



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR – TL 141584

PENGARUH KOMPOSISI DAN UKURAN SERBUK LEACHING AGENT NaCl TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN MORFOLOGI BIODEGRADABLE MATERIAL Mg-Fe-Zn DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI ORTHOPEDIC DEVICES

I DEWA NYOMAN WIDARMA
NRP. 2713 100 062

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Agung Purniawan, ST., M. Eng
Amaliya Rasyida, ST., M.Sc

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



TUGAS AKHIR - TL 141584

**PENGARUH KOMPOSISI DAN UKURAN SERBUK *LEACHING*
AGENT NaCl TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN MORFOLOGI
BIODEGRADABLE MATERIAL Mg-Fe-Zn DENGAN METODE
METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI *ORTHOPEDIC DEVICES***

I DEWA NYOMAN WIDARMA NRP. 2713 100 062

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng.
DOSEN CO-PEMBIMBING
Amaliya Rasyida, ST., M.Sc

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2017

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)



FINAL PROJECT - TL 141584

**EFFECT OF COMPOSITION AND POWDER SIZE OF LEACHING
AGENT NaCl ON MECHANICAL PROPERTIES AND
MORPHOLOGI BIODEGRADABLE MATERIAL Mg-Fe-Zn WITH
POWDER METALLURGY METHOD FOR ORTHOPEDIC DEVICES
APPLICATION**

I DEWA NYOMAN WIDARMA NRP. 2713 100 062

Advisor
Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng.
Co-Advisor
Amaliya Rasyida, ST., M.Sc

Materials and Metallurgical Engineering Department
Faculty of Industrial Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2017

(halaman ini sengaja dikosongkan)

**PENGARUH KOMPOSISI DAN UKURAN SERBUK *LEACHING*
AGENT NaCl TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN MORFOLOGI
BIODEGRADABLE MATERIAL Mg-Fe-Zn dengan METODE
METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI *ORTHOPEDIC DEVICES***


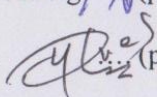
TUGAS AKHIR

Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada
Bidang Studi Material Inovatif
Program Studi S-1 Jurusan Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

I DEWA NYOMAN WIDARMA
NRP 2713 100 062

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng.  (pembimbing 1)
2. Amalya Rasyida, ST M.Sc  (pembimbing 2)



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**PENGARUH KOMPOSISI DAN UKURAN SERBUK *LEACHING AGENT*
NaCl TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN MORFOLOGI *BIODEGRADABLE*
MATERIAL Mg-Fe-Zn DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK
APLIKASI *ORTHOPEDIC DEVICES***

Nama Mahasiswa : I Dewa Nyoman Widarma
NRP : 2713 100 062
Jurusan : Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS
Dosen Pembimbing : Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng

Abstrak

Sampai saat ini logam *non-biodegradable* masih dijadikan pilihan utama sebagai bahan pembuatan implan tulang seperti *stainless steel* dan *Ti alloy*. Akan tetapi, penggunaan bahan-bahan tersebut berpotensi memberikan dampak toksisitas yang besar di dalam tubuh, dan setelah beberapa bulan implan tersebut harus dikeluarkan melalui pembedahan agar tidak meracuni tubuh. Hal ini tentu sangat menyakitkan bagi penderita patah tulang. Berdasarkan dari hal tersebut, maka sangat diperlukan suatu produk implan tulang permanen yang *biodegradable* yang dapat diserap tubuh dan memiliki porositas yang baik. Sehingga penelitian ini dilakukan pembuatan material *biodegradable* dengan paduan Mg-Fe-Zn dengan komposisi 89,5Mg-0,05Fe-10Zn. Untuk meningkatkan porositasnya ditambahkan leaching agent NaCl sebagai *spacer* partikel saat proses *mixing* dengan variasi penambahan 5,10, dan 15% serta variasi ukuran serbuk NaCl 212,180, dan 150 μ m. Preparasi spesimen dilakukan dengan menggunakan *cold compaction* pada cetakan silinder dengan diameter, tinggi, dan tekanan kompaksi berturut-turut 1cm, 2cm dan 400 MPa pada temperatur kamar. Spesimen yang telah di kompaksi kemudian disintering pada horizontal furnace temperatur 350°C selama 60 menit dan dialiri gas Argon untuk menjaga agar tidak terjadi reaksi saat proses sintering. Kemudian NaCl dilarutkan didalam air. Penelitian ini lebih ditekankan pada prosentase penambahan dan perbedaan ukuran serbuk NaCl pada paduan untuk

mendapatkan sifat mekanik, morfologi, laju pengurangan massa dan peluruhan biodegradable yang optimal. Dari hasil yang diperoleh Prosentase optimal penambahan komposisi leaching agent adalah penambahan 15% NaCl dengan mempertimbangkan hasil dari pencitraan topografi permukaan dan pembentukan senyawa yang terjadi. Pengujian mekanik menunjukkan kekuatan tekan tertinggi pada penambahan 15% NaCl yaitu 36,55 MPa. Sedangkan Penambahan serbuk NaCl yang paling optimal adalah ukuran serbuk 212 μ m, dilihat dari pengaruh terhadap laju degradasi dan sifat mekanik. Laju degradasi paling rendah ketika penambahan serbuk berukuran 212 μ m yaitu 1,2 cm/tahun dan nilai kekuatan tekan 26,78 MPa

Kata kunci: *leaching agent*, porositas, *biodegradable*, *Spacer* partikel, Metalurgi Serbuk.

**EFFECT OF COMPOSITION AND POWDER SIZE OF LEACHING AGENT
NaCl ON MECHANICAL PROPERTIES AND MORPHOLOGI
BIODEGRADABLE MATERIAL Mg-Fe-Zn WITH POWDER METALLURGY
METHOD FOR ORTHOPEDIC DEVICES APPLICATION**

Name : I Dewa Nyoman Widarma
NRP : 2713 100 062
Department : Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS
Advisor : Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng
Co-Advisor : Amaliya Rasyida, ST., M.Sc

Abstract

At present, non-biodegradable metals is used as main materials for the manufacturing of bone implants such as Stainless steels and Titanium alloys. However, the use of these materials has potency to impact a large toxicity to the body, and after a few months the implant must be removed. This is very painful for patients. Based on this, it is needed a biodegradable bone implants that can be absorbed by the body and have good porosity. In this research, Mg-Fe-Zn alloys with compositions 89,5Mg-Zn-0,05Fe-10Zn was investigated. NaCl leaching agent is then added as a spacer particle when mixing with a variety of composition 5,10,15% and powder size 212.180, and 150 μ m of NaCl. Specimen preparation was carried out by using cold compaction on the cylinder mold with a diameter, high, and compacting pressure continuously 1cm, 2cm and 400 MPa at room temperature. Specimens that have been compacted then sintered in furnace temperature of 350°C for 60 minutes and Argon gas flowed to prevent other reaction will occur during the sintering process. After sintering, NaCl was dissolved in water. This study has focus on the percentage optimum of increase and the size difference in the powders NaCl to obtain mechanical properties, morphology, mass reduction and a degradation rate of biodegradable. From the results, the optimal percentage addition of leaching agent composition is 15% NaCl by considering the results of the imaging surface

topography and the formation of compounds occur. Mechanical testing showed the highest compressive strength in the addition of 15% NaCl is 36.55 Mpa. For the addition of NaCl powder the most optimal is a powder size 212 μ m. seen from influence to the degradation rate and mechanical properties. The low rate of degradation when adding powder 212 μ m sized at 1.2 cm/ year and the value of the compressive strength of 26.78 Mpa.

keyword: leaching agent, porosity, biodegradable, spacer particle, powder Metallurgy.

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kehadirat Tuhan Yang Maha Esa atas segala anugerah dan karunia-Nya sehingga penulis mampu menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul **“PENGARUH KOMPOSISI DAN UKURAN SERBUK LEACHING AGENT NaCl TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN MORFOLOGI BIODEGRADABLE MATERIAL Mg-Fe-Zn DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI ORTHOPEDIC DEVICES”**.

Laporan tugas akhir ini disusun untuk memenuhi syarat dalam memperoleh gelar Sarjana Teknik (ST) di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

Penulis mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Tuhan Yang Maha Esa atas nikmat serta anugerah-Nya kepada penulis;
2. Orang tua dan keluarga penulis yang selalu mendoakan dan menyemangati serta memberikan dukungan baik moral maupun material;
3. Bapak Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng. selaku dosen pembimbing Tugas Akhir dan juga Ketua Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI – ITS;
4. Ibu Amaliya Rasyida, ST., M.Sc. selaku co-pembimbing Tugas Akhir dan dosen wali penulis selama menjadi mahasiswa;
5. Tim Dosen Penguji seminar dan sidang Tugas Akhir, serta seluruh dosen dan staf Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI – ITS;
7. Petugas dan karyawan Laboratorium Metalurgi, Fisika Material, dan Divisi Karakterisasi Material, Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS;
8. Petugas dan karyawan Laboratorium Mixing Jurusan teknik kimia FTI ITS

9. Kawan-kawan MT 15, Jurusan Teknik Material dan Metalurgi angkatan 2013, terutama sahabat-sahabat dekat.

10. Kawan-kawan TPKH ITS angkatan 2013, terutama teman-teman satu kontrakan Iwan, Kusnanta, Wahyu, Wicak, Dwi, Igu, dan Semara.

11. I Dewa Ayu Agung Diah Sutarini mahasiswi Fakultas Kedokteran Universita Udayana atas sharing-sharing dan motivasinya.

12. Seluruh pihak yang namanya tidak dapat penulis sebutkan satu per satu, yang telah membantu penulis dalam hal apapun, baik materi, moral, maupun doa.

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

Surabaya, Januari 2017

Penulis

DAFTAR ISI

Halaman Judul.....	i
Lembar Pengesahan.....	v
Abstrak	vii
<i>Abstract</i>	ix
Kata Pengantar	xi
Daftar Isi.....	xiii
Daftar Gambar.....	xv
Daftar Tabel.....	xvii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Perumusan Masalah	2
1.3. Batasan Masalah	3
1.4. Tujuan Penelitian	3
1.5. Manfaat Penelitian	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1. Tulang Manusia.....	5
2.1.1. Kandungan Mineral dalam Tulang.....	7
2.1.2. Patah Tulang (Fraktur).....	8
2.2. Implan Tulang.....	9
2.2.1 Syarat-syarat material implan	10
2.2.2. Komposisi serta pemilihan material Implant Tulang.....	11
2.2.3 Bahan Biodegradable	14
2.3. Metalurgi Serbuk	16
2.3.1.Pembuatan serbuk	17
2.3.2. <i>Mixing</i> (Pencampuran serbuk)	18
2.3.3. <i>Compaction (Powder consolidation)</i>	18
2.3.4.Sintering.....	19
2.3.5.Space Holder Method	20
2.4. Diagram Fasa Biner Masing-masing Unsur dalam Paduan	21
2.4.1. Diagram Fasa Mg-Zn.....	21
2.4.2. Diagram Fasa Mg-Fe	22

2.5. Penelitian Sebelumnya.....	24
BAB III METODE PENELITIAN	29
3.1. Diagram Alir Penelitian.....	29
3.2. Bahan dan Alat Penelitian.....	31
3.3. Prosedur Pelaksanaan Penelitian	31
3.4. Pengujian	33
BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN.....	37
4.1 Hasil Pengujian XRD untuk Senyawa dalam Paduan Mg-Fe-Zn.....	37
4.2 Hasil Pengujian Struktur Mikro paduan Mg-Fe-Zn	39
4.3 Hasil Pengujian Porositas Menggunakan Software Image J	41
4.4 Hasil Pengujian Weight loss selama uji peluruhan in vitro.....	44
4.5 Hasil Pengujian Compressive test paduan Mg-Fe-Zn.....	47
4.6 Hasil pengujian Kekerasan paduan Mg-Fe-Zn	51
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	55
5.1 Kesimpulan.....	55
5.2 Saran.....	55
Daftar Pustaka.....	xix
Lampiran	xxv
Biografi	xxx

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 struktur tulang panjang (Frandsen,2009)	5
Gambar 2. 2 Diagram Fasa biner Mg-Zn (Avedesian, 1999)	21
Gambar 2. 3 Diagram Fasa biner Mg-Fe (Bale,2009)	22
Gambar 2. 4 Diagram Fasa biner Mg-Fe pada area kaya Mg hingga prosentase 0,1% Fe (Eb-Hashemi et al, 1985).....	23
Gambar 2. 5 Diagram Fasa biner Mg-Fe pada area kaya Mg (kiri) dan area kaya Fe (kanan) beserta fasa pada masing-masing temperatur (Eb-Hashemi et al, 1985).....	23
Gambar 2. 6 hasil FE-SEM mikrografi dari a.) Mg-8Zn dan b.) Mg-10Zn (Abdulmalik, 2012).....	24
Gambar 2. 7 Hasil Pengujian Hardness Paduan Mg – Zn (Abdulmalik,2012).....	25
Gambar 3. 1 Diagram Alir Penelitian.....	30
Gambar 3. 2 Alat Uji Tekan	34
Gambar 3. 3 Dimensi Spesimen Pengujian Hardness.....	34
Gambar 3. 4 Alat Uji Vickers Mikro Hardness.....	35
Gambar 3. 5 Dimensi Spesimen Pengujian Struktur Mikro..	35
Gambar 3. 6 Mikroskop Optik Olympus	36
Gambar 4.1 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap pembentukan fasa.....	38
Gambar 4. 2 Pengaruh Ukuran serbuk NaCl terhadap pembentukan fasa	39
Gambar 4. 3 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap struktur mikro.....	40
Gambar 4. 4 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl terhadap struktur mikro.....	41
Gambar 4. 5 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap porositas.	42
Gambar 4. 6 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl terhadap porositas	43
Gambar 4. 7 Pengaruh Komposisi Kimia terhadap Laju Degradasi	45
Gambar 4. 8 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl terhadap Laju	

Degradasi	47
Gambar 4. 9 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap Kekuatan Tekan.....	49
Gambar 4. 10 Pengaruh Ukuran serbuk NaCl terhadap Kekuatan Tekan	51
Gambar 4. 11 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap Nilai Kekerasan	52
Gambar 4.12 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl terhadap Nilai Kekerasan.....	53

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Sifat Mekanik Tulang Manusia (Abdulmalik,2012)	6
Tabel 2. 2 perbandingan jenis material pada biomaterial (Park,2007)	14
Tabel 2. 3 <i>Space Holding particle</i> untuk aplikasi <i>biomedical metallic</i> material (Arifvianto dkk, 2014)	20
Tabel 4. 1 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap Porositas.....	43
Tabel 4. 2 Pegaaruh Ukuran Serbuk NaCl terhadap Porositas	44
Tabel 4. 3 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap Laju Degradasi	44
Tabel 4. 4 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl terhadap Laju Degradasi	45
Tabel 4. 5 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap Kekuatan Tekan	49
Tabel 4. 6 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl terhadap Kekuatan Tekan	50
Tabel 4. 7 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap Nilai Kekerasan	51
Tabel 4. 8 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl terhadap Nilai Kekerasan	52

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Di Indonesia angka kejadian fraktur dari tahun ketahun semakin meningkat terutama yang disebabkan oleh kecelakaan. tercatat pada tahun 2003 jumlah korban kecelakaan lalu lintas di Indonesia sebanyak 51.760 menjadi 70.870 orang pada tahun 2009. Rasio jumlah korban cedera sebesar 20,5 per 10.000 penduduk dan rasio korban meninggal sebesar 9,8 per 100.000 penduduk, angka kematian tertinggi berada di Kalimantan Timur (Kemenkes, 2010). Pada tahun 2009 di Lampung tercatat 5480 kasus bedah fraktur dimana terdapat fraktur femur 1973 kasus (36 %), fraktur cruris 2630 kasus (48 %) dan fraktur Humerus 877 kasus (16 %) (Profil Dinas Kesehatan Provinsi Lampung, 2009). Angka-angka tersebut merupakan salah satu contoh yang membuktikan bahwa sangat dibutuhkannya penanganan serius pada kasus-kasus yang berhubungan dengan tulang, terutama patah tulang (fraktur), yang merupakan fokus utama penulis di dalam penelitian ini.

