang untuk mengambil implan tersebut agar tidak meracuni tubuh. Tentunya hal tersebut sangat menyakitkan bagi penderita patah tulang.

Berdasarkan riset yang telah dilakukan, terbukti bahwa tulang yang mengalami defisiensi Magnesium berpotensi sangat besar memicu terjadinya pengeroposan tulang atau osteoporosis (Castiglioni, 2013). Sekitar 60% dari keseluruhan persentase magnesium dalam tubuh terletak dalam tulang. Akibatnya kekurangan Magnesium akan menyebabkan kekokohan dan kekuatan tulang berkurang. Oleh karena itu, Magnesium sangatlah dibutuhkan oleh tubuh karena dapat diserap sebagai salah satu unsur utama yang memperkuat tulang.

Dalam beberapa tahun terakhir, penggunaan Magnesium sebagai *biodegradable material* sedang dikembangkan. Namun logam magnesium memiliki beberapa kelemahan dalam penggunaannya sebagai *biodegradable material*, diantaranya yaitu *degradation rate* dari magnesium tersebut yang tinggi sehingga ketika bone belum sempurna terbentuk, magnesium sudah terlarut. Serta *mechanical properties* magnesium yang lebih rendah dari *natural bone* membuat logam magnesium harus dipadukan dengan unsur lain agar sesuai dengan kondisi *bone* pada tubuh manusia. Oleh karena itu, untuk memperkuat struktur serta memberikan sifat tambahan lain pada Magnesium agar sesuai dengan spesifikasi



BAB I PENDAHULUAN

tulang (khususnya tulang manusia) perlu adanya bahan paduan lain. Untuk itulah Seng (Zn) ditambahkan ke dalam paduan untuk produk implan tulang permanen yang *biodegradable* ini. Selain untuk memperkuat struktur dan memberikan sifat tambahan, Seng (Zn) dibutuhkan sebagai elemen pensupport sistem imun.

Faktanya hingga saat ini, proses manufaktur *magnesium alloy* sebagai aplikasi biodegradable masih menggunakan cara konvensional seperti pengecoran. Oleh karena itu, dalam penelitian ini dilakukan penelitian manufaktur *magnesium alloy* dengan menggunakan *powder metallurgy* sebagai pembanding hasil dari proses konvensional (*casting*) serta sebagai alternatif proses manufaktur *magnesium based alloy* sebagai aplikasi dalam bidang *orthopedic devices*. Selain itu, struktur Magnesium yang berporos juga akan membuat pertumbuhan sel yang lebih cepat (Nurizati, 2014).

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah pada penelitian ini adalah :

- a. Bagaimana pengaruh persentase perbandingan unsur Magnesium (Mg), dan Seng (Zn) dalam paduan Mg – Zn terhadap sifat mekanik, struktur mikro, dan laju peluruhan *biodegradable material* ?
- b. Bagaimana pengaruh tekanan kompaksi pada proses metallurgy serbuk paduan Mg - Zn terhadap sifat mekanik, struktur mikro, dan laju peluruhan *biodegradable material*?

1.3 Batasan Masalah

Dalam penelitian ini terdapat beberapa hal yang berfungsi sebagai batasan masalah :

- a. Kondisi lingkungan pada saat *mixing* dan sintering di anggap vakum sempurna.
- b. Temperatur dan waktu sintering di anggap konstan.



- c. Hasil paduan Magnesium (Mg) – Seng (Zn) di anggap homogen

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah :

- a. Menganalisis pengaruh persentase perbandingan unsur Magnesium (Mg), dan Seng (Zn) dalam paduan Mg – Zn terhadap sifat mekanik, struktur mikro dan laju peluruhan *biodegradable material*.
- b. Menganalisis pengaruh tekanan kompaksi pada proses metallurgi serbuk paduan Mg - Zn terhadap sifat mekanik, struktur mikro, dan laju peluruhan *biodegradable material*.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini ditujukan kepada pemerintah, peneliti lain, industri, dan masyarakat, yang dapat diuraikan sebagai berikut:

- a. Bagi pemerintah penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan bahwa riset material di bidang kesehatan, terutama di bidang ortopedi, sangatlah penting untuk dikaji lebih lanjut, dan bahkan direalisasikan.
- b. 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.
- c. 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



BAB I PENDAHULUAN

orthopedic devices dalam negeri, demi kemajuan teknologi medis Indonesia.

- d. 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 Kandungan Mineral dalam Tulang

Di dalam tulang terdapat 60% kandungan zat anorganik, yang terdiri dari Kalsium (dalam bentuk apatit), Magnesium, Kalium, Natrium, Besi, Fosfor, dll (Castiglioni, 2013). Akan tetapi untuk mengaitkan dengan pokok permasalahan, maka tinjauan pustaka ini hanya akan dijelaskan tentang unsur Seng, Magnesium, dan Besi yang terkandung di dalam tulang.

A. Seng (Zn)

Zink, seperti halnya magnesium, zink merupakan salah satu elemen penting yang diperlukan oleh tubuh manusia. Dalam jumlah yang sesuai, zink akan mendukung sistem imune, pembentukan enzim, protein dll. Zink merupakan salah satu elemen *non toxic* dengan rekomendasi kebutuhan per hari yang di ijinakan sebanyak 40 mg (Dalibor, 2014). Penurunan sistem tanggap kebal serta meningkatnya kejadian infeksi dapat diakibatkan dari rendahnya kadar Zn di dalam tubuh. Defisiensi Zn yang parah dicirikan dengan menurunnya fungsi sel imun dalam menghadapi agen infeksi (Sus, 2012).

B. Magnesium (Mg)

Magnesium, seperti halnya Fosfor, tersedia dalam banyak makanan sehingga Sebagian besar dari kita memperolehnya dalam jumlah banyak dari makanan. Hal itu baik, karena Magnesium adalah unsur penting dalam tubuh. Sekitar 60 persen Magnesium dalam tubuh kita ditemukan dalam tulang dan gigi bersama dengan Kalsium dan Fosfor. Sekitar 40 persen digunakan dalam cairan tubuh sebagai unsur multiguna, yang melakukan apa saja dari pengeluaran enzim untuk membantu otot jantung mengendur ketika denyut jantung melambat. Magnesium adalah elektrolit yang penting dan sibuk, membantu mengendalikan apa yang masuk dan keluar melalui



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

dinding sel, mengubah lemak, protein, dan gula menjadi energi, memberi sinyal saraf di sepanjang jalur saraf, serta membantu mengendalikan pH darah dan cairan tubuh (Jensen's, 2006).

2.2 Patah Tulang (Fraktur)

Menurut beberapa ahli, definisi *fraktur* adalah terputusnya kontinuitas tulang dan ditentukan sesuai jenis dan luasnya. *Fraktur* terjadi jika tulang dikenai *stress* yang lebih besar dari yang dapat diabsorbsinya (Brunner, 2002). Definisi lain dari *fraktur* atau patah tulang adalah terputusnya *kontinuitas* jaringan tulang dan/atau tulang rawan yang umumnya disebabkan oleh rudapaksa (Sjamsulhidajat, 2005). Di Indonesia sendiri, yang diwakili oleh data yang didapat dari salah satu kota di Jawa Timur, terdapat lebih dari 2000 kasus yang berhubungan dengan tulang dan jaringan otot per tahun (Dinas Kesehatan kabupaten Bojonegoro, 2014). Data tersebut hanya merepresentasikan kondisi dari salah satu kota, maka dapat disimpulkan bahwa secara keseluruhan di Indonesia terdapat ratusan ribu kasus yang berhubungan dengan tulang dan jaringan otot per tahunnya.

Dalam dunia kedokteran, cara penanganan korban patah tulang yang pertama dan utama adalah jangan cederai pasien. Cedera tambahan pada pasien terjadi akibat tindakan yang salah dan/atau tindakan yang berlebihan (Sjamsulhidajat, 2005). Prinsip penanganan *fraktur* meliputi *reduksi* (pengembalian fragmen tulang pada kesejajarannya), *imobilisasi* (dipertahankan dalam posisi dan kesejajaran yang benar sampai terjadi penyatuan), serta pengembalian fungsi dan kekuatan normal dengan rehabilitasi. (Rahmandhika, 2016)

2.3. Implan Tulang

Implan tulang merupakan suatu alat yang digunakan sebagai penopang bagian tubuh, dan penyangga tulang pada kasus patah tulang (*fraktur*). *Scaffold*, *plate*, *bone screw*, dan beberapa alat lain dapat digunakan secara kombinasi menjadi penopang dan



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

pengisi sambungan antara tulang yang patah sebelum jaringannya mengalami pertumbuhan. Untuk itulah *scaffold* pada area tulang akan mengalami kontak langsung dengan sel tulang, termasuk di dalamnya osteoblas, osteosit, dan osteoklas. Dan *scaffold* haruslah memiliki karakteristik sebaik kriteria pembebanan, serta gerak mekanik yang dimiliki tulang. Faktor-faktor tersebut akan memengaruhi kecepatan dari pertumbuhan tulang dan peluruhan *scaffold* (Saito, 2011). Secara umum, biomaterial sintetis yang banyak digunakan untuk aplikasi implan tulang berupa : Logam, Polimer, keramik, dan komposit.

2.3.1 Logam

Material logam banyak digunakan sebagai implan yang mengalami *load – bearing*. Sebagai contohnya, secara umum pengimplanan tulang untuk aplikasi orthopedic devices banyak menggunakan material logam. Seperti hips, knees, shoulders, dan masih banyak lagi. Mulai dari bentuk *simple wire* sampai yang berbentuk *screw* penggunaan logam banyak dibuat. Meskipun kebanyakan logam dan paduannya digunakan untuk aplikasi medis, namun yang umum digunakan yaitu stainless steel, titanium dan titanium alloy, serta cobalt – base alloy seperti ditunjukkan pada **Tabel 2.1**.



Tabel 2.1 Penggunaan logam untuk aplikasi biomedis(Abdulmalik, 2012)

Material	Principal Application
316L Stainless Steel	Fracture Fixation, stents, surgical instruments
Ni - Ti	Bone plates, stents, orthodontic wires
Gold Alloys	Dental restoration
Silver products	Antibacterial agents
Platinum and Pt - Ir	Electrodes
Hg – Ag – Sn amalgam	Dental Restorations
CP–Ti, Ti–Al–V, Ti–Al–Nb, Ti–13Nb–13Zr, Ti–Mo–Zr–Fe	Bone and joint replacement, fracture fixation, dental implants, pacemaker encapsulation
Co–Cr–Mo, Cr–Ni, Cr–Mo	Bone and joint replacement, dental implants, dental restorations, heart valves

2.3.2 Polymer

Polymer digunakan pada dunia kedokteran sebagai biomaterial. Aplikasinya mulai dari penggunaan sebagai bagian komponen pada hati dan ginjal, serta untuk pembuatan hip atau knee. Selain itu material polymer juga bisa digunakan sebagai material pelekat (coating) pada dunia kedokteran untuk fungsi – fungsi tertentu. Contoh dari material polymer yang banyak digunakan pada dunia medis ditunjukkan pada **Tabel 2.2**.



Tabel 2.2 Penggunaan Polymer untuk aplikasi biomedis (Abdulmalik, 2012)

Polymer	Application
Silicone	Finger Joints
Ultrahigh molecular weight polyethylene	Knee, hip, Shoulder joints
Polylactic and polyglycolic acid, nylon	Sutures
Silicone, acrylic, nylon	Tracheal tubes
Acetal, Polyethylene, Polyurethane	Heart pacemaker
Polyester, Polytetrafluoroethylene, PVC	Blood vessels
Nylon, PVC, Silicones	Gastrointestinal segments
Polydimethyl Siloxane, Polyurethane, PVC	Facial Prostheses
Polymethyl Methacrylate	Bone Cement

2.3.3 Keramik

Sejak dahulu penggunaan material keramik banyak digunakan sebagai penguat pada medis. Harga yang relatif murah dibandingkan dengan logam dan polymer membuat keramik lebih sering digunakan. Beberapa contoh material keramik yang banyak digunakan dalam dunia medis ditunjukkan pada **Tabel 2.3**.



Tabel 2.3 Penggunaan Keramik untuk aplikasi biomedis (Abdulmalik, 2012)

Ceramics and glasses	Applications
Alumina	Joint replacement, dental implants
Zirconia	Joint replacement
Calcium Phospate	Bone repair and augmentation, surface coatings on metals
Bioactive glasses	Bone replacement
Porcelain	Dental restoration
Carbons	Heart valves, percutaneous devices, dental implants

2.3.4 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 (*Oxford Dictionary*). Bahan *biodegradable*, akhir-akhir ini telah menarik banyak perhatian karena karakter mudah-luruhnya yang unik. Implan yang dapat terurai dan meluruh dalam tubuh, yang disertai dengan penurunan sifat mekanik dari bahan implan, memiliki keistimewaan berupa pengurangan beban secara bertahap, dan unsur-unsur di dalamnya akan luruh dan tertransfer ke jaringan tulang keras (*cortical bone*) dan jaringan lunak. Selain itu, bahan *biodegradable* tidak perlu diambil dari dalam tubuh setelah diimplan. Karena yang terjadi adalah seiring dengan akan meluruh dan larut di dalam tubuh.

Dalam perkembangannya di beberapa tahun terakhir, implan *biodegradable* berupa batang penyangga, pelat, pin, sekrup (*bone screw*), jangkar jahitan untuk sutura telah mampu diciptakan. Yang paling sering dipelajari sebagai bahan *biodegradable* adalah polimer, logam, dan juga keramik. Bahan-bahan *biodegradable* biasanya diukur performa peluruhannya dengan satuan tertentu.



