

**ANALISIS STRUKTUR DAN FASE PADUAN SENG
MAMPU TERSERAP TUBUH UNTUK APLIKASI IMPLAN BIOMEDIS**

SKRIPSI

*Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh Gelar Sarjana
Program Studi Pendidikan Teknik Mesin Fakultas Teknik
Universitas Negeri Padang*



Oleh:

**RHEDA PRATAMA
NIM. 15067044/2015**

**PROGRAM STUDI PENDIDIKAN TEKNIK MESIN
JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS NEGERI PADANG
2019**

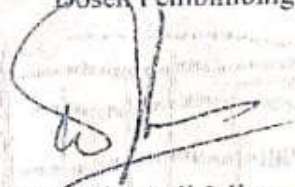
HALAMAN PERSETUJUAN SKRIPSI

ANALISIS STRUKTUR DAN FASE PADUAN SENG MAMPU TERSERAP TUBUH UNTUK APLIKASI IMPLAN BIOMEDIS

Nama : Rheda Pratama
NIM/BP : 15067044/2015
Jurusan : Teknik Mesin
Program Studi : S1 Pendidikan Teknik Mesin
Fakultas : Teknik

Padang, 6 Agustus 2019

Disetujui oleh:
Dosen Pembimbing



Prof. Dr. Nizwardi Jalinus, M.Ed.
NIP. 19520822 197710 1 001

Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin



Dr. Ir. Arwizet K. S.T., M.T.
NIP. 19690920 199802 1 001

HALAMAN PENGESAHAN SKRIPSI

Dinyatakan Lulus Setelah Mempertahankan Skripsi di Depan Tim Penguji
Program Studi Pendidikan Teknik Mesin Jurusan Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Negeri Padang

Judul : Analisis Struktur dan Fase Paduan Seng Mampu Tersekap
Tubuh untuk Aplikasi Implan Biomedis
Nama : Rheda Pratama
NIM/BP : 15067044/2015
Program Studi : S1 Pendidikan Teknik Mesin
Jurusan : Teknik Mesin
Fakultas : Teknik

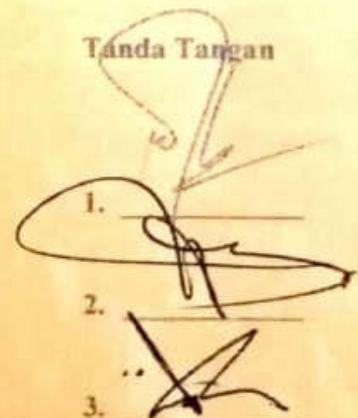
Padang, 6 Agustus 2019

Tim Penguji

Nama Dosen Penguji

1. **Ketua** : Prof. Dr. Nizwardi Jalinus, M.Ed.
2. **Anggota** : Drs. Hasanuddin, M.S.
3. **Anggota** : Rodesri Mulyadi, S.T., M.T.

Tanda Tangan



1. _____

2. _____

3. _____

PERNYATAAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa:

1. Karya tulis saya berupa Skripsi dengan judul, "**Analisis Struktur dan Fase Paduan Seng Mampu Terserap Tubuh untuk Aplikasi Implan Biomedis**" adalah asli karya saya sendiri, dan belum pernah diajukan untuk mendapatkan gelar akademik, baik di Universitas Negeri Padang maupun Perguruan Tinggi lainnya.
2. Karya tulis ini murni gagasan, rumusan, dan penelitian saya sendiri, tanpa bantuan tidak sah dari pihak lain, kecuali arahan dari tim pembimbing.
3. Di dalam karya tulis ini, tidak terdapat karya atau pendapat yang telah ditulis atau dipublikasikan orang lain, kecuali dikutip secara tertulis dengan jelas dicantumkan pada daftar pustaka.
4. Pernyataan ini saya buat dengan sesungguhnya dan apabila terdapat penyimpangan di dalam pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi akademik berupa pencabutan gelar sarjana yang saya peroleh, serta sanksi lainnya sesuai norma dan ketentuan hukum yang berlaku.

Padang, 5 Agustus 2019

Yang menyatakan,



Rheda Pratama
15067044/2015



MOTTO DAN PERSEMBAHAN

MOTTO

- ✚ Hidup adalah proses, jika kita menikmati proses yang terjadi, itu berarti kita menikmati hidup. Setiap proses butuh waktu, dan setiap orang memiliki waktu yang berbeda dalam melewati proses hidupnya. Maka jangan cepat menyerah, teruslah berjuang. Ibarat mengayuh sepeda, boleh jadi kayuhanmu pelan, namun teruslah mengayuh hingga tujuanmu telah didapat.

- ✚ Ada begitu banyak orang baik di bumi Allah ini, jika kamu tidak menemukannya, maka jadilah salah satunya, karena menjadi baik itu baik. Terkadang kita menginginkan sesuatu yang terbaik, namun kita lupa untuk senantiasa menjadi baik, untuk itu jangan pernah bosan untuk memperbaiki diri. Contoh sederhananya: permudahkanlah urusan orang lain, insyaa Allah urusanmu akan dipermudah pula dengan cara yang tak terduga.

- ✚ *Allah tidak akan membebani seseorang melainkan sesuai dengan kesanggupannya. Ia mendapat pahala (dari kebajikan) yang diusahakannya dan ia mendapat siksa (dari kejahatan) yang dikerjakannya*
(QS. Al-Baqarah: 286)

- ✚ *Maka Apabila kamu telah selesai (dari suatu urusan), kerjakanlah dengan sungguh (urusan) yang lain, dan hanya kepada Tuhanmu lah hendaknya kamu berharap.* (QS. Al-Insyirah: 7-8)

- ✚ *Keridhaan Allah tergantung kepada keridhaan kedua orang tua dan kemurkaan Allah tergantung kepada kemurkaan orang tua.* (HR. Tirmidzi)
~Maka nikmat Tuhan kamu yang manakah yang kamu dustakan?~

PERSEMBAHAN

Sujud syukurku kupersembahkan kepada-Mu yaa Allah, Engkau Yang Maha Pengasih lagi Maha Penyayang. Atas takdir-Mu hamba menjadi pribadi yang berpikir, berilmu, dan beriman. Semoga keberhasilan ini menjadi langkah awal untuk masa yang akan datang.

Dengan ini saya persembahkan karya ini teruntuk Mama tercinta, Papa terhebat dan Adik-adik yang luar biasa. Mereka lah yang selalu menyemangati, memberikan motivasi dan senantiasa mendoakan yang terbaik untukku.

Terimakasih saya ucapkan kepada seluruh Dosen, terutama Prof. Dr. Nizwardi Jalinus, M.Ed. dan Bapak Andril Arafat, S.T., M.Eng., Ph.D. yang telah membimbing, mempercayai, mendidik dan menjadikan saya pribadi yang lebih baik dari waktu ke waktu.

Terimakasih kepada sahabat *weeew*, yang telah menemani perjuangan dari awal kuliah hingga semester akhir, yang telah memberikan dukungan moril maupun materi.

Terima kasih kepada seluruh Ikatan Keluarga Bidik Misi (IKBM) FT UNP yang telah menghadirkan figur-figur teladan untuk menempuh perkuliahan di UNP dan kehangatan sebagai mahasiswa sederhana namun berprestasi.

Terima kasih kepada seluruh pihak yang tidak mampu disebutkan satu-persatu, insyaa Allah kebaikan kalian akan dibalas oleh Allah SWT.

~Aamiin Allahumma Aamiin~

ABSTRAK

Rheda Pratama (2019) : Analisis Struktur dan Fase Paduan Seng Mampu Terserap Tubuh untuk Aplikasi Implan Biomedis

Teknik mesin memainkan peranan penting dalam dunia medis, salah satunya dalam pembuatan implan dan peralatan medis. Kajian tentang bahan dan proses pembuatan terus berkembang seiring kemajuan teknologi. Penelitian ini merupakan pengembangan bahan implan yang terserap tubuh (biodegradable) yaitu paduan seng (zinc, Zn) yang nantinya digunakan dalam aplikasi biomedis. Penelitian ini menggunakan variasi komposisi paduan Zn-1Mg dan paduan Zn-0.5Al. Metode yang digunakan untuk mengetahui sifat mekanik paduan Zn *as-cast* dan paduan Zn *as-rolled* adalah dengan uji kekerasan micro-vickers. Sementara itu, untuk menganalisa struktur, fase dan material yang terbentuk pada paduan Zn dilakukan pengujian XRD (X-Ray Diffraction).

Tujuan penelitian ini untuk menganalisa mechanical properties paduan Zn yang diproses secara casting dan rolling. Metode penelitian yang digunakan merupakan jenis kuantitatif dengan melakukan eksperimen. Berdasarkan hasil uji kekerasan didapatkan hasil bahwa paduan Zn-1Mg memiliki sifat mekanik yang lebih baik dibandingkan Zn-0.5Al. Sedangkan analisis data dari hasil uji XRD menunjukkan terbentuk struktur *Hexagonal Closest Packed* (HCP) serta fase sesuai paduan yang diuji.