Fraktur pada tulang tidak hanya diakibatkan kecelakaan, tetapi juga bisa diakibatkan karena kekurangan mineral-mineral penyusun didalam tulang tersebut. Seperti magnesium, kalsium, besi, dll. Sekitar 65% logam magnesium berada dalam fase mineral rangka dari total 0,05% berat badan manusia. Dari penelitian yang telah dilakukan menyatakan bahwa kekurangan magnesium hanya sedikit saja berdampak pada kerapuhan tulang (*osteoporosis*), selain itu kekurangan magnesium juga berpengaruh terhadap kekokohan dan kekuatan tulang (Castiglioni, 2013). Oleh karena itu magnesium sangat dibutuhkan oleh tubuh terutama tulang karena dapat diserap untuk menjaga kekuatan tulang.

Material yang digunakan sebagai implan tulang harus memenuhi beberapa karakteristik yaitu bahan tersebut harus aman, tidak beracun, ringan, tahan korosi dan poros (Priyotomo,



2005). Selain itu harus bersifat biokompatibel yaitu tidak ditolak tubuh, tidak menimbulkan alergi dan dapat menyatu dengan jaringan, seperti jaringan tulang (Yuswono, 2005).

Faktanya saat ini logam *non-biodegradable* masih dijadikan pilihan utama sebagai bahan pembuatan implan tulang seperti *stainless steel* dan *titanium alloy*. Padahal penggunaan bahan-bahan tersebut berpotensi memberikan dampak toksisitas di dalam tubuh, dan harus dikeluarkan dari penderita patah tulang melalui pembedahan agar tidak meracuni tubuh. Hal ini tentu sangat menyakitkan bagi penderita patah tulang.

Beranjak dari fakta-fakta dan hasil riset sebelumnya, maka sangat diperlukan suatu produk implan tulang *biodegradable* berbahan dasar material yang dapat diserap tubuh dan memiliki porositas yang baik, porositas sendiri diperlukan untuk memberi ruang yang cukup untuk migrasi dan pertumbuhan sel serta memudahkan transport *nutrient* dan produk buangan (Liao dkk, 2013). Unsur Magnesium dapat digunakan sebagai *base* paduan karena keberadaan dan kebutuhannya didalam tulang manusia sebagai unsur yang diperlukan. Selanjutnya, untuk memperkokoh struktur dan memberikan sifat tambahan pada Magnesium agar sesuai dengan spesifikasi tulang (khususnya tulang manusia) perlu ada bahan paduan lain. Untuk itulah Besi (Fe) dan Seng (Zn) ditambahkan untuk produk implan tulang *biodegradable* ini. Kemudian untuk memberi dan mengendalikan porositas ditambahkan juga *leaching agent* NaCl sebagai *spacer particle* saat proses metalurgi serbuk.

1.2. Perumusan Masalah

Dari uraian latar belakang diatas maka dapat dirumuskan permasalahan sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh persentase komposisi penambahan *leaching agent* NaCl yang tepat pada paduan Mg-Fe-Zn dalam proses metalurgi serbuk untuk mendapatkan sifat mekanik dan morfologi *biodegradable material* yang optimal?



2. Bagaimana pengaruh ukuran serbuk *Leaching Agent* NaCl terhadap sifat mekanik, morfologi, pengurangan massa dan peluruhan *biodegradable material*?

1.3. Batasan Masalah

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

1. Kondisi lingkungan pada *furnace* saat proses *sintering* dianggap vakum sempurna.
2. Segala perlengkapan proses metalurgi serbuk dianggap tidak mempengaruhi persentase paduan yang di-*mixing*.

1.4. Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisa pengaruh persentase komposisi penambahan *leaching agent* NaCl yang tepat pada paduan Mg-Fe-Zn dalam proses metalurgi serbuk untuk mendapatkan sifat mekanik dan morfologi *biodegradable material* yang optimal
2. Menganalisa pengaruh ukuran serbuk *leaching agent* NaCl terhadap sifat mekanik, morfologi, pengurangan massa dan peluruhan *biodegradable material*

1.5. Manfaat Penelitian

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

1. 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 untuk direalisasikan.
2. 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.

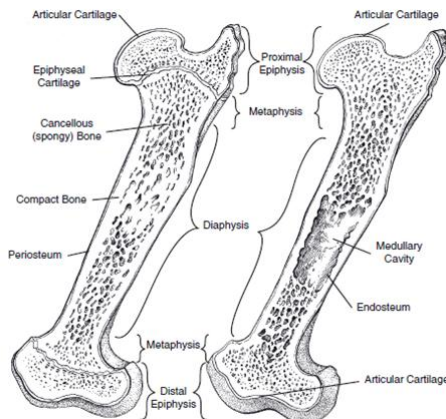
3. Bagi industri yang bergerak di bidang kesehatan, khususnya ortopedi, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan untuk mewujudkan ladang usaha yang potensial untuk produksi massal suatu produk di bidang *orthopedic devices* dalam negeri, demi kemajuan teknologi medis Indonesia.
4. Yang terakhir, 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. Tulang Manusia

Tulang, lebih khususnya tulang manusia, adalah suatu material komposit yang terdiri matriks kolagen dan filler Kalsium (Indriati, 2004) dan secara mendasar memiliki perbedaan dari material komposit lainnya, yaitu memiliki nilai biologis. Tulang manusia terdiri dari 4 jenis yaitu tulang panjang, pendek, pipih dan tidak teratur. Dalam subbab ini lebih dijelaskan mengenai tulang panjang terutama bagian tulang *cortical* dan *cancellous* (*trabecular*) (Ricardo,2010). Daerah tulang *trabecular* pada rangka yang sedang tumbuh memiliki tempat-tempat sumsum merah, jaringan pembuat darah atau hemopoietik yang memproduksi sel-sel darah merah, putih dan *platelet*. Sumsum kuning berfungsi terutama sebagai penyimpan sel-sel lemak di kavitas medullaris pada tulang panjang, dikelilingi oleh tulang kompakta. Selama pertumbuhan, sumsum merah digantikan secara progresif oleh sumsum kuning di sebagian besar tulang panjang. (Indriati, 2004). Terlihat pada gambar 2.1 merupakan struktur tulang panjang.



Gambar 2. 1 Struktur Tulang Panjang (Frandsen,2009)



Bagian-bagian tulang panjang yang panjang dan silindris disebut *diaphysis*, sedangkan ujung proksimal dan distalnya terdapat *epiphysis* (terbentuk dari *cancellous bone*) dan *metaphysis*. Jadi, *diaphysis* adalah batang tulang panjang, *epiphysis* adalah ujung akhir tulang panjang sedangkan *metaphysis* adalah ujung tulang panjang yang melebar ke samping.

Struktur tulang dewasa terdiri dari 30% bahan organik (hidup) dan 70% endapan garam. Bahan organik disebut matriks, dan terdiri dari 90% lebih serat kolagen dan kurang dari 10% proteoglikan (protein plus sakarida). Deposit garam terutama adalah kalsium dan fosfat, dengan sedikit natrium, kalium karbonat, dan ion magnesium. Garam-garam menutupi matriks dan berikatan dengan serat kolagen melalui proteoglikan. Adanya bahan organik menyebabkan tulang memiliki kekuatan tensif (resistensi terhadap tarikan yang meregangkan). Sedangkan garam-garam menyebabkan tulang memiliki kekuatan kompresi (kemampuan menahan tekanan). Daftar nilai sifat mekanik tulang manusia terlihat pada Tabel 2.1

Tabel 2. 1 Sifat Mekanik Tulang Manusia (Abdulmalik,2012)

Jenis Tulang	Tulang Kortikal	<i>Tulang Cancellous</i>
Kuat Tekan (MPa)	130-180	4-12
Kekuatan flexural (MPa)	135-193	NA (<i>not available</i>)
Kekuatan Tarik (MPa)	50-150	1-5
Modulus (MPa)	12-18	0,1-0,5
<i>Porosity</i> (%)	5-13	30-90

Nilai densitas dari matriks tulang adalah $2,2 \text{ g/cm}^3$ (Zioupos, 2008). Nilai porositas tulang *cortical* mendekati 5%-30%



sedangkan untuk tulang *cancellous* mendekati antara 30%-90% (Zioupos, 2008). *Engineer-engineer* bidang material banyak yang mempelajari tulang karena strukturnya yang unik dan juga sifat mekaniknya (Olszta *et al.* 2007).

2.1.1. Kandungan Mineral dalam Tulang

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

A. Zink (Zn)

Zink adalah mikromineral yang ada di mana-mana dalam jaringan manusia/hewan dan terlibat dalam fungsi berbagai enzim dalam proses metabolisme. Tubuh manusia dewasa mengandung 2 - 2,5 gram seng. Tiga perempat dari jumlah tersebut berada dalam tulang dan memiliki mobilitas sangat lambat. Seng terlibat pada lebih dari 90 enzim yang hubungannya dengan metabolisme karbohidrat dan energi, degradasi/sintesis protein, sintesis asam nukleat, biosintesis heme, transpor CO₂ (anhidrase karbonik) dan reaksi-reaksi lain. Karena banyaknya enzim yang mengandung seng, maka pada keadaan defisiensi seng, reaksi biokimia dimana enzim-seng berperan akan terganggu, seperti kecepatan pertumbuhan menurun, nafsu makan dan asupan makanan menurun, gangguan sistem kekebalan tubuh, perlambatan pematangan seksual dan impotensi (Almatsier, 2001).

B. Magnesium (Mg)

Magnesium, seperti halnya Fosfor, tersedia dalam banyak makanan sehingga sehari-hari manusia 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 yang berguna sebagai unsur multiguna, berperan dalam pengeluaran enzim untuk membantu otot jantung mengendur ketika denyut jantung melambat. Magnesium adalah elektrolit yang penting, fungsinya membantu mengendalikan apa yang masuk dan keluar melalui 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).

C. Besi (Fe)

Besi adalah unsur esensial yang berperan sebagai energi oksidatif pada metabolisme di hampir keseluruhan spesies. Pada manusia, besi adalah komponen esensial pada pengangkutan oksigen hemoglobin (Ganz, 2007). Banyak organ dalam tubuh manusia menunjukkan perubahan morfologi, fisiologi, dan biokimia akibat kekurangan konsentrasi zat besi dalam tubuh. Kekurangan zat besi dikaitkan dengan perubahan proses metabolisme (Beard & Tobin, 2000). Kandungan zat besi dalam tubuh sangat penting. Bahkan dibandingkan dengan defisiensi Zink, penurunan kolagen (akibat penurunan asupan zat besi) lebih berpotensi menyebabkan kekuatan tulang menurun (Harris, 2003). Hal tersebut dibuktikan dengan hasil penelitian pada tikus betina, bahwa kekurangan zat besi mengakibatkan pengurangan massa dan volume tulang. Dan lagi, baru-baru ini juga ditemukan bahwa kekurangan zat besi jangka panjang dapat mengubah massa tulang dan struktur tulang dalam tubuh tikus betina (Harris, 2003).

2.1.2. Patah Tulang (Fraktur)

Pendapat beberapa ahli, terputusnya kontinuitas tulang yang ditentukan sesuai jenis dan luasnya itu adalah definisi dari fraktur. Penyebabnya bisa terjadi jika tulang dikenai stress yang lebih



besar dari yang dapat diabsorbsinya (Brunner & Suddarth, 2002). Fraktur atau patah tulang juga didefinisikan sebagai terputusnya kontinuitas jaringan tulang dan/atau tulang rawan yang umumnya disebabkan oleh rudapaksa (Sjamsulhidajat, 2005). Di Indonesia sendiri, yang diwakili oleh data pada tahun 2009 di Lampung tercatat 5480 kasus bedah fraktur dimana terdapat fraktur femur 1973 kasus (36 %), fraktur cruris 2630 kasus (48 %) dan fraktur Humerus 877 kasus (16 %) (Profil Dinas Kesehatan Provinsi Lampung, 2009). 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.

Penanggulangan patah tulang secara garis besar mengikuti prinsip pengobatan kedokteran pada umumnya, yang mengutamakan jangan sampai mencederai dan/atau memberi cedera tambahan pada pasien akibat tindakan yang salah dan/atau berlebihan. 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 (Sjamsulhidajat, 2005).

2.2. 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 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 yang baik terkait kriteria pembebanan, serta gerak mekanik yang dimiliki tulang. Faktor-faktor tersebut akan memengaruhi kecepatan dari pertumbuhan



tulang dan peluruhan *scaffold* (Saito, 2011). Pada *orthopedic device* seperti *scaffold*, *plate*, *bone screw*, dll biasanya terbuat dari logam *non-biodegradable*. *Bone screw* digunakan untuk menjaga *scaffold* agar tetap berada pada posisinya dan tidak bergerak sehingga dapat mempertahankan bentuk tulang seperti yang diinginkan. Hingga saat ini penggunaan material *non-biodegradable* (berupa logam dan juga polimer yang tak mampu diserap tubuh) 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. Untuk itulah diperlukan adanya solusi bahan yang *biodegradable* untuk menjawab risiko-risiko tersebut.

2.2.1 Syarat-syarat material implan

Material implan harus memenuhi beberapa persyaratan antara lain: (a) persyaratan biologis meliputi sifat non toksik, non karsinogenik, tidak menyebabkan alergi atau respon inflamasi berkelanjutan (*prolonged inflammatory respons*), (b) Sifat kimiawi: inert dan resisten terhadap korosi (c) Sifat mekanis: tetap kuat menahan gaya tekan pada waktu implan diproduksi dan saat penanaman, resisten terhadap *fatigue failure* (d) Sifat lain: dapat dilakukan sterilisasi, bernilai ekonomis, mudah penggunaannya, (e) mempunyai tingkat biokompatibilitas tinggi (Dee *et al*, 2002).