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Satuan tersebut bisa berupa *degradation rate* yang merupakan rasio dari pengurangan dimensi dengan waktu tertentu. Seperti contohnya adalah mm/tahun, cm/hari, dll (Meisam, 2012). Akan tetapi, berdasarkan perhitungan grafik dari sumber-sumber yang menjadi acuan, nilai-nilai *degradation rate* tersebut dapat dikonversi satu sama lain. Seperti pada nilai *degradation rate* gram/hari dapat dikonversi menjadi cm/tahun dengan rumus sebagai berikut :

$$PD/T = \sqrt[3]{\frac{r_1 \times 365}{\rho}} \dots\dots\dots(2.1)$$

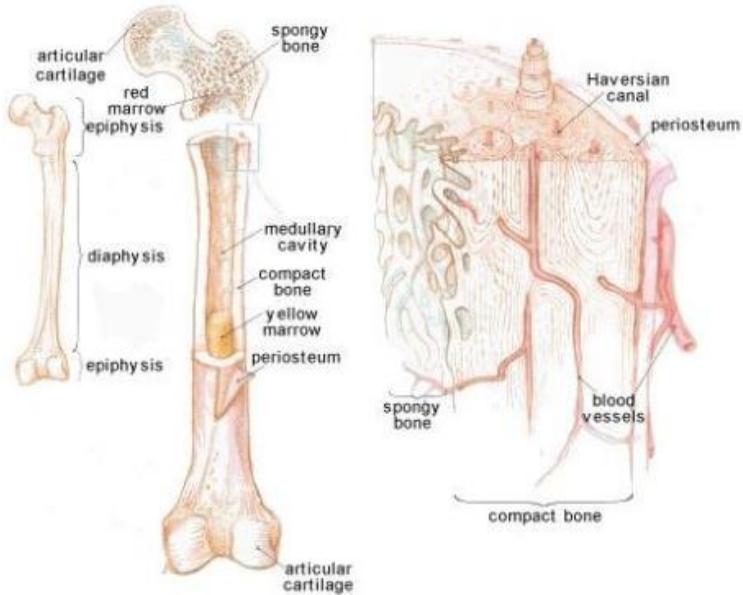
PD/T menggambarkan pengurangan dimensi per tahun, r_1 adalah nilai *degradation rate* dalam gram/hari, dan ρ mewakili densitas dari material dalam gram/cm³, di mana ketika kita hubungkan dengan satuan per tahun, maka 365 adalah asumsi hari dalam satu tahun (non kabisat). Sehingga satuan dari hasil PD/T adalah cm/tahun.

2.4 Tulang Manusia

Tulang adalah senyawa komposit yang mengandung calcium, phosphate, magnesium, dan kolagen. Secara struktural tulang pada tubuh manusia dibagi menjadi 5 daerah, diantaranya :

- a) Periostium
- b) Tulang Kompak
- c) Tulang Sponge
- d) Tulang Sumsum
- e) *Epiphysical Plate*

Tulang memiliki sifat rigid dan elastis. Penyusun utama dari tulang adalah hydroxyapatit dan senyawa – senyawa karbonat dalam jumlah yang kecil. Struktur tulang ditampilkan dalam **Gambar 2.1**



Gambar 2.1 Struktur Tulang Manusia (Abdulmalik, 2012)

Untuk Mechanical Properties tulang ditunjukkan pada **Tabel 2.4**

Tabel 2.4 Sifat Mekanik Tulang Manusia (Abdulmalik, 2012)

Bone	Compressive Strength (MPa)	Flexural Strength (MPa)	Tensile Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Porosity (%)
Cortical Bone	130 – 180	135 – 193	50 – 150	12 – 18	5 – 13
Cancelous Bone	4 - 12	NA (Not Available)	1 - 5	0.1 – 0.5	30 - 90



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.5 Proses Manufaktur Implan Tulang

Penelitian mengenai implan tulang dalam tubuh manusia mengalami perkembangan dalam beberapa tahun terakhir. Masih adanya kelemahan implan tulang bahan *non – biodegradable* membuat pilihan pemakaian implan tulang yang dapat bersifat *biodegradable*. Dalam dunia *orthopedic devices*, proses pembuatan implan tulang ada 2 cara, yaitu cara konvensional (casting) dan cara modern (powder metallurgy). Di bawah ini akan di bahas kedua proses pembuatan implan tulang.

2.5.1 Pengecoran (Casting)

Pengecoran adalah metoda pembentukan logam yang paling tua dikenal orang (Sadino, 2007). Proses pengecoran logam dilakukan dengan cara mencairkan logam kemudian menuangkannya ke dalam rongga cetakan. Proses ini dapat digunakan untuk membuat benda dengan bentuk yang rumit. Pengecoran logam dapat dilakukan untuk bermacam-macam logam seperti, besi, baja paduan tembaga (perunggu, kuningan, perunggu aluminium dan lain sebagainya), paduan ringan (paduan aluminium, paduan magnesium, dan sebagainya), serta paduan lain, semisal paduan seng, monel (paduan nikel dengan sedikit tembaga), hasteloy (paduan yang mengandung molibdenum, khrom, dan silikon), dan sebagainya.

2.5.2 Metalurgi Serbuk

Metalurgi serbuk adalah suatu kegiatan yang mencakup pembuatan benda komersial, baik yang jadi atau masih setengah jadi (disebut kompak mentah), dari serbuk logam melalui proses penekanan. Pemanasan selama proses penekanan atau setelah penekanan yang dikenal dengan istilah sintering menghasilkan pengikatan partikel halus. Dengan demikian kekuatan dan sifat fisis akan meningkat (Syaiful, 2007).

Langkah-langkah dasar pada powder metallurgy:

1. Pembuatan Serbuk.
2. Mixing.



3. Compaction.
4. Sintering.
5. Finishing.

2.5.2.1 Pembuatan serbuk

Ada beberapa cara dalam pembuatan serbuk antara lain: decomposition, electrolytic deposition, atomization of liquid metals, mechanical processing of solid materials.

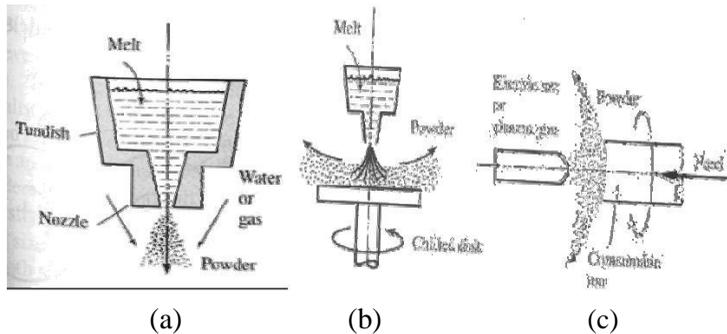
- a. Decomposition, terjadi pada material yang berisikan elemen logam. Material akan menguraikan/memisahkan elemen-elemennya jika dipanaskan pada temperature yang cukup tinggi. Proses ini melibatkan dua reaktan, yaitu senyawa metal dan reducing agent. Kedua reaktan mungkin berwujud solid, liquid, atau gas.
- b. Atomization of Liquid Metals, material cair dapat dijadikan powder (serbuk) dengan cara menuangkan material cair dilewatan pada nozzel yang dialiri air bertekanan, sehingga terbentuk butiran kecil-kecil.
- c. Electrolytic Deposition, pembuatan serbuk dengan cara proses elektrolisis yang biasanya menghasilkan serbuk yang sangat reaktif dan brittle. Untuk itu material hasil electrolytic deposition perlu diberikan perlakuan annealing khusus. Bentuk butiran yang dihasilkan oleh electolitic deposits berbentuk dendritik.
- d. Mechanical Processing of Solid Materials, pembuatan serbuk dengan cara menghancurkan material dengan ball milling. Material yang dibuat dengan mechanical processing harus material yang mudah retak seperti logam murni, bismuth, antimony, paduan logam yang relative keras dan brittle, dan keramik. (Syaiful, 2007)

Dalam pembuatan serbuk Magnesium



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

digunakan *Mechanical Processing of Solid Material*. **Gambar 2.2** merupakan salah satu contoh *Mechanical Processing of Solid Material* yang di sebut dengan proses atomisasi.



Gambar 2.2 : Proses Atomisasi (Syaiful, 2007)

- (a) Water or gas atomization; (b) Centrifugal atomization;
(c) Rotating electrode

2.5.2.2 Mixing (Pencampuran serbuk)

Pencampuran serbuk dapat dilakukan dengan mencampurkan logam yang berbeda dan material-material lain untuk memberikan sifat fisik dan mekanik yang lebih baik. Pencampuran dapat dilakukan dengan proses kering (dry mixing) dan proses basah (wet mixing). Pelumas (lubricant) mungkin ditambahkan untuk meningkatkan sifat powders flow. Binders ditambahkan untuk meningkatkan green strenghtnya seperti wax atau polimer termoplastik (Syaiful, 2007)

2.5.2.3 Compaction (Powder consolidation)

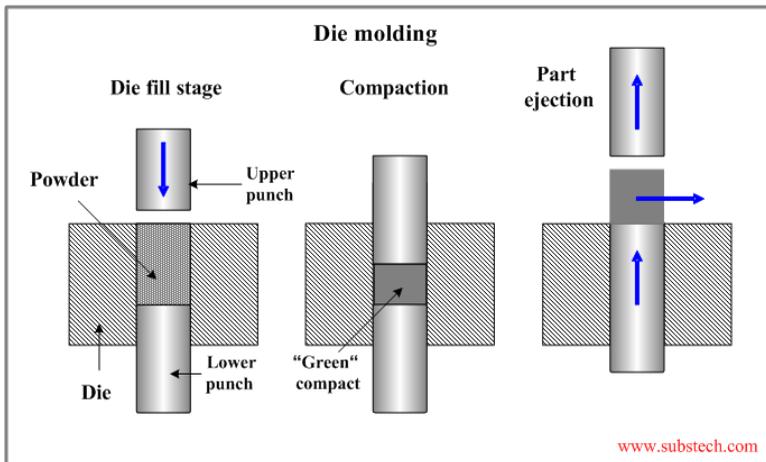
Compaction adalah salah satu cara untuk memadatkan serbuk menjadi bentuk yang diinginkan. Terdapat beberapa metode penekanan, diantaranya, penekanan dingin (cold compaction) dan penekanan panas (hot compaction). Pada penelitian ini akan digunakan penekanan dingin (cold compaction). Proses Cold Pressing terdiri dari :



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

- Die Pressing, yaitu penekanan yang dilakukan pada cetakan yang berisi serbuk
- Cold isotactic pressing, yaitu penekanan pada serbuk pada temperature kamar yang memiliki tekanan yang sama dari setiap arah.
- Rolling, yaitu penekanan pada serbuk metal dengan memakai rolling mill.

Pada penelitian ini akan dilakukan proses *cold compaction* dengan menggunakan die pressing. **Gambar 2.3** menunjukkan skema proses *die pressing*.



Gambar 2.3 Skema Die Pressing

Penekanan terhadap serbuk dilakukan agar serbuk dapat menempel satu dengan lainnya sebelum ditingkatkan ikatannya dengan proses sintering. Dalam proses pembuatan suatu paduan dengan metode metalurgi serbuk, terikatnya serbuk sebagai akibat adanya interlocking antar permukaan, interaksi adesi-kohesi, dan difusi antar permukaan. Untuk yang terakhir ini (difusi) dapat terjadi pada saat dilakukan proses sintering. Bentuk benda yang dikeluarkan dari pressing disebut bahan kompak mentah, telah



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

menyerupai produk akhir, akan tetapi kekuatannya masih rendah. Kekuatan akhir bahan diperoleh setelah proses sintering (Syaiful, 2007).

Untuk menghindari terjadinya perbedaan kerapatan, maka pada saat pressing digunakan lubricant/pelumas yang bertujuan untuk mengurangi gesekan antara partikel dan dinding cetakan. Dalam penggunaan lubricant/bahan pelumas, dipilih bahan pelumas yang tidak reaktif terhadap campuran serbuk dan yang memiliki titik leleh rendah sehingga pada proses sintering tingkat awal lubricant dapat menguap (Totok, 2006).

Tekait dengan pemberian lubricant pada proses kompaksi, maka terdapat 2 metode kompaksi, yaitu:

- a. Die-wall compressing → penekanan dengan memberikan lubricant pada dinding cetakan.
- b. Internal lubricant compressing → penekanan dengan mencampurkan lubricant pada material yang akan ditekan.

2.5.2.4 Sintering

Pemanasan kompak mentah sampai temperatur tinggi disebut sinter. Pada proses sinter, benda padat terjadi karena terbentuk ikatan-ikatan. Panas menyebabkan bersatunya partikel dan efektivitas reaksi tegangan permukaan meningkat. Dengan perkataan lain, proses sinter menyebabkan bersatunya partikel sedemikian rupa sehingga kepadatan bertambah. Selama proses ini terbentuklah batas- batas butir, yang merupakan tahap rekristalisasi. Disamping itu gas yang ada menguap. Temperatur sinter umumnya berada pada 0.7-0.9 dari temperatur cair serbuk utama. Waktu pemanasan berbeda untuk jenis logam berlainan dan tidak diperoleh manfaat tambahan dengan diperpanjangnya waktu pemanasan. Lingkungan sangat berpengaruh karena bahan mentah terdiri dari partikel kecil yang mempunyai daerah permukaan yang luas. Oleh karena itu lingkungan harus terdiri dari gas reduksi atau nitrogen untuk mencegah terbantuknya lapisan oksida pada permukaan selama proses sinter (Syaiful, 2007).



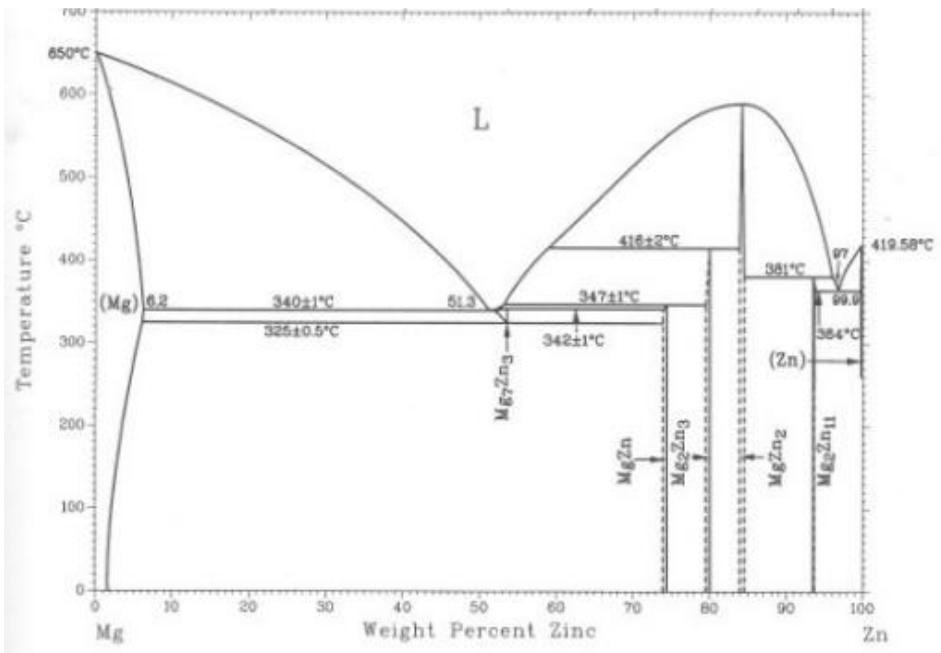
BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.5.2.5 Finishing

Pada saat finishing porositas pada fully sintered masih signifikan (4-15%). Untuk meningkatkan properties pada serbuk diperlukan resintering, dan heat treatment.

