

**PENGARUH UKURAN SERBUK TERHADAP SIFAT MEKANIK  
DAN FISIK MAGNESIUM BERPORI HASIL KOMPAKSI-  
*SINTERING* UNTUK APLIKASI *SCAFFOLD* TULANG MAMPU  
TERDEGRADASI**

**(Skripsi)**

**Oleh  
RIZAL ADI SAPUTRA**



**JURUSAN TEKNIK MESIN  
FAKULTAS TEKNIK  
UNIVERSITAS LAMPUNG  
BANDAR LAMPUNG  
2019**

## ABSTRAK

# PENGARUH UKURAN SERBUK TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN FISIK MAGNESIUM BERPORI HASIL KOMPAKSI- *SINTERING* UNTUK APLIKASI *SCAFFOLD* TULANG MAMPU TERDEGRADASI

Oleh

Rizal Adi Saputra

Magnesium dan paduannya muncul sebagai bahan implan tulang biomedis, magnesium memiliki potensi sebagai bahan implan karena bersifat biokompatibilitas. Magnesium sebagai biomaterial memiliki sifat mekanik yang tinggi dengan modulus young sebesar 41-45 GPa dan memiliki kepadatan  $1.74-2 \text{ gr/mm}^2$  melebihi sifat mekanik dari tulang berongga (*cancelluos bone*). Fabrikasi magnesium berpori sebagai bahan *scaffold* tulang bertujuan untuk mengurangi kekakuan dan kekuatan material dengan densitas-porositas yang dapat disesuaikan dengan sifat asli tulang. Membentuk porositas *interconnected*, memiliki sifat fisik dan mekanik yang mirip dengan tulang berongga *cancelluos bone*. Serbuk magnesium dipadukan dengan titanium *wire* sebagai (*Titanium Wire Space Holder*) kemudian dikompaksi-*sintering* setelah itu dianalisis struktur makronya, kemudian direndam pada larutan HF (Asam Fluorida) sebagai uji korosi dan pembentukan magnesium berpori pembentuk *scaffold* tulang. Kemudian dilakukan uji densitas-porositas, uji kekerasan *micro vickers*, uji struktur mikro mikroskop optik dan SEM-EDX. Setelah itu akan didapatkan karakterisasi dari hasil fabrikasi magnesium berpori.

Kata kunci : Magnesium Berpori, Kompaksi, *Sintering*, *Scaffold*, Implan Tulang.

## ABSTRACT

THE EFFECT OF POWDER SIZE ON MECHANICAL AND PHYSICAL  
PROPERTIES OF POROUS MAGNESIUM WITH KOMPAKSI-*SINTERING* FOR  
APPLICATION BONE SCAFFOLD BIODEGRADABLE

By

Rizal Adi Saputra

Magnesium and its alloys appear as bone implant biomedical, magnesium has potential as an implant material because biocompatible. Magnesium as a biomaterial has high mechanical properties with a young modulus is 41-45 GPa and density 1.74-2 g/mm<sup>2</sup> that exceeds mechanical properties of cancellous bone. Fabrication porous magnesium as a bone scaffold material aims to reduce the rigidity and strength of the material with density that can be adjusted to the original nature of the bone. It forms interconnected porosity, has physical and mechanical properties similar to cancellous bone. Magnesium powder is combined with titanium wire as (Titanium Wire Space Holder) and then compacted-sintering after which the macro structure is analyzed, then immersed in HF (Fluoride Acid) solution as a corrosion test and the formation of porous magnesium forming bone scaffold. Then the density-porosity test, micro vickers hardness test, optical microscope micro structure test and SEM-EDX were performed. After that you will get the characterization of porous magnesium fabrication results.

Keywords : Porous Magnesium, Compaction, Sintering, Scaffold, Bone Implant.

PENGARUH UKURAN SERBUK TERHADAP SIFAT MEKANIK  
DAN FISIK MAGNESIUM BERPORI HASIL KOMPAKSI-  
*SINTERING* UNTUK APLIKASI *SCAFFOLD* TULANG MAMPU  
TERDEGRADASI

Oleh  
Rizal Adi Saputra

Skripsi

Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar  
SARJANA TEKNIK

Pada

Jurusan Teknik Mesin  
Fakultas Teknik Universitas Lampung



FAKULTAS TEKNIK  
UNIVERSITAS LAMPUNG  
BANDAR LAMPUNG

2019

Judul Skripsi : **PENGARUH UKURAN SERBUK TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN FISIK MAGNESIUM BERPORI HASIL KOMPAKSI-SINTERING UNTUK APLIKASI SCAFFOLD TULANG MAMPU TERDEGRADASI**

Nama Mahasiswa : **Rizal Adi Saputra**

Nomor Pokok Mahasiswa : 1515021016

Jurusan : Teknik Mesin

Fakultas : Teknik



**MENYETUJUI**

**1. Komisi Pembimbing**

**Irza Sukmana, S.T., M.T., Ph.D.**

**NIP 19700812 200112 1 001**

**Dr. Ir. Yanuar Burhanudin, M.T.**

**NIP 19640506 200003 1 001**

**2. Ketua Jurusan Teknik Mesin**

**Ahmad Su'udi, S.T., M.T.**

**NIP 19740816 200012 1 001**

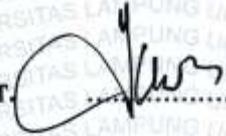
**MENGESAHKAN**

**1. Tim Penguji**

**Ketua Penguji : Irza Sukmana, S.T., M.T., Ph.D.**



**Anggota Penguji : Dr. Ir. Yanuar Burhanudin, M.T.**



**Penguji Utama : Dr. Eng. Shirley Savetlana, S.T., M.Met.**



**2. Dekan Fakultas Teknik**



**Prof. Dr. Suharno, M.Sc., Ph.D.**  
NIP. 19620717 198703 1 002

**Tanggal Lulus Ujian Skripsi : 30 Oktober 2019**

## PERNYATAAN PENULIS

Skripsi dengan judul “ **Pengaruh Ukuran Serbuk Terhadap Sifat Mekanik dan Fisik Magnesium Berpori Hasil Kompaksi-Sintering untuk Aplikasi Scaffold Tulang Mampu Terdegradasi** ” dibuat sendiri oleh penulis dan bukan merupakan hasil plagiat dari siapa pun sebagaimana telah diatur didalam Pasal 27 Peraturan Akademik Universitas Lampung dengan Surat Keputusan Rektor Nomor 3187/H26/DT/2010.