Implan *biodegradable* ini diharapkan mampu bergabung dengan tulang yang patah dan menahannya sampai tulang tumbuh kembali, kemudian terdegradasi dan digantikan oleh jaringan tulang baru (Hermawan dan Mantovani, 2010). Implan *biodegradable* diharapkan memiliki porositas (material berporos). Hal ini karena adanya pori dapat memberikan ruang yang cukup untuk migrasi dan pertumbuhan sel serta memudahkan *transport* nutrisi dan produk buangan. Secara umum ukuran minimal diameter penghubung pori bagian dalam adalah 100 μ m (Liao dkk, 2002). Serta nilai porositas yang dimiliki tulang kortikal



mendekati 5-30% sedangkan tulang *cancellous* mendekati antara 30-90% (Zioupos, 2008).

Implan *biodegradable* diharapkan berada di keseimbangan antara kekuatan mekanik dan laju degradasinya (Hermawan dan Mantovani, 2010). Hal yang perlu diketahui bahwa proses penyembuhan tulang dan implant mencapai stabilitas yang baik memerlukan waktu 6 bulan. Waktu tersebut untuk membuat implant akan bereaksi atau teresorpsi dan terjadi jaringan penyembuhan serta pembentukan tulang baru. Resorpsi normal adalah 1,5 mm/tahun, sedangkan untuk memelihara dan menjaga stabilitas oseintegritas resorpsi maksimal sebesar 0,2 mm/tahun (Hermawan dan Mantovani, 2010).

2.2.2. Komposisi serta pemilihan material Implant Tulang

2.2.2.1. Logam

Material implan yang pertama kali digunakan sebagai implan adalah Baja tahan karat (*stainless steel*). Logam ini jenisnya sama dengan yang digunakan di bedah ortopedik. Tipe 316L merupakan material yang paling umum digunakan untuk material implan. Tipe 316L merupakan paduan logam besi dan karbon (L tanda atau singkatan *low carbon*) dengan 18% kromium yang memberikan ketahanan terhadap korosi dan 8% nikel memberikan stabilitas struktur partikel baja. Jenis paduan lain adalah CoCr *alloy* terdiri atas kobalt (65%) dan chromium (30%) dengan unsur karbon dalam jumlah kecil. Kedua paduan ini sangat keras, kaku (*stiff*), kuat dan ketahanan terhadap korosi sangat baik.

Titanium juga digunakan sebagai bahan implan logam, sebagai contoh Titanium komersial (*commercial pure Ti, cpTi*) yang mengandung 99,75% Ti atau bentuk *alloy* titanium dengan aluminium (6%) dan vanadium (4%). Paduan titanium lainnya mengandung zirconium dan niobium tetapi penggunaannya belum meluas. Titanium mempunyai sifat kuat, resisten terhadap korosi dan ringan. Resistensi terhadap korosi dari titanium disebabkan adanya pembentukan oksida permukaan dalam bentuk lapisan



tipis (*film*) dan mengakibatkan permukaan menjadi pasif seperti *passivating* pada baja dan baja tahan karat. Disamping itu oksida permukaan ini menyebabkan tingkat biokompatibilitas bahan titanium tinggi dan terbaik sebagai bahan implan.

2.2.2.2. Keramik

Material keramik yang digunakan sebagai implan diklasifikasikan menjadi 2 kelompok: non reaktif dan bioaktif. Implan keramik non reaktif contohnya aluminium oksida dan saphir mempunyai sifat dapat ditoleransi oleh jaringan tulang. Sifat kekerasan, kekakuan dan kekuatannya tinggi. Ketahanan terhadap fraktur rendah terutama bila dikenai perlakuan pembengkakan.

Material keramik bioaktif mempunyai sifat bereaksi dengan jaringan tulang. Reaksi ini menghasilkan hidroksiapatit atau senyawa kalsium fosfat pada permukaan tulang. Reaksi ini pula yang membentuk ikatan kimia antara implan dengan tulang baru. Keramik bioaktif lainnya berupa kalsium fosfat non kristalin atau amorf. Senyawa ini merupakan *precursor* dalam pembentukan struktur apatit yang stabil. Kalsium fosfat amorf mudah larut dalam *caftan* dan mudah untuk diresorbsi oleh tulang. Aplikasi klinis kalsium fosfat amorf dapat digunakan sebagai semen tulang yang diletakkan disisi implan dengan cara injeksi, bila telah mengeras menyebabkan implan stabil, yang kemudian selanjutnya akan diresorbsi dan diganti dengan tulang baru

Bioaktif keramik yang lain dikenal sebagai *Bioglass*, mengandung kalsium, sodium, oksida fosfor, mempunyai sifat seperti hidroksiapatit. Reaksi pada permukaan implan sangat kompleks dengan melibatkan disolusi ionik dan perubahan komposisi mengakibatkan lingkungan yang baik untuk adhesi dan pertumbuhan tulang baru.

2.2.2.3. Logam terlapis

Paduan dapat ditingkatkan ikatannya dengan tulang dengan cara pemberian pelapisan permukaan (*surface coating*)



menggunakan bahan kalsium fosfat, tri kalsium fosfat atau hidroksi apatit. Desain ini mempunyai keuntungan antara lain struktur komponen implan menjadi *rigid, high strength metal*, dengan karakteristik kekuatan fraktur sangat tinggi. Aplikasi pelapisan ini juga meningkatkan pembentukan ikatan *interface* implan-tulang dan meningkatkan kekuatan serta stabilitas implan (Alvarado J dkk,2003). Tabel 2.2 memperlihatkan perbandingan logam biomaterial dari berbagai bahan.



Tabel 2. 2 Perbandingan Jenis Material Pada Biomaterial (Park,2007)

Material	Keuntungan	Kelemahan	Contoh
Logam (Ti dan paduannya, paduan Co–Cr, Au, Ag, stainless steels, dll.)	Kuat, tangguh, dan ulet	dapat terkorosi, padat (densitas tinggi)	<i>Prostetik orthopedi, alat-alat bedah, dental root implant</i>
Keramik (alumina zirconia, kalsium phosphate yang mengandung hydroxyapatite, karbon)	Sifat biokompatibilitas tinggi	Getas, lemah pada tegangan tarik.	<i>Dental implant, crown implant, fill bone</i>
Komposit (karbon–karbon, wire- or fiber-reinforced bone cement)	Kuat, sifat bervariasi	sulit dibuat	<i>Bone cement, dental resin</i>

2.2.3 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 kegunaannya 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 tulang lunak (*cancellous bone*). Selain itu, bahan *biodegradable* tidak perlu diambil dari dalam tubuh setelah diimplan. Karena yang terjadi adalah seiring dengan pertumbuhan jaringan tulang, maka bahan implan *biodegradable* 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 (sendi) 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. Satuan tersebut bisa berupa *degradation rate* yang merupakan rasio dari pengurangan dimensi dengan waktu tertentu. Seperti contohnya mm/tahun atau cm/hari, dll (Guo dkk,2012). Akan tetapi, berdasarkan perhitungan grafik dari sumber-sumber yang menjadi acuan, 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

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

PD/T menggambarkan pengurangan dimensi pertahun, r_1 adalah nilai *degradation rate* dalam gram/hari, dan ρ mewakili densitas dari material dalam gram/cm^3 , dimana ketika kita hubungkan dengan satuan pertahun, maka 365 adalah asumsi hari dalam satu tahun(non kabisat). Sehingga satuan dari hasil PD/T adalah cm/tahun.

Dari penelitian-penelitian sebelumnya paduan-paduan logam yang bisa dijadikan bahan implan *biodegradable* antara lain paduan Mg-Ca (Lestari,2015), Fe-Mn-C (Hakim,2012), Mg-Mn



(Yang,2016), Fe-Mg, Fe-CNT (Orinakova,2013), Mg-Zn-Sr (Liu,2014), dll. Sintesis paduan *biodegradable* baik *iron-based* maupun *magnesium-based* berdasarkan penelitian-penelitian sebelumnya lebih umum difabrikasi melalui metode *casting* (pegecoran), tetapi saat ini banyak dipelajari proses fabrikasi *biodegradable* material menggunakan metode metalurgi serbuk (Hakim, 2012).

2.3. Metalurgi Serbuk

Proses Fabrikasi yang banyak digunakan untuk sintesis paduan *biodegradable* ada dua yaitu proses *casting* dan proses Metalurgi Serbuk. Proses *Casting* adalah proses pembuatan benda dari bahan logam atau *alloy* (logam campuran) dengan cara mencairkan logam tersebut kemudian menuangkannya atau mensentrifugasikannya ke dalam cetakan (*Mould Chamber*) yang sudah dipersiapkan sebelumnya. Dalam hal ini logam dicairkan dengan cara pemanasan (peleburan) dan dengan tekanan, logam cair tersebut didorong masuk ke dalam *mould chamber*. Maka terbentuklah benda dari logam yang berbentuk sesuai dengan cetakan (Harty dan Ogston, 1995). Kekurangannya metode pengecoran menghasilkan spesimen yang padat dan sedikit poros, dan hal inilah yang bisa diatasi dengan metode metalurgi serbuk, di penelitian ini lebih banyak akan menjelaskan terkait proses 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 penekanan. Proses ini dapat disertai pemanasan akan tetapi suhu harus berada dibawah titik cair serbuk. Pemanasan selama proses penekanan atau sesudah penekanan yang dikenal dengan istilah *sinter* menghasilkan pengikatan partikel halus. Dengan demikian kekuatan dan sifat-sifat fisis lainnya meningkat. Produk hasil metalurgi serbuk dapat terdiri dari produk campuran serbuk berbagai logam atau dapat pula terdiri dari campuran bahan bukan logam untuk meningkatkan ikatan partikel dan mutu benda jadi



secara keseluruhan. (Sinha,1976).

Kelebihan dari metalurgi serbuk adalah:

1. Dapat menggunakan banyak jenis material
2. Dapat mempertahankan kemurnian unsur-unsur produk dengan mengontrol proses dan variabel yang digunakan.
3. Ekonomis dan akurasi ukuran sampel yang tinggi. Permukaan sampel juga halus.
4. Mampu untuk membentuk ukuran produk yang kompleks dan kecil.
5. Mempunyai kemampuan untuk memproduksi paduan yang baru karena kebebasan dalam jumlah komposisi dari logam dan non logam dimana hal tersebut tidak didapatkan dengan metode normal.

Langkah-langkah dasar pada powder metallurgy:

1. Pembuatan Serbuk.
2. *Mixing*.
3. *Compaction*.
4. Sintering.
5. *Finishing*.

2.3.1. Pembuatan serbuk

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

1. *Decomposition*, terjadi pada material yang berisikan elemen logam. Material akan menguraikan/memisahkan elemen-elemennya jika dipanaskan pada temperatur yang cukup tinggi. Proses ini melibatkan dua reaktan, yaitu senyawa metal dan *reducing agent*. Kedua reaktan mungkin berwujud *solid, liquid, atau gas*.

2. *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-butiran kecil.



3. *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 *electrolitic* deposit berbentuk dendritik.

4. *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, antimoni, paduan logam yang relatif keras dan *brittle*, dan keramik.

2.3.2. *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 strenght* seperti *wax* atau polimer termoplastik.

2.3.3. *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*). *Cold compaction* yaitu memadatkan serbuk pada tempetatur ruang dengan 100-900 Mpa untuk menghasilkan *green body*.

Proses *cold pressing* terdapat beberapa macam antara lain:

1. *Die Pressing*, yaitu penekanan yang dilakukan pada cetakan yang berisi serbuk,
2. *Cold isotactic pressing*, yaitu penekanan pada serbuk pada temperature kamar yang memiliki tekanan yang sama dari



setiap arah,

3. *Rolling*, yaitu penekanan pada serbuk metal dengan memakai *rolling mill*.

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 difusi dapat terjadi pada saat dilakukan proses *sintering*. Bentuk benda yang dikeluarkan dari *pressing* disebut sebagai bahan kompak mentah, telah menyerupai produk akhir, akan tetapi kekuatannya masih rendah. Kekuatan akhir bahan diperoleh setelah proses *sintering*.

2.3.4. 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 kata 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 terbentuknya lapisan oksida pada permukaan selama proses sinter.

2.3.5. Space Holder Method

Salah satu metode pada proses metalurgi serbuk adalah



space holder particle method, metode ini digunakan untuk menghasilkan struktur berporos. Metode ini meliputi pencampuran serbuk matrix paduan dengan serbuk *spacer particle* kemudian serbuk di kompakasi, ketiga menghilangkan *spacer particle* bisa melalui sintering ataupun dilarutkan pada larutan tertentu setelah proses sintering (Arifvianto dkk, 2014). Syarat-syarat material *spacer particle* antara lain:

- a. Biokompatibilitas dan tidak menyebabkan cytotoksisitas.
- b. Memiliki stabilitas kimia.
- c. Memiliki kemampuan untuk dihilangkan.
- d. Sifat mekanik.

Tabel 2. 3 *Space Holding Particle* Untuk Aplikasi *Biomedical Metallic Material* (Arifvianto dkk, 2014)

Material Spacer Holder	Alasan Pemilihan
<i>Ammonium hydrogen carbonate</i>	temperatur dekomposisi rendah
<i>Carbamide</i>	Kelarutan dalam air tinggi
<i>Saccharose</i>	Terlarut didalam air, <i>biocompatible</i>
<i>Sodium chloride</i>	Terlarut didalam air, <i>biocompatible</i>
Magnesium	<i>Biocompatible</i> , sifat mekanik yang bagus
<i>Steel</i>	Sifat mekanik yang bagus

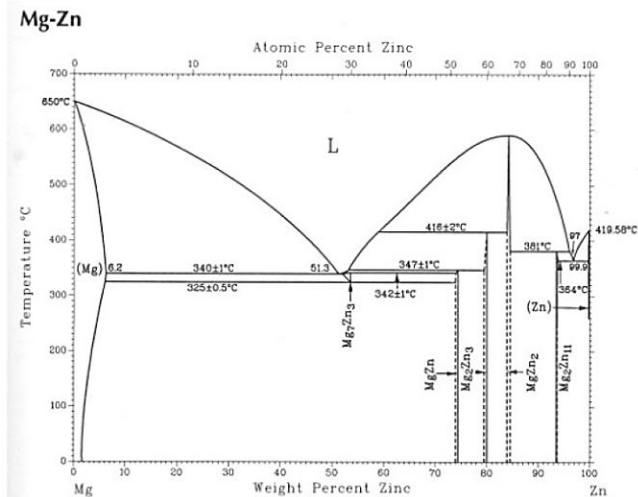
Didalam penelitian ini menggunakan NaCl sebagai *spacer* partikel dan diharapkan bisa menghasilkan poros yang optimum. Penggunaan NaCl didasarkan karena base paduan yang digunakan pada penelitian ini adalah magnesium, sehingga NaCl digunakan sebagai *spacer* partikel agar tidak bereaksi dengan magnesium base, serta pelarutannya yang mudah dan tidak meninggalkan sisa yaitu dilarutkan didalam air.