Kata Kunci : *Biomaterial, Zinc (Zn), Sifat Mekanik, XRD, Biodegradable Implant*

KATA PENGANTAR



Puji syukur penulis ucapkan kehadiran Allah Subhanahu wa Ta'ala karena atas karunia dan rahmat-Nya penulis dapat menyelesaikan Skripsi ini dengan judul **“Analisis Struktur dan Fase Paduan Seng Mampu Terserap Tubuh untuk Aplikasi Implan Biomedis”**. Shalawat beserta salam semoga selalu dilimpahkan Allah Subhanahu wa Ta'ala kepada junjungan Umat Islam sedunia yakni Nabi Muhammad Shallallahu ‘Alaihi Wasallam yang telah membawa umat manusia dari zaman jahiliyah menuju zaman yang penuh dengan cahaya ilmu pengetahuan, aqidah yang baik dan berakhlak mulia.

Dalam penulisan penelitian ini, penulis banyak mendapatkan bantuan, bimbingan, dan perhatian dari berbagai pihak, untuk itu pada kesempatan ini penulis menyampaikan rasa terima kasih kepada :

1. Bapak Prof. Dr. Nizwardi Jalinus, M.Ed. selaku Dosen Pembimbing sekaligus Dosen Penasehat Akademik yang senantiasa memberikan bimbingan, saran-saran dan mengarahkan penulis dalam menyelesaikan Skripsi ini.
2. Bapak Drs. Hasanuddin, M.S. selaku Dosen Peninjau I.
3. Bapak Rodesri Mulyadi, S.T., M.T. selaku Dosen Peninjau II.
4. Bapak Andril Arafat, S.T., M.Eng., Ph.D. selaku mentor, motivator, dan fasilitator dalam penyelesaian Skripsi ini.

5. Bapak Dr. Ir. Arwizet K, S.T., M.T. selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Negeri Padang.
6. Bapak dan Ibu Dosen beserta Karyawan/wati Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Negeri Padang.
7. Kedua orang tua yang selalu mendorong dan mendoakan penulis dalam menyelesaikan Skripsi ini.
8. Rekan-rekan Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Negeri Padang khususnya angkatan 2015.
9. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu, yang telah memberikan bantuan dalam menyelesaikan Skripsi ini.

Semoga Allah Subhanahu wa Ta'ala memberikan balasan yang setimpal kepada semua yang telah membantu Penulis dalam menyelesaikan proposal penelitian ini. Penulis menyadari bahwa proposal penelitian ini masih jauh dari kesempurnaan. Penulis mengharapkan kritik dan saran yang bersifat membangun dalam menyelesaikan proposal penelitian ini.

Terakhir penulis berharap semoga proposal penelitian ini dapat memberikan banyak manfaat bagi kita semua. Amin ya Rabbal 'Alamin.

Padang, 5 Agustus 2019

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
ABSTRAK	i
KATA PENGANTAR	ii
DAFTAR ISI	iv
DAFTAR GAMBAR.....	vi
DAFTAR TABEL	vii
DAFTAR LAMPIRAN	viii
BAB I. PENDAHULUAN.....	1
A. Latar Belakang	1
B. Identifikasi Masalah	3
C. Batasan Masalah.....	4
D. Rumusan Masalah	4
E. Tujuan Penelitian.....	4
F. Manfaat Penelitian.....	4
BAB II. TINJAUAN PUSTAKA.....	6
A. Biomaterial	6
B. Pengaruh Unsur Paduan	10
C. Kandungan Mineral dalam Tulang.....	13
1. Magnesium (Mg).....	14
2. Seng (Zn)	15
3. Aluminium (Al).....	16
D. Implan Tulang	16
1. Logam.....	17
2. Polimer	18
3. Keramik	18
4. Komposit	19
E. Bahan <i>Biodegradable</i>	19

F. Proses Manufaktur Implan Tulang.....	21
1. Metode Pengecoran (<i>Casting</i>)	21
2. Proses Metalurgi Serbuk (<i>Powder Metallurgy</i>).....	23
G. Uji Kekerasan.....	26
H. Difraksi Sinar-X	29
I. Penelitian yang Relevan	31
BAB III. METODOLOGI PENELITIAN	35
A. Jenis Penelitian.....	35
B. Objek Penelitian	35
C. Waktu dan Tempat Penelitian	35
D. Diagram Alir Penelitian	36
BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN	44
A. Analisis Data Uji Kekerasan	44
B. Analisis Data Pengujian XRD.....	47
C. Pembahasan.....	49
BAB V. PENUTUP.....	52
A. Kesimpulan.....	52
B. Saran.....	52

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Halaman
1. Grafik Uji Weight Loss Beberapa Paduan Mg	13
2. Penggunaan logam sebagai implan	17
3. Grafik Pengujian XRD Hasil Casting	23
4. Macam-macam Teknik Pengujian Kekerasan.....	29
5. <i>Bragg's Law Reflection</i>	31
6. Hasil XRD Paduan Mg-Zn.....	33
7. Hasil Uji XRD.....	34
8. Diagram Alir Penelitian	37
9. Preparing.....	38
10. Mounting.....	38
11. Grinding	38
12. Polishing	38
13. Sectioning	39
14. Micro-vickers hardness tester	39
15. XRD X-Pert Pro PAN analytical	41
16. Grafik Perbandingan Kekerasan	46
17. Hasil XRD Paduan Zn-1Mg.....	47
18. Hasil XRD Paduan Zn-0,5Al	48

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
1. Kelas Biomaterial.....	8
2. Perbandingan Sifat Mekanik Paduan Mg.....	12
3. Penggunaan Logam untuk Aplikasi Biomedis.....	17
4. Penggunaan Polimer untuk Aplikasi Biomedis	18
5. Penggunaan Keramik untuk Aplikasi Biomedis	19
6. Perbandingan <i>Properties</i> Tulang dengan Beberapa Material	21
7. Komposisi paduan seng	35
8. Rancangan penelitian	35
9. Parameter pengujian kekerasan.....	39
10. Parameter pengujian xrd	41
11. Jejak indentasi uji kekerasan.....	44
12. Hasil Uji Kekerasan Paduan Seng	45
13. Hasil Analisis XRD Variabel Komposisi Paduan Seng.....	51

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran	Halaman
1. Surat Tugas Pembimbing.....	58
2. Lembar Konsultasi	59
3. Surat Izin Penelitian	61
4. Surat Peminjaman Laboratorium Fabrikasi	62
5. Surat Peminjaman Laboratorium Material Teknik dan Metrologi.....	63
6. Database ICDD Hasil Pengujian.....	64
7. Dokumentasi Proses Penelitian.....	68

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Biomaterial terus mengalami perkembangan yang signifikan. Dalam beberapa tahun terakhir, inovasi dalam biomaterial dan teknologi medis telah menarik perhatian yang luar biasa sebagai potensi untuk meningkatkan kehidupan manusia. Dalam biomaterial, teknik mesin memainkan peranan penting dalam dunia medis, salah satunya dalam pembuatan implan dan peralatan medis. Indonesia adalah pasar alat kesehatan (alkes) yang tumbuh pesat dengan laju pertumbuhan tahunan sebesar 12,7% sampai tahun 2019 (BMI Research, 2015). Namun, menurut survei Kemenkes, hanya 6% dari alkes yang beredar adalah produk lokal. Angka yang rendah dibanding dengan Malaysia (10%), Vietnam (13%) dan Thailand (33%), sekaligus menunjukkan kecenderungan Indonesia terhadap impor yang masih tinggi (Hariyanti, 2015).

Aplikasi biomaterial sebagai alat bantu pengobatan medis telah banyak digunakan. Biomaterial banyak digunakan sebagai pengganti gigi, tulang, lensa kontak, *stent* dan anggota tubuh lainnya. Tercatat, permintaan dan penggunaan biomaterial mencapai US\$ 212,8 juta pada tahun 2008, bahkan penggunaan material biologi dari logam sebagai pengganti tulang pangkal paha akan mencapai jumlah 272.000 buah pada tahun 2030 (Syarif, 2009).

Berdasarkan jangka waktu penggunaannya, biomaterial diklasifikasikan menjadi dua kategori, yaitu *permanent biomaterial* dan *temporary*

biomaterial (Park, 2007). Aplikasi *permanent biomaterial* biasanya digunakan pada pengganti gigi dan pengganti tulang sehingga membutuhkan sifat material yang memiliki ketahanan korosi yang tinggi. Aplikasi *temporary biomaterial* biasanya digunakan pada penyangga pembuluh darah dan penyangga tulang yang patah.

Material biomaterial terdiri dari material *non-biodegradable* dan *biodegradable*. Material *non-biodegradable* membutuhkan tindakan pasca operasi dan terbuat dari logam, keramik, polimer dan komposit. Namun, penggunaan material *non-biodegradable* mempunyai kelemahan di antaranya yaitu potensi toksisitas yang besar dalam tubuh (Hidayat, 2017). Oleh karena itu, diperlukan material yang bersifat *biodegradable* sebagai pengganti material *non-biodegradable* dalam aplikasi implan tulang. Perkembangan logam *biodegradable* sebagai *orthopedic devices* telah menarik perhatian peneliti dalam dua dekade terakhir. Studi terbaru menjadikan fokusnya terhadap Fe dan Mg sebagai *based-alloy* (Kafri, 2018). Menurut penelitian Fikri (2017) menunjukkan perkembangan penanganan kasus patah tulang saat ini terfokus pada pembuatan implan dengan material yang dapat diserap oleh tubuh (*biodegradable*). Syaratnya yaitu memiliki sifat mekanik dan kandungan yang sesuai dengan tulang. Magnesium (Mg) merupakan material yang memenuhi, namun memiliki kekurangan dimana laju luruhnya yang tinggi sehingga diperlukan pepaduan dengan unsur lain untuk mengurangnya. Pada penelitian tersebut unsur yang ditambahkan adalah Zinc (Zn) dikarenakan dapat mengurangi laju luruh dan unsur penting bagi tulang.