Bandar Lampung, 21 Maret 2019

Yang Menyatakan,



**Rizal Adi Saputra**  
NPM. 1515021016

## RIWAYAT HIDUP



Penulis dilahirkan di Bumi-Jawa pada tanggal 11 April 1997 dan beralamatkan di Dusun V, Desa Bumi-Jawa, Kec. Batanghari Nuban, Kab. Lampung-Timur. Penulis merupakan anak kesatu dari dua bersaudara dari Bapak Hartoyo dan Ibu Siti Rokayah. Penulis menyelesaikan pendidikan Taman Kanak-Kanak di TK Ma'arif 9 Bumi-Jawa, Kec. Batanghari Nuban, Kab. Lampung-Timur selesai pada tahun 2001. Kemudian penulis melanjutkan jenjang pendidikan Sekolah Dasar di SD Negeri 2 Bumi-Jawa, Kec. Batanghari Nuban, Kab. Lampung Timur selesai pada tahun 2009. Kemudian melanjutkan pendidikan di SMP Negeri 2 Purbolinggo selesai pada tahun 2012 setelah itu melanjutkan pendidikan di SMA Negeri 1 Purbolinggo dan selesai pada tahun 2015. Pada tahun 2015 penulis terdaftar sebagai Mahasiswa Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung melalui jalur SNMPTN (Seleksi Nasional Masuk Perguruan Tinggi Negeri) dan sebagai mahasiswa penerima beasiswa BIDIKMISI (Bantuan Pendidikan Mahasiswa Miskin).

Selama jadi mahasiswa, penulis telah mengikuti beberapa organisasi seperti organisasi FOSSI FT, KUKIS, BIROHMA dan organisasi eksternal IKAM LAMTIM. Penulis juga aktif diorganisasi internal kampus yaitu sebagai pengurus HIMATEM (Himpunan Mahasiswa Teknik Mesin) sebagai kabid publikasi dan dokumentasi periode 2017-2018. Kemudian penulis pernah melaksanakan Kerja Praktek di PTM-BPPT kawasan PUSPIPTEK Serpong, Tangerang Selatan. Judul penelitian “Pengaruh *Coating* terhadap Ketebalan dan Kekerasan Hasil Proses *Anodizing* Magnesium AZ31 sebagai Bahan Implan Tulang *Biodegradable*”. Pada tahun 2019 penulis melakukan penelitian Tugas Akhir pada bidang konsentrasi material dengan judul **“Pengaruh Ukuran Serbuk Terhadap Sifat Mekanik dan Fisik Magnesium Berpori Hasil Kompaksi-Sintering untuk Aplikasi Scaffold Tulang Mampu Terdegradasi”** dibawah bimbingan Bapak Irza Sukmana, S.T., M.T., Ph.D. dan Bapak Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T.

الحمد لله

ALHAMDULILLAH HIROBBIL ALAMIIN

(segala puji bagi الله, tuhan semesta alam)

KARYA TULIS INI KU PERSEMBAHKAN UNTUK

**Bapak tercinta Hartoyo**

**Mamak tercinta Siti Rokayah**

**Adik Tersayang Devi Novita Sari**

**Pendamping Hidupku**

**Keluarga Besar Hadi Suwito dan Omo**

**Teman-Teman Seangkatan 2015**

**Dan**

**Almamater Tercinta**

**Teknik Mesin Universitas Lampung**

***2015-2019***

## MOTTO HIDUP

“Apa yang kamu tanam hari ini, Akan kamu tuai dihari esok”  
*(What you planing today, You will get tomorrow)*

“Jika tidak bisa jadi yang terbaik, Jadilah yang pertama  
Jika tidak bisa jadi yang pertama, Jadilah yang berbeda”

ALL IS WELL, start with bismillah

Kemampuanku ingin melebihi ayahku  
My father is my dream

Jika kalian menginginkan suatu hal, tekuni lah didunia ini tidak ada yang tidak mungkin, kalau bukan kalian yang mewujudkan, siapa lagi ?

(Rizal Adi Saputra)

Semangatmu memang bagus tetapi kamu kurang teliti dalam mengerjakan suatu hal (Irza Sukmana S.T., M.T., Ph.D.)<sup>\*</sup>

<sup>\*</sup> pesan dari pak irza sukmana saat ujian komprehensif

## SANWACANA

### **Assalamualaikum Wr.Wb**

Alhamdulillahirobbil' alamiin, segala puji bagi ALLAH SWT rabb semesta alam, atas segala rahmat dan hidayah-nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan penelitian tugas akhir ini.

Skripsi dengan judul “ Pengaruh Ukuran Serbuk Terhadap Sifat Mekanik dan Fisik Magnesium Berpori Hasil Kompaksi-*Sintering* untuk Aplikasi *Scaffold* Tulang Mampu Terdegradasi ” adalah salah satu syarat untuk mendapatkan gelar Sarjana Teknik di Universitas Lampung.

Pada kesempatan kali ini penulis menyampaikan ucapan terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu, baik secara langsung maupun tidak langsung selama proses skripsi ini. Ucapan terima kasih penulis haturkan kepada :

1. Bapak Irza Sukmana, selaku Dosen Pembimbing utama atas kesediaan waktu dan kesempatannya memberikan bimbingan, saran dan bantuan dalam proses menyelesaikan skripsi ini
2. Bapak Yanuar Burhanuddin, selaku Dosen Pembimbing kedua atas kesediannya memberikan bimbingan dan saran dalam proses menyelesaikan skripsi ini
3. Ibu Shirley Savetlana, selaku Dosen Penguji yang telah memberikan masukan dan saran selama proses pengujian
4. Bapak Suharno, selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Lampung
5. Bapak Ahmad Su'udi, selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin

6. Bapak Hartoyo dan Mamak Siti Rokayah tercinta yang tak berhenti memberikan do'a dan semangat untuk anaknya dalam menyelesaikan pendidikannya sampai jenjang pendidikan yang tinggi
7. Adik tercinta Devi Novita Sari semoga bisa menjadi adik yang sukses juga
8. Teman hidup Farida yang selalu menemani dari awal perkuliahan sampai sejauh ini
9. Teman seperjuangan skripsi sekaligus sahabat Mahruri Arif Wicaksono semoga cepat nyusul ST dan sukses selalu
10. Teman atau keluarga perantauan Prada, Adi Setiawan, Bayu Beje, Koko
11. Admin Jurusan Mas Marta dan Mas Dadang dan Teman-Teman perkuliahan yang tidak bisa disebutkan satu persatu
12. Teman-Teman angkatan Teknik Mesin 2015 semoga cepat mendapatkan gelar Sarjana Teknik
13. Semua pihak yang membantu penulis untuk menyelesaikan skripsi ini yang tidak bisa disebutkan satu persatu.