2.4. Diagram Fasa Biner Masing-masing Unsur dalam Paduan

2.4.1. Diagram Fasa Mg-Zn

Pada diagram fasa Mg-Zn ini menunjukkan data temperatur pembentukan fasa-fasa dari paduan seng dan Magnesium. Di diagram fasa ini ditemukan senyawa intermetallic yaitu $MgZn_2$ yang titik leburnya 868 K, senyawa ini terbentuk dari reaksi eutektik Zn murni pada 97wt% Zn di temperature 641 K. rentang temperatur stabil paduan MgZn adalah dari 366K-608K. Pada Sintesis bahan *biodegradable* di penelitian ini persentase yang digunakan adalah 10% Zn, dari diagram fasa (gambar 2.2) terlihat bahwa paduan tersebut terletak pada *range* MgZn.

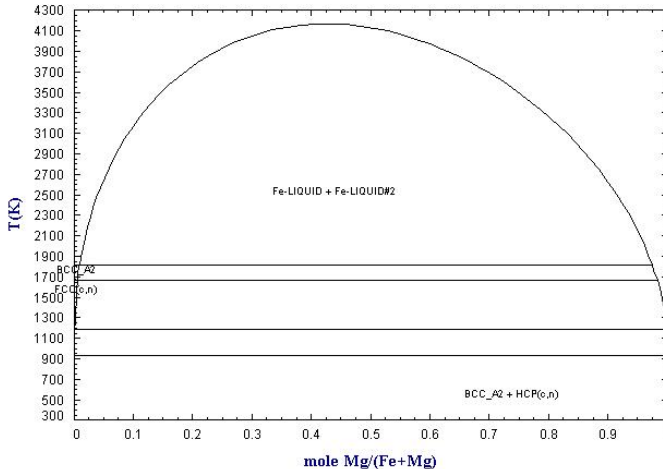


Gambar 2. 2 Diagram Fasa biner Mg-Zn (Avedesian, 1999)



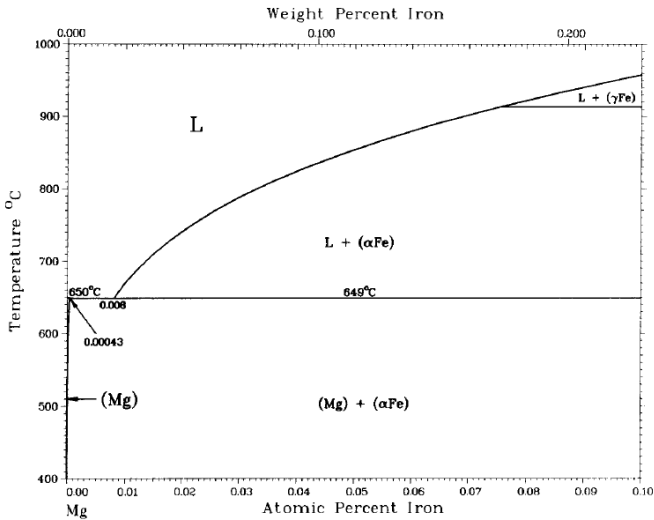
2.4.2. Diagram Fasa Mg-Fe

Diagram fasa Mg-Fe berikut menunjukkan kumpulan data fasa dan temperatur dari paduan Besi dan Magnesium dalam bentuk kurva. Secara keseluruhan dapat dilihat dari gambar 2.3.

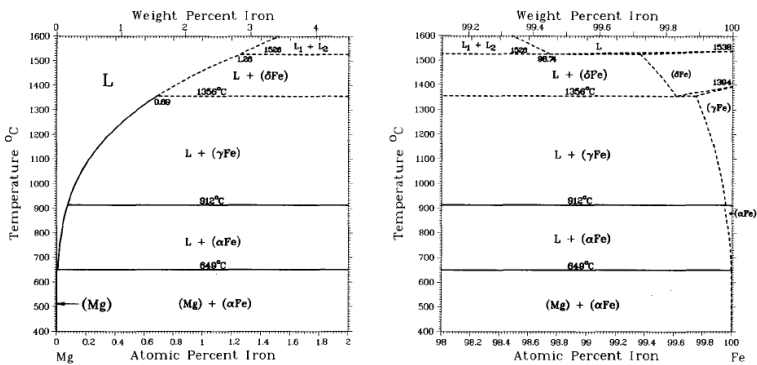


Gambar 2. 3 Diagram Fasa biner Mg-Fe (Bale,2009)

pada gambar tidak terlihat jelas temperatur *melting* dari masing-masing unsur tersebut, hanya menunjukkan temperatur melting keseluruhan. Temperatur *melting* paduan tersebut terletak pada temperatur $\pm 1800\text{K}$ (atau sekitar 1527°C). Akan tetapi yang lebih difokuskan dari aplikasi paduan ini adalah pada fasa yang terletak di area kaya Magnesium (Mg) dan area kaya Besi (Fe), potongan diagram fasa tersebut ditunjukkan oleh gambar 2.4 dan 2.5.



Gambar 2. 4 Diagram Fasa biner Mg-Fe pada area kaya Mg hingga prosentase 0,1% Fe (Eb-Hashemi et al, 1985)



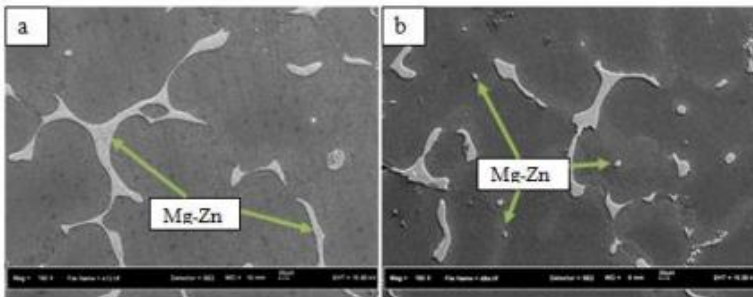
Gambar 2. 5 Diagram Fasa biner Mg-Fe pada area kaya Mg (kiri) dan area kaya Fe (kanan) beserta fasa pada masing-masing temperatur (Eb-Hashemi et al, 1985)



2.5. Penelitian Sebelumnya

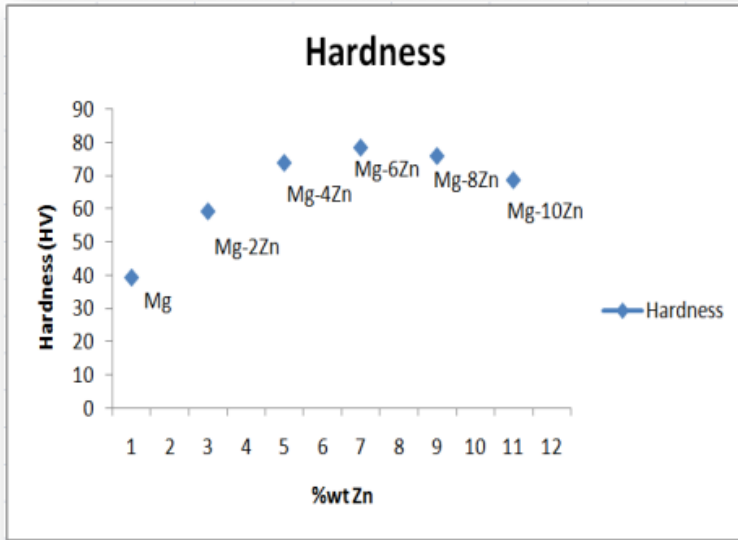
Yusop dkk, tahun 2012 melakukan penelitian pembuatan *porous biodegradable scaffolds* dengan material utama Magnesium yang dibuat dengan metode *solid free-form process* dengan didesain terlebih dahulu didalam CAD kemudian dilakukan pencetakan, penelitian ini menggunakan variabel pengaturan jumlah poros dan ukuran poros. Dari penelitian tersebut dihasilkan bahwa pada *scaffold* magnesium terdapat 72 sampai 76% porositas dengan ukuran poros berada antara 10-1000 μm .

Abdulmalik pada tahun 2012 dalam penelitiannya menunjukkan pengaruh konten Zn dalam Mg diatas 7wt% . 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, Abdulmalik juga membahas mengenai kekerasan dari paduan Mg – Zn. 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)

Selain itu, Tahmasebifar dkk pada tahun 2014 melakukan penelitian fabrikasi implant dengan permukaan poros dalam ukuran mikro menggunakan serbuk magnesium AZ91 melalui metode metalurgi serbuk untuk mengetahui tekanan, temperatur sintering, dan waktu holding yang optimum terhadap porositas dan kekuatan material implant yang didapat. Dari penelitian tersebut didapatkan hasil porositas menurun seiring meningkatnya tekanan kompaksi dan tidak terlalu berpengaruh akibat temperatur sintering, dan disarankan saat kompaksi temperatur yang digunakan lebih dari 100°C agar memastikan ikatan antar serbuk Mg menjadi lebih kuat.

Pada tahun 2013, Capek dkk melakukan penelitian untuk mengetahui pengaruh kondisi sintering terhadap struktur mikro dan sifat mekanik dari magnesium *porous*, material yang



digunakan adalah magnesium berporos dengan ukuran 24-29% kemudian ditambahkan dengan ammonium bikarbonat fabrikasi dilakukan dengan menggunakan metode metalurgi serbuk dengan variabel kemurnian gas argon yang digunakan saat sintering dan waktu sintering. Dari penelitian tersebut didapatkan kemurnian gas argon berperan aktif saat melewati waktu sintering 6 jam, waktu sintering meningkatkan difusi koneksi antara partikel magnesium sehingga meningkatkan sifat mekanik dari sampel.

Pada tahun sebelumnya Capek dkk, juga melakukan penelitian untuk mengetahui sifat dari magnesium base yang dibuat menggunakan metode metalurgi serbuk. Menggunakan material magnesium dengan variasi penambahan ammonium bikarbonat dan dihasilkan bahwa jumlah penambahan ammonium bikarbonat berpengaruh terhadap porositas, Material dengan porositas mencapai 28% volume memiliki kekuatan yang lebih besar dibandingkan *non-metallic* biomaterial dan tulang asli. Tapi ketahanan korosi menurun.

Baru-baru ini, Cheng dkk melakukan penelitian pembuatan implan mampu luruh dari *base* magnesium, metode yang digunakan adalah metode titanium *wire space holder* (TWSH) dengan material utama *High purity* Mg ingots, penelitian ini menunjukkan bahwa metode tersebut dapat dengan mudah dilakukan untuk mengendalikan jumlah dan ukuran poros serta mengendalikan kekuatan mekaniknya.

Dari penelitian penelitian sebelumnya dapat dilihat bahwa fabrikasi *biodegradable* material dengan pengendalian porositas dapat dilakukan dengan berbagai cara. Dalam penelitian ini akan digunakan paduan Mg-Fe-Zn untuk mendapatkan material *biodegradable* implan tulang dengan metode metalurgi serbuk. Penambahan unsur Zn diharapkan dapat meningkatkan ketahanan korosi yang dimiliki material, dan penambahan Fe diharapkan meningkatkan kekuatan material serta memberikan sifat mudah luruh yang dibutuhkan implan *biodegradable*. Selain itu penambahan unsur tersebut dikarenakan unsur Zn dibutuhkan dalam tubuh hampir dalam 90 kerja enzim dalam tubuh, dan



unsur Fe dalam tubuh juga berguna untuk pengangkutan oksigen hemoglobin. Serta ditambahkan *leaching agent* NaCl sebagai *spacer* partikel yang bertujuan untuk menghasilkan poros pada paduan Mg-fe-Zn. Dalam penelitian ini dilakukan analisa pengaruh variasi penambahan *leaching agent* NaCl sebagai *Spacer particle* 5,10,15% serta variasi ukuran serbuk NaCl 150,180,212 μ m terhadap sifat mekanik, morfologi, ketahanan korosi dan kemampuan luruh dari material *biodegradable*.

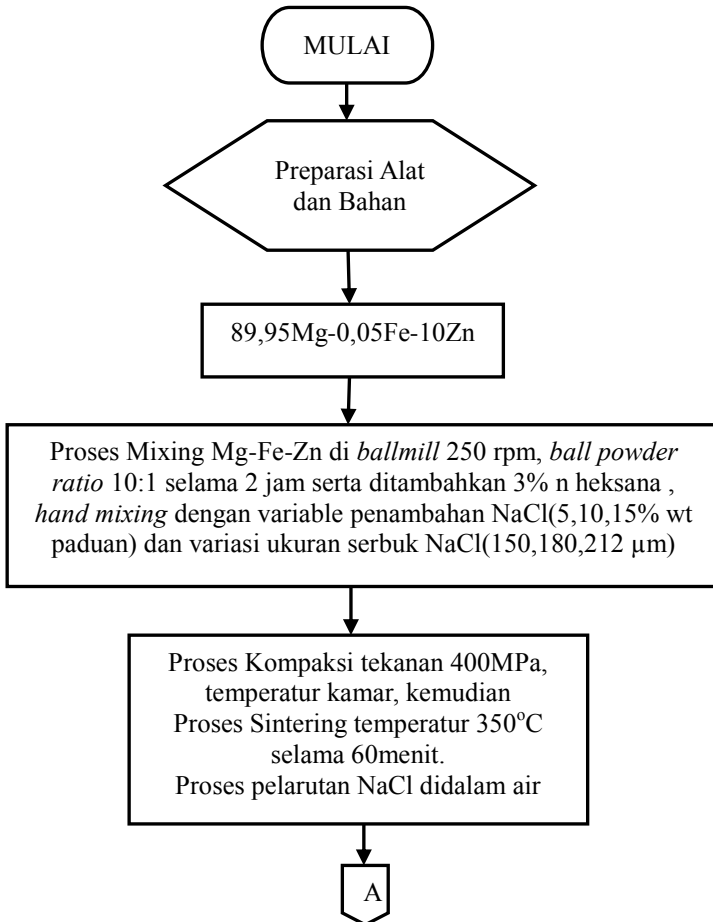


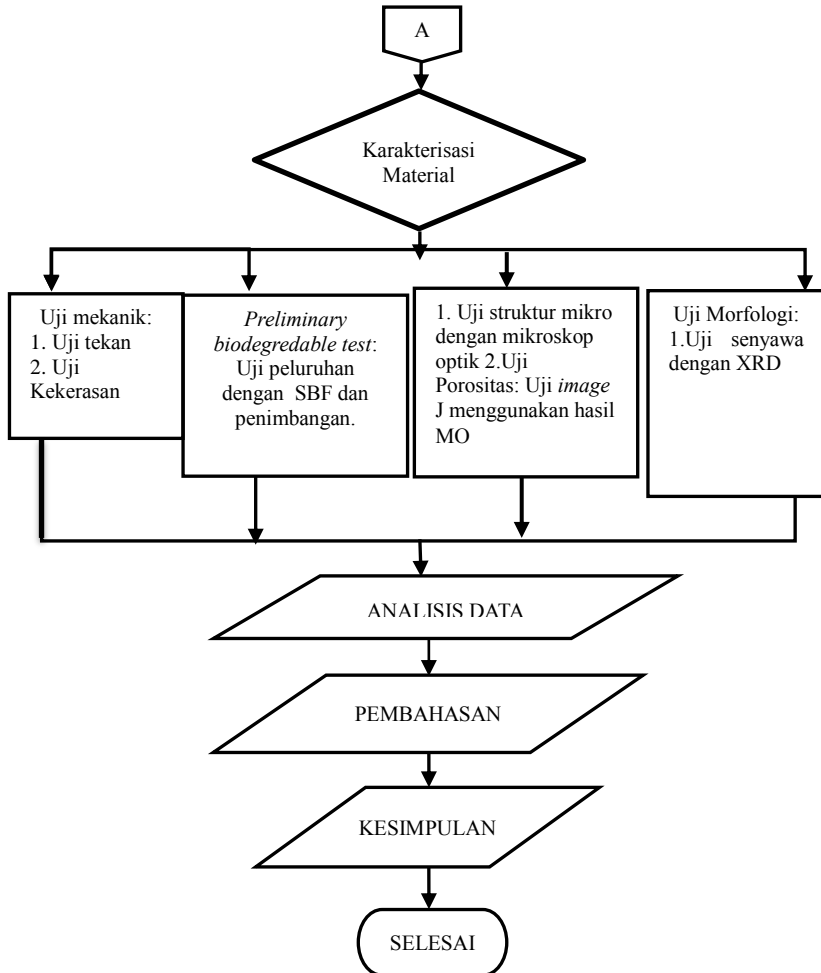
(halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB III METODE PENELITIAN

3.1. Diagram Alir Penelitian

Berikut adalah diagram alir untuk penelitian sintesis *biodegradable material* menggunakan paduan Mg-Fe-Zn untuk aplikasi *orthopedic devices*.