Dari hasil pengujian struktur mikro didapat semakin banyak penambahan Zn membuat ukuran butirnya semakin kecil. Dari hasil uji peluruhan didapat penambahan Zn akan memperlambatnya. Hasil uji tekan maupun uji kekerasan menunjukkan penambahan Zn akan meningkatkan kekuatan tekan dan kekerasannya.

Penelitian ini merupakan bentuk MoU kerja sama antara Laval University Kanada dengan Universitas Negeri Padang yang merupakan pengembangan dan lanjutan penelitian Prof. Hendra Hermawan, Ph.D. yang telah meneliti paduan seng *as-cast*. Penelitian dilanjutkan di UNP dengan melakukan pengujian kekerasan dan XRD terhadap paduan seng *as-rolled*. Setelah itu, penelitian lebih lanjut akan dilakukan LIPI dan Institut Pertanian Bogor dengan membuat dan menguji implan pada hewan.

Berdasarkan latar belakang masalah, maka penulis melakukan penelitian yang diberi judul **“Analisis Struktur dan Fase Paduan Seng Mampu Terserap Tubuh untuk Aplikasi Implan Biomedis”**.

B. Identifikasi Masalah

Berdasarkan latar belakang tersebut, dapat diidentifikasi dalam penelitian ini antara lain:

1. Penelitian paduan seng *as-cast* telah dilakukan di Laval University, lalu dilakukan pengembangan dengan mengidentifikasi perbedaan karakterisasi terhadap paduan seng dengan proses *rolling* (*as-rolled*).
2. Identifikasi dan analisa difokuskan pada nilai kekerasan dan struktur serta analisis fase paduan seng *as-cast* dan *as-rolled*.

C. Batasan Masalah

Untuk mendapatkan hasil akhir yang sesuai dengan yang diharapkan serta tidak menyimpang dari permasalahan yang ditinjau, maka batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. *Mechanical properties* paduan seng didapatkan melalui *Hardness Test* (uji kekerasan).
2. Struktur dan fase paduan seng diperoleh dari pengujian dengan mesin XRD.

D. Rumusan Masalah

Adapun rumusan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana perbandingan nilai kekerasan paduan seng *as-cast* dan *as-rolled*?
2. Bagaimana hasil analisa struktur dan fase melalui pengujian XRD?

E. Tujuan Penelitian

Penelitian ini memiliki beberapa tujuan, yaitu:

1. Menganalisis perbandingan nilai kekerasan paduan seng *as-cast* dan *as-rolled*.
2. Mengidentifikasi dan menganalisis struktur dan fase paduan seng melalui pengujian XRD.

F. Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini ditujukan kepada penulis, peneliti lain dan pihak kampus, yang dapat diuraikan sebagai berikut:

1. Bagi peneliti, berdasarkan hasil yang akan didapatkan berupa analisis nilai kekerasan paduan seng *as-cast* dan *as-rolled* serta hasil pengujian XRD berupa struktur dan fase paduan seng.
2. Bagi peneliti lain (terutama mahasiswa), penelitian ini bermanfaat sebagai tolak 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 hingga pengembangan ke arah yang lebih baik.
3. Yang terakhir, bagi pihak kampus. Penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai salah satu sumber wawasan untuk pengembangan ilmu pengetahuan dan dilakukan riset lanjutan untuk pembuatan implan lokal.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

A. Biomaterial

Biomaterial adalah segala bahan yang digunakan untuk membuat perangkat untuk menggantikan bagian dari fungsi tubuh dengan cara yang aman, terjamin, ekonomis, dan dapat diterima secara fisiologis yang merupakan bahan sintetis yang digunakan untuk menggantikan bagian dari sistem kehidupan atau berfungsi dalam kontak dengan jaringan hidup (Park, 2007:2). Sedangkan menurut Cahya (2014) berpendapat bahwa biomaterial adalah material yang mengalami kontak langsung dengan sistem biologis pada makhluk hidup, material tersebut diharuskan memiliki beberapa persyaratan, antara lain tidak menimbulkan pengaruh buruk pada tubuh, memiliki ketahanan terhadap korosi dan memiliki kekuatan yang baik terutama kekuatan fatik dan ketangguhan. Biomaterial dalam aplikasinya digunakan untuk menggantikan atau mengembalikan fungsi dari komponen tulang yang mengalami kegagalan/kerusakan. Selanjutnya dalam pemilihan material yang akan digunakan sebagai implan harus memenuhi beberapa syarat berikut:

1. *Biocompatible*, material harus dapat menyatu dengan tubuh jangan sampai terjadi penolakan dari tubuh terhadap material yang di implan.
2. Material tahan korosi, degradasi, dan keausan, material yang akan di implan harus dapat bertahan lama di dalam tubuh saat fase penyembuhan, karena di dalam tubuh manusia itu sendiri

lingkungannya sangat korosif, sehingga dibutuhkan material yang tahan terhadap korosi.

3. *Mechanical properties* yang sama antar implan dengan tulang manusia itu sendiri ketika sedang bekerja mengalami beberapa pembebanan. Hal ini dimaksudkan agar ketika implan tersebut bekerja dan mengalami pembebanan maka implan tersebut dapat memenuhi fungsinya sebagai pengganti dari sendi tulang yang rusak tersebut.
4. *Bioactive*, material implan diharapkan dapat menyatu dengan jaringan ketika telah ditanam didalam tubuh manusia.
5. *Osteoconductive*, material ini harus dapat menghubungkan atau sebagai perekat antara tulang dengan implan.

Kesuksesan penggunaan biomaterial dalam tubuh tergantung dari tiga faktor, yaitu: propertis dan biokompatibilitas dari material implan, kondisi kesehatan dari penerima implan dan kemampuan tim ahli yang akan melakukan implan. Oleh sebab itu, pemahaman tentang biomaterial sangat penting untuk menentukan material yang cocok digunakan. Biomaterial yang digunakan sebagai implan, dibagi kedalam empat kelas besar yang memiliki keuntungan dan kerugian masing-masing seperti terlihat pada **Tabel 1**.

Tabel 1. Kelas Biomaterial

Materials	Advantages	Disadvantages	Examples
Polymers (nylon, silicone rubber, polyester, polytetrafluoroethylene, etc.)	Resilient Easy to fabricate	Not strong Deforms with time May degrade	Sutures, blood vessels other soft tissues, sutures, hip socket, ear, nose
Metals (Ti and its alloys, Co—Cr alloys, Au, Ag stainless steels, etc.)	Strong, tough ductile	May corrode Dense Difficult to make	Joint replacements, dental root implants, pacer and sutures wires, bone plates and screws
Ceramics (alumina, zirconia, calcium phosphates including hydroxyapatite, carbon)	Very bio-compatible	Brittle Not resilient Weak in tension	Dental and orthopedic implants
Composites (carbon-carbon, wire- or fiber-reinforced bone cement)	Strong, tailor-made	Difficult to make	Bone cement, Dental resin

(Sumber: Park, 2007)

Perkembangan biomaterial sangat pesat dan mempengaruhi cara pandang peneliti dalam pengembangan dan bagaimana implan biomaterial ada di dalam tubuh. Generasi pertama biomaterial mempunyai satu karakteristik yang ingin dicapai yaitu *inert*. Maksud dari *inert* adalah tidak menghasilkan reaksi dari host apakah ditolak atau ada interaksi dengan tubuh. Biomaterial generasi ini belum menghasilkan hasil yang memuaskan sehingga para peneliti mengembangkan biomaterial generasi kedua yang mempunyai karakteristik yang ingin dicapai yaitu *bioactive*. *Bioactive* maksudnya adalah terjadi interaksi dan penerimaan dari jaringan tubuh (host) terhadap biomaterial sehingga dicapai performa yang lebih stabil pada waktu yang lama. Tetapi, biomaterial generasi kedua masih memiliki kekurangan yaitu perlu ada prosedur untuk mengeluarkan biomaterial yang ditanam di tubuh karena biomaterial tersebut tidak dapat meluruh di dalam tubuh. Maka dikembangkanlah biomaterial generasi ketiga yang memiliki

karakteristik *biodegradable*. Maksud dari *biodegradable* adalah dapat terdegradasi secara kimia oleh alam (cuaca, bakteri, hewan, tumbuhan, dalam tubuh manusia), dengan kata lain mampu terserap tubuh.

Sebelum pengembangan *biodegradable* material, korosi dianggap sebagai suatu kegagalan secara metalurgi. Namun dalam aplikasi *biodegradable* material, kemampuan luruh Magnesium dan Besi menjadi keuntungan dalam aplikasi implan *biodegradable*. Material tersebut dapat digunakan sebagai alat bantu untuk memperbaiki struktur tubuh dan memungkinkan jaringan tubuh kembali tumbuh lalu meluruh meninggalkan jaringan tubuh yang sudah normal kembali. Biomaterial yang dapat terdegradasi membawa kemungkinan untuk membuat implan medis yang berfungsi untuk periode yang ditentukan terkait dengan kejadian klinis seperti penyembuhan. Mereka dapat dibuat atas dasar polimer, keramik dan logam. Logam-logam ini, yang diperkirakan akan mengalami korosi secara bertahap dengan respons inang yang sesuai dan kemudian larut sepenuhnya setelah memenuhi misi untuk membantu penyembuhan jaringan, dikenal sebagai logam yang dapat terdegradasi. Logam ini merupakan kelas biomaterial bioaktif baru yang mendukung proses penyembuhan masalah klinis sementara. Tiga kelas logam telah dieksplorasi: paduan berbasis magnesium, seng dan besi (Ahmad, 2016). Pada penelitian ini, digunakan logam paduan berbasis seng sebagai *biodegradable implant*.