2.6 Diagram Fasa Mg – Zn

Pada **Gambar 2.4** di bawah ini menunjukkan diagram fasa Mg – Zn. Di diagram fasa ini menunjukkan titik lebur Mg sebesar 650°C dan titik lebur Zn sebesar 419.58°C . Reaksi eutektik pada paduan ini terjadi dua kali yaitu ketika weight percent Zn 51,3% dan 97%. Solubility limit Zn dalam Mg sebesar 6,2 wt%. (Paul, 2011).

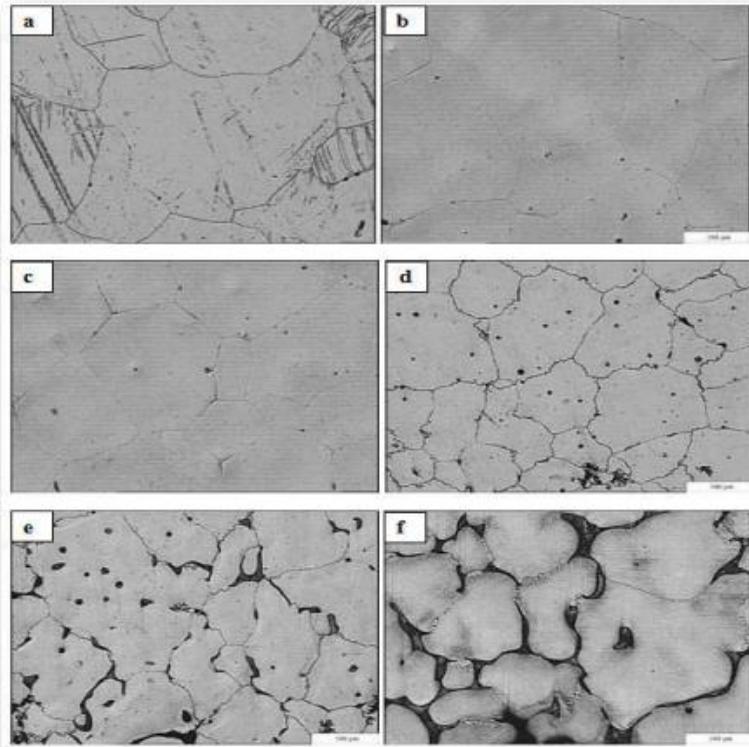


Gambar 2.4 Diagram Fasa Mg – Zn (Paul, 2011)



2.7 Tinjauan Jurnal Penelitian Sebelumnya

Samir Sani Abdulmalik dalam penelitiannya, untuk mengetahui pengaruh Zinc terhadap sifat Magnesium Alloy menunjukkan bahwa dengan penambahan konten zink akan memperlebar *grain boundary* serta terbentuknya presipitat – presipitat kecil pada daerah butir.

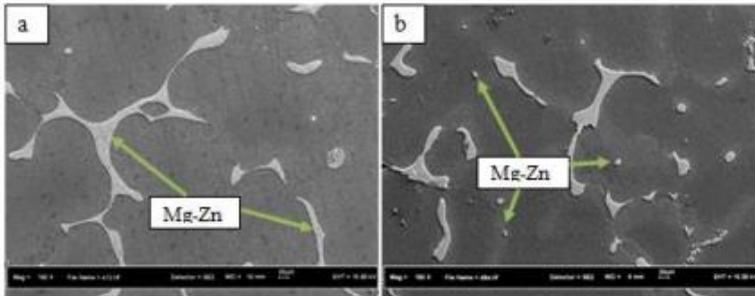


Gambar 2.5 Hasil mikrostruktur coran a.) pure magnesium; b.) Mg – 2% Zn; c.) Mg – 4% Zn; d.) Mg – 6% Zn; e.) Mg – 8% Zn; f.) Mg – 10% Zn (Abdulmalik, 2012)



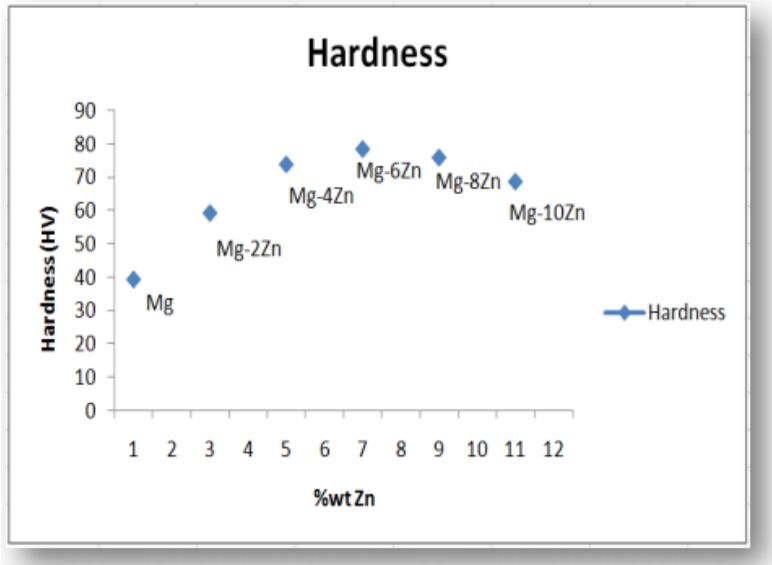
BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Hasil dari pengujian FE – SEM pada **Gambar 2.6** paduan Mg – 8Zn dan Mg – 10Zn menunjukkan bahwa presipitat pada daerah butir dan batas butir mengandung banyak zink dan sedikit magnesium.



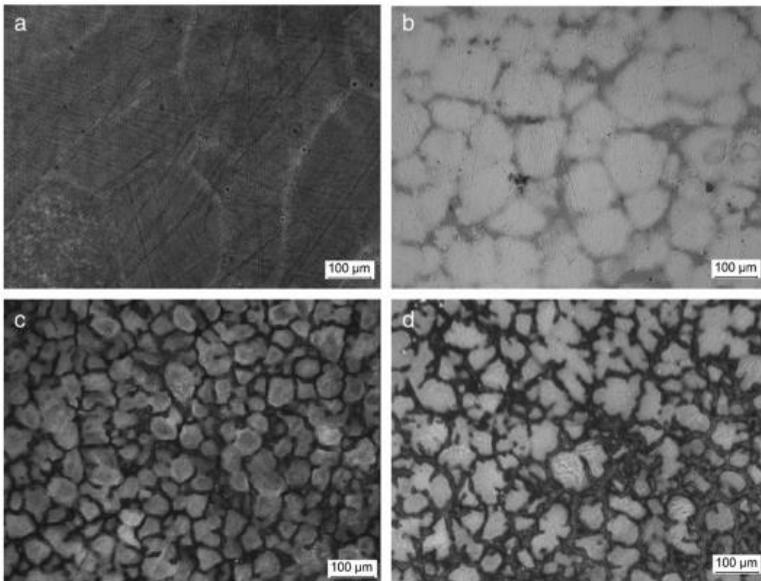
Gambar 2.6 Hasil FE – SEM mikrografi dari a.) Mg – 8Zn dan b.) Mg – 10Zn (Abdulmalik, 2012)

Selain membahas struktur mikro dari paduan Mg – Zn, Samir Sani Abdulmalik juga membahas mengenai kekerasan dari paduan Mg – Zn. Dari hasil pengujian ini menunjukkan bahwa dengan peningkatan konten zink akan menaikkan kekerasan dari paduan Mg – Zn. Namun, pada hasil penelitian ini terjadi penurunan nilai kekerasan pada paduan Mg – 8Zn dan Mg – 10Zn. Keadaan seperti ini disebabkan karena mulai terbentuknya *secondary phase* pada paduan Mg – 8Zn dan Mg – 10Zn. Hasil pengujian kekerasan ditunjukkan pada **Gambar 2.7**



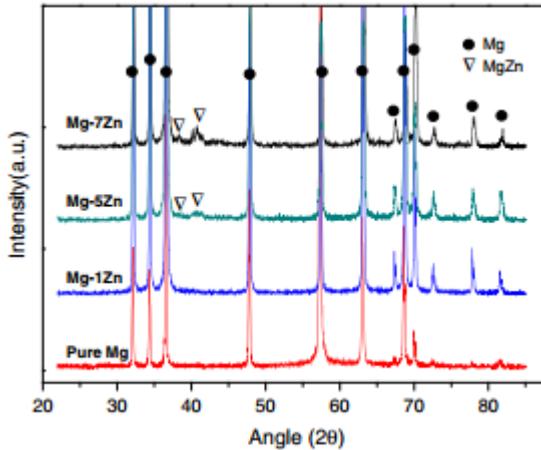
Gambar 2.7 Hasil Pengujian Hardness Paduan Mg – Zn (Abdulmalik, 2012)

Shuhua Cai dkk juga melakukan penelitian pengaruh Zn terhadap mikrostruktur, sifat mekanik dan sifat korosi dari paduan Mg – Zn. Dari hasil mikrostruktur, dapat dilihat bahwa pada paduan Mg – Zn secara umum masih mengandung matriks α – Mg dan *second phase* yang terdistribusi sepanjang grain boundary. Serta, peningkatan konten zink dalam paduan akan menyebabkan penurunan ukuran butir. Gambar hasil mikrostruktur ditunjukkan paduan Mg – Zn ditunjukkan pada **Gambar 2.8**.



Gambar 2.8 Hasil mikrostruktur a.) pure Mg; b.) Mg – 1Zn; c.) Mg – 5Zn; d.) Mg – 7Zn (Cai, 2012)

Pada penambahan 1% Zn pada paduan akan menaikkan kekerasan magnesium pure. Hal ini dikarenakan Zn terlarut dalam matriks Mg (Solid solution strengthening). Dengan mulai terbentuk banyaknya jumlah fasa MgZn, akan menyebabkan munculnya *precipitate* pada matriks Mg yang kemudian akan meningkatkan kekuatan dari paduan MgZn dengan cara *dispersion strengthening*. Namun, penambahan konten zink yang terlalu berlebih juga berakibat buruk, ketika penambahan zink 7% kekuatan meningkat, namun sifat elastis akan menurun. Sehingga menghasilkan brittle failure. **Gambar 2.9** dan **Tabel 2.5** menunjukkan hasil XRD paduan Mg – Zn serta sifat mekanik dari sampel paduan.



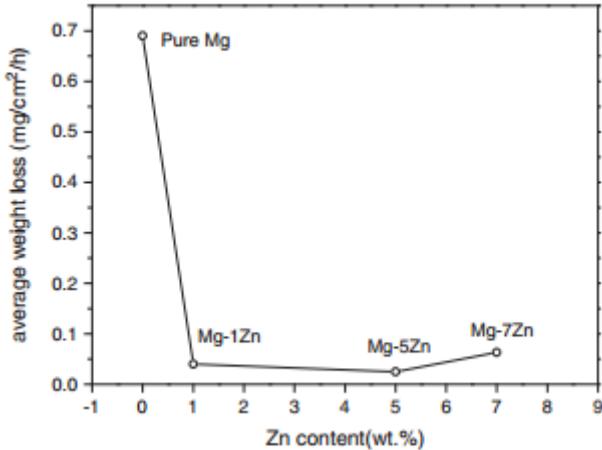
Gambar 2.9 Hasil XRD paduan Mg – Zn (Cai, 2012)

Tabel 2.5 Sifat Mekanik paduan Mg – Zn (Cai, 2012)

Mechanical properties of the as-cast three Mg-Zn alloys.

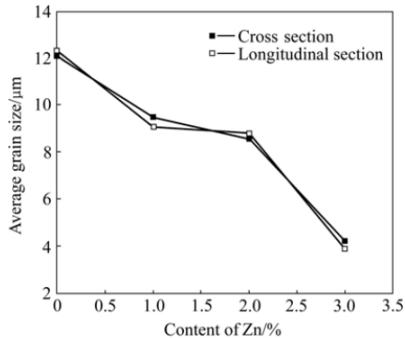
Material	Modulus (GPa)	Yield strength (MPa)	Tensile strength (MPa)	Elongation (%)	Compression strength (MPa)	Hardness (HB)
Natural bone [28]	5-23	-	35-283	1.07-2.10	164-240	-
Pure Mg	1.86	29.88	100.47	7.43	183.09	37.10
Mg-1Zn	24.23	60.62	187.73	13.77	329.60	47.33
Mg-5Zn	36.47	75.60	194.59	8.50	334.12	53.80
Mg-7Zn	39.60	67.28	135.53	6.00	353.11	56.26

Untuk sifat ketahanan korosi, paduan Mg – 5Zn menunjukkan ketahanan yang paling baik. Hal ini dikarenakan dengan peningkatan konten Zn akan meningkatkan ketahanan korosi paduan Mg – Zn. Namun, ketika penambahan Zn hingga Mg – 7Zn terjadi penurunan ketahanan korosi. Jika dikaitkan dengan bentuk struktur mikro dan sifat mekanik, maka adanya second phase yang berlebih akan menurunkan ketahanan korosi. Gambar hasil uji ketahanan korosi ditunjukkan pada **Gambar 2.10**.



Gambar 2.10 Hasil uji ketahanan korosi paduan Mg – Zn (Cai, 2012)

Yin Dong – song dkk melakukan penelitian pada pengaruh penambahan Zn terhadap sifat mekanik dan sifat korosi dari paduan Mg – Zn – Mn. Dari penelitian ini diperoleh bahwa dengan peningkatan Zn akan menurunkan ukuran butir (**Gambar 2.11**).



Gambar 2.11 Hubungan antara penambahan Zn terhadap ukuran butir (Yin, 2008)



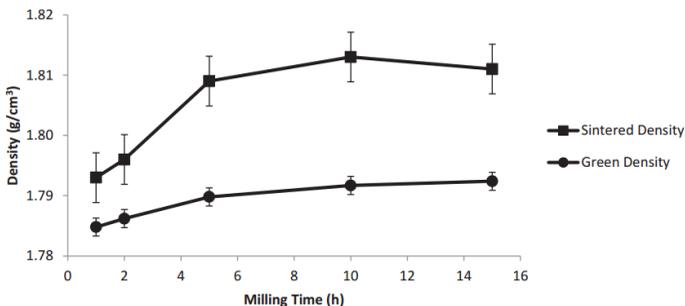
BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Selain itu, dari pengujian sifat mekanik juga diperoleh bahwa dengan peningkatan Zn akan menyebabkan peningkatan sifat mekanik paduan. Hasil pengujian mekanik ditunjukkan pada **Tabel 2.6**

Tabel 2.6 Sifat mekanik paduan Mg – Zn – Mn (Yin, 2008)

Alloy	Tensile strength/MPa	Yield strength/MPa	Elongation/%
Mg-Mn	260.8± 2.3	206.2±14.6	18.7±8.5
Mg-1Zn-Mn	280.3±0.9	246.5±4.5	21.8±0.6
Mg-2Zn-Mn	283.8±1.0	248.8±0.8	20.9±0.7
Mg-3Zn-Mn	315.5±4.3	275.9±0.2	10.5 ± 1.2

Emme Marina Saleh dkk melakukan penelitian mengenai pembuatan biodegradable paduan Mg – Zn dengan *mechanical alloying* : Pengaruh waktu milling. Dari hasil pengujian densitas di dapat bahwa nilai sinter density memiliki nilai lebih tinggi dibandingkan dengan green density. Hal ini dikarenakan selama proses sintering, atom – atom akan berdifusi dan poros akan menjadi kecil. **Gambar 2.12** menunjukkan perbandingan nilai densitas green density dan sinter density.