Penulis menyadari banyak kekurangan dalam penyusunan dalam skripsi ini, oleh karena itu penulis mengharapkan saran dan kritik yang bersifat membangun untuk dapat memperbaiki penulisan ini di masa yang akan datang. Semoga skripsi ini dapat berguna dan bermanfaat bagi kita semua, Amiin.

**Wassalamualaikum Wr. Wb.**

Bandar Lampung, 21 Maret 2019

Penulis,

**Rizal Adi Saputra**  
**NPM. 1515021016**

## DAFTAR ISI

	Halaman
COVER .....	i
ABSTRAK .....	ii
ABSTRACT .....	iii
HALAMAN JUDUL .....	iv
HALAMAN PERSETUJUAN .....	v
HALAMAN PENGESAHAN .....	vi
PERNYATAAN PENULIS .....	vii
RIWAYAT HIDUP .....	viii
PERSEMBAHAN .....	ix
MOTTO HIDUP .....	x
SANWACANA .....	xi
DAFTAR ISI .....	xiii
DAFTAR GAMBAR .....	xv
DAFTAR TABEL .....	xvii
DAFTAR NOTASI .....	xviii
<b>BAB I. PENDAHULUAN</b>	
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Tujuan Penelitian .....	3
1.3 Batasan Masalah .....	4
1.4 Hipotesis .....	4
1.5 Sistematika Penulisan .....	5
<b>BAB II. TINJAUAN PUSTAKA</b>	
2.1 Tulang Manusia .....	6

2.2 Biomaterial .....	8
2.2.1 Biomaterial <i>Biodegradable</i> .....	10
2.3 Logam Berpori .....	11
2.4 Logam Implan Berpori .....	12
2.4.1 Magnesium (Mg).....	15
2.4.2 Titanium (Ti) .....	17
2.5 Fabrikasi Logam Implan Berpori .....	19
2.5.1 Metode TWSH ( <i>Titanium Wire Space Holder</i> ) .....	20
2.6 Metalurgi Serbuk .....	23
2.6.1 Pembuatan Serbuk Logam .....	24
2.6.2 Pencampuran ( <i>Mixing</i> ).....	24
2.6.3 Kompaksi ( <i>Compaction</i> ).....	24
2.6.4 Proses <i>Sintering</i> .....	27
2.7 Karakterisasi Sifat Fisik .....	28
2.7.1 Uji Densitas dan Porositas .....	28
2.7.2 Uji SEM-EDX .....	30
2.7.3 Uji Struktur Mikro .....	32
2.8 Karakterisasi Sifat Mekanik .....	32
2.8.1 Uji Kekerasan .....	32
<b>BAB III. METODE PENELITIAN</b>	
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian .....	35
3.2 Alat dan Bahan .....	35
3.3 Pelaksanaan Penelitian .....	39
3.4 Pelaksanaan Pengujian .....	42
3.5 Jadwal Penelitian .....	49
3.6 Diagram Alir Penelitian .....	50
<b>BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN</b>	
4.1 Data Hasil Penelitian .....	52
4.1.1 Analisis Struktur Makro .....	52
4.1.2 Pengujian Degradasi .....	53
4.1.3 Pengujian Densitas .....	55
4.1.4 Pengujian Porositas .....	56

4.1.5 Pengujian Kekerasan <i>Micro Vickers</i> .....	57
4.1.6 Analisis Struktur Mikro .....	58
4.1.7 SEM-EDX .....	58
4.2 Pembahasan .....	59
4.2.1 Struktur Mikro .....	59
4.2.2 Degradasi .....	62
4.2.3 Densitas .....	67
4.2.4 Porositas .....	68
4.2.5 Kekerasan <i>Micro Vickers</i> .....	69
4.2.6 Analisis Struktur Mikro .....	71
4.2.7 SEM-EDX .....	72
<b>BAB V. PENUTUP</b>	
5.1 Kesimpulan .....	80
5.2 Saran .....	81

## DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 1. Penampang Tulang Manusia .....	6
Gambar 2. Struktur Tulang <i>Cortical</i> dan <i>Cancellous</i> .....	7
Gambar 3. Metode Pembuatan Logam Berpori ( <i>Metallic Foam</i> ).....	19
Gambar 4. Metode Pembuatan <i>Scaffold</i> Metode TWSH .....	21
Gambar 5. Proses Kompaksi Penekanan Satu Arah .....	25
Gambar 6. Perubahan Struktur Mikro Proses <i>Sintering</i> .....	27
Gambar 7. Skema Pengujian Densitas .....	28
Gambar 8. Diagram Blok SEM .....	31
Gambar 9. Alat Uji Kekerasan Mikro Vickers .....	33
Gambar 10. Material Serbuk Magnesium dan Titanium.....	35
Gambar 11. Mesin <i>Press</i> Hidraulik .....	36
Gambar 12. <i>Heater Control Unit</i> TC4M dan <i>Cover Heater Coil</i> .....	36
Gambar 13. <i>Dies-Punch</i> dan <i>Heater Coil</i> .....	37
Gambar 14. Gas Argon .....	38
Gambar 15. Larutan Asam Fluorida .....	38
Gambar 16. Serbuk Magnesium .....	40
Gambar 17. Pencampuran Massa Mg dan Ti .....	40
Gambar 18. Instalasi Kompaksi- <i>Sintering</i> .....	41
Gambar 19. Hasil Kompaksi- <i>Sintering</i> .....	42
Gambar 20. Spesimen Pengujian .....	43
Gambar 21. Alat Uji Struktur Makro .....	43
Gambar 22. Alat Uji Korosi .....	44
Gambar 23. Alat Uji Densitas dan Porositas .....	45