Gambar 3. 1 Diagram Alir Penelitian



3.2. Bahan dan Alat Penelitian

3.2.1. Bahan-bahan Penelitian

Bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain:

1. Magnesium powder (grignard, $\geq 99\%$, Merck)
2. Zink powder ($\geq 95\%$, Merck)
3. Besi powder (extra pure, $\geq 99\%$, SAP chemical)
4. NaCl (powder, Merck 99,5%)
5. Larutan *Phospate Buffer Saline* sebagai *Solution Body Fluid*
Larutan *Phospate buffer saline* adalah larutan penyangga yang biasa digunakan dalam penelitian biologi, digunakan untuk menjaga agar pH tetap konstan. Umumnya pH 7,4 dijaga agar konstan, kemampuan Osmolaritas dan konsentrasi ion larutan ini cocok dengan tubuh manusia. Bahan-bahan penyusunnya ada Natrium Klorida (NaCl), sodium pospat (KCl), Potasium Klorida (Na_2HPO_4), Potasium Pospat (KH_2PO_4) (Peggy, 2008).

3.2.2 Alat Penelitian

Alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini antara lain:

1. *Furnace*
2. Pengayakan (*vibrating Screener*)
3. Ball milling
4. Mesin kompaksi
5. Inkubator penjaga temperatur
6. *Universal Hardness Testing Machine*
7. *Universal Mechanical Compressive Properties Test Machine*
8. XRD
9. Mikroskop Elektron
10. Timbangan digital
11. Mesin *Metal Polish*
12. Software *Image J*

3.3. Prosedur Pelaksanaan Penelitian

Berikut adalah prosedur pelaksanaan penelitian sintesis *biodegradable material* menggunakan paduan Mg-Fe-Zn untuk



aplikasi *orthopedic devices*:

1. Pengumpulan sumber (buku, jurnal, diktat, dll) sebagai acuan penelitian.
2. Mempersiapkan alat dan bahan penelitian dengan mempertimbangkan metode yang digunakan, yaitu Metalurgi Serbuk
3. Membuat paduan yang terdiri dari campuran padatan Magnesium (Mg), Besi (Fe) dan Zink (Zn) sesuai dengan persentase berat yang diinginkan, yaitu 89,5Mg-0,05Fe-10Zn dilakukan *mixing* menggunakan *ballmilling* dengan kecepatan 250 rpm, *ball powder ratio* (bpr) 10:1 serta ditambahkan 3% larutan n-heksana di *ballmilling* selama 2 jam, kemudian dilakukan *hand mixing* dengan variabel penambahan serbuk NaCl(5,10,15 %wt paduan) dan ukuran serbuk NaCl (150,180,212 μm).
4. Melakukan *cold* kompaksi tekanan 400Mpa (temperature kamar).
5. Melakukan Sintering dengan menggunakan *horizontal furnace* hingga temperatur 350°C dan di-*holding* selama 60 menit, selama proses dialiri dengan gas argon.
6. Melakukan pelarutan *Spacer particle* NaCl pada sampel didalam air.
7. Melakukan preparasi sampel untuk pengujian *in vitro* dengan larutan *Phospate Buffer Saline* sebagai *Solution Body Fluid*, dengan rincian 3 spesimen direndam ke dalam SBF untuk ditimbang massanya setiap 4 hari sekali.
8. Melakukan preparasi sampel untuk pengujian morfologi, unsur, dan mekanik.
9. Melakukan pengujian sampel menggunakan XRD, uji tekan, uji kekerasan, dan uji struktur mikro menggunakan mikroskop elektron.
10. Melakukan pengujian porositas dengan menggunakan *software Image J*.
11. Menganalisis hasil pengujian.
12. Membuat kesimpulan dari hasil analisis.



3.4. Pengujian

3.4.1. X-Ray Diffraction (XRD)

Pengujian XRD dilakukan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi ITS. Menggunakan alat philip *Xpert pro analysis* dengan tujuan untuk mengidentifikasi senyawa yang terbentuk pada Mg akibat paduan unsur Fe dan Zn. Setelah mendapatkan grafik dari serangkaian pengujian menggunakan XRD maka selanjutnya akan diidentifikasi dengan bantuan *software* untuk mengetahui senyawa yang terbentuk pada material paduan. Dimensi spesimen yang digunakan untuk pengujian adalah silinder diameter 5mm dan tinggi 5mm, scan XRD dilakukan pada 2θ dari 10° sampai 80° .

3.4.2. Mechanical Compressive Properties Test

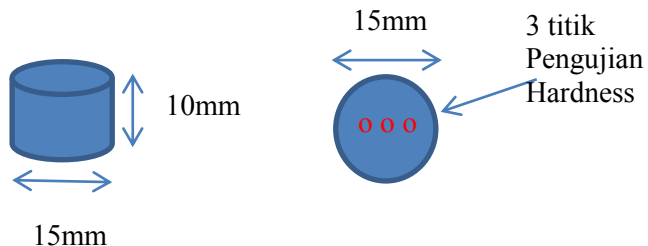
Uji sifat mekanik berupa uji tekan (*compressive test*) dilakukan di laboratorium Metalurgi JTMM, alat pengujian tekan terlihat pada Gambar 3.2. Dimensi sampel silinder dengan diameter 15mm menggunakan standar ASTM C39. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kekuatan tekan (*compressive strength*) dari sampel *biodegradable material* Mg-Fe-Zn, untuk selanjutnya dilakukan analisis dan perbandingan dengan kekuatan tekan *cancellous bone* manusia. Sehingga didapatkan data kuantitatif nilai kekuatan tekan dari *biodegradable material* Mg-Fe-Zn untuk aplikasi *orthopedic devices*.



Gambar 3. 2 Alat Uji Tekan

3.4.3. Hardness Test

Pengujian kekerasan pada sampel bertujuan untuk mengetahui sifat mekanik kekerasan dari *biodegradable material* yang dihasilkan dari proses penelitian ini. Sehingga dapat diketahui nilai kekerasan dari *biodegradable material* Mg-Fe-Zn. Pengujian kekerasan dilakukan di laboratorium Metalurgi, Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS. Pengujian menggunakan *mikro hardness vicker test* (alat pengujian terlihat pada Gambar 3.4) dengan ukuran spesimen silinder berdiameter 5-10mm , menggunakan standar ASTM E92-82 dengan beban 200g selama 10 detik. Dimensi dan titik-titik pengujian kekerasan terlihat pada Gambar 3.3.



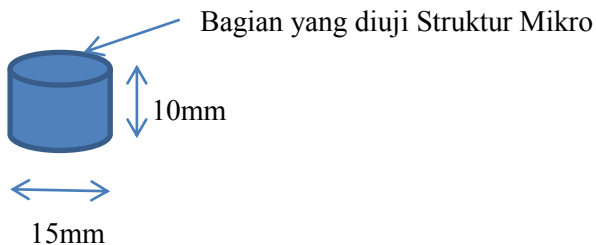
Gambar 3. 3 Dimensi Spesimen Pengujian *Hardness*



Gambar 3. 4 Alat Uji *Vickers Mikro Hardness*

3.4.4. Pengujian Struktur Mikro dengan Mikroskop Optik

Spesimen yang akan diuji, sebelumnya berukuran diameter 15mm dan tinggi 20 mm dipreparasi dengan melakukan pemotongan menjadi ukuran kecil, selanjutnya spesimen di-*grinding* hingga permukaannya halus, dan dilanjutkan pada tahap *polishing* spesimen, Pengujian struktur mikro dilakukan dengan menggunakan mikroskop optik Olympus BX51M-RF (Gambar 3.6), pengujian struktur mikro bertujuan untuk melihat *general structure* dalam paduan Mg-base. Dimensi spesimen terlihat pada Gambar 3.5.



Gambar 3. 5 Dimensi Spesimen Pengujian Struktur Mikro



Gambar 3. 6 Mikroskop Optik Olympus

3.4.5. Pengujian Weight Loss Menggunakan Timbangan Digital

Pada pengujian ini sebelumnya digunakan metode perendaman ke dalam *Solution Body Fluid* yang komposisinya telah diatur dan dikondisikan sesuai cairan tubuh selama beberapa minggu. Setiap 4 hari dilakukan penimbangan dengan repetisi 3 kali *sampling* pada masing-masing paduan. Pengujian ini berfungsi untuk mengetahui massa dan volume paduan yang berkurang dalam kurun waktu beberapa minggu perendaman.

3.4.6. Pengujian porositas menggunakan Software Image J

Pada pengujian ini menggunakan foto dari hasil mikroskop optik yang kemudian diidentifikasi menggunakan *software image J*, software ini bekerja dengan prinsip perbedaan warna dari bagian porositas dan bagian yang tidak terporositas dengan hanya terdapat 2 warna, software ini mampu menginterpretasikan ukuran dari porositas dengan menggunakan total luasan.

BAB IV

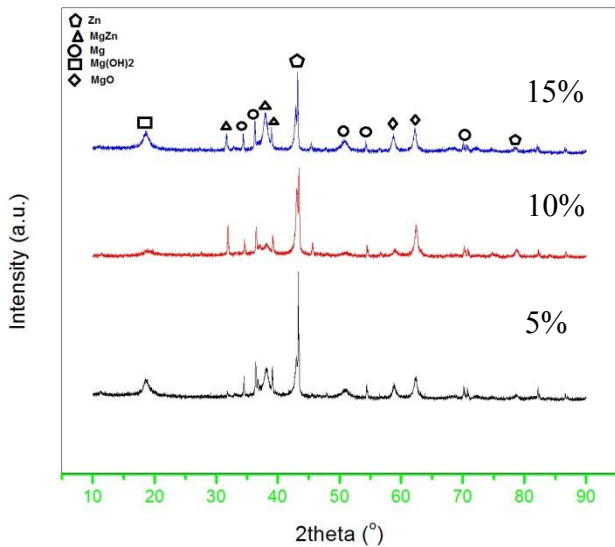
ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

Dari rangkaian penelitian yang telah dilakukan dengan mengikuti seluruh prosedur yang tercantum pada BAB III, diperoleh data-data sebagai berikut: senyawa yang terbentuk pada unsur yang berikatan dengan Mg akibat paduan unsur Fe dan Zn dengan uji XRD. Besar nilai prosentase porositas *biodegradable material* Mg-Fe-Zn dengan uji *software Image-J*. struktur mikro paduan Mg-Fe-Zn dai pengujian menggunakan mikroskop optik. Didapatkan nilai peluruhan dari *biodegradable material* Mg-Fe-Zn dari uji *weight loss*. Nilai *compressive strength* dari *biodegradable material* Mg-Fe-Zn dengan uji tekan, nilai kekerasan dari *biodegradable material* Mg-Fe-Zn dengan uji kekerasan menggunakan *microhardness*.

4.1 Hasil Pengujian XRD untuk Senyawa dalam Paduan Mg-Fe-Zn

Gambar 4.1 merupakan grafik hasil uji XRD pada paduan dengan pengaruh penambahan Komposisi NaCl. Dari ketiga paduan terlihat bahwa selain terdapat unsur Mg dan Zn, terbentuk 3 senyawa antara lain MgZn, Mg(OH)₂, dan MgO.

Senyawa MgO dan Mg(OH)₂ ini bisa bertindak sebagai lapisan pasif untuk mencegah terjadinya korosi (Renata dkk,2013) dengan menahan ion-ion unsur untuk bermigrasi sehingga menyebabkan reaksi kimia terjadi (Sankalp dkk,2016), lapisan tipis MgO pada permukaan ini terbentuk akibat oksidasi yang terjadi pada saat proses sintering (Capek dkk,2012).



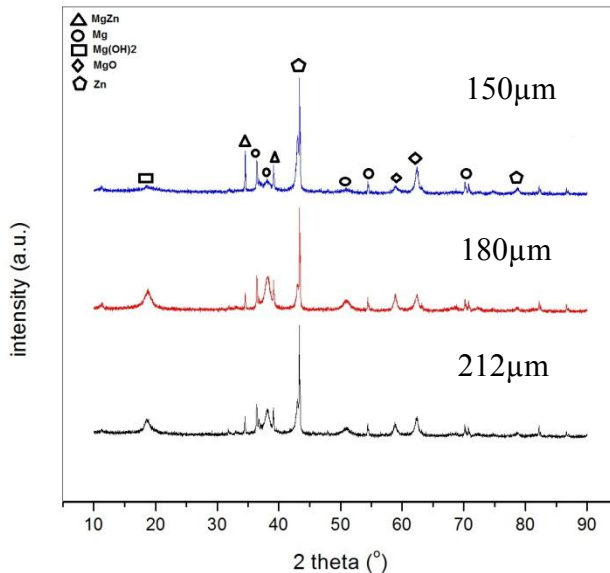
Gambar 4. 1 Pengaruh Komposisi NaCl Terhadap Pembentukan Fasa.

Dari Gambar 4.1 terlihat bahwa pengaruh penambahan komposisi NaCl menimbulkan perbedaan yang tidak terlalu signifikan terhadap senyawa MgO, Mg(OH)₂, dan MgZn. Lapisan pasif yang paling optimum didapatkan ketika penambahan NaCl 15%.