Gambar 2.12 Perbandingan nilai green density dan sinter density (Emme, 2015)

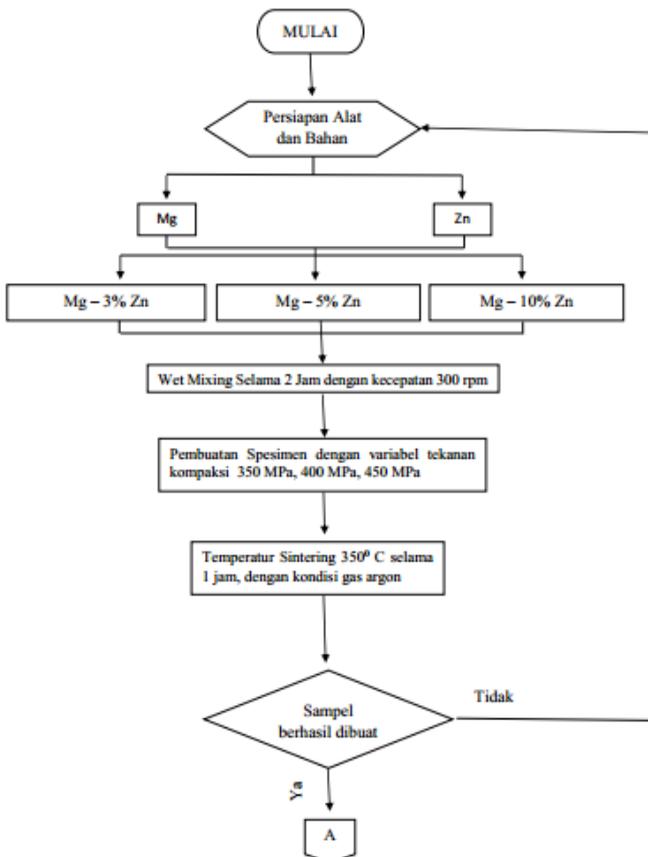


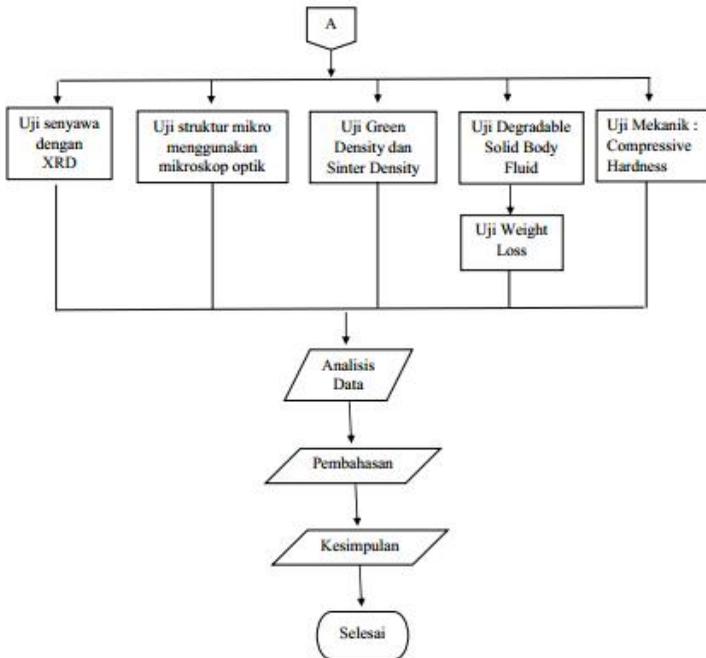
(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB III METODOLOGI

3.1 Diagram Alir Penelitian

Berikut adalah diagram alir untuk pengaruh penambahan Zn dan tekanan kompaksi terhadap struktur mikro, sifat mekanik, dan laju peluruhan paduan Mg – Zn untuk aplikasi orthopedic devices dengan metode metallurgy serbuk





Gambar 3.1 Diagram Alir Percobaan

3.2 Bahan dan Alat Penelitian

3.2.1 Bahan Penelitian

Bahan – bahan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain :

1. Magnesium (Merck)
2. Zink (Merck)
3. n – heksana solution
4. Zinc Stearate
5. *Simulated Body Fluid* dengan larutan *Phosphate Buffer Saline* (pH = 7,4). Komposisi larutan PBS antara lain :
 - a) 7,6 gram NaCl



- b) 0,99 gram Na_2HPO_4
- c) 0,41 gram $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot x\text{H}_2\text{O}$
- d) 1 M NaOH / 1 M HCl (mengatur pH)

3.2.2 Alat Penelitian

Alat – alat yang digunakan dalam penelitian ini adalah:

1. Horizontal Furnace
2. Mesin Kompaksi
3. Gelas ukur
4. *Vickers Microhardness Machine*
5. *Universal Mechanical Compressive Properties Test Machine*
6. XRD
7. Mikroskop optik
8. Timbangan digital
9. Ball Mill
10. Mesin metal polish

3.3 Prosedur Pelaksanaan Penelitian

Berikut adalah prosedur pelaksanaan penelitian pengaruh komposisi kimia dan *compaction pressure* paduan Mg - Zn menggunakan proses *powder metallurgy* untuk aplikasi *orthopedic devices*.

- Pengumpulan sumber (buku, jurnal, diktat dll) sebagai acuan penelitian.
- Mempersiapkan alat dan bahan penelitian dengan mempertimbangkan metode yang digunakan, yaitu *powder metallurgy*.
- Membuat paduan yang terdiri dari campuran padatan Magnesium (Mg), Zink (Zn) sesuai dengan persentasi berat yang di inginkan ; yaitu Mg – 3% Zn untuk paduan 1; Mg – 5% Zn untuk paduan 2 ; dan Mg – 10% Zn untuk paduan 3.



BAB III METODOLOGI

- Melakukan proses *powder metallurgy* dengan mixed time 120 menit dengan kecepatan 300 rpm. Serta variasi *compaction pressure* 350 Mpa, 400 Mpa, dan 450 Mpa dengan kondisi *cold compaction*, dan dilakukan sintering dengan temperatur 350 C selama 60 menit.
- Melakukan pengujian *in vitro* dengan cara merendam sampel pada larutan *phosphate buffer* selama 8 hari serta dilakukan penimbangan tiap 2 hari sekali.
- Melakukan preparasi sampel untuk pengujian morfologi, unsur, dan mekanik.
- Melakukan pengujian sampel menggunakan SEM, EDX, XRD, uji tekan, uji kekerasan, uji densitas, dan uji struktur mikro menggunakan mikroskop optik.
- Menganalisis hasil pengujian.
- Membuat kesimpulan dari hasil analisis.



(a)



(b)



(c)

Gambar 3.2 (a) Proses Ball Mill; (b) Proses Kompaksi; (c) Proses Sintering



3.4 Pengujian

3.4.1 X-Ray Diffraction (XRD)

Pengujian XRD dilakukan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi ITS dengan tujuan untuk mengidentifikasi senyawa yang terbentuk pada Magnesium akibat dipadukan dengan unsur Zn. Setelah mendapatkan grafik dari serangkaian pengujian menggunakan XRD maka selanjutnya akan diidentifikasi dengan bantuan *software* High Score dan pencocokan secara manual dengan JCPDS untuk mengetahui senyawa yang terbentuk pada material paduan. **Gambar 3.3** merepresentasikan mesin uji XRD.



Gambar 3.3 Mesin Uji XRD

3.4.2. Pengujian Struktur Mikro dengan Mikroskop Optik

Spesimen yang akan diuji, sebelumnya dipreparasi dengan amplas hingga permukaannya



halus, dan dilanjutkan pada tahap *polishing* specimen. Pengujian struktur mikro dilakukan dengan menggunakan mikroskop optik Olympus BX51M-RF, pengujian struktur mikro bertujuan untuk melihat *general structure* dan porositas dalam paduan Mg-base. **Gambar 3.4** merepresentasikan mesin uji struktur mikro Olympus BX51M-RF.



Gambar 3.4 Mesin Uji Struktur mikro

3.4.3 Pengujian Densitas

Pengujian Densitas dilakukan dengan menggunakan standar uji ASTM 373 – 88. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan prinsip Archimedes. Pengujian ini merupakan pengujian fisis terhadap spesimen, yang bertujuan untuk mengetahui nilai kerapatan massa dari spesimen yang di uji. Rapat Massa suatu zat adalah massa zat per satuan volume.



$$\rho = \frac{m}{v} \text{-----(3.1)}$$

dimana :

ρ = Densitas benda (gram / cm³)

m = Massa (gram)

v = Volume (cm³)

Pada teori archimedes dikatakan bahwa suatu benda yang dicelupkan dalam fluida akan mengalami gaya ke atas sama dengan massa fluida yang di pindahkan oleh benda. Jadi dari teori archimedes tersebut dapat diterapkan untuk mencari densitas dengan persamaan rumus perhitungan seperti dibawah ini (H. Ludi, 2009) :

$$\rho = \frac{m_{udara}}{(m_{udara} - m_{fluida})/\rho_{fluida}} \text{----- (3.2)}$$

dimana :

m_{udara} = Massa spesimen di udara (gram)

m_{fluida} = Massa spesimen dalam fluida (gram)

ρ_{fluida} = Densitas fluida / air (gram / cm³)

ρ = Densitas spesimen (gram / cm³)

3.4.4. Pengujian Weight Loss Menggunakan Timbangan Digital

Pada pengujian ini sebelumnya digunakan metode perendaman ke dalam *Phosphate Buffer Saline* dikondisikan sesuai cairan tubuh selama 8 hari dimana temperature kerja 37 – 38° . Setiap 2 hari dilakukan penimbangan dengan repetisi 3 kali sampling pada masing-masing paduan. Pengujian ini berfungsi untuk mengetahui massa paduan yang berkurang ketika perendaman.



3.4.5. Mechanical Compressive Properties Test

Uji sifat mekanik berupa uji tekan (*compressive test*) dilakukan di laboratorium Metallurgi jurusan Teknik Material dan Metallurgi FTI – ITS dengan menggunakan instrumen model GOTECH GT – 7001 – LC50. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kekuatan tekan (*compressive strength*) dari sampel *biodegradable material* Mg - Zn, untuk selanjutnya dilakukan analisis dan perbandingan dengan kekuatan tekan *cortical bone* manusia. Sehingga didapatkan data kuantitatif nilai kekuatan tekan dari *biodegradable material* Mg - Zn untuk aplikasi *orthopedic devices*. **Gambar 3.5** merepresentasikan mesin uji kompresi.



Gambar 3.5 Mesin Uji Compressive Test

3.4.6. Hardness Test

Pengujian kekerasan pada sampel bertujuan untuk mengetahui sifat mekanik kekerasan dari *biodegradable material* yang dihasilkan dari proses penelitian ini. Pengujian Hardness Test dilakukan



BAB III METODOLOGI

sesuai dengan standard ASTM B721 dengan microhardness test. Sehingga dapat diketahui nilai kekerasan dari *biodegradable material* Mg-Zn. Pengujian kekerasan dilakukan di laboratorium Metalurgi, Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS. **Gambar 3.6** merepresentasikan mesin uji microhardness.



Gambar 3.6 Mesin Uji Microhardness Test

BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Pengujian XRD Paduan Mg – Zn

Pengujian XRD pada penelitian ini dilakukan untuk mengetahui fasa yang ada dalam masing – masing paduan. Hasil pengujian XRD ditunjukkan pada **Gambar 4.1**.

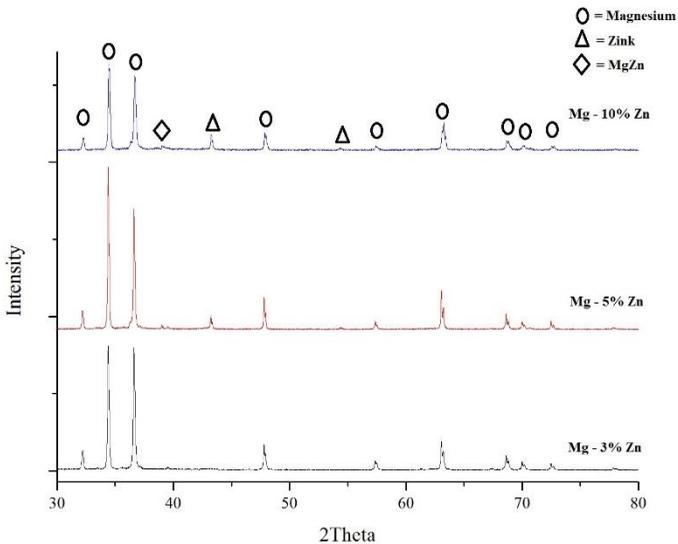
Berdasarkan hasil **Gambar 4.1 (a)** dapat dilihat perbandingan hasil XRD untuk variabel komposisi kimia. Dari pengujian tersebut dapat di jelaskan bahwa, untuk paduan Mg – 3% Zn terdapat 2 fasa yang muncul pada paduan. Fasa yang terbentuk yaitu berupa α magnesium yang secara umum merupakan fasa penyusun utama serta fasa MgZn mulai terlihat. Namun dengan peningkatan konten penambahan zink di dalam paduan, akan menyebabkan mulai munculnya 3 fasa dalam paduan, diantaranya yaitu fasa Zn dan MgZn pada paduan Mg – 5% Zn serta fasa α magnesium masih merupakan fasa dominan dalam paduan. Ketika paduan Mg – 10% Zn, fasa Magnesium masih merupakan fasa dominan yang ada dalam paduan, namun jika dibandingkan dengan Mg – 3% Zn dan Mg – 5% Zn jumlahnya lebih sedikit, sedangkan untuk fasa zink dan MgZn jumlahnya semakin banyak di banding 2 paduan sebelumnya. Keadaan ini dapat dijelaskan bahwa berdasarkan diagram fasa Mg – Zn pada **Gambar 2.5**, saat konten zink (< 6,2% wt) akan cenderung untuk berada di dalam matriks Mg dan tidak ada fasa MgZn yang terbentuk ketika masih dalam batas solubility limit (Cai, Shuhua. dkk. 2012).