Gambar 24. Alat Uji Kekerasan Vickers .....	46
Gambar 25. Mikroskop Optik .....	47
Gambar 26. Alat Uji Struktur Mikro SEM-EDX .....	48
Gambar 27. Diagram Alir Penelitian .....	50
Gambar 28. Hasil Pengujian Korosi .....	55
Gambar 29. Struktur Makro P-Mg 100 $\mu\text{m}$ .....	59
Gambar 30. Struktur Makro P-Mg 200 $\mu\text{m}$ .....	60
Gambar 31. Struktur Makro P-Mg 250 $\mu\text{m}$ .....	61
Gambar 32. Grafik Pengurangan Massa Titanium pada P-Mg 100 $\mu\text{m}$ .....	63
Gambar 33. Grafik Pengurangan Massa Titanium pada P-Mg 200 $\mu\text{m}$ .....	64
Gambar 34. Grafik Pengurangan Massa Titanium pada P-Mg 250 $\mu\text{m}$ .....	65
Gambar 35. Grafik Laju Korosi pada Spesimen .....	66
Gambar 36. Grafik Nilai Densitas pada Spesimen.....	67
Gambar 37. Grafik Nilai Porositas pada Spesimen.....	68
Gambar 38. Grafik Nilai Kekerasan <i>Micro Vickers</i> pada Spesimen.....	70
Gambar 39. Struktur Mikro Magnesium Berpori P-Mg 100 $\mu\text{m}$ .....	71
Gambar 40. Struktur Mikro Magnesium Berpori P-Mg 200 $\mu\text{m}$ .....	71
Gambar 41. Struktur Mikro Magnesium Berpori P-Mg 250 $\mu\text{m}$ .....	72
Gambar 42. Foto Permukaan Elektron Mikroskop P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (20x) .....	73
Gambar 43. Foto Permukaan Elektron Mikroskop P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (50x) .....	73
Gambar 44. Foto Permukaan Elektron Mikroskop P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (100x) .....	73
Gambar 45. Foto Permukaan Elektron Mikroskop P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (500x) .....	74
Gambar 46. Posisi Penembakan Analisis Kualitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (50x) .....	74
Gambar 47. Grafik Analisis Kualitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (50x) .....	75
Gambar 48. Presentase Analisis Semi Kuantitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (50x) .....	75
Gambar 49. Posisi Penembakan Analisis Kualitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (500x) ....	75
Gambar 50. Grafik Analisis Kualitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (500x) .....	76
Gambar 51. Presentase Analisis Semi Kuantitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (500x) .....	76
Gambar 52. Posisi Penembakan Analisis Kualitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (500x) ....	77
Gambar 53. Grafik Analisis Kualitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (500x) .....	77
Gambar 54. Presentase Analisis Semi Kuantitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (500x) .....	77
Gambar 55. Posisi Penembakan Analisis Kualitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (500x) ....	78

Gambar 56. Grafik Analisis Kualitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (500x) .....	78
Gambar 57. Presentase Analisis Semi Kuantitatif P-Mg 200 $\mu\text{m}$ (500x) .....	78

## DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 1. Sifat Mekanik Tulang <i>Cortical</i> dan <i>Cancellous</i> .....	7
Tabel 2. Sifat Mekanik Biomaterial .....	9
Tabel 3. Sifat Mekanik Biomaterial Logam dan Tulang .....	9
Tabel 4. Hasil Penelitian Magnesium Berpori .....	13
Tabel 5. Sifat Mekanik Berbagai Jenis Magnesium Berpori .....	14
Tabel 6. Sifat Fisik Magnesium (Mg) .....	16
Tabel 7. Sifat Fisik dan Mekanik Magnesium (Mg) .....	16
Tabel 8. Sifat Fisik, Mekanik dan Kimia Titanium (Ti) .....	18
Tabel 9. Tekanan Kompaksi pada Mesin .....	26
Tabel 10. Sifat Fisik dan Mekanik (Mg) dan (Ti) .....	35
Tabel 11. Spesifikasi Alat Mesin <i>Press</i> Hidraulik .....	36
Tabel 12. Spesifikasi Sistem Perangkat Kompaksi .....	37
Tabel 13. Spesifikasi Gas Argon .....	38
Tabel 14. Spesifikasi Larutan Asam Fluorida (HF) .....	39
Tabel 15. Parameter Penelitian dan Variasi Penelitian .....	39
Tabel 16. Spesifikasi Alat Uji Struktur Makro .....	44
Tabel 17. Spesifikasi Alat Uji Korosi .....	45
Tabel 18. Spesifikasi Alat Uji Densitas dan Porositas .....	45
Tabel 19. Spesifikasi Alat Uji <i>Vickers Micro Hardness</i> .....	46
Tabel 20. Spesifikasi Alat Mikroskop Optik .....	47
Tabel 21. Spesifikasi Alat Uji SEM-EDX .....	48
Tabel 22. Waktu Pelaksanaan Penelitian .....	49
Tabel 23. Massa Spesimen Mg-Ti pada Proses Korosi .....	53

Tabel 24. Massa Spesimen Mg-Ti pada Proses Korosi .....	53
Tabel 25. Laju Korosi Spesimen Mg-Ti mmpy .....	54
Tabel 26. Laju Korosi Spesimen Mg-Ti mmpy .....	54
Tabel 27. Data Hasil Pengujian Densitas Magnesium Berpori .....	56
Tabel 28. Data Hasil Pengujian Porositas Magnesium Berpori .....	57
Tabel 29. Data Hasil Pengujian kekerasan <i>Micro Vickers</i> .....	58

## DAFTAR NOTASI

	Satuan
$\rho$ = Densitas Zat	(gram/cm <sup>3</sup> )
% wt = Presentase Berat	%
$\rho_b$ = Densitas Sampel	(gram/cm <sup>3</sup> )
$\phi$ = Porositas Sampel	(%)
$M_k$ = Massa Sampel Kering	(gram)
$M_b$ = Massa Sampel Basah	(gram)
$M_g$ = Massa Sampel didalam Air	(gram)
$M_t$ = Massa Tali Penggantung	(gram)
$\rho_{air}$ = Massa Jenis Air	(gram/cm <sup>3</sup> )
HV = <i>Hardness Vickers</i>	(MPa atau Kgf/mm <sup>2</sup> )
P = Pembebanan	(Kgf)
D = Panjang Diagonal Indentasi	(mm)

# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Akhir-akhir ini manusia dihadapi dengan berbagai masalah yang serius tentang tulang dan jaringan tubuh lainnya. Keroposnya tulang *cancellous* (tulang berongga) yang diakibatkan oleh faktor usia yang mengakibatkan jaringan tulang tidak dapat memperbaiki dan meregenerasi kembali jaringan tulang hidup. Untuk mengatasi hal tersebut maka dilakukan implantasi tulang pada jaringan tulang tersebut untuk membantu pertumbuhan jaringan tulang kembali.