Pengaruh ukuran serbuk NaCl terhadap pembentukan senyawa terlihat pada Gambar 4.2. Dari gambar tersebut terlihat bahwa terjadi penurunan intensitas senyawa Mg(OH)₂ dan MgZn pada penambahan NaCl berukuran dibawah 180 μm . Sedangkan intensitas senyawa MgO meningkat dengan penambahan NaCl berukuran dibawah 180 μm . Lapisan pasif yang paling optimum adalah pada paduan dengan penambahan NaCl berukuran serbuk 180 μm (B05). fase MgZn terbentuk akibat penambahan



komposisi Zn dalam paduan adalah 10% Zn dimana itu melebihi batas *solubility* Zn didalam Mg jika dilihat pada diagram fasa yaitu 6,2wt% (Salleh dkk,2015) phase MgZn yang terbentuk ini meningkatkan kekuatan dan sifat tahan korosi paduan (Liu dkk,2014).



Gambar 4. 2 Pengaruh Ukuran serbuk NaCl Terhadap Pembentukan Fasa

4.2 Hasil Pengujian Struktur Mikro paduan Mg-Fe-Zn

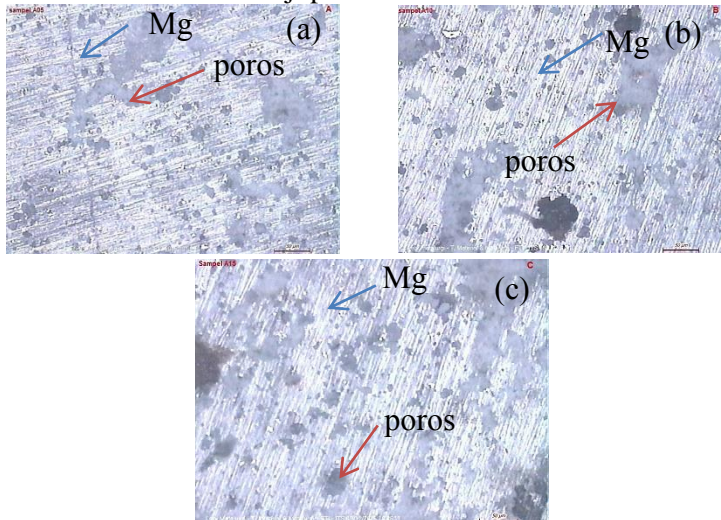
Untuk mengetahui porositas yang terbentuk dilakukan pengujian struktur mikro, didapatkan penampang berbeda-beda untuk jumlah poros yang terbentuk di masing-masing paduan seperti terlihat pada Gambar 4.3 dan Gambar 4.4. Pada gambar tersebut ditunjukkan penampang struktur mikro paduan Mg-Fe-Zn dengan perbesaran 5 kali, terlihat disetiap Paduan terdapat struktur magnesium dengan warnanya sedikit lebih terang, serta



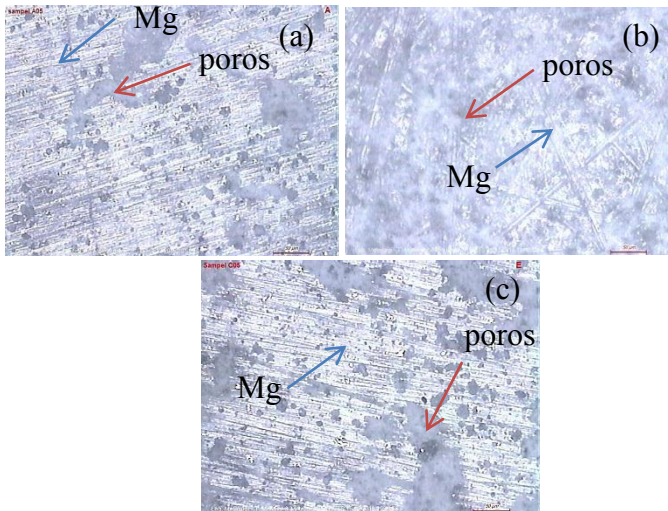
terlihat poros-poros. Perbedaan yang terlihat dari kelima sampel adalah pada jumlah poros yang terbentuk akibat dari pengaruh komposisi dan ukuran serbuk NaCl yang ditambahkan pada proses *mixing* sebagai *spacer* partikel.

Terlihat akibat penambahan komposisi NaCl yang paling banyak porosnya adalah paduan dengan penambahan 15% NaCl, hal ini sesuai dengan hasil penelitian Yusop, dkk (2012) yang menyebutkan bahwa penambahan NaCl sebagai *spacer partikel* dalam jumlah terbatas menghasilkan poros terhadap paduan berbasis Mg.

Paduan dengan ukuran serbuk 150 μm memiliki jumlah poros terbanyak, sesuai dengan penelitian Arifvianto (2014) menyatakan bahwa semakin kecil ukuran serbuk *leaching agent* maka *macropores* akan meningkat. Untuk perhitungan prosentase porositas dalam % area tersaji pada Tabel 4.1 dan Tabel 4.2



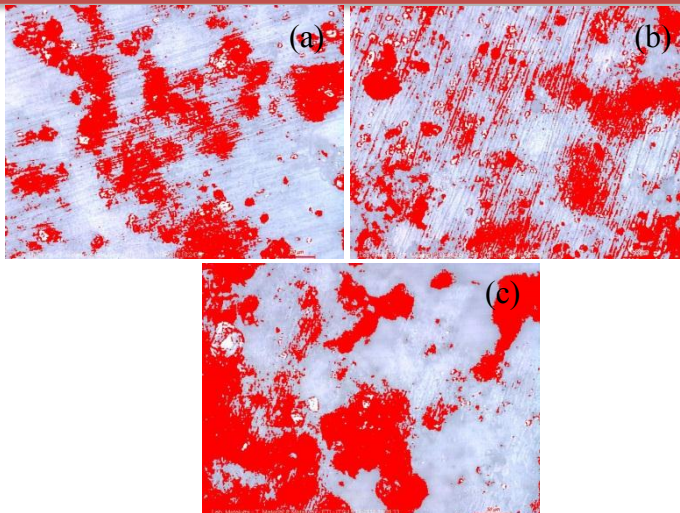
Gambar 4. 3 Pengaruh Komposisi NaCl Terhadap Struktur Mikro Paduan (a) 5% NaCl, (b) 10% NaCl, (c) 15% NaCl



Gambar 4. 4 Pengaruh Ukuran serbuk NaCl Terhadap Struktur Mikro Paduan Mg-Fe-Zn (a) 212 μm , (b) 180 μm , (c) 150 μm

4.3 Hasil Pengujian Porositas Menggunakan Software Image J

Uji porositas dilakukan dengan menggunakan *software image-j*, gambar yang dilakukan analisa porositasnya adalah gambar hasil uji metalografi perbesaran 10 kali. Berikut adalah gambar hasil analisa porositas dari gambar metalografi menggunakan *software Image-J* dengan porositas yang ditunjukkan dengan gambar yang berwarna merah, terlihat pada Gambar 4.5 dan Gambar 4.6



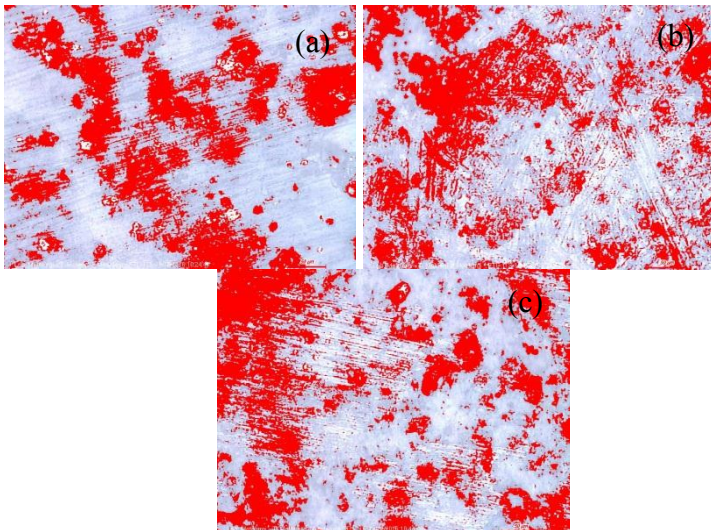
Gambar 4. 5 Pengaruh Komposisi NaCl Terhadap Porositas Menggunakan Software Image J (a) 5% NaCl, (b) 10% NaCl, (c) 15% NaCl

Terlihat bahwa penambahan komposisi *leaching agent* memberi pengaruh terhadap jumlah porositas yang dihasilkan (Arifvianto dkk, 2014). Dari Tabel 4.1 persen porositas terbesar terletak pada penambahan 15% NaCl yaitu sebesar 38,238% area, nilai tersebut sudah mendekati porositas tulang *cancellous* yaitu 30-90% (Zioupos, 2008). Hasil ini juga memiliki nilai lebih besar jika dibandingkan dengan paduan Mg-Zn tanpa penambahan *leaching agent*. Keberadaan porositas ini berpengaruh terhadap sifat mekanik dan laju degradasi.



Tabel 4. 1 Pengaruh Komposisi NaCl Terhadap Porositas.

No	Komposisi NaCl (%)	% Area
1	5	30,057
2	10	31,537
3	15	38,238



Gambar 4. 6 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl Terhadap Porositas Menggunakan Software Image J (a) 212µm, (b) 180µm, (c) 150µm

Tabel 4.2 menyajikan persen porositas yang terbentuk akibat pengaruh perbedaan ukuran serbuk *leaching agent*. Dari data tersebut terlihat bahwa porositas terbesar dihasilkan ketika penambahan *leaching agent* dengan ukuran serbuk 150µm sebesar 33,58% area. Hal ini menunjukkan bahwa semakin kecil ukuran serbuk maka jumlah porositas yang dihasilkan semakin banyak (Arifvianto dkk, 2014), nilai ini pun mendekati nilai porositas dari tulang *cancellous* manusia yaitu range 30-90%



(Zioupos, 2008).

Tabel 4. 2 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl terhadap porositas

No	Ukuran Serbuk (μm)	% Area
1	212	30,057
2	180	32,574
3	150	33,580

4.4 Hasil Pengujian *Weight loss* selama uji peluruhan *in vitro*

Dalam Penelitian ini dilakukan pengujian peluruhan untuk mengetahui laju peluruhan paduan Mg-Fe-Zn. Hasil pengujian peluruhan dengan variabel perbedaan komposisi *leaching agent* disajikan dalam Tabel 4.3 dan sedangkan hasil pengujian peluruhan dengan variabel perbedaan ukuran serbuk *leaching agent* disajikan dalam Tabel 4.4. Kemudian untuk grafik laju degradasi dari masing-masing paduan dalam kurun waktu tertentu, yakni 0, 4, 8, dan 14 hari ditunjukkan pada Gambar 4.7 dan Gambar 4.8.

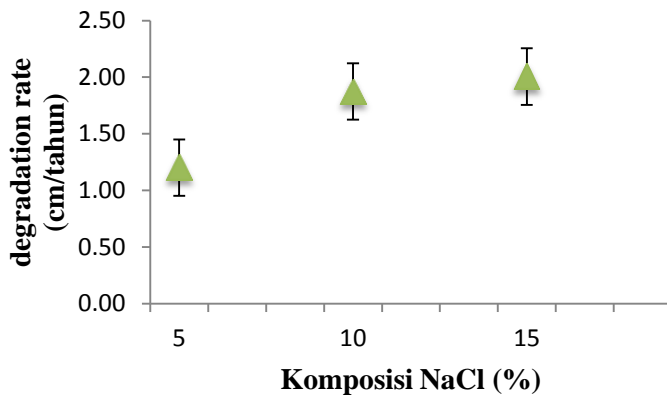
Tabel 4. 3 Pengaruh Komposisi NaCl Terhadap Laju Degradasi

Komposisi NaCl (%)	<i>Degradation rate</i> (cm/tahun)		
	4 hari	8 hari	14 hari
5	1.36	1.33	1.20
10	2.62	2.19	1.87
15	2.70	2.16	2.01



Tabel 4. 4 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl Terhadap Laju Degradasi

Ukuran Serbuk NaCl (μm)	<i>Degradation rate</i> (cm/tahun)		
	4 hari	8 hari	14 hari
212	1.36	1.33	1.20
180	2.06	2.34	2.24
150	1.12	1.86	2.15

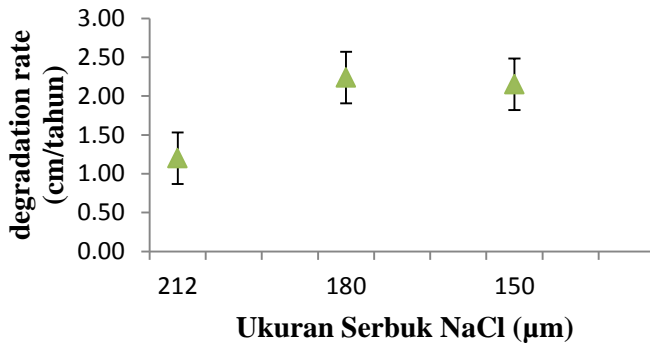


Gambar 4. 7 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap Laju Degradasi



Nilai laju degradasi ini didapat dari data hasil weight loss pada pengujian perendaman dalam larutan SBF kemudian dihitung menggunakan rumus pada persamaan 2.1 dan didapatkan data sesuai Tabel 4.3 dan Tabel 4.4. Dari hasil yang disajikan pada Gambar 4.7, paduan dengan penambahan 5% NaCl memiliki laju degradasi yang paling rendah dibandingkan dengan dua paduan lain, ini terjadi diakibatkan penambahan 5% NaCl menghasilkan jumlah porositas yang lebih sedikit dibandingkan dengan paduan 10% dan 15% NaCl, ini sesuai dengan hasil penelitian Capek dkk (2012) menyatakan bahwa peningkatan laju degradasi meningkat dengan bertambahnya porositas, laju degradasi juga dipengaruhi oleh besarnya ukuran poros dan volume poros yang terbentuk (Yusop dkk,2012).

Porositas meningkatkan laju degradasi karena mempercepat media korosi masuk kedalam paduan sehingga lebih mudah terkorosi, selain itu porositas akan meningkatkan kontak area dari material dengan media korosi (Capek, 2012). Nilai tersebut jika dibandingkan dengan nilai *degradation rate pure Mg* (40,7 cm/tahun) (Hermawan, 2010) dan paduan Mg-5Ca (6,414 cm/tahun) (Lu, 2014), paduan dengan penambahan 5% NaCl memiliki nilai yang lebih rendah. Dapat dikatakan penambahan komposisi 5% *leaching agent* sebagai *spacer partikel* adalah yang lebih baik dalam hal *degradation rate* dibandingkan penambahan jumlah komposisi yang lain, karena dalam aplikasi implan *biodegradable* yang memiliki nilai laju degradasi lebih rendah adalah yang lebih diharapkan.