Sedangkan **Gambar 4.1 (b)** menampilkan hasil XRD paduan Mg – Zn variasi tekanan kompaksi. Dari pengujian ini dapat dijelaskan bahwa, untuk paduan Mg – Zn 350 MPa memiliki 3 fasa penyusun paduan. Diantaranya yaitu magnesium sebagai fasa yang umum ditemui, serta adanya fasa zink dan MgZn yang cukup tinggi. Ketika tekanan kompaksi dinaikkan menjadi paduan Mg – Zn 400 MPa, fasa yang terbentuk juga sama akan tetapi jumlahnya berbeda. Fasa yang

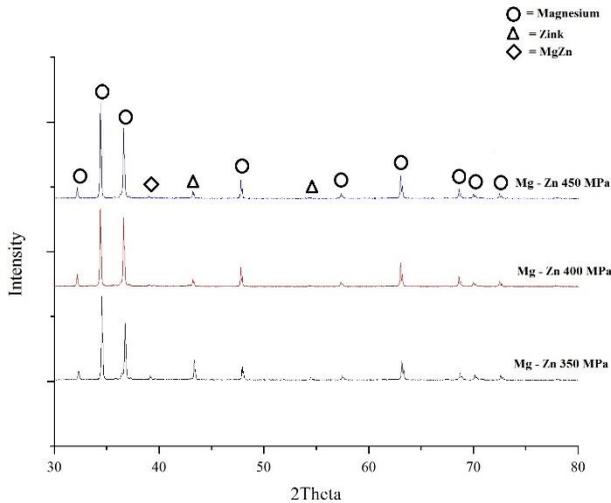


BAB IV ANALISIS DATA

terbentuk yaitu magnesium masih merupakan penyusun utama dalam paduan serta terjadi penurunan konten zink dalam paduan. Untuk paduan Mg – Zn 450 MPa, magnesium masih merupakan unsur penyusun utama paduan, namun konten zink mulai tampak sangat kecil dibandingkan dengan paduan dengan tingkat tekanan yang berbeda. Sedangkan untuk fasa MgZn semakin tinggi intensitasnya akibat pengaruh tekanan kompaksi. Dari hasil ini dapat dilihat bahwa dengan peningkatan tekanan kompaksi akan menurunkan intensitas zink dan meningkatkan fasa MgZn.



(a)

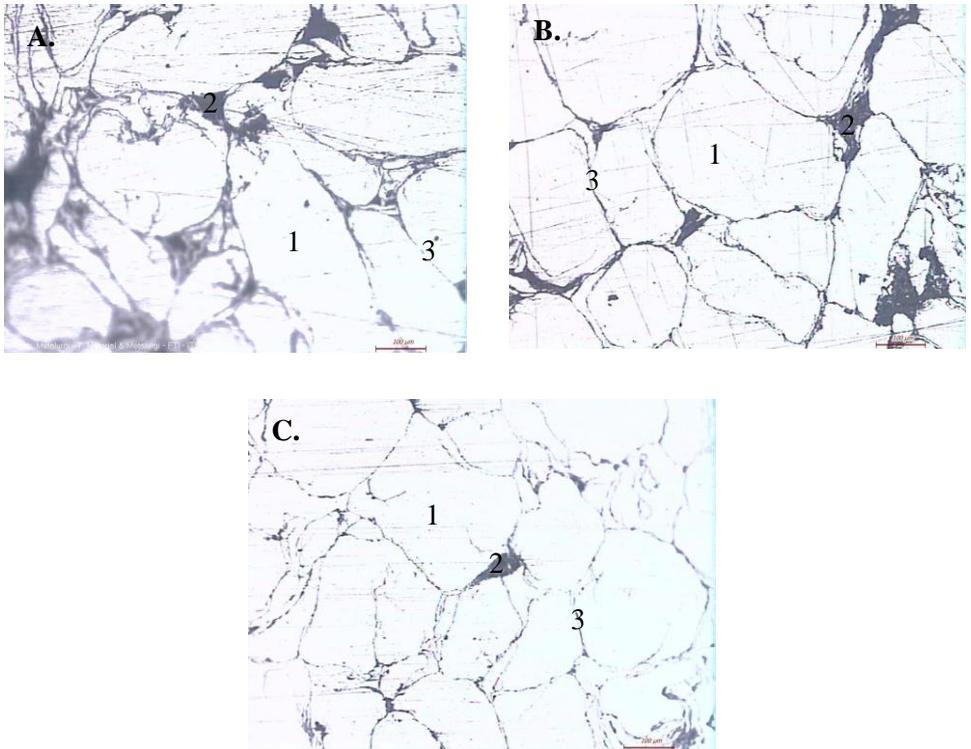


(b)

Gambar 4.1 Hasil XRD paduan Mg – Zn (a) variasi komposisi kimia; (b) tekanan kompaksi setelah sinterring 350^o C selama 1 jam

4.2 Hasil Pengujian Struktur Mikro Paduan Mg – Zn

Pengujian struktur mikro pada penelitian ini dilakukan untuk melihat adanya porous pada paduan Mg – Zn. Hasil pengujian struktur mikro ditunjukkan pada **Gambar 4.2** dan **Gambar 4.3**



Gambar 4.2 Hasil Pengujian Struktur Mikro **A.** Mg – 3%Zn; **B.** Mg – 5% Zn; **C.** Mg – 10% Zn (1 = α Mg; 2 = Poros; 3 = MgZn)

Gambar 4.2 dan Gambar 4.3 merepresentasikan gambar metallografi paduan Mg – Zn dengan variabel komposisi kimia dan tekanan kompaksi. Berdasarkan kedua gambar dapat dilihat bahwa fasa α magnesium merupakan fasa penyusun utama dalam paduan Mg – Zn serta fasa pendukung Zink dan MgZn yang jumlahnya berbeda setiap sampel paduan.



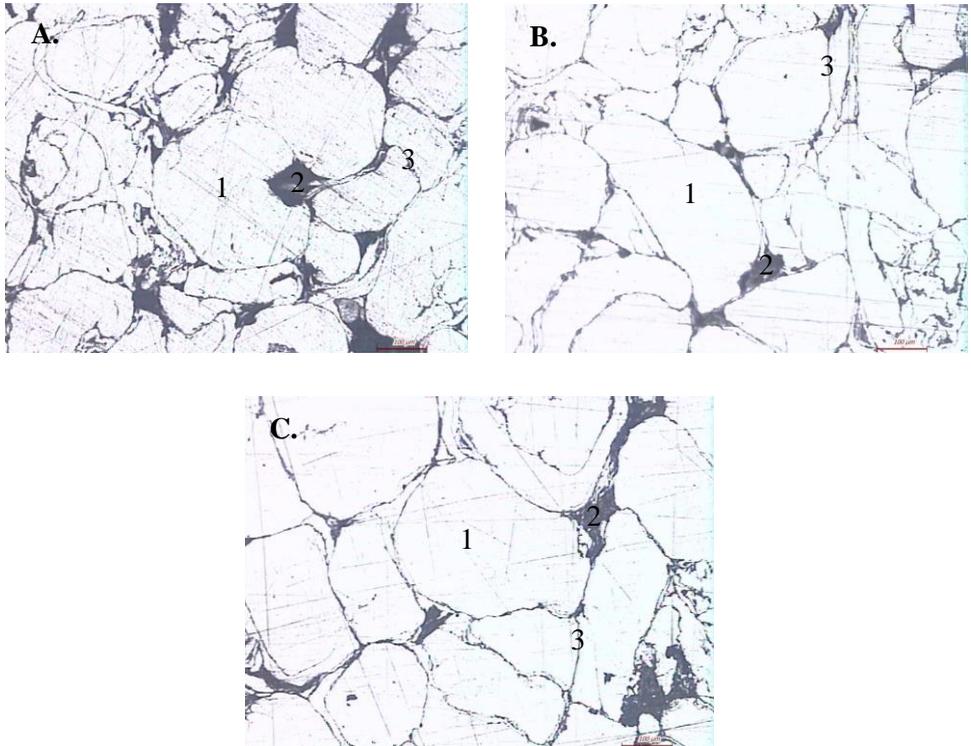
Gambar 4.2 merupakan hasil metallografi paduan Mg – Zn variasi komposisi kimia. Dari hasil yang diperoleh, dapat dilihat bahwa dengan peningkatan konten zink dalam paduan Mg – Zn akan menyebabkan ukuran butir yang lebih kecil. Serta terbentuknya poros pada masing – masing sampel paduan.

Gambar 4.3 merupakan hasil metallografi paduan Mg – Zn variasi tekanan kompaksi. Dari hasil yang diperoleh, dapat dilihat bahwa dengan peningkatan tekanan kompaksi akan menyebabkan semakin sedikitnya jumlah poros dalam sampel.

Berdasarkan kedua hasil gambar tersebut dapat dilihat bahwa dengan menggunakan metode *powder metallurgy* akan menghasilkan poros material yang mudah untuk dikontrol pada setiap sampel paduan jika dibandingkan dengan metode pembuatan implant tulang dengan *casting*. Oleh karena itu, metode powder metallurgy cocok untuk pembuatan implant tulang biodegradable karena struktur magnesium yang berporos akan menyebabkan pertumbuhan sel yang lebih cepat

Tabel 4.1 Pengaruh Penambahan Zinc terhadap Nilai Ukuran Butir Paduan Mg – Zn dengan tekanan kompaksi 450 MPa

Sampel	Ukuran Butir (μm)
Mg – 3% Zn	132,92
Mg – 5% Zn	125,73
Mg – 10% Zn	121,05



Gambar 4.3 Hasil pengujian struktur mikro a.) Mg – Zn 350 MPa; b.) Mg – Zn 400 MPa; c.) Mg – Zn 450 MPa (1 = α Mg; 2 = Poros; 3 = MgZn)

4.3 Hasil Pengujian Densitas Paduan Mg - Zn

Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan prinsip archimedes. Hasil pengujian densitas dapat dilihat pada **Tabel 4.1**.

**Tabel 4.2** Nilai Densitas Paduan Mg – Zn

Sampel	Green Density (g / cm ³)	Sinter Density (g / cm ³)	Δ (g / cm ³)
Mg - 3% Zn 350 MPa	1,7133	1,7306	0,0173
Mg - 3% Zn 400 MPa	1,7177	1,7309	0,0132
Mg - 3% Zn 450 MPa	1,7308	1,7499	0,0191
Mg - 5% Zn 350 MPa	1,7141	1,7323	0,0182
Mg - 5% Zn 400 MPa	1,7251	1,7355	0,0104
Mg - 5% Zn 450 MPa	1,7333	1,7552	0,0219
Mg - 10% Zn 350 MPa	1,7669	1,7972	0,0303
Mg - 10% Zn 400 MPa	1,7754	1,8022	0,0268
Mg - 10% Zn 450 MPa	1,7903	1,8153	0,025

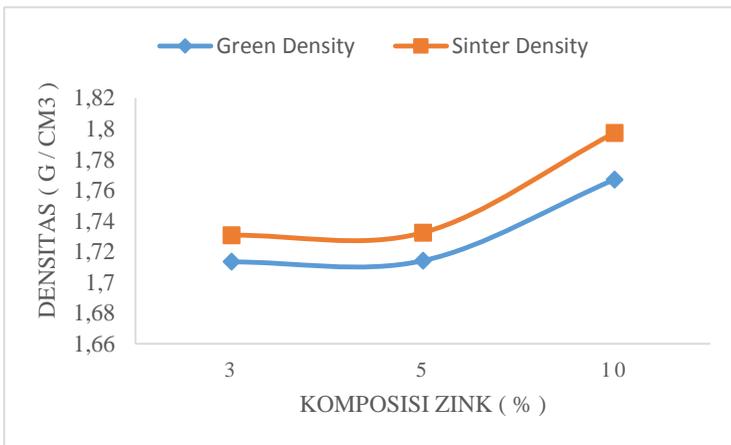
(Δ = Perubahan)

Berdasarkan **Tabel 4.2**, dapat dilihat bahwa paduan Mg – 10% Zn 450 MPa memiliki nilai densitas yang tinggi daripada paduan lainnya, dimana nilai green density sebesar 1,7903 gr / cm³ dan untuk sinter density sebesar 1,8153 gr / cm³. Peningkatan nilai densitas pada sinter density diakibatkan karena saat green body, jumlah poros dalam sampel masih banyak. Sedangkan saat proses sintering, difusi antar atom terjadi dan jumlah poros mulai berkurang.



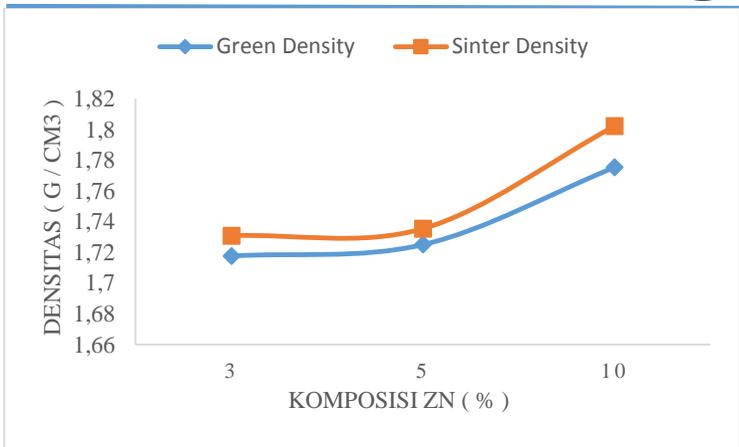
BAB IV ANALISIS DATA

Nilai densitas sampel Mg – 10% Zn 450 MPa lebih tinggi jika dibandingkan dengan pure magnesium yang memiliki nilai densitas $1,74 \text{ gr/cm}^3$ dan ketika dibandingkan dengan nilai densitas cortical bone yang bernilai $1,81 \sim 2,0 \text{ gr/cm}^3$ sudah hampir sesuai. Oleh karena itu, dapat disimpulkan bahwa paduan Mg – Zn merupakan material yang memiliki peluang untuk pembuatan implan tulang biodegradable. Untuk perbandingan nilai densitas sampel paduan Mg – Zn dapat dilihat pada **Gambar 4.4 – Gambar 4.9**.