Untuk mengatasi permasalahan tulang digunakan teknologi implantasi untuk memperbaiki jaringan tulang maupun tubuh yang mengalami kerusakan dengan menanamkan material sebagai alat bantu. Penggunaan material untuk bidang kesehatan disebut dengan biomaterial. Biomaterial adalah material yang berinteraksi langsung dengan jaringan tubuh dan cairan biologis tubuh makhluk hidup untuk mengobati, memperbaiki, mengganti dan meregenerasi bagian anatomi tubuh makhluk hidup atau disebut sebagai bahan implan (Rodrigues dan Gonzales, 2009).

Biomaterial berdasarkan materialnya diklasifikasikan menjadi empat klasifikasi yaitu polimer, komposit, keramik dan logam (Navarro dkk, 2008). Dalam dunia medis biomaterial berbahan logam adalah material yang paling sering digunakan untuk bahan implan. Logam implan yang paling sering digunakan adalah *stainless steel*, magnesium, aluminium dan titanium. Pada biomaterial tersebut akan dibuat logam berpori dengan material Magnesium

dan Titanium. Logam berpori memiliki berat yang rendah dan dapat disesuaikan kepadatannya (Lefevbre dkk., 2008). Berbeda dengan logam pada umumnya yang memiliki sifat fisik dan mekanik yang terlalu tinggi. Sifat gabungan yang baik dari logam dan pori membuat logam berpori cocok untuk aplikasi struktural dan fungsional (Chiras dkk., 2002). Logam berpori sangat baik digunakan untuk logam implan struktur tulang *cancellous*, pori yang terbentuk pada material akan membantu merangsang jaringan tulang untuk tumbuh, dan tidak menghalangi proses pertumbuhan. Disamping itu material yang ditanamkan pada tulang akan membantu memperkuat struktur tulang yang mengalami pengkeroposan.

Logam berpori yang digunakan untuk implan tulang dapat mengurangi kekakuan dan kekuatan material, memiliki densitas dan porositas yang dapat disesuaikan dengan sifat mekanik dari tulang serta dapat membantu meningkatkan pertumbuhan jaringan tulang dan interaksi yang baik antar jaringan tulang dalam proses penyembuhannya. Logam berpori juga dapat membantu jaringan tulang hidup, memperbaiki sekaligus meregenerasi kembali jaringan tulang. Sehingga pada logam berpori akan menyesuaikan densitas, porositas, dan sifat mekanik dari tulang *cancellous* itu sendiri dan akan mendekati dari sifat asli tulang manusia.

Umumnya penggunaan logam berpori sebagai biomaterial menggunakan sifat *biodegradable* untuk mendegradasi secara alami logam berpori tersebut didalam tubuh. Tujuan dari sifat *biodegradable* adalah agar logam berpori yang diimplankan tidak perlu mengalami pencabutan kembali, dan dapat menompang struktur tulang sampai proses penyembuhan selesai. Untuk menggunakan sifat mampu terdegradasi secara alami material yang digunakan untuk logam berpori menggunakan logam magnesium (Mg) yaitu logam yang mampu terdegradasi secara alami didalam tubuh (Sukmana, 2017). Magnesium (Mg) dapat dikatakan sebagai kandidat paling baik untuk bahan implan tulang, dikarenakan magnesium memiliki kemampuan sebagai bahan implan tulang yang aman, memiliki sifat biodegradabilitasnya, tidak

beracun, dan sifat fisik dan mekanik yang sangat baik, yang mirip dengan sifat asli tulang (Witte dkk, 2006). Dalam penggunaannya magnesium dipadukan dengan titanium (Ti). Sifat titanium yang ringan dan sifat kimia-mekanik yang baik untuk digunakan sebagai aplikasi implan (Li dkk., 1994).

Magnesium (Mg) akan dipadukan dengan Titanium (Ti) menggunakan metode TWSH (*Titanium Wire Space Holder*) melalui metode kompaksi serbuk dan *sintering* dengan parameter tertentu. Setelah itu akan diperoleh Mg-Ti setelah kompaksi-*sintering* kemudian dilakukan analisis struktur makro yaitu pengamatan pada permukaan menggunakan mikroskopi untuk melihat persebaran titanium, dan ikatan antara magnesium setelah itu Mg-Ti akan di rendam pada larutan Asam Fluorida (HF) untuk melarutkan titanium sehingga akan terbentuk pori pada magnesium (P-Mg) dan beserta pengujian degradasi untuk mengetahui laju korosi. Setelah didapatkan magnesium berpori maka dilakukan pengujian densitas-porositas, uji mekanik menggunakan pengujian kekerasan vickers, analisis struktur mikro, dan uji SEM-EDX sehingga didapatkan hasil karakterisasi magnesium berpori sebagai bahan implan tulang biomedis.

## 1.2 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian tugas akhir ini yaitu sebagai berikut :

1. Fabrikasi spesimen Mg-Ti dengan metode kompaksi-*sintering* menggunakan alat *squeeze casting*
2. Menggunakan Ti *wire* dengan metode TWSH (*Titanium Wire Space Holder*) sebagai pembentuk ruang magnesium berpori
3. Mengetahui karakteristik pori yang dihasilkan dari magnesium berpori
4. Mengetahui pengaruh serbuk terhadap struktur makro, laju korosi, densitas-porositas, kekerasan mikro, struktur mikro dan SEM-EDX
5. Mengetahui karakterisasi magnesium berpori yang mendekati sifat asli tulang *cancellous bone*.

### 1.3 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah dari penelitian tugas akhir ini yaitu sebagai berikut :

1. Fabrikasi spesimen Mg-Ti menggunakan metode kompaksi-*sintering* dengan alat *squeeze casting*
2. Material yang digunakan adalah serbuk magnesium dan titanium (*wire*) sebagai TWSH (*Titanium Wire Space Holder*)
3. Ukuran serbuk Mg yang digunakan yaitu sebesar 100  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$  dan 250  $\mu\text{m}$  dan serbuk Ti (*wire*) dengan diameter 200  $\mu\text{m}$
4. Tekanan kompaksi sebesar 250 MPa dan suhu *heater* sebesar 400°C
5. Karakterisasi yang digunakan yaitu analisis struktur makro, pengujian degradasi, pengujian densitas-porositas, uji kekerasan mikro (VHN), analisis struktur mikro dan SEM-EDX.