B. Pengaruh Unsur Paduan

Pada penelitian ini, material yang digunakan adalah logam *biodegradable* material. Paduan Zn diharapkan mampu meningkatkan propertis-propertis biomaterial tersebut sehingga dapat mendukung aplikasinya sebagai *biodegradable implant*.

Menurut Vojtek (2014) material *biodegradable* adalah material yang pada saat meluruh dapat diserap oleh tubuh dan tidak akan menghasilkan produk yang dapat menjadi racun sehingga aman dan tidak diperlukan operasi kedua untuk mengambilnya. Dalam dekade terakhir, Besi dan Magnesium, baik murni dan paduan, telah dipelajari secara ekstensif sebagai potensi logam mampu terserap tubuh untuk aplikasi medis. Menurut Indra (2017) penggunaan Magnesium sebagai material *biodegradable* (bahan yang mampu terserap tubuh) hingga kini kian berkembang. Akan tetapi pada Magnesium terdapat kekurangan dalam pemakaiannya dalam material *biodegradable*, diantaranya yaitu *diegradation rate* dari Magnesium tersebut yang tinggi sehingga ketika tulang yang diimplan belum terbentuk sempurna, Magnesium sudah terlarut. Serta *Mechanical Properties* Magnesium lebih rendah dari *natural bone* membuat logam Magnesium harus dipadukan dengan unsur lain agar sesuai dengan kondisi tulang pada tubuh manusia (Hidayat, 2017).

Maka dari itu, guna memperkuat struktur serta memberikan sifat tambahan lain pada Magnesium agar sesuai dengan spesifikasi tulang pada manusia perlu adanya bahan paduan lain. Baru-baru ini, Zinc (seng) dan paduan berbasis Zinc diusulkan sebagai tambahan baru ke dalam logam yang

mampu terserap tubuh dan alternatif yang menjanjikan untuk Magnesium dan Besi. Berdasarkan penelitian yang dilakukan, menurut Yin (2008) menunjukkan bahwa penambahan unsur Zn dapat secara signifikan memperbaiki ukuran butir dari paduan Mg-Mn yang diekstrusi, sementara itu sifat mekanik juga meningkat dengan meningkatnya kandungan Zn. Untuk itulah seng (Zn) ditambahkan ke dalam paduan untuk produk implan tulang permanen yang *biodegradable* ini. Selain untuk memperkuat struktur dan memberikan sifat tambahan, Zn dibutuhkan sebagai elemen pendukung sistem imun. Hal ini dikarenakan, selama pemasangan implan ion logam akan meluruh yang mana apabila kandungannya tidak sesuai dengan tubuh, dalam hal ini adalah tulang, maka ion logam tersebut akan menjadi racun sehingga untuk mencegahnya dalam kurun waktu tertentu harus dilakukan operasi kembali untuk pengambilan implan (Olszta, 2007).

Menurut Fikri (2017) penelitian mengenai penggunaan Magnesium sebagai implan tulang *biodegradable* telah jamak dilakukan. Selain karena merupakan salah satu unsur penting dalam tulang, Magnesium memiliki *properties* yang hampir serupa dengan *properties* yang dimiliki tulang. Nilai modulus elastisitas dan massa jenis Magnesium sebesar 41 GPa – 45 GPa dan 1.74 g/cm³ – 2 g/cm³. Nilai modulus elastisitas dan massa jenis tulang sendiri sebesar 15 GPa - 25 GPa dan 1.8 g/cm³ - 2.1 g/cm³. Namun, Magnesium memiliki kekurangan yaitu kecepatan luruhnya yang tinggi. Salah satu metode yang dapat digunakan untuk mengurangi kecepatan luruhnya yaitu dengan cara pepaduan (Magnesium *Alloy*) (Staiger, 2006).

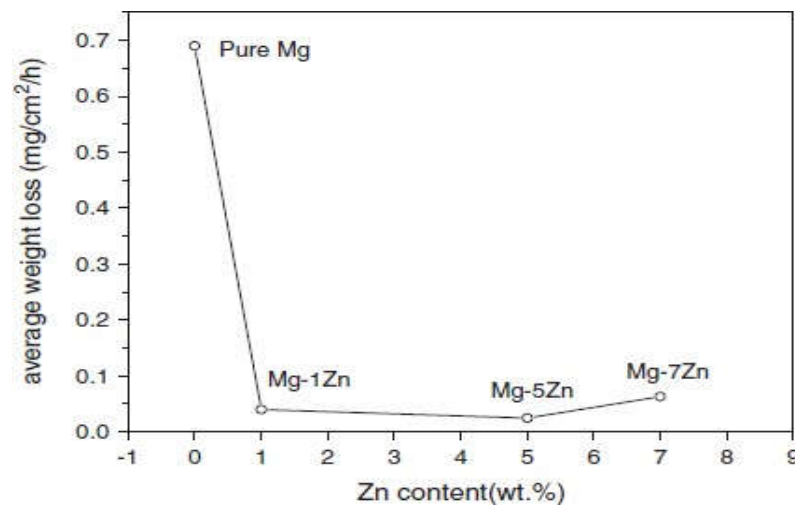
Koc (2015) menjelaskan bahwa penambahan unsur Zinc dapat mengurangi laju korosi. Selain itu, penambahan Zinc juga dikarenakan unsur yang diperlukan oleh tulang serta dapat diserap oleh tubuh. Selain faktor komposisi, keberadaan porositas pada implan *biodegradable* menjadi hal yang penting karena porositas akan mempermudah pertumbuhan jaringan tulang baru dan mereduksi sifat mekanik yang berlebihan. Porositas dapat dipengaruhi temperatur pemanasan yang digunakan saat proses *casting*. Oleh karena itu, dilakukan penelitian untuk menganalisa penggunaan Zinc dan paduannya dengan variasi komposisi kimia dan temperatur pemanasan sebagai implan tulang *biodegradable*.

Penambahan Zn pada paduan Mg akan meningkatkan ketahanan luruh (Gupta & Sharon, 2011). Cai (2012) menjelaskan ukuran butir paduan Mg akan semakin halus dan kekuatan mekaniknya semakin meningkat dengan penambahan unsur Zn hingga 6 wt%, lebih dari itu kekuatannya akan menurun kembali. Serupa dengan kecepatannya luruhnya yang akan menurun dengan penambahan unsur Zn hingga 6 wt%.

Tabel 2. Perbandingan Sifat Mekanik Paduan Mg

Material	Modulus (GPa)	Yield Strenght (MPa)	Tensile Strenght (MPa)	Compression Strenght (MPa)	Hardness (HB)
Tulang	5-23	-	35-283	164-240	70-90
Mg murni	1.86	29.88	100.47	183.09	37.1
Mg - 1Zn	24.23	60.62	187.73	329.6	47.33
Mg - 5Zn	36.47	75.6	194.59	334.12	53.8
Mg - 7Zn	39.60	67.28	135.53	353.11	56.26

(Sumber: Cai, 2012)



Gambar 1. Grafik Uji Weight Loss Beberapa Paduan Mg (Cai, 2012)

Faktanya hingga saat ini, proses manufaktur *magnesium alloy* sebagai aplikasi *biodegradable* masih menggunakan cara konvensional seperti pengecoran (Indra, 2017). Oleh karena itu, dalam penelitian ini dilakukan penelitian dengan menggunakan *powder metallurgy* sebagai pembanding hasil dari proses konvensional (*casting*) serta sebagai alternatif proses manufaktur *magnesium based alloy* sebagai aplikasi dalam bidang *orthopedic devices*. Selain itu, struktur Magnesium yang berporos juga akan membuat pertumbuhan sel yang lebih cepat (Daud, 2014).

C. Kandungan Mineral dalam Tulang

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

1. Magnesium (Mg)

Magnesium adalah logam yang ringan ($1,74 \text{ g/cm}^3$), 1,6 kali lebih ringan dari Al dan 4,5 kali lebih ringan dari baja. Ketangguhan patahnya lebih besar dari biomaterial keramik dan modulus elastisnya adalah 45 GPa yang mendekati modulus elastis tulang manusia (10-40 GPa) (Witte, 2008).

Untuk aplikasi teknik, magnesium memiliki ketahanan korosi yang rendah, khususnya dalam larutan elektrolit dan lingkungan cair sehingga sesuai untuk aplikasi biomaterial. Bila magnesium berada dalam kondisi cair, maka oksida beracun yang membahayakan akibat larutan korosi dapat diekskresikan dalam urin. Namun sifat kelarutan yang tinggi juga menjadi kelemahan untuk magnesium murni, dimana dapat menimbulkan korosi yang cepat dalam pH fisiologis (7,4-7,6) dan di lingkungan fisiologis klorida tinggi, sehingga sifat mekanik menurun sebelum penyembuhan dan pertumbuhan jaringan baru. Inilah menjadi pendorong untuk memadukan magnesium dengan unsur-unsur lain, diharapkan nantinya menjadi material *implant* yang tidak beracun dan biokompatibilitas yang baik, mampu digunakan pada bagian-bagian yang sering kena beban dan mampu bertahan sampai 12-18 minggu sampai jaringan tulang sembuh dan tumbuh (Witte, 2005; Wen, 2001).