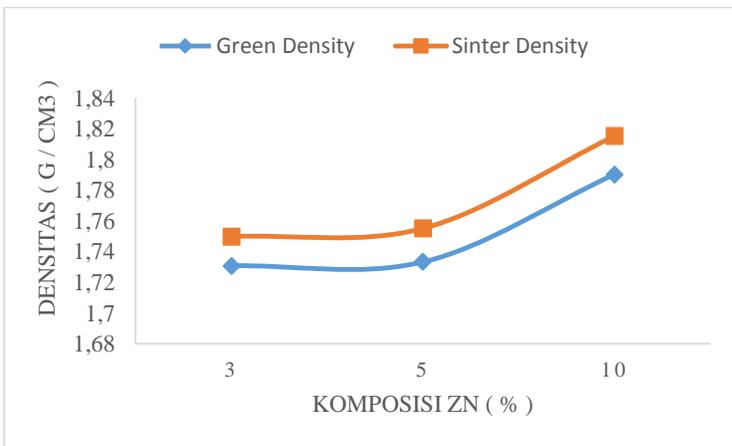


Gambar 4.4 Pengaruh Konten Zink Terhadap Nilai Densitas Pada Tekanan 350 MPa

BAB IV ANALISIS DATA

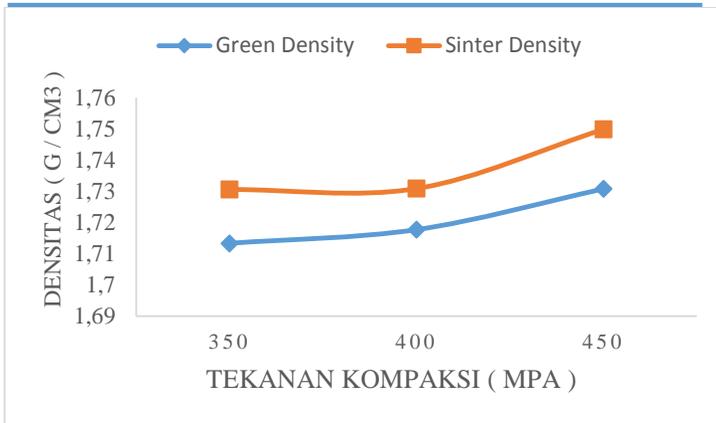


Gambar 4.5 Pengaruh Konten Zink Terhadap Nilai Densitas Pada Tekanan 400 MPa

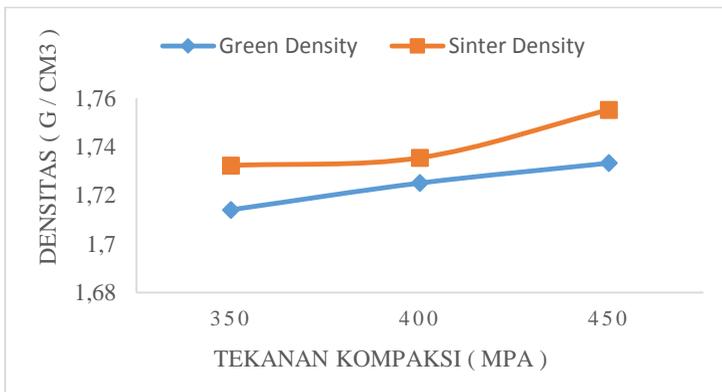


Gambar 4.6 Pengaruh Konten Zink Terhadap Nilai Densitas Pada Tekanan 450 MPa

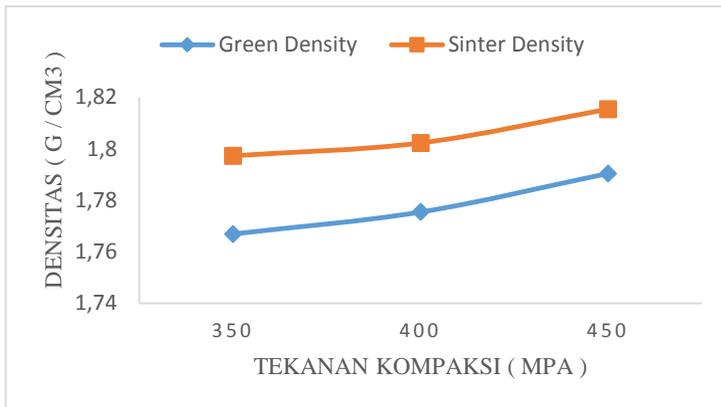
BAB IV ANALISIS DATA



Gambar 4.7 Pengaruh Tekanan Kompaksi Terhadap Nilai Densitas Pada Paduan Mg - 3% Zn



Gambar 4.8 Pengaruh Tekanan Kompaksi Terhadap Nilai Densitas Pada Paduan Mg – 5% Zn



Gambar 4.9 Pengaruh Tekanan Kompaksi Terhadap Nilai Densitas Pada Paduan Mg – 10% Zn

4.4 Hasil Pengujian Weight Loss Paduan Mg – Zn

Pengujian *Weight Loss* dilakukan pada sampel uji paduan Mg – Zn untuk mengetahui laju degradasi dari paduan. Pengujian ini disesuaikan dengan kondisi tubuh manusia dimana temperature yang digunakan berkisar antara 36,5° C – 37,5° C. Masing – masing spesimen uji direndam dalam larutan *phosphat buffer saline* yang memiliki nilai pH 7,4. Untuk komposisi kimia larutan *phosphat buffer saline* dapat dilihat pada **BAB III**.



BAB IV ANALISIS DATA

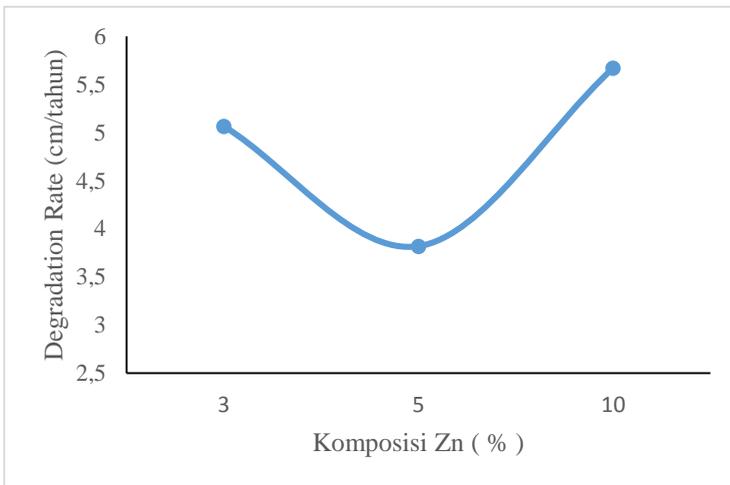
Tabel 4.3 Pengaruh Konten Zink Terhadap Nilai Degradation Rate Paduan Mg – Zn pada tekanan kompaksi 450 MPa

Spesimen	Hari	Degradasi (g / hari)	Degradasi (cm/tahun)	Rata Degradasi (cm/tahun)
Mg - 3% Zn	2	0,1436	3,0879	5,0633
	4	0,4654	4,5696	
	6	1,2963	6,4292	
	8	1,1437	6,1664	
Mg - 5% Zn	2	0,1836	3,3345	3,8184
	4	0,2744	3,8122	
	6	0,3947	4,3030	
	8	0,2770	3,8239	
Mg - 10% Zn	2	0,4750	4,5159	5,6703
	4	1,4229	6,5101	
	6	1,0709	5,9217	
	8	0,9721	5,7336	

Berdasarkan **Tabel 4.3**, dapat dilihat bahwa paduan Mg – 3% Zn memiliki rata – rata nilai degradation rate setelah 8 hari sebesar 5,0633 cm / tahun. Lalu, untuk paduan Mg – 5% Zn memiliki nilai rata – rata degradation rate setelah 8 hari sebesar 3,8184 cm / tahun Kemudian, untuk paduan Mg – 10% Zn memiliki nilai degradation rate setelah 8 hari sebesar 2,1256 gram / hari. Dengan penambahan unsur zink secara umum akan menurunkan nilai degradation rate paduan Mg – Zn, Hal ini dikarenakan adanya unsur zinc akan membuat passive film pada permukaan. Tetapi ketika penambahan lebih dari 5% akan membuat degradation rate menjadi meningkat kembali akibat peningkatan intensitas dari fasa MgZn. Dalam proses korosi, adanya fasa ini bertindak sebagai katoda dan matriks α Mg sebagai anoda. Ketika katoda dan anoda bertemu terjadi



perbedaan emf yang lumayan besar sehingga terjadi proses korosi galvanik. **Gambar 4.10** menunjukkan perbandingan nilai degradation rate paduan Mg – Zn variasi penambahan unsur zink.



Gambar 4.10 Pengaruh % Konten Zink Terhadap Nilai Degradation Rate Paduan Mg – Zn dengan Tekanan Kompaksi 450 MPa



Tabel 4.4 Pengaruh Tekanan Kompaksi Terhadap Nilai Degradation Rate Paduan Mg – Zn pada Mg – 5% Zn

Spesimen	Hari	Degradasi (gram/hari)	Degradasi (cm/tahun)	Rata Degradasi (cm/tahun)
Mg - Zn 350 MPa	2	2,4399	7,8976	7,4245
	4	1,4035	6,5681	
	6	2,3577	7,8078	
	8	-	-	
Mg - Zn 400 MPa	2	0,2624	3,7556	5,7342
	4	1,2821	6,3729	
	6	1,6944	6,9936	
	8	0,9739	5,8148	
Mg - Zn 450 MPa	2	0,1837	3,3345	3,8184
	4	0,2744	3,8122	
	6	0,3947	4,3030	
	8	0,2770	3,8239	

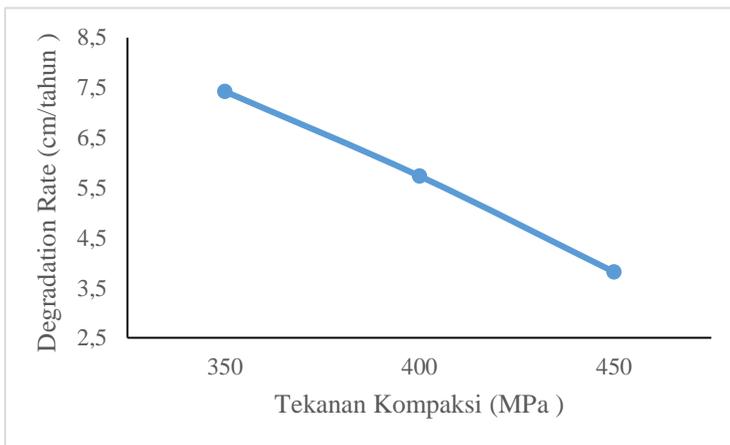
Berdasarkan **Tabel 4.4**, dapat dilihat bahwa paduan Mg – Zn 350 MPa memiliki rata – rata nilai degradation rate setelah 6 hari sebesar 7,4245 cm / tahun. Kemudian untuk hari ke 8 paduan tersebut sudah habis terdegradasi. Lalu, untuk paduan Mg – Zn 400 MPa memiliki nilai rata – rata degradation rate setelah 8 hari sebesar 5,7342 cm / tahun. Sedangkan untuk paduan Mg – Zn 450 MPa memiliki nilai degradation rate setelah 8 hari sebesar 3,8184 cm / tahun. Keadaan ini diakibatkan dengan peningkatan tekanan kompaksi akan menyebabkan semakin kuatnya daya ikat antar partikel,

BAB IV ANALISIS DATA



sehingga paduan Mg – Zn dengan tekanan 450 MPa merupakan paduan yang paling rendah degradation ratenya.

Jika dibandingkan dengan nilai degradation rate pure magnesium yang sebesar 40,7 cm / tahun. Paduan Mg – Zn ini memiliki nilai degradation rate yang lebih baik sehingga cocok untuk di aplikasikan sebagai implant biodegradable. **Gambar 4.11** menunjukkan perbandingan nilai degradation rate paduan Mg – Zn variasi tekanan kompaksi.



Gambar 4.11 Pengaruh Tekanan Kompaksi Terhadap Nilai Degradation Rate Paduan Mg – 5% Zn

Gambar 4.12 dan **Gambar 4.13** menunjukkan foto sampel paduan Mg – Zn setelah perendaman 2 hari. Jika dilihat dari **Gambar 4.12** paduan Mg – 10% Zn memiliki degradation rate yang lebih tinggi di banding paduan Mg – 3% Zn dan Mg – 5% Zn. **Gambar 4.13** menunjukkan bahwa paduan Mg – Zn 350 MPa memiliki nilai degradation rate yang sangat tinggi jika dibanding paduan Mg – Zn yang lainnya.



(a)



(b)



(c)

Gambar 4.12 Perendaman setelah 2 hari (a) Mg – 3% Zn; (b) Mg – 5% Zn; (c) Mg – 10% Zn



(a)



(b)



(c)

Gambar 4.13 Perendaman setelah 2 hari (a) Mg – Zn 350 MPa bar; (b) Mg – Zn 400 MPa; (c) Mg – Zn 450 Mpa

4.5 Hasil Pengujian Compressive Paduan Mg – Zn

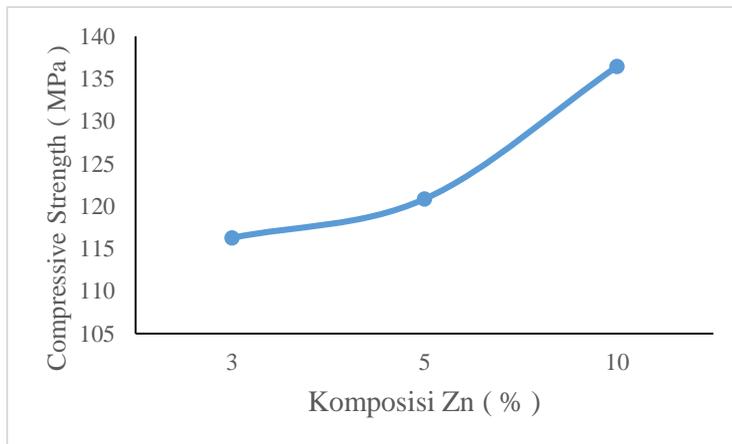
Hasil pengujian compressive test paduan Mg – Zn ditunjukkan pada **Tabel 4.5** dan **Tabel 4.6**.

BAB IV ANALISIS DATA



Tabel 4.5 Pengaruh % Konten Zink Terhadap Nilai Compressive Strength Paduan Mg – Zn dengan Tekanan Kompaksi 450 Mpa

Sampel	Rata - Rata Compressive Strength (MPa)
Mg - 3% Zn	116,275
Mg - 5% Zn	120,85
Mg - 10% Zn	136,45



Gambar 4.14 Pengaruh % Konten Zinc Terhadap Nilai Compressive Strength Paduan Mg –Zn dengan Tekanan Kompaksi 450 MPa

Berdasarkan **Tabel 4.5** dapat dilihat bahwa paduan Mg – 3% Zn memiliki nilai compressive strength 116,275 MPa; lalu untuk paduan Mg – 5% Zn memiliki nilai compressive strength 120,85 MPa dan untuk paduan Mg – 10% Zn memiliki compressive strength 136,45 MPa. Dengan peningkatan konten



Zn akan meningkatkan compressive strength paduan Mg – Zn (Cai shuhua. dkk. 2012). Jika dilihat dari peningkatan kekuatannya fasa yang penting dalam peningkatan kekuatan tekan sampel adalah zink dan MgZn.