### 1.4 Hipotesis

Adapun hipotesis dari penelitian tugas akhir ini yaitu sebagai berikut :

1. Serbuk Mg dengan ukuran 100  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$ , 250  $\mu\text{m}$  dicampurkan dengan serbuk titanium dengan ukuran kawat (*wire*) 200  $\mu\text{m}$  maka titanium akan terendap pada dasar dan tengah spesimen
2. Membuat spesimen serbuk Mg-Ti menggunakan metode kompaksi-*sintering* alat *squeeze casting* dengan tekanan 250 MPa dan suhu 400°C akan membentuk ikatan Mg yang baik
3. Semakin besar serbuk Mg (semakin kasar) maka akan menaikkan laju korosi, menurunkan densitas, meningkatkan porositas, dan menurunkan nilai kekerasan.

### 1.5 Sistematika Penulisan

Adapun sistematika penulisan dari laporan penelitian tugas akhir ini yaitu sebagai berikut :

**BAB I. PENDAHULUAN**

Berisikan latar belakang penelitian, tujuan penelitian, batasan masalah, hipotesis dan sistematika penulisan.

**BAB II. TINJAUAN PUSTAKA**

Berisikan tentang teori dasar yang berhubungan dengan penelitian seperti biomaterial, logam berpori, logam implan berpori, fabrikasi magnesium berpori, karakterisasi sifat fisik dan mekanik magnesium berpori.

**BAB III. METODOLOGI PENELITIAN**

Berisikan tentang waktu dan tempat penelitian, persiapan alat dan bahan, pelaksanaan penelitian, pelaksanaan pengujian, jadwal penelitian dan diagram alir penelitian.

**BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN**

Berisikan tentang hasil data penelitian dan pembahasan tentang uji struktur makro, uji korosi, densitas-porositas, mikroskopi, uji kekerasan *micro vickers* dan SEM-EDX.

**BAB V. PENUTUP**

Berisikan tentang kesimpulan dari hasil data penelitian yang didapatkan dan saran untuk penelitian selanjutnya.

**DAFTAR PUSTAKA**

Berisikan tentang sumber studi literatur dan referensi penulis dalam melakukan penelitian.

**LAMPIRAN**

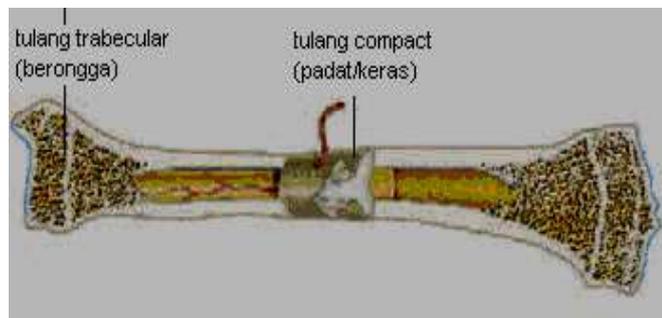
Berisikan tentang lampiran yang berhubungan dengan data penelitian sebagai pelengkap dan pendukung penulisan laporan penelitian.

## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Tulang Manusia

Masalah tulang telah menjadi fokus perhatian bagi para *engineer*, dengan bentuk tulang yang bervariasi dengan mempunyai fungsi statiska dan dinamika tertentu. Ketika salah satu dari tulang tidak berfungsi para *engineer* berfikir bagaimana cara membuat duplikat yang mendekati bentuk, struktur dan fungsi sebagai mana aslinya (Saladin, 2003). Tulang manusia tersusun dari bagian yang kompak (*solid*) dan berongga (*trabecular*) seperti pada gambar 1.

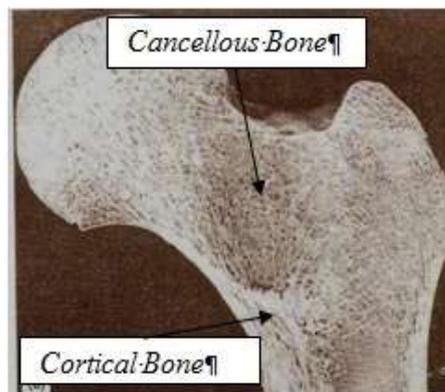


Gambar 1. Penampang Tulang Manusia

(Sumber : Saladin, 2003)

Tulang manusia memiliki sifat fisik dan mekanik, yaitu diantaranya kepadatan (*density*), porositas (*porosity*), dan *young's modulus elasticity*. Densitas dari tulang kompak mempunyai nilai kurang lebih  $1.9 \text{ gr/cm}^3$  dan tulang akan mengalami patah pada tekanan kira-kira  $120 \text{ N/mm}^2$  (Cameron

dkk., 1999). Nilai kekerasan tulang untuk setiap usia berbeda-beda, masa pertumbuhan menjadi pengaruh pengerasan tulang dan sampai puncaknya pada usia remaja, untuk jenis tulang juga memiliki tingkat kekerasan yang berbeda. Untuk nilai kekerasan tulang iga, tibia dan kepala memiliki nilai kekerasan yaitu 4.7742, 6.2298 dan 8.0036 HV. Nilai kekerasan tulang yang dimiliki oleh laki-laki dewasa yaitu berkisar 10.1868 HV dan nilai kekerasan tulang pada perempuan dewasa adalah 4.0942 HV. Umumnya tulang manusia tersusun dari bagian yang kompak (*solid*) yang biasa disebut dengan tulang *cortical* dan berongga (*trabecular*) yang biasa disebut dengan tulang *cancellous* yaitu dapat dijelaskan pada gambar 2 dan sifat mekanik tulang *cortical* dan *cancellous* seperti pada tabel 1.



Gambar 2. Struktur Tulang *Cortical* dan *Cancellous*  
(Sumber : Nazar, 2008)

Tabel 1. Sifat Mekanik Tulang *Cortical* dan *Cancellous*

No	Sifat-Sifat Mekanik	<i>Cortical Bone</i>	<i>Cancellous Bone</i>
1	<i>Modulus Young</i> (GPa)	14-20	0.05-0.5
2	Kekuatan Tarik (MPa)	50-150	10-20
3	Kekuatan Tekanan (MPa)	170-193	7-10
4	<i>Fracture Toughness</i> (MPa.m <sup>1/2</sup> )	2-12	0.1
5	<i>Density</i> (gr/cm <sup>3</sup> )	18-22	0.1-1.0

(Sumber : Denkana, et al., 2013; Witte, et al., 2013)

## 2.2 Biomaterial

Pada Konferensi Pengembangan Konsensus yang telah diadakan oleh *National Institutes of Health* pada tahun 1982, dengan mendefinisikan Biomaterial sebagai suatu bahan material selain obat dari (material paduan) sintesis atau alami, yang dapat digunakan dalam periode waktu tertentu sebagai keseluruhan atau sebagian sistem yang dapat mengobati, menambah, dan menggantikan suatu jaringan, organ ataupun fungsi tertentu didalam tubuh yang mengalami perubahan, pengurangan atau kerusakan fungsi tertentu pada tubuh makhluk hidup (Dee dkk., 2002). Biomaterial merupakan bahan *inert* yang dapat diimplantasikan kedalam sistem jaringan makhluk hidup sebagai pengganti dari fungsi jaringan alami yang telah mengalami kerusakan. Biomaterial biasanya digunakan pada dunia kedokteran sebagai teknologi implantasi yang digunakan untuk ortopedi dan kedokteran gigi.