Tinjauan literatur ini bertujuan mengetahui perkembangan magnesium dan pakuannya yang digunakan sebagai biomaterial ortopedik, mengkaji keselamatannya dalam tubuh dengan memperbaiki sifat mekaniknya dan

faktor apa yang harus dilakukan untuk mengontrol degradasi dan selanjutnya mengkaji kebutuhan untuk penelitian selanjutnya.

2. Zinc (Zn)

Zinc, seperti halnya Magnesium, Zinc merupakan salah satu elemen penting yang diperlukan oleh tubuh manusia. Dalam jumlah yang sesuai, Zinc akan mendukung sistem imun, pembentukan enzim, protein dll. Zinc merupakan salah satu elemen *non toxic* dengan rekomendasi kebutuhan per-hari yang diijinkan sebanyak 40 mg (Vojtěch, 2014). Penurunan sistem tanggap kebal serta meningkatnya kejadian infeksi dapat diakibatkan dari rendahnya kadar Zn di dalam tubuh. Defisiensi Zn yang parah dicirikan dengan menurunnya fungsi sel imun dalam menghadapi agen infeksi (Sus, 2012). Logam seng memiliki massa jenis 7140 kg/m^3 dan memiliki titik lebur pada temperatur 420° C . Struktur kristal yang dimiliki seng adalah *Hexagonal Close-Packed* (HCP). Sifat mekanik seng adalah sebagai berikut (ASM Metal Handbook Vol.2:1992):

- a. Tensile strength : 170 MPa
- b. Hardness : 52 HB (*hot rolled*), 60 HB (*cold rolled*)
- c. Fatigue strength : 28 MPa
- d. Shear strength : 138-152 MPa
- e. Thermal conductivity : 104,7 Wm/K

3. Aluminium (Al)

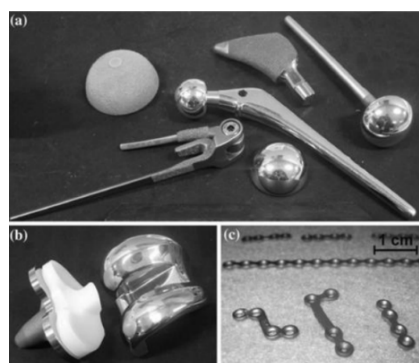
Aluminium merupakan unsur logam terbanyak di muka bumi, dimana hampir 8% berat dari kerak bumi adalah aluminium. Aluminium memiliki berat jenis 2,7 gram/ cm³ , kira-kira sepertiga dari berat jenis baja (7,83 gram/ cm³), tembaga (8,93 gram/cm³), atau kuningan. Selain itu aluminium menunjukkan ketahanan korosi yang baik pada kebanyakan lingkungan termasuk udara, air (air garam), petrokimia dan lingkungan kimia lainnya. Dilihat dari konduktivitas termalnya adalah antara 50-60 % dari tembaga, bersifat nonmagnetic dan tidak beracun (Surdia, 1995).

D. Implan Tulang

Implan tulang merupakan suatu media 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. Begitu juga *scaffold* haruslah memiliki karakteristik sebaik kriteria pembebanan, serta gerak mekanik yang dimiliki tulang. Faktor-faktor tersebut akan memengaruhi kecepatan dari pertumbuhan tulang dan peluruhan *scaffold* (Saito, 2011). Secara umum, biomaterial sintetis yang banyak digunakan untuk aplikasi implan tulang berupa : Logam, Polimer, Keramik, dan Komposit.

1. Logam

Material logam banyak digunakan sebagai implan yang mengalami *load-bearing*. Sebagai contohnya, secara umum pengimplanan tulang untuk aplikasi *orthopedic devices* banyak menggunakan material logam. Seperti *hips, knees, shoulders*, dan masih banyak lagi. Mulai dari bentuk *simple wire* sampai yang berbentuk *screw* penggunaan logam banyak dibuat.



Gambar 2. Penggunaan logam sebagai implan: a) pinggul dan siku, b) lutut, c) *craniofacial* (Hendra, 2012)

Meskipun kebanyakan logam dan paduannya digunakan untuk aplikasi medis, namun yang umum digunakan yaitu stainless steel, titanium dan titanium alloy, serta cobalt–base alloy seperti ditunjukkan pada **Tabel 3**.

Tabel 3. Penggunaan Logam untuk Aplikasi Biomedis

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

(Sumber: Abdulmalik, 2012)

2. Polimer

Polimer digunakan pada dunia kedokteran sebagai biomaterial. Aplikasinya mulai dari penggunaan sebagai bagian komponen pada hati dan ginjal, serta untuk pembuatan hip atau knee. Selain itu material polimer untuk biomaterial ini juga digunakan untuk bahan perekat medis dan penutup, serta pelapis yang digunakan untuk berbagai tujuan biomaterial polimer contohnya adalah nilon, silikon, karet alam dan polyester. Pada aplikasinya biomaterial polimer 12 biasanya digunakan dalam penggantian jaringan yang rusak pada tubuh manusia. Contoh dari material polimer yang banyak digunakan pada dunia medis ditunjukkan pada **Tabel 4**.

Tabel 4. Penggunaan Polimer untuk Aplikasi Biomedis

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

(Sumber: Abdulmalik, 2012)

3. Keramik

Aplikasi biomaterial keramik pada aplikasinya biasanya digunakan untuk mengisi cacat pada gigi atau tulang, melengkapi grafit tulang, patahan, atau untuk menggantikan jaringan yang rusak. Sejak dahulu penggunaan material keramik banyak digunakan sebagai penguat pada medis. Harga yang

relatif murah dibandingkan dengan logam dan polimer membuat keramik lebih sering digunakan. Beberapa contoh material keramik yang banyak digunakan dalam dunia medis ditunjukkan pada **Tabel 5**.

Tabel 5. Penggunaan Keramik untuk Aplikasi Biomedis

Material	<i>Principal Application</i>
Alumina	<i>Joint replacement, dental implants</i>
Zirconia	<i>Joint replacement</i>
<i>Calcium Phosphate</i>	<i>Bone repair and augmentation, Surface coatings on metals</i>
<i>Bioactive glasses</i>	<i>Bone replacement</i>
<i>Porcelain</i>	<i>Dental restoration</i>
<i>Carbons</i>	<i>Heart valves, percutaneous devices, dental implants</i>

(Sumber: Abdulmalik, 2012)

4. Komposit

Biomaterial komposit yang sangat cocok dan baik digunakan di bidang kedokteran gigi adalah sebagai material pengganti atau tambalan gigi, walaupun masih terdapat material komposit lain seperti komposit karbon-karbon dan komposit polimer berpenguat karbon yang dapat digunakan pada perbaikan tulang dan penggantian tulang sendi karena memiliki nilai elastis yang rendah, tetapi material ini tidak menampakkan adanya kombinasi dari sifat mekanik dan biologis yang sesuai untuk aplikasinya. Tetapi juga, material komposit sangat banyak digunakan untuk prosthetic limbs (tungkai buatan), dimana terdapat kombinasi dari densitas yang rendah dan kekuatan yang tinggi sehingga membuat material ini cocok untuk aplikasinya.

E. Bahan *Biodegradable*

Bahan *biodegradable* dapat diartikan sebagai zat atau benda yang mampu terurai oleh bakteri atau organisme hidup lainnya, juga dapat

dimaknai sebagai bahan yang harus bebas polutan, karena kegunaan lanjutannya adalah untuk berada di dalam tubuh makhluk hidup. Menurut Vojtek (2014) material *biodegradable* adalah material yang pada saat meluruh dapat diserap oleh tubuh dan tidak akan menghasilkan produk yang dapat menjadi racun sehingga tetap aman. Bahan *biodegradable*, akhir-akhir ini telah menarik banyak perhatian karena karakter mudah-luruhnya yang unik. Implan yang dapat terurai dan meluruh dalam tubuh, yang disertai dengan penurunan sifat mekanik dari bahan implan, memiliki keistimewaan berupa pengurangan beban secara bertahap, dan unsur-unsur di dalamnya akan luruh dan tertransfer ke jaringan tulang keras (*cortical bone*) dan jaringan lunak. Selain itu, bahan *biodegradable* tidak perlu diambil dari dalam tubuh setelah diimplan. Karena yang terjadi adalah seiring dengan pertumbuhan jaringan tulang, maka bahan implan *biodegradable* akan meluruh dan larut di dalam tubuh (Agarwal, 2016).

Dalam perkembangannya di beberapa tahun terakhir, implan *biodegradable* berupa batang penyangga, pelat, pin, sekrup (*bone screw*) telah mampu diciptakan. Kebanyakan implan *biodegradable* yang telah dikembangkan terbuat dari material polimer. Meskipun begitu, implan *biodegradable* dengan material dasar paduan Mg, paduan Zn telah banyak diteliti sebagai implan *biodegradable* masa depan dikarenakan sifat mekaniknya yang lebih baik daripada material polimer (Chen, 2014).