Gambar 4. 8 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl Terhadap Laju Degradasi

Dari hasil yang disajikan pada gambar 4.8, diperoleh bahwa nilai laju peluruhan dari yang tertinggi hingga yang terendah adalah paduan 180 μm NaCl; selanjutnya diikuti oleh paduan 150 μm NaCl; dan yang terendah dimiliki oleh paduan 212 μm NaCl. Hal ini bisa dijelaskan paduan dengan penambahan 180 μm NaCl memiliki nilai laju degradasi yang tinggi karena terlihat dari hasil XRD pada paduan ini terdapat senyawa MgO yang lebih sedikit dibandingkan dua paduan lain sehingga ini bisa menjelaskan mengapa nilai laju degradasi menjadi meningkat. Paduan dengan penambahan ukuran serbuk *leaching agent* NaCl sebagai *spacer* partikel 212 μm dapat dikatakan yang paling baik dibandingkan ukuran serbuk yang lain karena memiliki nilai laju degradasi yang lebih baik sebesar 1,2 cm/tahun. Nilai tersebut lebih rendah dibandingkan dengan laju degradasi Mg murni dan paduan Mg-5Ca untuk aplikasi implan *biodegradable*.

4.5 Hasil Pengujian *Compressive test* paduan Mg-Fe-Zn

Dari hasil pengujian kekuatan tekan didapatkan bahwa Paduan 5% NaCl memiliki nilai kuat tekan terendah yaitu 26,78 MPa, dan yang tertinggi dimiliki paduan 15% NaCl yaitu 36,55



MPa, grafik kekuatan nilai tekan akibat pengaruh penambahan komposisi *leaching agent* bisa dilihat pada Gambar 4.9. Paduan 15% NaCl yang memiliki kekuatan tekan paling tinggi yaitu 36,55 MPa. Nilai tersebut masuk range kekuatan tekan dari tulang *cancellous* sesuai jurnal yaitu range 1,5-38 MPa (Yusop dkk, 2012) disisi lain, penurunan nilai kekuatan tekan ini diakibatkan penambahan komposisi *leaching agent* sebagai *spacer* partikel menghasilkan porositas yang lebih banyak sehingga menurunkan kekuatan tekan dari paduan Mg-Zn seperti terlihat pada Tabel 4.5.

Dari hasil pengujian tekan bisa didapatkan nilai modulus elastisitas melalui perhitungan, terlihat pada Tabel 4.5 nilai modulus elastisitas meningkat seiring dengan bertambahnya komposisi *leaching agent*. Nilai modulus elastisitas tertinggi yaitu ketika penambahan 15% NaCl yaitu 1,32 GPa. Nilai ini jika dibandingkan dengan modulus elastisitas tulang *cancellous* manusia yaitu 10-1570 MPa (Yusop dkk,2012) sudah mendekati nilai maksimum pada range tersebut.

Akan tetapi jika dibandingkan dengan paduan Mg-Zn lain nilai tersebut berada jauh dibawahnya. Hal ini disebabkan karena porositas yang dihasilkan akibat penambahan NaCl menurunkan kekuatan tekan dan modulus elastisitas dari paduan (Yusop dkk,2012). Hal ini disebabkan karena dengan adanya poros mengurangi kapasitas menahan beban dari suatu material dan terlebih lagi porositas bertindak sebagai pusat tegangan dan penginisiasi terjadi patah (Capek,2012).

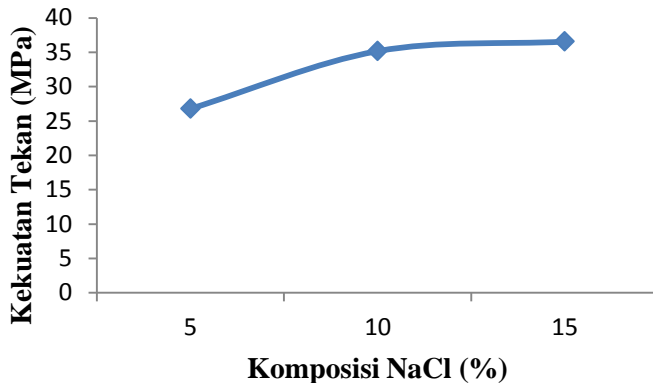


Tabel 4. 5 Pengaruh Komposisi NaCl terhadap kekuatan tekan

No	Komposisi NaCl (%)	Kekuatan Tekan (MPa)	Modulus Elastisitas (Mpa)
1	5	26.78	902.74
2	10	35.16	1244.97
3	15	36.55	1322.78
Cancellous Bone		1,5-38 *	10-1570 *
Mg-7Zn		353.11 **	39600 **

(* Yusop dkk,2012)

(** Cai dkk, 2012)



Gambar 4. 9 Pengaruh Komposisi NaCl Terhadap Kekuatan Tekan

Kemudian untuk pengaruh perbedaan ukuran serbuk *leaching agent*, seperti terlihat pada Tabel 4.6 dan Gambar 4.10 nilai



kekuatan tekan terendah dimiliki oleh paduan 150 μm NaCl yaitu 21.77 MPa dan yang tertinggi dimiliki oleh paduan 212 μm NaCl yaitu 26,78 MPa, ini berarti semakin besar ukuran serbuk *leaching agent* yang ditambahkan dapat meningkatkan nilai kekuatan tekan paduan. Nilai kekuatan tekan yang didapat jika dibandingkan dengan nilai kekuatan tekan tulang *cancellous* sudah masuk kedalam range kekuatan tulang tersebut.

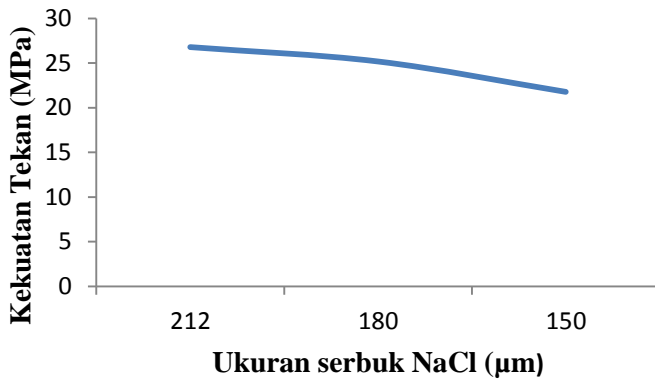
Tabel 4. 1 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl Terhadap kekuatan tekan

No	Ukuran Serbuk NaCl (μm)	Kekuatan Tekan (Mpa)	Modulus Elastisitas (Mpa)
1	212	26.78	902.74
2	180	25.17	804.72
3	150	21.77	783.55
Cancellous Bone		1,5-38 *	10-1570 *
Mg-7Zn		353.11 **	39600 **

(*Yusop dkk,2012)

(** Cai dkk, 2012)

Dari hasil perhitungan nilai modulus elastisitas terlihat bahwa semakin kecil ukuran serbuk *leaching agent* yang ditambahkan maka semakin kecil nilai modulus elastis yang dihasilkan. Nilai modulus elastisitas yang didapat berada dibawah nilai modulus elastisitas tulang dan paduan Mg-Zn dengan komposisi lain, Hal ini dikarenakan poros yang dihasilkan akibat penambahan *leaching agent*. Dapat dikatakan penambahan *leaching agent* dengan ukuran serbuk 212 μm lebih optimum dibanding ukuran serbuk 150 dan 180 μm karena paling mendekati nilai dari modulus elastisitas tulang *cancellous*.



Gambar 4. 10 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl Terhadap Kekuatan Tekan

4.6 Hasil pengujian Kekerasan paduan Mg-Fe-Zn

Tabel 4. 7 Pengaruh Komposisi NaCl Terhadap Nilai Kekerasan

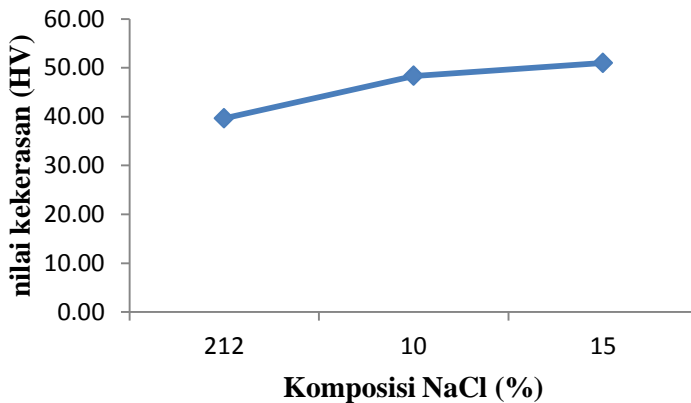
Komposisi NaCl (%)	Kekerasan (HV)	Konversi nilai (Mpa)
5	39.63	388.68
10	48.33	474.01
15	50.97	499.83



Tabel 4. 8 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl Terhadap Nilai Kekerasan

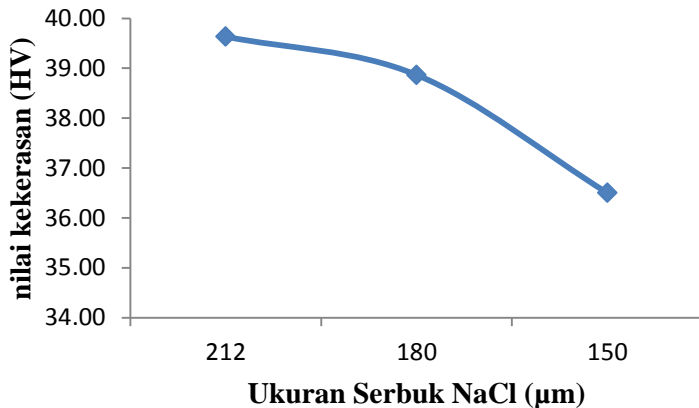
Ukuran Serbuk NaCl (μm)	Kekerasan (HV)	Konversi nilai (Mpa)
212	39.63	388.68
180	38.87	381.17
150	36.50	357.96

Hasil pengujian kekerasan terlihat pada Tabel 4.7 dan Tabel 4.8, nilai kekerasan akibat pengaruh penambahan komposisi *leaching agent* NaCl berbanding lurus dengan peningkatan kekerasan paduan Mg-Fe-Zn (Gambar 4.11).



Gambar 4. 11 Pengaruh Komposisi NaCl Terhadap Nilai Kekerasan

Untuk hasil nilai kekerasan paduan Mg-Fe-Zn akibat pengaruh perbedaan ukuran serbuk NaCl terlihat pada Gambar 4.12, nilai kekerasan tertinggi dihasilkan sebesar 39,63 HV pada penambahan dengan ukuran serbuk 212 μm .



Gambar 4. 12 Pengaruh Ukuran Serbuk NaCl Terhadap Nilai Kekerasan

Jika dibandingkan dengan kekerasan tulang setelah dikonversi menjadi satuan MPa yaitu 150-664 MPa (Bustam,2012), nilai dari paduan Mg-Fe-Zn berada pada range yang sesuai. Akan tetapi mendekati batas ambang bawah dari nilai tersebut ini diakibatkan dari poros yang dihasilkan karena pengaruh penambahan *leaching agent* NaCl.



(halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil dari analisa data dan pembahasan yang diuraikan pada BAB IV, maka penelitian ini dapat diambil kesimpulan bahwa:

1. Prosentase optimal penambahan komposisi *leaching agent* NaCl pada paduan 89,5Mg-0,05Fe-10Zn sebagai bahan implan *biodegradable* adalah penambahan 15% NaCl dengan mempertimbangkan hasil dari pencitraan topografi permukaan dan pembentukan senyawa yang terjadi yaitu Mg, MgZn, MgO, dan Zn. Selain itu pengujian mekanik menunjukkan kekuatan tekan tertinggi pada penambahan 15% NaCl yaitu sebesar 36,55 MPa.
2. Penambahan serbuk NaCl berukuran 212 μ m pada paduan 89,5Mg-0,05Fe-10Zn menghasilkan nilai laju degradasi paling rendah ketika penambahan serbuk berukuran yaitu sebesar 1,2 cm/tahun dan nilai kekuatan tekan paling tinggi yaitu sebesar 26,78 MPa.

5.2 Saran

Dari pembahasan dan kesimpulan yang didapatkan, maka penulis merekomendasikan beberapa hal sebagai berikut:

1. Peneliti selanjutnya diharapkan melakukan pengujian AAS terhadap larutan hasil rendaman dalam kurun waktu tertentu untuk mendapatkan data yang lebih valid terkait prosentase unsur-unsur yang mengalami peluruhan
2. Penelitian ini bersifat awalan dalam mensintesis paduan Mg-Fe-Zn untuk aplikasi orthopedic devices menggunakan metode metalurgi serbuk dengan variabel peambahan *leaching agent* NaCl sebagai *spacer* partikel, untuk itu perlu dilakukan penelitian lebih lanjut terkait variabel *spacer* partikel ini untuk mendapatkan porositas yang optimal.



-
3. Untuk peneliti selanjutnya diharapkan melakukan pengujian BET agar mendapatkan hasil porositas dalam ukuran volume.

DAFTAR PUSTAKA

- Abdulmalik, Samir Sani. 2012. *“Effect of Zink Addition on The Properties of Magnesium Alloys”*. University Technology Malaysia
- Almatsier, S. 2001. *Prinsip Dasar Ilmu Gizi*. Jakarta: Gramedia Pustaka Utama.
- Agarwal, Sankalp dkk. 2016. *Biodegradable Magnesium Alloys for Orthopedic Applications: A Review on Corrosion, Biocompatibility and Surface Modifications. Material Science & Engineering C*
- Alvarado, J., Maldonado, R., Marxuach, J., and Otero, R., 2003, *“Biomechanics of Hip and Knee Prostheses”*. *Aplication of Engeneering Mechanics in Medicine, GED*, University of Puerto Rico Mayaguez
- Arifvianto, Budi dkk. 2014. *Fabrication of metallic Biomedical Scaffolds with the space Holder Method: A review*. Materials ISSN 1996-1944
- ASM *Metals Handbook, Vol 02 Properties and Selection Nonferrous Alloys and Special-Purpose Material*
- ASTM A 370 – 02: *Standard Test Methods and Definitions for Mechanical Testing of Steel Products*
- Avedesian, M.M., Baker, H., Editors, *“ASM specialty handbook, magnesium and magnesium alloys”*, ASM International, Materials Park, OH, 1999.
- Bale, C.W.; Bélisle, E.; Chartrand, P.; Deckerov, S.A.; Eriksson, G.; Hack, K.; Jung, I.-H.; Kang, Y.-B.; Melançon, J.; Pelton, A.D.; *et al.* FactSage thermochemical software and databases—Recent developments. *Calphad* **2009**, 33, 295–311.
- 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.