Biomaterial dapat dibedakan menjadi empat kategori utama (Hench dan Pollack, 1991 dalam Navarro dkk, 2008). Kategori yang pertama yaitu *toxic material* yaitu material yang akan ditolak oleh suatu jaringan tubuh saat material tersebut dipasang didalam tubuh manusia dan akan berpengaruh buruk pada suatu jaringan tubuh. Kategori yang kedua yaitu *bionert material* yaitu material yang tidak beracun dan material ini tidak aktif secara biologis. Kategori yang ketiga yaitu *bioactive material* yaitu material yang tidak beracun dan aktif secara biologis tidak mengganggu aktivitas jaringan tubuh, material ini dapat digunakan sebagai bahan implan tulang namun tidak dapat menyatu dengan jaringan tubuh (*non-biodegradable*). Kategori yang keempat yaitu *bioresorbable* material merupakan material yang tidak beracun sangat baik digunakan sebagai bahan implan tulang karena dapat larut sepenuhnya setelah periode waktu tertentu atau disebut dengan *biodegradable* material.

Berdasarkan materialnya biomaterial dapat dibedakan menjadi empat klasifikasi utama yaitu polimer, keramik, komposit dan logam. Biomaterial berbahan logam merupakan material yang paling sering digunakan untuk

bedah tulang. Biomaterial logam yang paling sering digunakan adalah *stainless steel*, magnesium, aluminium, titanium dan paduannya. Logam tersebut dapat digunakan sebagai biomaterial karena telah memenuhi syarat yang telah ditentukan (Navarro dkk., 2008). Sifat mekanik biomaterial dan tulang seperti pada tabel 2 dan tabel 3.

Tabel 2. Sifat Mekanik Biomaterial

No.	Material	Modulus Young (GPa)	Kekuatan Luluh (MPa)	Kekuatan Tarik (MPa)	Batas Fatigue (MPa)
1	<i>Stainless Steel</i>	190	221-1213	586-1351	241-820
2	Cobalt- Cromium	210-153	448-1606	655-1896	207-950
3	Titanium	110	485	760	300
4	Ti-6AL-4V	116	896-1034	965-1103	620
5	<i>Cortical Bone</i>	15-30	30-70	70-150	
6	Magnesium	41-45	200	260	

(Sumber : Li, 2014)

Tabel 3. Sifat Mekanik Biomaterial Logam dan Tulang

No.	Tissue / Material	Density (g/cm <sup>3</sup> )	Porosity (%)	UTS (MPa)	Yield Strength (MPa)	Elastic Modulus (GPa)
1	<i>Cortical Bone</i>	1.8-2.0	2-7 %	35-283	104.9- 114.3	5-23
2	<i>Cancellous Bone</i>	1.0-1.4	15-34 %	1.5-38	-	0.01-1.57
3	316L SS	8.0	-	450-650	200-300	190
4	<i>Pure Mg Annealed</i>	1.74	-	160	90	45
5	WE43 Mg Alloy	1.84	-	220	170	44

(Sumber : Hastings dkk., 2008)

Biomaterial harus memiliki sifat fisik dan mekanik yang baik seperti kekerasan, tegangan tarik, nilai tekan dan ketahanan terhadap retak atau patah yang baik. Juga harus memiliki sifat kimia yang baik seperti komposisi kimia, stoikiometri dan sifat kimia yang lainnya sebagai pendukung ikatan jaringan tubuh dengan biomaterial tersebut. Biomaterial juga harus bisa bertindak sebagai bahan implan tulang yang aman, yang memiliki sifat biodegradabilitas, tidak beracun, dan memiliki sifat mekanik dan fisik yang baik, yang mirip dengan sifat asli tulang (Wite dkk., 2006).

### 2.2.1 Biomaterial *Biodegradable*

*Biodegradable* adalah penggunaan biomaterial didalam tubuh yang dapat mengalami penghancuran, pengkorosian, terdegradasi secara alami saat ditanamkan kedalam tubuh. penggunaan biomaterial umumnya dibagi menjadi 2 pengaplikasian yaitu biomaterial berbasis *biodegradable* dan *non-biodegradable*. Biomaterial *non-biodegradable* umumnya digunakan untuk biomaterial pengganti bagian tubuh yang mengalami kerusakan secara permanen sehingga diperlukannya biomaterial untuk menggantikan fungsi dari bagian tubuh tersebut. contoh dari biomaterial *non-biodegradable* yaitu pengaplikasian biomaterial sebagai pengganti dari engsel tulang, sendi, kaki palsu dll. Namun ada beberapa penggunaan untuk bagian tubuh lainnya seperti tulang, kulit, dll namun pada penggunaan tersebut harus dilakukan proses pencabutan biomaterial karena tidak mampu terdegradasi secara alami kedalam tubuh.

Penggunaan biomaterial mampu terdegradasi bertujuan untuk implan tulang yaitu penanaman biomaterial kedalam tubuh agar mampu terserap kedalam tubuh, mampu terdegradasi secara alami kedalam tubuh manusia. Pada penggunaan biomaterial tidak dilakukan pengambilan atau pencabutan kembali pada tubuh manusia, sehingga dapat mengurangi proses pembedahan atau operasi.

Biomaterial mampu terdegradasi untuk pengaplikasian implan tulang harus dengan syarat tertentu yaitu pemasangan biomaterial *biodegradable* disesuaikan dengan umur pasien, kondisi tubuh, kondisi tulang dan kemampuan tubuh. Proses terdegradasi harus sesuai dengan tingkat pertumbuhan tulang manusia penggunaannya, dalam masa pertumbuhan tingkat terdegradasi harus dapat menyesuaikan agar biomaterial dapat menompang beban dan tidak berkurang karena proses terdegradasi material. Biomaterial *biodegradable* harus lebih bersifat *kompatible, non toxicity*, karena biomaterial akan larut sepenuhnya kedalam tubuh manusia.