Tabel 4.6 Pengaruh Tekanan Kompaksi Terhadap Nilai Compressive Strength Paduan Mg – 5% Zn

Sampel	Rata - Rata Compressive Strength (MPa)
Mg - Zn 350 MPa	100,83
Mg - Zn 400 MPa	101,93
Mg - Zn 450 MPa	120,85

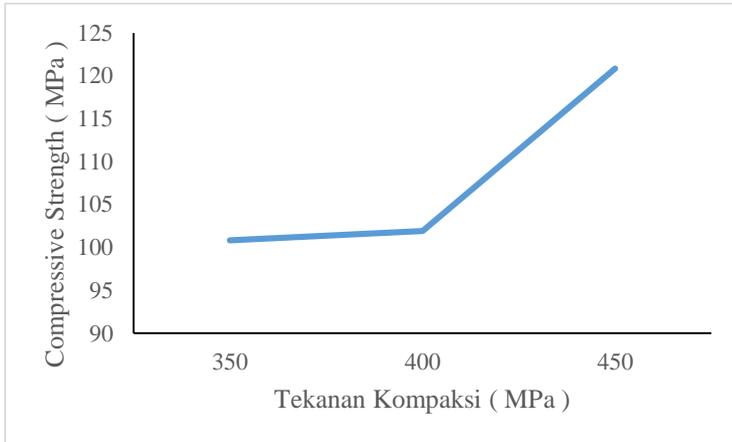
Berdasarkan **Tabel 4.6** dapat dilihat bahwa paduan Mg – Zn 350 MPa memiliki nilai compressive strength 100,83 MPa; lalu untuk paduan Mg – Zn 400 MPa memiliki nilai compressive strength 101, 93 MPa dan untuk paduan Mg – Zn 450 MPa memiliki compressive strength 120,85 MPa. Jika dilihat dari hasil XRD berdasarkan **Gambar 4.1 (b)**, paduan Mg – Zn 350 MPa memiliki fasa zink dan MgZn yang lebih besar dibanding sampel lain. Akan tetapi jika dihubungkan juga dengan hasil mikrostruktur pada **Gambar 4.3** pada paduan Mg – Zn 350 MPa masih banyak terdapat porositas. Sehingga nilai compressive strengthnya rendah. Dengan peningkatan tekanan kompaksi akan meningkatkan compressive strength.

Jika dibandingkan dengan nilai compressive strength natural bone sebesar 130 – 180 MPa (Abdulmalik, 2012) hanya paduan Mg – 10% Zn yang memenuhi kriteria. Akan tetapi jika dikembalikan berdasarkan fungsinya, kebutuhan nilai compressive strength untuk implan biodegradable tidak boleh terlalu tinggi. Jika nilai compressive strength implan lebih tinggi daripada tulang, maka sifatnya akan lebih dominan



BAB IV ANALISIS DATA

daripada tulang itu sendiri. Apabila terjadi hentakan maka akan membahayakan tulang. Oleh karena itu, paduan Mg – Zn bisa di aplikasikan karena implan biodegradable hanya bersifat sementara.



Gambar 4.15 Pengaruh Tekanan Kompaksi Terhadap Nilai Compressive Strength Paduan Mg – 5% Zn

4.6 Hasil Pengujian Kekerasan Paduan Mg – Zn

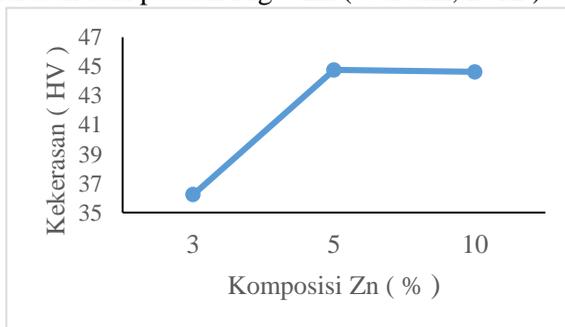
Pengujian kekerasan dilakukan untuk melihat nilai perbandingan kekerasan masing – masing paduan. Pengujian ini di lakukan dengan menggunakan vickers microhardness dengan beban 500gf dan dwell time selama 10 detik. Pada pengujian ini dilakukan masing – masing 3 titik uji pada setiap sampelnya. Hasil pengujian kekerasan dapat dilihat pada **Tabel 4.7** dan **Tabel 4.8**.



Tabel 4.7 Pengaruh Penambahan Zink Terhadap Nilai Kekerasan Paduan Mg – Zn dengan Tekanan Kompaksi 450 MPa

Sampel	Rata – Rata Kekerasan (HV)
Mg - 3% Zn	36.23
Mg - 5% Zn	44.77
Mg - 10% Zn	44.63

Berdasarkan **Tabel 4.7** dapat dilihat bahwa paduan Mg – 3% Zn memiliki nilai kekerasan 36,23 HV, lalu untuk paduan Mg – 5% Zn memiliki nilai kekerasan 44,77 HV, dan untuk paduan Mg – 10% Zn memiliki kekerasan 44,63 HV. Jika dibandingkan dengan pure Mg cast yang memiliki nilai kekerasan 38,5 HV paduan Mg – 3% Zn memiliki nilai kekerasan yang lebih rendah. Hal ini dikarenakan pada Mg – 3% Zn terdapat poros sehingga adanya poros dapat menurunkan kekerasan. Namun secara umum berdasarkan data yang diperoleh peningkatan konten Zn akan meningkatkan kekerasan dari paduan Mg – Zn (Cai dkk, 2012).



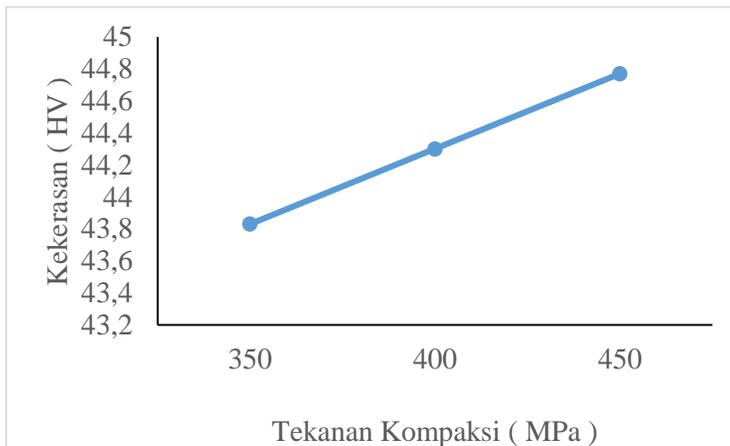
Gambar 4.16 Pengaruh Penambahan Zink Terhadap Nilai Kekerasan Paduan Mg – Zn dengan Tekanan Kompaksi 450 MPa



Tabel 4.8 Pengaruh Tekanan Kompaksi terhadap Nilai Kekerasan Paduan Mg – 5% Zn

Sampel	Rata – Rata Kekerasan (HV)
Mg - Zn 350 MPa	43,83
Mg - Zn 400 MPa	44,3
Mg - Zn 450 MPa	44,77

Berdasarkan **Tabel 4.8** dapat dilihat bahwa paduan Mg – Zn 350 MPa memiliki nilai kekerasan 43,83 HV, lalu untuk paduan Mg – Zn 400 MPa memiliki nilai kekerasan 44,3 HV, dan untuk paduan Mg – Zn 450 MPa memiliki kekerasan 44,77 HV. Dari data ini dapat diperoleh bahwa peningkatan tekanan kompaksi akan meningkatkan nilai kekerasan paduan Mg – Zn.



Gambar 4.17 Pengaruh Tekanan Kompaksi terhadap Nilai Kekerasan Paduan Mg – 5% Zn

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisis data dan pembahasan yang diuraikan pada BAB IV, maka kesimpulan yang diperoleh dari penelitian ini adalah :

1. Persentase optimal dari paduan Mg-Zn cocok digunakan sebagai implant biodegradable adalah paduan Mg – 5% Zn dengan mempertimbangkan hasil dari hasil XRD, pengujian mekanik, dan sifat degradation ratenya. Namun, pada uji densitas nilai paduan Mg – 5% Zn masih lebih rendah jika dibandingkan nilai densitas cortical bone.
2. Peningkatan tekanan kompaksi menaikkan sifat mekanik kompresi dan kekerasan sampel serta menurunkan porositas yang ada. Oleh karena itu, tekanan yang sesuai untuk aplikasi implan biodegradable adalah 450 MPa.

5.2 Saran

- Penelitian ini hanya sebagai awal dalam pengembangan biodegradable implan menggunakan proses powder metallurgy. Oleh karena itu diperlukan penelitian lebih lanjut agar di peroleh biodegradable implan yang sesuai dengan sifat cortical bone.
- Diperlukan pengujian sifat mekanik lebih lanjut (tensile test, flexural test).
- Paduan Mg – 5% Zn merupakan paduan yang sangat berpotensi dalam penggunaan sebagai aplikasi biodegradable material, namun perlu dikembangkan atau dipadukan dengan unsur lain agar nilai degradation rate rendah.



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR PUSTAKA

- Anwar, Moch. Syaiful. 2007. *Pengaruh Serbuk Nikel dan Waktu Sintering terhadap Induksi Remanen Magnetik dan Kekerasan pada Nickel – Iron Soft Magnetic Alloys*. Surabaya. Institut Teknologi Sepuluh Nopember
- Beard, John, Brian Tobin. 2000. *Iron Status and Exercise*. Journal of The American Journal of Clinical Nutrition: 594S–7S. American Society for Clinical Nutrition, USA. <http://ajcn.nutrition.org>
- Brunner & Suddarth. 2002. *Buku Ajar Keperawatan Medikal Bedah (Edisi ke-8, Vol.)*. Jakarta: EGC
- Burke, Paul. 2011. *Investigation of The Sintering Fundamentals of Magnesium Powders*. Halifax. Dalhousie University
- Castiglioni, Sara, et al. 2013. *Magnesium and Osteoporosis: Current State of Knowledge and Future Research Directions*. ISSN 2072-6643, Nutrients 2013, 5, 3022-3033 ;doi:10.3390/nu5083022. www.mdpi.com/journal/nutrients
- Dalibor Vojtech, Jiri Kubasek, Jaroslav Capek, etc. 2014. *Comparative Mechanical and Corrosion Studies on Magnesium, Zinc and Iron Alloys as Biodegradable Metals*. Journal Material ISSN 1580 – 2949
- Daokui Xu, En – hou Han, Yongbo Xu. 2016. *Effect of Long Period Stacking Ordered Phase on Microstructure, Mechanical Property and Corrosion Resistance of Mg Alloys : A Review*. Material International 26 (2016) 117 – 128. Elsevier.
- Eb-Hashemi, A. A. Nay., J. B. Clark, L. J. Swartzendruber. 1985. *The Mg-Fe (Iron-Magnesium) System*. Bulletin of Alloy Phase Diagrams Vol. 6 No. 3 p. 235-238
- Emme Marina Salleh, Sivakumar Ramakrishnan, Zuhailawati Hussain. 2015. *Synthesis of Biodegradable Mg – Zn Alloy*

- by *Mechanical Alloying : Effect of Milling Time*. Procedia Chemistry 19 (2016) 525 -530. Elsevier
- Firdauzha, Rahmandhika. 2016. *Pengembangan Biodegradable Material Mg – Fe – Ca Untuk Aplikasi Orthopedic Devices : Variasi Rasio Penyusun Paduan*. Surabaya. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Ganz, Tomas. 2007. *Molecular Control of Iron Transport*. Journal of The American Society of Nephrology 18: 394–400 ISSN: 1046-6673/-0394
- Harris, Margaret M., Linda B. Houtkooper, Vanessa A. Stanford, et al. 2003. *Dietary Iron Is Associated with Bone Mineral Density in Healthy Postmenopausal Women*. The Journal of Nutrition: 0022-3166/03. American Society for Nutritional Sciences. <http://jn.nutrition.org>
- Sadino. 2007. *Teknologi Pengecoran Logam*. Surabaya : Institut Teknologi Sepuluh Nopember
- Jensen's, B. 2006. *Terapi Jus: Menuju Hidup Sehat dan Panjang Umur*. BIP: Jakarta
- Nurrizati Mohd Daud, et al. 2014. *Degradation and In Vitro Cell – Material Interaction Studies on Hydroxyapatite – Coated Biodegradable Porous Iron For Hard Tissue Scaffolds*. Journal of Orthopedic Translation. Elsevier
- Samir Sani Abdulmalik. 2012. *Effect of Zinc Addition on The Properties of Magnesium Alloys*. University Technology Malaysia.
- Saito, Eiji. 2011. *Designed biodegradable and Osteoconductive Porous Scaffolds for Human Trabecular Bone*. A dissertation for the Doctor of Philosophy degree (Biomedical Engineering) requirement, page 158. University of Michigan.
- S. M. B. Respati. 2010. *Bahan Biomaterial Stainless Steel dan Keramik*. Momentum, vol 6, no 1

- Salahshoor, Meisam, Yuebin Guo. 2012. *Biodegradable Orthopedic Magnesium-Calcium (MgCa) Alloys, Processing, and Corrosion Performance*. Journal Materials 2012, 5, 135-155; doi:10.3390/ma5010135 (ISSN 1996-1944).
- Shuhua Cai, et al. 2012. *Effect of Zn on Microstructure, Mechanical Properties and Corrosion Behaviour of Mg – Zn Alloys*. Materials Science and Engineering C 32 2570 – 2577. Elsevier.
- Sjamsulhidajat. 2005. *Buku Ajar Ilmu Bedah, edisi revisi*. Jakarta: EGC
- Sus Derthi Widhyari. 2012. *Peran dan Dampak Defisiensi Zinc (Zn) terhadap Sistem Tanggap Kebal*. <http://medpub.litbang.pertanian.go.id>
- Suwanda, Totok. 2006. *Optimalisasi Tekanan Kompaksi, Temperatur, dan Waktu Sintering terhadap Kekerasan dan Berat Jenis Aluminium pada Proses Pencetakan dengan Metalurgi Serbuk*. Jurnal Ilmiah Semesta Teknika, Vol. 9, No. 2
- Tao li, et al. 2014. *Microstructure, Mechanical property and in vitro biocorrosion behavior of Single Phase Biodegradable Mg – 1.5 Zn – 0.6 Zr*. www.elsevier.com/journal/journal-of-magnesium-and-alloys/2213-9567
- T.S.N Sankara Narayanan, Il – Song Park, Min – Ho Lee. 2015. *Surface Modification of Magnesium and Its Alloy for Biomedical Applications*. Woodhead Publishing Series In Biomaterials.
- Warastuti, Yessy dan Suryani, Nani. 2013. *Karakteristik Degradasi dari Biomaterial Poli (Kaprolakton – Kitosan – Hidroksiapatit) Iradiasi dalam Larutan Simulated Body Fluid*. Jurnal Ilmiah Aplikasi Isotop dan Radiasi Vol. 9 No.1

- Yang Zheng, et al. 2014. *Surface Characteristics and Corrosion Resistance of Biodegradable Magnesium Alloy ZK60 Modified by Fe ion Implantation and deposition*. Materials International 24 (2014) 547 – 553. Elsevier
- Yin Dong – Song, et al. 2008. *Effect of Zinc on Mechanical Property and Corrosion Property of Extruded Mg – Mn – Zn Alloy*. Transactions of Nonferrous Metals Society of China. 763 – 768.
- Z. G. Huan, et al. 2010. *In Vitro Degradation Behavior and Cytocompatibility of Mg – Zn – Zr Alloy*. Journal of Material Science. Springer.