Tabel 6. Perbandingan *Properties* Tulang dengan Beberapa Material

Material	Massa Jenis (g/cm ³)	Modulus Elastisitas (GPa)	<i>Compressive Strenght</i> (MPa)	<i>Fracture Toughness</i> (MPa√ <i>m</i>)
Tulang	1,8–2,1	3-20	130-180	3-6
Mg murni	1,74-2	41-45	65-100	15-40
Paduan Ti	4,4-4,5	110-117	758-1117	55-115
Paduan Co	8,3-9,2	230	450-1000	N/A
<i>Stainless Steel</i>	7,9-8,1	189-205	170-310	50-200
<i>Hydroxiapatite</i>	3,1	73-117	600	0,7

(Sumber: Staiger, 2006)

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 adalah mm/tahun, cm/hari, dll (Salahshoor, 2012).

F. Proses Manufaktur Implan Tulang

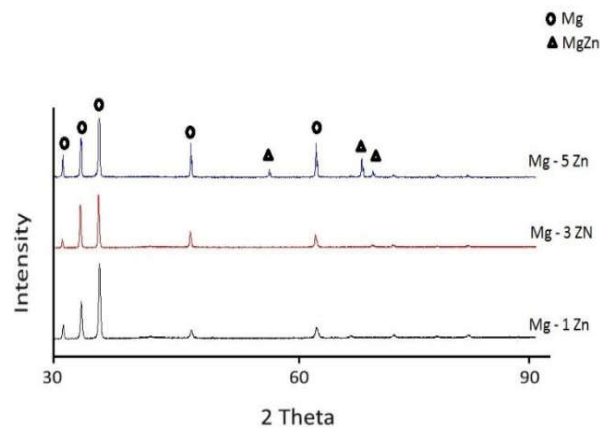
Penelitian mengenai implan tulang dalam tubuh manusia mengalami perkembangan dalam beberapa tahun terakhir. Masih adanya kelemahan implan tulang bahan *non-biodegradable* membuat pilihan pemakaian implan tulang yang dapat bersifat *biodegradable*. Dalam dunia *orthopedic devices*, proses pembuatan implan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

1. Metode Pengecoran (*Casting*)

Pengecoran atau *casting*, dalam hal ini adalah teknik pemrosesan material dengan menggunakan fase cair sebagai jalur pencampurannya. Tentunya didahului dengan proses pemanasan hingga melebihi temperatur leleh (*melting temperature*) dari masing-masing unsur yang akan dipadukan.

Pada *sand casting*, yang akan digunakan sebagai proses utama dalam pembuatan *biodegradable material*, adalah metode pengecoran yang paling sering digunakan untuk komponen otomotif. Oleh karenanya proses pengecoran ini hanya bergantung dari bentuk wadah (*crucible*) dan panas yang dihantarkan untuk melelehkan material paduan (Gupta & Sharon, 2011). Metode pengecoran ini memanfaatkan gravitasi dan pendinginan udara. Akan tetapi pada penelitian, pendinginan akan dilakukan di dalam *furnace*. Hal itu dimaksudkan untuk mencegah oksidasi terjadi pada material hasil *casting*, dan mengubah sifat-sifat yang ada pada material. Temperatur pemanasan pun amat berpengaruh terhadap material hasil pengecoran, terutama terhadap volume dan massa jenisnya.

Menurut (Rudi, 2014) semakin tinggi temperatur pemanasan akan menurunkan komposisi Magnesium dalam paduan dikarenakan presentase Magnesium yang terbakar akan semakin meningkat. Dalam implan tulang *biodegradable* keberadaan porositas menjadi hal yang penting, selain dapat mengurangi kekuatan mekaniknya agar tidak terlalu jauh berbeda dengan kekuatan mekanik tulang serta adanya porositas juga akan mempermudah jaringan tulang yang baru untuk tumbuh (Hendra, 2012). Berikut adalah contoh grafik pengujian XRD yang spesimennya melalui metode pengecoran (*casting*).



Gambar 3. Grafik Pengujian XRD Hasil Casting
(Sumber: Fikri, 2017)

2. Proses Metalurgi Serbuk (*Powder Metallurgy*)

Metalurgi serbuk didefinisikan sebagai seni dan sains untuk menghasilkan serbuk logam halus dan objek finished atau semi-finished dari serbuk logam tunggal, campuran, atau alloyed tanpa atau dengan inklusi non logam (Sinha, 1976). Kelebihan dari metalurgi serbuk adalah:

- a. Kebebasan dalam memilih raw material
- b. Dapat mempertahankan kemurnian unsur-unsur produk dengan mengontrol langkah-langkah proses
- c. Ekonomis dan akurasi ukuran sampel yang tinggi. Permukaan sampel juga halus
- d. Mampu untuk membentuk ukuran produk yang kompleks dan kecil
- e. 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 metalurgi serbuk terdiri dari fabrikasi serbuk, mixing, kompaksi dan sintering.

1) Fabrikasi Serbuk

Ada 4 macam mekanisme yang digunakan untuk mereduksi ukuran material menjadi lebih kecil (serbuk) yaitu *impak*, *attrition*, *shear*, dan tekan. *Impak* dilakukan dengan memberikan pukulan yang cepat kepada material yang menyebabkan material retak dan tereduksi ukurannya. *Attrition* adalah proses mereduksi material dengan gerakan menekan. *Shear* dengan cara menggesek material menjadi partikel halus. Tekan (*compression*) biasanya dipakai untuk material yang brittle karena jika material tersebut ditekan tidak akan terdeformasi dan akan membentuk serbuk-serbuk kasar (German, 1994).

2) Pencampuran Serbuk

Mixing adalah proses mencampur beberapa serbuk berbeda atau mencampur serbuk yang sama namun dengan ukuran yang berbeda. *Mixing* sangat dianjurkan untuk dilakukan agar partikel-partikel serbuk terdispersi secara merata (Sinha, 1976).

3) Pemaduan Mekanik

Pemaduan mekanik adalah proses penggilingan serbuk kering yang melibatkan penyambungan, penggerusan dan penyambungan kembali secara berulang dengan menggunakan bola berkecepatan tinggi. Tujuan dari pemaduan mekanik adalah untuk mendapatkan campuran yang homogen antara material matriks dengan partikel terdispersi dan mendifusikan partikel terdispersi tersebut ke partikel

logam matriks. Variabel proses pada pemaduan mekanik yang utama, antara lain kecepatan putar, lama waktu proses dan rasio berat bola dengan serbuk. Kecepatan putar bola yang digunakan pada pemaduan mekanik tidak boleh terlalu cepat atau terlalu lambat. Apabila terlalu cepat, maka bola penggiling akan bergerak pada dinding wadah dan tidak efektif memberikan tumbukan pada partikel serbuk. Namun, kecepatan yang terlalu lambat juga tidak dianjurkan karena dapat membuat bola penggiling hanya bergerak pada dasar wadah sehingga proses pemaduan tidak berlangsung efektif juga (Suryanarayana, 2001).

4) Proses Kompaksi

Kompaksi merupakan proses pemberian suatu gaya luar berupa tekanan untuk mendeformasi serbuk menjadi benda yang mempunyai bentuk dan ukuran tertentu yang mempunyai densitas yang lebih tinggi. Proses kompaksi akan mengakibatkan pengaturan partikel, deformasi partikel, dan terbentuknya ikatan antar partikel. Kompaksi dapat dilakukan melalui kompaksi dingin dan kompaksi panas. Arah penekanan proses kompaksi ada dua yaitu satu arah (*single end compaction*) maupun penekanan dua arah (*double end punch*). Proses kompaksi dingin merupakan proses kompaksi yang dilakukan dengan temperatur ruang sedangkan proses *hot pressing* merupakan suatu proses kompaksi yang dilakukan pada temperatur relatif tinggi.

5) Proses Sintering

Proses sinter merupakan proses pemanasan yang dilakukan di bawah temperatur lebur untuk membentuk ikatan antarpartikel melalui mekanisme perpindahan massa yang terjadi pada skala atomik. Proses sinter penting untuk menghasilkan sifat mekanik yang baik bagi material yang dibuat dengan metalurgi serbuk (Greetham, 2001). Proses sinter memiliki 2 tujuan yaitu untuk menghilangkan pelumas (*lubricant*) dan pada temperatur yang lebih tinggi untuk proses difusi serta pembentukan ikatan antarpartikel serbuk.

Contoh grafik pengujian XRD melalui proses metalurgi serbuk (*powder metallurgy*) dapat dilihat pada **Gambar 5 dan Gambar 6**.

G. Uji Kekerasan

Menurut Saputra (2011), kekerasan merupakan salah satu sifat mekanik (*mechanical properties*) dari suatu material. Tingkat kekerasan suatu material harus diketahui terlebih untuk suatu material yang dalam penggunaannya akan mengalami deformasi plastis dan gesekan. Deformasi plastis sendiri suatu keadaan dari suatu material ketika material tersebut diberikan gaya maka struktur mikro dari material tersebut sudah tidak bisa kembali ke bentuk asal artinya material tersebut tidak dapat kembali ke bentuknya semula. Lebih ringkasnya kekerasan didefinisikan sebagai kemampuan suatu material untuk menahan beban indentasi atau

penetrasi (penekanan). Didunia teknik, umumnya pengujian kekerasan menggunakan empat macam metode pengujian kekerasan, yaitu :

1. Metode *Brinell* (HB/BHN)

Pengujian kekerasan dengan metode ini memiliki tujuan untuk menentukan kekerasan dari suatu material dalam bentuk daya tahan suatu material terhadap indentor yang ditekankan terhadap permukaan spesimen uji tersebut Wahyuni, dkk., (2003: 2). Idealnya, pengujian dengan metode Brinell dipergunakan untuk material yang permukannya kasar dengan nilai uji kekuatan berkisar 500-3000 kgf. Indentor biasanya telah dikeraskan atau bisa juga terbuat dari bahan Karbida Tungsten (Hadi, 2011: 1).