- Bustam, Gareso PL, Rauf N. Pengaruh Suhu Pemanasan Bahan Tulang Tiruan Terhadap Kuat Tekan. *Jurnal Sains Materi Indonesia*; 2012: 15 (1): 47-55.
- Cai, C., Zhang, L., Wang, P., Mei, S., Li, C., Ding, Y., 2012, In vivo alveolar bone regeneration by bone marrow stem cells/fibrin glue composition, *Arch. Oral Biol.* 57:238-244.
- Capek, Jaroslav dkk. 2012. *Properties of porous magnesium prepared by powder metallurgy*. *Material Science and engineering C* 33 (2013) 564-569.
- Capek, Jaroslav dkk, 2013. *Effect of sintering conditions on the microstructural and mechanical characteristics of porous magnesium materials prepared by powder metallurgy*. *Material Science and Engineering C(35) 2014* 21-28.
- 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>
- Cheng, Meng-qi dkk. 2016. “A Novel Open-porous magnesium scaffold with Controllable microstructures and properties for bone regeneration”. *SCIENTIFIC REPORTS*. 6:24134 | DOI: 10.1038/srep24134
- Dee, K.C., Puleo, D.A., Tos, R.B., 2002, *Biomedical engineering*, Wiley and sons, New York
- Dinkes. 2009. *Profil Data Kesehatan Provinsi Lampung tahun 2009*. Dinas Kesehatan Provinsi Lampung. Lampung.
- 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
- Frandsen RD, Wilke WL, Fails AD. 2009. *Anatomy and Physiology of Farm Animals*. Seventh Edition. Colorado: Wiley-Blackwell.

- Ganz, Tomas. 2007. “*Molecular Control of Iron Transport*”.
Journal of The American Society of Nephrology 18:
394–400 ISSN: 1046-6673/-0394.
- Guo, Yuebin., Salahshoor, Meisam. 2012. Biodegradable orthopedic Magnesium-Calcium Alloy Processing and Corrosion Performance. *Materials* **2012**, 5, 135-155; doi:10.3390/ma5010135.
- Gupta, Manoj, Nai Mui Ling Sharon. 2011. *Magnesium, Magnesium Alloys, and Magnesium Composites*. John Wiley & Sons, Inc: USA.
- Hakim, Fuad.2012. Biomaterial Mampu Luruh alami Fe-Mn-C diproduksi melalui metalurgi serbuk ferromangan, besi, dan karbon dengan perlakuan canai dingin dan re-siner., skripsi
- 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>
- Harty,F.J dan Ogston,R.,1995,*Kamus Kedokteran Gigi* (terj.), EGC, Jakarta, h.313
- Hermawan H, Dube D, Mantovani D (2010) “*Developments in metallic biodegradable stents*”. *Acta Biomater* 6:1693–1697
- Indriati Ety. 2004. *Antropologi Forensik*. Yogyakarta: Gadjah mada University Press
- In-Ho Jung, Sergei A. Degterov, Arthur D. Pelton, A *Thermodynamic Model for Deoxidation Equilibria in Steel*, CRCT, Ecole Polytechnique de Montreal, October 2003
- Jensen’s, B. 2006. *Terapi Jus: Menuju Hidup Sehat dan Panjang Umur*. BIP: Jakarta
- Lestari, Franciska P. dkk. 2015. Studi Penambahan Unsur Ca pada Paduan Biner Mg-Ca terhadap Pembentukan

- Fasa dan Korosi In-Vitro untuk Aplikasi Implan Mampu Luruh. *Majalah Metalurgi* (2015) 2: 63-70.
- Liao, Chun-De., Liou, Tsan-Hon., Huang, Yu-Yun., Huang, Yi-Ching. 2013. Effects Of Balance Training On Functional Outcome After Total Knee Replacement In Patients With Knee Osteoarthritis: A Randomized Controlled Trial.
- Liu, Xiwei dkk. 2015. Micro-alloying with Mn in Zn-Mg alloy for future biodegradable metals application. S0264-127(15)30987-4
- Liu, Ling., Nianfeng Li., Ting Lei., Kaimo Li., Yangde Zhang. 2014. *The in vitro biological properties of Mg-Zn-Sr alloy and superiority for preparation of biodegradable intestinal anastomosis rings. Medical Science.*
- Lu, Yu. 2014. *Microstructure and Degradation Behaviour of MgZn(-Ca) Alloys.* A thesis submitted to e-theses repository of the University of Birmingham for the degree of DOCTOR OF PHILOSOPHY, School of Metallurgy and Materials University of Birmingham, United Kingdom.
- Novelandi, Roby, 2009. Karakteristik Penderita Fraktur Rawat Inap di RSUP Dr. Pirngadi Medan. Skripsi FKM USU. Medan
- Okamoto, H. 2010. *Ca-Fe (Calcium-Iron).* Journal of Phase Equilibria and Diffusion Vol. 31 No. 1 Section III: Supplemental Literature Review p. 88-90. JPEDAV (2010) 31:88–90 DOI: 10.1007/s11669-009-9633-8 1547-7037. ASM International
- Olszta, M. J., et al. 2007. *Bone Structure and Formation: A New Perspective.* doi:10.1016/j.msar.2007.05.001
- Orinakova, Renata dkk. 2013. *Iron Based Degradable Foam Structures for Potential Orthopedic Applications. International Journal of Electrochemical Science* 8 (2013) 12451-12465.
- P. Ghosh, M. Mezbahul-Islam, and M. Medraj, “Critical

- assessment and thermodynamic modeling of Mg-Zn, Mg-Sn, Sn-Zn and Mg-Sn-Zn systems,” *Calphad*, vol. 36, pp. 28–43, 2012.
- Park, J., Lakes, R.S. 2007. “*Biomaterials An Introduction, Third Edition*”, Springer Science + Business Media, LLC, New York, USA.
- Peggy, T. (2008). efek anti jamur dari kitosan dengan perbedaan konsentrasi terhadap candida albicans. 18-19.
- Priyotomo, G., 2005, Pengembangan Material Kobalt Sebagai Material Pengganti Fungsi Tulang Pada Tubuh Manusia, *Seminar Material Metalurgi*, ISBN: 9-793-68847-5.
- R.M.German, *Powder Metallurgy Science*. 1984, Princeton, New Jersey: Metal Powder Industries Federation. p. 3, 60-64, 100-109, 114-119, 171-188.
- Ricardo, Benjamin. 2010. Hubungan Tinggi Badan dan tinggi bahu pasis Kodam/Bukit barisan tahun 2010.
- 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
- Salleh, Eme Marina dkk. 2015. “*Synthesis of biodegradable Mg-Zn alloy by Mechanical alloying: effect of milling time*”. 5th International conference on RAMM.
- Sinha, A.K., *Powder Metallurgy* 1976, Dhanpat Rai & Sons: New Delhi p. 46-53.
- Sjamsulhidajat. 2005. *Buku Ajar Ilmu Bedah, edisi revisi*. Jakarta: EGC.
- Tahmasebifar, Aydin dkk. 2014. *Fabrication of Micro-scale Porous Surfaces for Mg-based Implants. Materials Science and Technology (MST) 2015 in Advanced*

- Manufacturing Technology Symposium, Pittsburgh, PA, USA, 12-16 October 2014.*
- Yang, Youwen et al. 2016. “*The enhancement of Mg Corrosion resistance by Alloying Mn and Laser-Melting*”. *Materials* 2016,9,216;doi:10.3390/ma904026
- Yusop, A.H. dkk. 2012. *Porous Biodegradable Metals for Hard Tissue Scaffolds: A Review. International Journal of Biomaterials volume 2012*, article ID641430, 10 pages doi:10.1155/2012/641430.
- Yuswono, 2005, *Pembuatan Logam Paduan Biocompatibel (Co-30%Cr-5%Mo) Melalui Pengerjaan Tempa, Seminar Material Metalurgi*, ISBN: 9-793-68847-5.
- Zioupos, Peter., Cook, Richard B., Hutchinson, Jhon R. Maret 2008. “Some basic relationships between density values in cancellous and cortical bone”. *Journal of Biomechanics* 41 (2008) 1961–1968.

LAMPIRAN

1. Lampiran perhitungan kebutuhan massa tiap unsur

Perhitungan massa paduan dengan komposisi 89.95Mg-0.05Fe-10Zn % Wt

Diketahui :

Volume sampel

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

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

$$\rho_{\text{Fe}} = 7.84 \text{ g/cm}^3$$

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

Nilai masing-masing unsur dalam fraksi berat.

$$W_{\text{Mg}} = 0.8995$$

$$W_{\text{Fe}} = 0.0005$$

$$W_{\text{Zn}} = 0.1$$

1. Densitas Campuran (ρ_{campuran})

$$\begin{aligned}\rho_{\text{campuran}} &= \frac{1}{\frac{W_{\text{Mg}}}{\rho_{\text{Mg}}} + \frac{W_{\text{Fe}}}{\rho_{\text{Fe}}} + \frac{W_{\text{Zn}}}{\rho_{\text{Zn}}}} \\ &= \frac{1}{\frac{0.8995}{1.74} + \frac{0.0005}{7.87} + \frac{0.1}{7.14}} \\ &= 1.883 \text{ g/cm}^3\end{aligned}$$

2. Perhitungan Massa

a. Mg

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

$$\begin{aligned}
 &= \frac{1.883}{1.73} \times 0.8995 \\
 &= 0.974
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 V_{\text{Magnesium}} &= V_{\text{Fraksi}} \times V_{\text{campuran}} \\
 &= 0.974 \times 3.5325 \\
 &= 3.44 \text{ cm}^3
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Massa Mg} &= \rho_{\text{Mg}} \times V_{\text{Mg}} \\
 &= 1.74 \text{ g/cm}^3 \times 3.44 \\
 &= 5.98 \text{ gram}
 \end{aligned}$$

b. Fe

$$\begin{aligned}
 V_{\text{Fraksi}} &= \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Fe}}} \times W_{\text{Fe}} \\
 &= \frac{1.883}{7.87} \times 0.0005 \\
 &= 0.00012
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 V_{\text{Besi}} &= V_{\text{Fraksi}} \times V_{\text{campuran}} \\
 &= 0.00012 \times 3.5325 \\
 &= 0.00042 \text{ cm}^3
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Massa Fe} &= \rho_{\text{Fe}} \times V_{\text{Fe}} \\
 &= 7.87 \text{ g/cm}^3 \times 0.00042 \\
 &= 0.0033 \text{ gram}
 \end{aligned}$$

c. Zn

$$\begin{aligned}
 V_{\text{Fraksi}} &= \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Zn}}} \times W_{\text{Zn}} \\
 &= \frac{1.883}{7.14} \times 0.1 \\
 &= 0.026
 \end{aligned}$$

$$V_{\text{Besi}} = V_{\text{Fraksi}} \times V_{\text{campuran}}$$

$$= 0.026 \times 3.5325$$

$$= 0.09 \text{ cm}^3$$

$$\text{Massa Fe} = \rho_{\text{Fe}} \times V_{\text{Fe}}$$

$$= 7.87 \text{ g/cm}^3 \times 0.09$$

$$= 0.64 \text{ gram}$$

$$\text{Massa setiap sampel} = (5.98 + 0.0033 + 0.64) \text{ gram}$$

$$= 6.6233 \text{ gram}$$

$$\text{Massa Mg} = 5.98 \text{ gram} \times 25 = 149.5 \text{ gram}$$

$$\text{Massa Fe} = 0.0033 \text{ gram} \times 25 = 0.0825 \text{ gram}$$

$$\text{Massa Zn} = 0.64 \text{ gram} \times 25 = 16 \text{ gram}$$

Lampiran 2. Spesifikasi Mg, Fe, dan Zn

Spesifikasi Zn

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	%

Spesifikasi Fe

**SAP – I 004 Iron Powder Extra Pure for
Analysis**

Catalog Number	:	
SAP-I 004		
Quantity	:	1 kg
Package	:	
Bottle, Plastic		
Fe		
MW	:	
55.85		
Assay		
	:	>99 %
Substance Insoluble in Hydrochloric Acid	:	<
0,1 %		
Chloride (Cl)	:	
<0.005%		
Heavy metals (as Pb)	:	
<0.005%		
Irritant		
Risk	:	11

Date of release : 5 September 2016

Expirite date : 5 Oktober 2017

Spesifikasi Mg

8.05817.0250 Magnesium turnings acc. to Grignard for synthesis

Specification		
Assay (on Mg)	≥ 99,0	%(m)

Dr. Oliver Schramel
Responsible laboratory manager quality control

BIODATA PENULIS



Penulis bernama lengkap I Dewa Nyoman Widarma. Dilahirkan di Mataram pada tanggal 21 Mei 1995 dari pasangan Dewa Putu Warsa dan Desak Putu Raning. Penulis merupakan anak ketiga dari tiga bersaudara, memiliki kakak perempuan bernama lengkap Desak Putu Ratnaningsih dan kakak laki-laki bernama I Dewa Made Widiana. Penulis telah menempuh pendidikan formal di SDN 1 Tamansari, SMP Negeri 2 Mataram, dan SMA Negeri 1 Mataram. Lulus Sekolah Menengah Atas pada tahun 2013, penulis melanjutkan pendidikannya di salah satu perguruan tinggi teknik di Indonesia, mengambil bidang Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) Surabaya. Selama menjadi mahasiswa, penulis aktif berorganisasi. Sejak tahun pertama, penulis tergabung di Anggota Ukm Merpati Putih, Staf Magang Departemen Hubungan Internal TPKH ITS (2013-2014), Staf Departemen Keilmiahan HMMT FTI-ITS (2014-2015), Staf Departemen Pengabdian Masyarakat TPKH ITS (2014-2015); Kepala Departemen Keilmiahan HMMT FTI-ITS (2015-2016). Selama menjadi mahasiswa penulis juga aktif mengikuti beragam pelatihan dan kepanitiaan, seperti LKMM Tingkat pra Dasar, LKMM Tingkat Dasar, Pelatihan Jurnalistik Tingkat Dasar, Pelatihan Karya Tulis Ilmiah, serta berbagai pelatihan dan kegiatan lain yang mendukung pengembangan diri penulis di bidang manajerial, keprofesian, dan keilmiahan.

Tak hanya di bidang keorganisasian, penulis juga mengasah kemampuan di bidang akademik dengan menjadi Asisten Laboratorium Fisika Material pada tahun kedua dan ketiga.

Penulis juga beberapa kali mendapatkan prestasi di bidang karya tulis seperti Program Kreativitas Mahasiswa; SNOW competition Jurusan Teknik Fisika ITS

Semasa kuliah penulis juga melakukan kegiatan *On the Job Training* di PT. Newmont Nusa Tenggara, Batu Hijau, Sumbawa.

Hingga pada akhirnya, kegiatan perkuliahan jenjang Strata-1 diakhiri dengan melakukan penelitian Tugas Akhir dalam bidang Material Inovatif, Biomaterial, dengan judul **“PENGARUH KOMPOSISI DAN UKURAN SERBUK LEACHING AGENT NaCl TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN MORFOLOGI BIODEGRADABLE MATERIAL Mg-Fe-Zn DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI ORTHOPEDIC DEVICES”**.

email: widarma_19@yahoo.co.id