LAMPIRAN

Diketahui :

Volume sampel

$$\begin{aligned}V &= \pi r^2 \times t \\ &= 3.14 (7.5 \times 10^{-1})^2 \times (2) \\ &= 3.5325 \text{ cm}^3\end{aligned}$$

$$\rho_{\text{Mg}} = 1.74 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_{\text{Zn}} = 7.14 \text{ g/cm}^3$$

➤ Perhitungan massa paduan 1 (0,97 Mg ; 0,03 Zn)

1. Densitas Campuran

$$\begin{aligned}\rho_{\text{campuran}} &= \frac{1}{\frac{W_{\text{Mg}}}{\rho_{\text{Mg}}} + \frac{W_{\text{Zn}}}{\rho_{\text{Zn}}}} \\ &= \frac{1}{\frac{0.97}{1.74} + \frac{0.03}{7.14}} \\ &= 1,7804 \text{ g/cm}^3\end{aligned}$$

2. Perhitungan Massa

a. Magnesium

$$\begin{aligned}V_{\text{Fraksi}} &= \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Mg}}} \times W_{\text{Mg}} \\ &= (1,7804 / 1,74) * 0,97 \\ &= 0,993\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}V_{\text{Magnesium}} &= V_{\text{Fraksi}} * V_{\text{sampel}} \\ &= 0,993 * 3,5325 \\ &= 3,508 \text{ cm}^3\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\text{Massa Magnesium} &= \rho_{\text{Mg}} * V_{\text{Mg}} \\ &= 1,74 * 3,508 \\ &= 6,104 \text{ gr}\end{aligned}$$

b. Zink

$$V_{\text{Fraksi}} = \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Zn}}} * W_{\text{Zn}}$$

$$= 1,7804 / 7,14 * 0,03$$

$$= 0,00748$$

$$V_{\text{Zink}} = V_{\text{Fraksi}} * V_{\text{Sampel}}$$

$$= 0,00748 * 3,5325$$

$$= 0,0264$$

$$\text{Massa Zink} = \rho_{\text{Zn}} * V_{\text{Zn}}$$

$$= 7,14 * 0,0264$$

$$= 0,188 \text{ gr}$$

$$\text{Massa Total} = M_{\text{Mg}} + M_{\text{Zn}}$$

$$= 6,104 + 0,188$$

$$= 6,292 \text{ gr}$$

$$\text{Ball Weight Ratio} = 1 : 10$$

$$= 62,92 \text{ gr}$$

$$\text{Massa heksana} = 3\% * M_{\text{total}}$$

$$= 3\% * 6,292$$

$$= 0,18876 \text{ gr}$$

$$\text{Volume Heksana} = \text{Massa} / \text{Massa Jenis}$$

$$= 0,18876 / 0,6548$$

$$= 0,2883 \text{ ml}$$

➤ Perhitungan massa paduan 2 (0,95 Mg ; 0,05 Zn)

3. Densitas Campuran

$$\rho_{\text{campuran}} = \frac{1}{\frac{W_{\text{Mg}}}{\rho_{\text{Mg}}} + \frac{W_{\text{Zn}}}{\rho_{\text{Zn}}}}$$

$$= \frac{1}{\frac{0,95}{1,74} + \frac{0,05}{7,14}}$$

$$= 1,808 \text{ g/cm}^3$$

4. Perhitungan Massa

a. Magnesium

$$V_{\text{Fraksi}} = \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Mg}}} * W_{\text{Mg}}$$

$$= (1,808 / 1,74) * 0,95$$

$$= 0,987$$

$$\begin{aligned} V_{\text{Magnesium}} &= V_{\text{Fraksi}} * V_{\text{sampel}} \\ &= 0,987 * 3,5325 \\ &= 3,4866 \text{ cm}^3 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Massa Magnesium} &= \rho_{\text{Mg}} * V_{\text{Mg}} \\ &= 1,74 * 3,4866 \\ &= 6,067 \text{ gr} \end{aligned}$$

c. Zink

$$\begin{aligned} V_{\text{Fraksi}} &= \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Zn}}} * W_{\text{Zn}} \\ &= 1,808 / 7,14 * 0,05 \\ &= 0,0127 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} V_{\text{Zink}} &= V_{\text{Fraksi}} * V_{\text{Sampel}} \\ &= 0,0127 * 3,5325 \\ &= 0,0449 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Massa Zink} &= \rho_{\text{Zn}} * V_{\text{Zn}} \\ &= 7,14 * 0,0449 \\ &= 0,3206 \text{ gr} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Massa Total} &= M_{\text{Mg}} + M_{\text{Zn}} \\ &= 6,067 + 0,3206 \\ &= 6,3876 \text{ gr} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Ball Weight Ratio} &= 1 : 10 \\ &= 63,876 \text{ gr} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Massa heksana} &= 3\% * M_{\text{total}} \\ &= 3\% * 6,3876 \\ &= 0,1916 \text{ gr} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Volume Heksana} &= \text{Massa} / \text{Massa Jenis} \\ &= 0,1916 / 0,6548 \\ &= 0,2926 \text{ ml} \end{aligned}$$

➤ Perhitungan massa paduan 3 (0,90 Mg ; 0,1 Zn)

5. Densitas Campuran

$$\begin{aligned}\rho_{\text{campuran}} &= \frac{1}{\frac{W_{\text{Mg}}}{\rho_{\text{Mg}}} + \frac{W_{\text{Zn}}}{\rho_{\text{Zn}}}} \\ &= \frac{1}{\frac{0.9}{1.74} + \frac{0.1}{7.14}} \\ &= 1,8824 \text{ g/cm}^3\end{aligned}$$

6. Perhitungan Massa

d. Magnesium

$$\begin{aligned}V_{\text{Fraksi}} &= \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Mg}}} \times W_{\text{Mg}} \\ &= (1,8824 / 1,74) * 0,90 \\ &= 0,9737\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}V_{\text{Magnesium}} &= V_{\text{Fraksi}} * V_{\text{sampel}} \\ &= 0,9737 * 3,5325 \\ &= 3,4396 \text{ cm}^3\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\text{Massa Magnesium} &= \rho_{\text{Mg}} * V_{\text{Mg}} \\ &= 1,74 * 3,4396 \\ &= 5,9849 \text{ gr}\end{aligned}$$

e. Zink

$$\begin{aligned}V_{\text{Fraksi}} &= \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Zn}}} * W_{\text{Zn}} \\ &= 1,8824 / 7,14 * 0,1 \\ &= 0,0264\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}V_{\text{Zink}} &= V_{\text{Fraksi}} * V_{\text{Sampel}} \\ &= 0,0264 * 3,5325 \\ &= 0,0933\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\text{Massa Zink} &= \rho_{\text{Zn}} * V_{\text{Zn}} \\ &= 7,14 * 0,0933 \\ &= 0,6662 \text{ gr}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\text{Massa Total} &= M_{\text{Mg}} + M_{\text{Zn}} \\ &= 5,9849 + 0,6662\end{aligned}$$

$$= 6,6511 \text{ gr}$$

$$\text{Ball Weight Ratio} = 1 : 10$$

$$= 66,511 \text{ gr}$$

$$\text{Massa heksana} = 3\% * M_{\text{total}}$$

$$= 3\% * 6,6511$$

$$= 0,1995 \text{ gr}$$

$$\text{Volume Heksana} = \text{Massa} / \text{Massa Jenis}$$

$$= 0,1995 / 0,6548$$

$$= 0,3047 \text{ ml}$$

➤ Perhitungan massa uji XRD (tinggi = 3 mm)

1. Mg – 3% Zn

$$\text{Volume} = 3,14 * (7,5 \times 10^{-1})^2 * 0,3$$

$$= 0,529875 \text{ cm}^3$$

$$\text{Massa} = 1,7804 * 0,529875$$

$$= 0,94338945 \text{ gram}$$

2. Mg – 5% Zn

$$\text{Massa} = 1,808 * 0,529875$$

$$= 0,958014 \text{ gram}$$

3. Mg – 10% Zn

$$\text{Massa} = 1,8824 * 0,529875$$

$$= 0,9974367 \text{ gram}$$

➤ Perhitungan Mikroskop Optik / hardness / compressive (tinggi 1 cm)

$$\text{Volume} = 3,14 * (7,5 \times 10^{-1})^2 * 1$$

$$= 1,76625 \text{ cm}^3$$

1. Mg – 3% Zn

$$\text{Massa} = 1,7804 * 1,76625$$

$$= 3,1446315 \text{ gram}$$

2. Mg – 5% Zn
Massa = $1,808 * 1,76625$
= 3,19338 gram

3. Mg – 10% Zn
Massa = $1,8824 * 1,76625$
= 3,324789 gram

➤ Perhitungan Densitas (t = 5mm, d = 15mm)

$$\text{Volume} = 3,14 * (7,5 * 10^{-1})^2 * 0,5$$
$$= 0,883125 \text{ cm}^3$$

1. Mg – 3% Zn
Massa = $1,7804 * 0,883125$
= 1,5723 gram

2. Mg – 5% Zn
Massa = $1,808 * 0,883125$
= 1,59669 gram

3. Mg – 10% Zn
Massa = $1,8824 * 0,883125$
= 1,6623945 gram



Specification

1.05815.1000 Magnesium powder particle size about 0.06-0.3mm

	Specification	
Assay (complexometric)	≥ 98.5	%
Substances insoluble in hydrochloric acid	≤ 0.05	%
Fe (Iron)	≤ 0.05	%

Dr.Katharina Ziegler

Responsible laboratory manager quality control

This document has been produced electronically and is valid without a signature.

Specification



1.08789.0500 Zinc powder for analysis particle size < 45 µm EMSURE®

	Spec. Values	
Assay (complexometric)	≥ 95	%
Identity	passes test	
As (Arsenic)	≤ 0.0001	%
Substances insoluble in hydrochloric acid	≤ 0.1	%
Cd (Cadmium)	≤ 0.05	%
Cu (Copper)	≤ 0.005	%
Fe (Iron)	≤ 0.005	%
Pb (Lead)	≤ 0.005	%
Sn (Tin)	≤ 0.001	%

Claudia Wiegand
Responsible laboratory manager quality control

This document has been produced electronically and is valid without a signature.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penghargaan dan ucapan terimakasih penulis sampaikan kepada semua pihak yang telah ikut berperan serta terhadap penulisan Tugas Akhir ini. Penulis mengucapkan terimakasih kepada:

1. Allah SWT. karena nikmat sehat dan karuniaNya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini
2. Orang tua penulis, Bapak Sakriadi, Ibu Sulastri, dan adik Doni Dwi Yulianto yang selalu menyemangati dan mendoakan penulis.
3. Bapak Dr. Agung Purniawan, ST., M. Eng. selaku dosen pembimbing penulis yang rela menyempatkan waktunya dan memberi semangat kepada penulis.
4. Ibu Hariyati Purwaningsih, S. Si., M. Si. Selaku dosen pembimbing penulis yang dengan sabar dan tidak bosan memberikan ilmu kepada penulis.
5. Seluruh dosen Jurusan Teknik Material dan Metallurgi yang telah memberikan ilmu kepada penulis.
6. Mas ridha selaku asisten laboratorium fisika yang mampu memberikan ilmu kepada penulis.
7. Mbak iis yang sudah mau mengajarkan tentang XRD dan membantu pengujian penulis
8. Bapak Chanan yang membantu pengujian penulis.
9. Bapak Swie yang membantu penulis dalam pembuatan alat pengujian.
10. Intan Retno Palupi yang selalu mendukung dan menyemangati penulis.
11. Dewa, Hamid, Fikri Adhi, Ila, Mia, Deshinta, Mamad, Daru, Fiqri Sanubari, Mustika, Hafizh Nazhar Pahlevi, Hamzah, Rizki, Mustafid, Wasik, Mas Ghulam yang membantu penulis.

12. Teman – teman MT 15 yang selalu menyemangati penulis.

Beserta pihak – pihak yang sudah membantu dan tidak bisa disebutkan satu per satu, terimakasih atas bantuan yang diberikan.

Surabaya, Januari 2017

Penulis

BIODATA PENULIS



Indra Bayu Kurniawan, seorang anak lahir dari pasangan suami istri Bapak Sakriadi dan Ibu Sulastri ini merupakan anak pertama dari 2 bersaudara. Penulis lahir di Probolinggo, 10 April 1995. Hobi penulis diantaranya yaitu Sepakbola, Badminton, dan Travelling. Penulis memulai pendidikan formal di TK. Taruna Dra. Zulaeha, SD. Taruna Dra.

Zulaeha, SMP. Taruna Dra. Zulaeha, SMA Taruna Dra. Zulaeha dan menempuh pendidikan tinggi di Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) Surabaya. Di masa kuliahnya penulis aktif berorganisasi di BEM ITS selama 3 tahun mulai dari menjadi staff magang, staff hingga dirjen akademik Kementerian Kesejahteraan Mahasiswa BEM ITS Surabaya. Motto hidup penulis yaitu percaya bahwa tidak ada yang sia – sia dan waktu tidak bisa di ulang kembali. Pengalaman kerja praktek yang pernah dilakukan yaitu di PT. Smelting Gresik mengenai analisi pengaruh impuritas terhadap konduktifitas anoda tembaga. Adapun judul Tugas Akhir penulis yaitu “**PENGARUH PENAMBAHAN Zn DAN TEKANAN KOMPAKSI TERHADAP STRUKTUR MIKRO, SIFAT MEKANIK, DAN LAJU PELURUHAN PADUAN Mg – Zn UNTUK APLIKASI ORTHOPEDIC DEVICES DENGAN METODE METALLURGY SERBUK**“.