2. Metode *Rockwell* (HR/RHN)

Wahyuni, dkk., (2003) mengatakan bahwa uji kekerasan dengan metode Rockwell ini bertujuan untuk menentukan tingkat kekerasan suatu material dalam bentuk daya tahan material terhadap benda uji yang berupa bola baja ataupun kerucut intan yang ditekankan pada permukaan benda uji tersebut. skala yang umum yang dipakai didalam pengujian metode ini adalah :

- a. HRA diperuntukkan material yang sangat keras.
- b. HRB diperuntukkan material yang lunak.
- c. HRC diperuntukkan material dengan tingkat kekerasan sedang.

3. Metode *Vickers* (HV/VHN)

Menurut Hadi (2011:1), pengujian kekerasan dengan metode *Vickers* bertujuan menentukan kekerasan suatu material dalam yaitu daya tahan material terhadap indenter intan yang cukup kecil dan mempunyai bentuk geometri berbentuk piramid seperti ditunjukkan pada gambar 3. Beban yang dikenakan juga jauh lebih kecil dibanding dengan pengujian *Rockwell* dan *Brinell* yaitu antara 1 sampai 1000 gram. Nilai kekerasan *Vickers* dihitung dengan menggunakan persamaan berikut:

$$HV = 1,854 \frac{F}{d^2}$$

Dimana, HV = Angka kekerasan *Vickers*, F = Beban (gf), d = rata-rata diameter jejak (mm).

4. *Microhardness* (*Knoop Hardness*)

Microhardness test atau sering disebut dengan *knoop hardness testing* merupakan pengujian yang cocok untuk pengujian material yang nilai kekerasannya rendah. *Knoop* biasanya digunakan untuk mengukur material yang getas seperti keramik (Hadi, 2011:7).

Jenis indenter pada masing-masing metode pengujian kekerasan dapat dilihat pada **Gambar 4**.

Test	Indenter	Shape of indentation		Load, P	Hardness number
Brinell	10-mm steel or tungsten-carbide ball			500 kg 1500 kg 3000 kg	$HB = \frac{2P}{(\pi D)(D - \sqrt{D^2 - d^2})}$
Vickers	Diamond pyramid			1–120 kg	$HV = \frac{1.854P}{L^2}$
Knoop	Diamond pyramid			25 g–5 kg	$HK = \frac{14.2P}{L^2}$
Rockwell					
A C D	Diamond cone			60 kg 150 kg 100 kg	$\left. \begin{matrix} HRA \\ HRC \\ HRD \end{matrix} \right\} = 100 - 500t$
B F G	$\frac{1}{16}$ -in. diameter steel ball			100 kg 60 kg 150 kg	$\left. \begin{matrix} HRB \\ HRF \\ HRG \end{matrix} \right\} = 130 - 500t$
E	$\frac{1}{8}$ -in. diameter steel ball			100 kg	HRE

Gambar 4. Macam-macam Teknik Pengujian Kekerasan
(sumber: <https://id.pinterest.com/pin/702631979333857078/?lp=true>)

Setelah mengetahui macam-macam pengujian untuk uji kekerasan, maka sebelum pengujian harus memikirkan apa yang harus diketahui untuk menentukan metode uji kekerasan yang digunakan, untuk itu perlu diperhatikan hal-hal dibawah ini:

- Permukaan material
- Jenis dan dimensi material
- Jenis data yang diinginkan
- Ketersedian alat uji

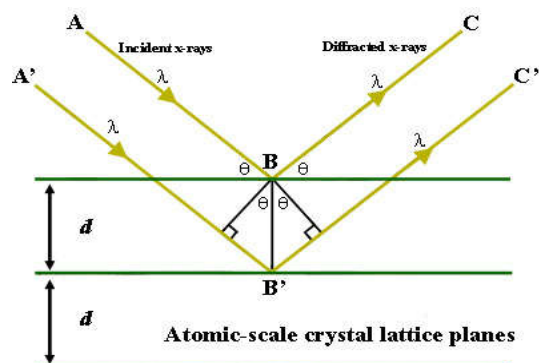
Berdasarkan pertimbangan diatas, penelitian ini menggunakan metode *Vickers* untuk pengujian kekerasan paduan Seng.

H. Difraksi Sinar-X

Secara kualitatif analisis ini telah dimulai sejak tahun 1936, beberapa orang ahli seperti Hanawalt, Rin dan Frevel, bersama-sama mengumpulkan berbagai pola difraksi dari bahan-bahan yang senyawa kimianya telah

diketahui. Melalui lembaga yang bernama Dow Chemical Company, mereka berhasil mengumpulkan kurang lebih 1000 pola difraksi dari suatu substan. Kemudian pada tahun 1941 muncullah lembaga baru yang bernama ASTM, melalui lembaga ini dari tahun 1941 s/d 1969 berhasil mempublikasikan data yang lebih besar lagi. Kemudian sejak tahun 1969 *Joint Committee on Powder Diffraction Standard* (JCPDS) bersama 10 negara bagian Amerika, Canada, Inggris, dan Perancis, telah mempublikasikan sebagai standar perbandingan resmi pola difraksi sinar-X .

Sebagaimana diketahui bahwa pola difraksi sinar-X diperoleh dari difraksi berkas sinar-X oleh bidang hkl pada suatu kristal. Perbedaan orientasi bidang hkl akan menghasilkan pola puncak-puncak yang terletak pada suatu sudut difraksi tertentu. Setiap kristal memiliki karakteristik yang berbeda yang ditunjukkan oleh munculnya puncak-puncak yang berbeda-beda. Hal ini menunjukkan bahwa pola difraksi sinar-X bersifat unik. Unik mengandung pengertian bahwa pola difraksi sinar-X tidak pernah kembar. Berdasarkan perbedaan pola difraksi ini, maka para ahli dapat mengidentifikasi jenis material apa yang terdapat dalam suatu zat padat. Atau lebih lanjut dapat mengetahui pertumbuhan suatu phase akibat dari treatment panas dengan mempelajari pola difraksinya. Bagaimana pola difraksi ini dapat terbentuk, dapat kita pelajari dengan konsep difraksi yang dikemukakan oleh Bragg. Gambar peristiwa difraksi ditunjukkan dalam **Gambar 5**.



Gambar 5. *Bragg's Law Reflection*

(sumber: https://serc.carleton.edu/research_education/geochemsheets/BraggsLaw.html)

I. Penelitian yang Relevan

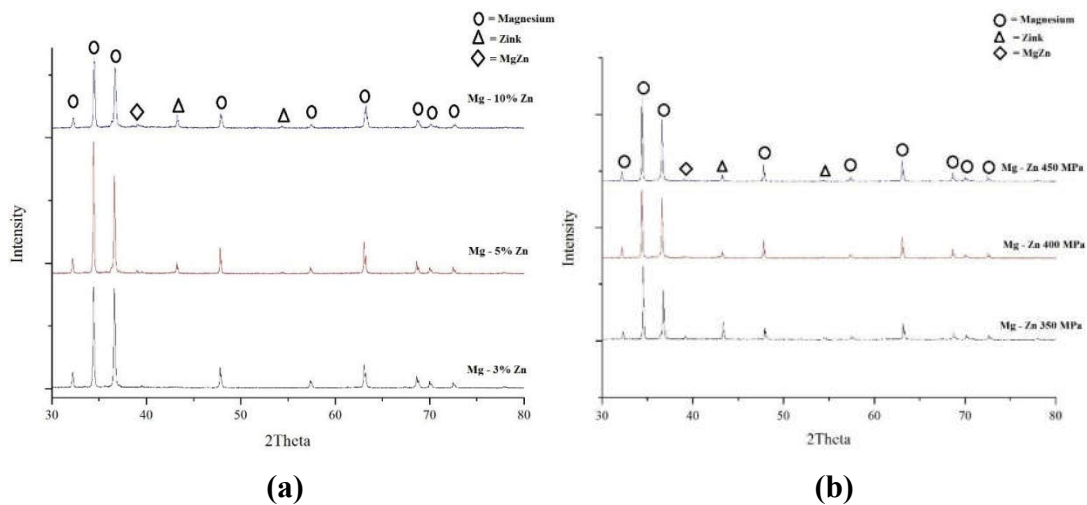
Indra Bayu Kurniawan (2017) dalam penelitiannya, untuk mengetahui pengaruh penambahan Zn dan tekanan kompaksi terhadap struktur mikro, sifat mekanik, dan laju peluruhan paduan Mg-Zn untuk aplikasi *orthopedic devices* dengan metode *metallurgy serbuk*. Hasil pengujian XRD ditunjukkan pada **Gambar 6**.

Berdasarkan hasil **Gambar 6 (a)** dapat dilihat perbandingan hasil XRD untuk variabel komposisi kimia. Dari pengujian tersebut dapat dijelaskan bahwa, untuk paduan Mg-3% Zn terdapat 2 fasa yang muncul pada paduan. Fasa yang terbentuk yaitu berupa α magnesium yang secara umum merupakan fasa penyusun utama serta fasa MgZn mulai terlihat. Namun dengan peningkatan konten penambahan Zinc di dalam paduan, akan menyebabkan mulai munculnya 3 fasa dalam paduan, diantaranya yaitu fasa Zn dan MgZn pada paduan Mg-5% Zn serta fasa α magnesium masih merupakan fasa dominan dalam paduan. Ketika paduan Mg-10% Zn, fasa Magnesium masih merupakan fasa dominan yang ada dalam paduan, namun

jika dibandingkan dengan Mg-3% Zn dan Mg-5% Zn jumlahnya lebih sedikit, sedangkan untuk fasa Zinc dan MgZn jumlahnya semakin banyak di banding 2 paduan sebelumnya.

Sedangkan **Gambar 6 (b)** menampilkan hasil XRD paduan Mg-Zn variasi tekanan kompaksi. Dari pengujian tersebut dapat dijelaskan bahwa, untuk paduan Mg-Zn 350 Mpa memiliki 3 fasa penyusun paduan. Diantaranya yaitu Magnesium sebagai fasa yang umum ditemui, serta adanya fasa Zinc dan MgZn yang cukup tinggi. Ketika tekanan kompaksi dinaikkan menjadi paduan Mg-Zn 400 MPa, fasa yang terbentuk juga sama akan tetapi jumlahnya berbeda. Fasa yang terbentuk yaitu magnesium masih merupakan penyusun utama dalam paduan serta terjadi penurunan konten Zinc dalam paduan. Untuk paduan Mg-Zn 450 MPa, magnesium masih merupakan unsur penyusun utama paduan, namun konten zink mulai tampak sangat kecil dibandingkan dengan paduan dengan tingkat tekanan yang berbeda. Sedangkan untuk fasa MgZn semakin tinggi intensitasnya akibat pengaruh tekanan kompaksi. Dari hasil ini dapat dilihat bahwa dengan peningkatan tekanan kompaksi akan menurunkan intensitas Zinc dan meningkatkan fasa MgZn.

Sementara berdasarkan penelitian yang dilakukan Rhidiyan Waroko (2012), menurutnya pengujian XRD merupakan pengujian kualitatif. Pengujian tersebut dilakukan untuk menginvestigasi fasa pada material. Pengujian pada sampel Fe-24Mn-0.42C dan Fe-33Mn-0.27C menghasilkan data berupa grafik seperti pada **Gambar 7**.

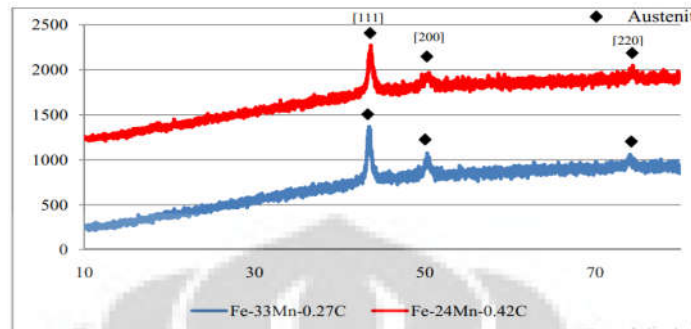


Gambar 6. Hasil XRD paduan Mg–Zn (a) variasi komposisi kimia; (b) tekanan kompaksi setelah sintering 3500 C selama 1 jam (Indra, 2017)

Pada data tersebut, terlihat bahwa sampel Fe-24Mn-0.42C dan Fe-33Mn-0.27C memiliki *peak* yang hampir sama. *Peak* dengan intensitas yang tinggi terbentuk pada 43,56°, 50,25° dan 74,24° pada sampel Fe-24Mn-0.42C dan pada 43,40°, 50,26° dan 74,02° pada sampel Fe-33Mn-0.27C. Intensitas *peak* paling tinggi ditunjukkan pada 43,56° pada sampel Fe-24Mn-0.42C dan pada 43,40° pada sampel Fe-33Mn 0.27C dengan intensitas sampel Fe-33Mn-0.27C lebih tinggi dari intensitas sampel Fe-24Mn-0.42C.

Pada kedua *peak* tertinggi dari sampel Fe-24Mn-0.42C dan Fe-33Mn 0.27C tersebut menunjukkan bahwa pada kedua sampel terdapat struktur kristal dengan arah [111], [200] dan [220] dan hasilnya merupakan struktur kristal FCC. Struktur kristal tersebut mengindikasikan bahwa material tersebut memiliki fasa austenit. Menurut *peak* data list yang ada pada alat Shimadzu XRD-7000 untuk uji XRD, *peak* Mn akan terlihat pada sekitar 40.65°. Namun, pada grafik tersebut tidak terlihat indikasi adanya *peak* Mn.

Hal tersebut terjadi, menurut analisis, karena unsur Mn berdifusi kedalam lattice BCC sehingga membentuk struktur kristal FCC dan dapat membantu pembentukan fasa austenite pada material. Analisis tersebut berdasarkan fungsi Mn sebagai penstabil fasa austenite dalam Fe-based Alloy.



Gambar 7. Hasil Uji XRD (Rhidiyan, 2012)

BAB V

PENUTUP

A. Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian analisis struktur dan fase paduan seng, maka didapatkan kesimpulan sebagai berikut:

1. Nilai kekerasan paduan Zn-1Mg lebih besar dibandingkan nilai kekerasan Zn-0.5 Al baik itu paduan *as-cast*, maupun *as-rolled*. Sehingga dapat diidentifikasi bahwa sifat mekanik (*mechanical properties*) Zn-1Mg lebih baik daripada Zn-0.5Al.
2. Berdasarkan hasil uji xrd, didapatkan bahwa struktur paduan berbasis Zn adalah *Hexagonal Closest Packed* (HCP) serta memiliki intensitas *peak* tertinggi pada posisi 2θ berada di sekitar 43° .

B. Saran

Berdasarkan hasil penelitian yang dilakukan, maka disarankan hal-hal sebagai berikut:

1. Pada saat proses menggunakan mikroskop optik di Laboratorium Material Teknik dan Metrologi, untuk melihat visualisasi hasil perbesaran, peneliti harus memotret tampilan perbesaran dari lensa mikroskop. Sehingga gambar yang diambil kurang jelas dikarenakan hanya memotret dari kamera handphone. Seharusnya setelah melakukan pengamatan dengan mikroskop optik, terdapat *output* perbesaran dari mikroskop pada layar komputer. Namun dikarenakan

komputer rusak, sehingga didapatkan hasil gambar yang kurang maksimal.

2. Pada proses rolling, peneliti menggunakan *cold rolling*, namun dikarenakan keterbatasan alat, dimana pada Laboratorium Fabrikasi hanya terdapat mesin *rolling* manual. Sehingga saat proses *rolling* diperlukan proses *rolling* yang lebih lama. Apabila menggunakan mesin *rolling* otomatis, tentunya lebih efektif dari segi waktu, tenaga dan hasil.
3. Penelitian ini diharapkan bisa dilanjutkan, agar dapat mengalami perkembangan maupun menguatkan data yang telah didapat.
4. Perlu adanya pengujian lain, untuk mendukung data yang telah ada. Seperti uji tarik, uji korosi, SEM, EDS, EDAX, XPS dan sebagainya.

DAFTAR PUSTAKA

- Abdulmalik, Samir, Sani. 2012. "Effect of Zinc Addition on The Properties of Manesium." *A project report submitted in partial fulfillment of the requirements for the award of the degree of Master of Engineering*. University Technology Malaysia.
- Agarwal, Sankalp., *et al.* 2016. "Biodegradable Magnesium Alloys for Orthopaedic Applications: A Review on Corrosion, Biocompatibility and Surface Modifications". *Journal of Material Science and Engineering: C* (Vol.68). Hlm. 948—963.
- BMI Research. 2015. "Indonesia Medical Devices Report Q2 2015". [Online] Tersedia: <https://www.marketsearch.com/Business-Monitor-International-v304/Indonesia-Medical-Devices-Q2-8821612/>. Diakses 6 Februari 2019.
- Bowen, P.K., *et al.* 2017. "Evaluation of wrought Zn–Al alloys (1, 3, and 5 wt % Al) through mechanical and in vivo testing for stent applications". *Society for Biomaterials*. DOI: 10.1002/jbm.b.33850.
- Cai, Shuhua., *et al.* 2012. "Effects of Zn on Microstructure, Mechanical Properties and Corrosion Behaviour of Mg-Zn Alloys." *Journal of Materials Science and Engineering: C* (Vol. 32, Issue 8). Hlm. 2570—2577.
- Castiglioni, Sara., *et al.* 2013. "Magnesium and Osteoporosis: Current State of Knowledge and Future Research Directions". *Journal of Nutrients* (Vol.5, Issue 8). Hlm. 3022—3033.
- Champagne, S., *et al.* 2019. *In Vitro Degradation of Absorbable Zinc Alloys in Artificial Urine*. *Article of Materials*. DOI:10.3390/ma12020295.
- Chen, Yongjun., *et al.* 2014. "Recent Advances on The Development of Magnesium Alloys for Biodegradable Implants". *Journal Acta Biomaterialia* (Vol. 10, Issue 11). Hlm. 4561—4573.
- Daud, Nurizzati., *et al.* 2014. "Degradation and *in vitro* cell–material interaction studies on hydroxyapatite-coated biodegradable porous iron for hard tissue scaffolds". *Journal of Orthopaedic Translation* (Vol. 2, Issue 4). Hlm. 177—184.
- Fikri Adhi Nugraha. 2017. "Pengaruh Komposisi Zn dan Temperatur Casting Terhadap Morfologi dan Sifat Mekanik Paduan Mg-Zn untuk Aplikasi Biodegradable Orthopedic Devices." *Tugas Akhir tidak diterbitkan*. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.