Kelebihan dari biomaterial berbasis *biodegradable* yaitu biomaterial mampu terdegradasi secara alami kedalam tubuh, dapat mengurangi proses pembedahan, mengurangi biaya pencabutan, membantu proses penyembuhan tubuh secara alami. Namun biomaterial berbasis *biodegradable* memiliki kekurangan yaitu tidak semua bagian tubuh dapat diaplikasikan, faktor usia yang tidak memungkinkan penggunaan biomaterial, penyesuaian pertumbuhan jaringan yang harus tepat, fabrikasi biomaterial yang sulit dan mahal (Sukmana, 2017).

### 2.3 Logam Berpori

Logam berpori adalah kelas material yang berbeda karena memiliki karakteristik gabungan dari logam dan pori. Logam pada umumnya yang bersifat tangguh memiliki sifat termal dan elektrik konduktif yang tinggi. Sedangkan logam berpori memiliki berat yang rendah dan dapat disesuaikan kepadatannya (Lefevbre dkk., 2008). Sifat gabungan yang baik dari logam dan pori membuat logam berpori cocok untuk aplikasi struktural dan fungsional. Seperti pembuatan *shock* dan *impact energy absorber*, filter debu dan cairan, knalpot mesin, elektroda berpori, gasket temperatur tinggi, peredam suara, penukar panas, katalis bahan kontruksi dan aplikasi bahan biomedis implan (Chiras dkk., 2002).

Material selular (*cell foam*) merupakan suatu material yang memiliki banyak memiliki struktur sel dan poros didalamnya. *Metallic foam* merupakan logam berpori yang diproduksi dengan suatu proses dimana membentuk struktur berpori atau struktur seperti busa didalam material logam tersebut. Logam berporos biasa disebut juga dengan logam berpori yang memiliki volume porositas yang besar didalamnya, Logam berpori memiliki kemampuan untuk deformasi plastis dan dapat menyerap energi jika dibandingkan dengan keramik pada saat porositas yang terbuka logam ini dapat bersifat *permeable* dan dapat memiliki luas permukaan yang sangat tinggi. Logam berpori atau *metallic foam* awalnya digunakan untuk aplikasi rekayasa pada awal abad 20-an (Lefevbre dkk., 2008).

Berdasarkan struktur porinya logam berpori dapat dibedakan menjadi logam berpori dengan sel tertutup (*closed cell foam*) dan logam berpori dengan sel terbuka (*open cell foam*). Logam berpori dengan sel tertutup adalah logam berpori yang pada setiap selnya tertutup oleh dinding membran tipis logam. Sedangkan dengan logam berpori dengan sel terbuka adalah logam berpori yang memiliki poros atau pori diluar maupun didalam material, sel individualnya saling terhubung sehingga jaringan dapat menerobos masuk kedalam pori dan menetap, material ini memiliki kekuatan yang lebih rendah dari *close cell foam* (Larasati, 2014).

## 2.4 Logam Implan Berpori

Penggunaan implan tulang yang *biodegradable* dan *biocompatible* merupakan subjek material yang saat ini banyak dikembangkan. Namun dalam proses penyembuhan tulang, sifat mekanik yang tinggi tidak cukup untuk suatu material dapat dikatakan cocok sebagai bahan implan tulang. Tetapi juga dioptimalkan yang sesuai dengan sifat asli dari struktur tulang itu sendiri. Logam berstruktur pori yang digunakan sebagai bahan implan tulang baik mikro maupun makroseluler dapat mengurangi kekakuan dan kekuatan sehingga mendekati sifat tulang aslinya. Logam berpori dapat meningkatkan

pertumbuhan tulang dan interaksi yang baik antar jaringan tulang dalam proses penyembuhannya. Pada hasil penelitian mengindikasikan bahwa ukuran pori yang sesuai untuk pelekatan, pertumbuhan jaringan osteoblas dan vaskularisasi yaitu sekitar 200-500  $\mu\text{m}$  atau 300-400  $\mu\text{m}$  (Clemow dkk., 1981, Tsuruga dkk., 1997). Penelitian Mg berpori (Cheng dkk., 2016) seperti pada tabel 4.

Tabel 4. Hasil Penelitian Pembuatan Magnesium Berpori

No.	Magnesium Berpori	250 PMg	400 PMg
1	Ukuran Pori ( $\mu\text{m}$ )	243 $\pm$ 3.41	387 $\pm$ 5.16
2	Porositas (%)	54.78 $\pm$ 2.67	54.31 $\pm$ 3.10
3	Porositas Terbuka (%)	54.69 $\pm$ 2.14	54.05 $\pm$ 2.78
4	Luas Permukaan ( $\text{mm}^2$ )	235.98 $\pm$ 7.47	204.50 $\pm$ 8.01
5	Ketebalan <i>Cancellous</i> (mm)	0.28 $\pm$ 0.04	0.36 $\pm$ 0.02
6	Nomor <i>Cancellous</i> (1/mm)	1.65 $\pm$ 0.06	1.07 $\pm$ 0.01

(Sumber : Cheng dkk., 2016)

Beberapa studi telah dilakukan untuk pengembangan biomaterial logam dengan berstruktur busa (*metallic foam*) sebagai aplikasi implan tulang. Logam berstruktur busa merupakan jenis material baru yang strukturnya di rekayasa sehingga membentuk poros pada material tersebut sehingga menyerupai struktur busa atau bisa disebut dengan struktur yang berpori. Struktur dari logam berpori yaitu struktur yang dengan porositas 25-55% dari persentase volume total, sehingga termasuk kedalam material yang berdensitas rendah dan ringan (Banhart, 2000). Karena sifat dari logam struktur berpori yang mudah disesuaikan dan sifat mekaniknya yang baik.

Logam berpori diaplikasikan dibidang ortopedi atau pada jaringan tulang khususnya untuk memperbaiki sifat osteointegrasi dari implan. Implan logam berpori merupakan alternatif pengganti implan permanen yang memiliki

beberapa kekurangan, yaitu diantaranya ketidaksesuaian dari sifat mekanik antara logam paduan permanen diantaranya yaitu memiliki sifat modulus elastisitas yang jauh lebih tinggi daripada sifat tulang asli. Sehingga dibutuhkan logam berpori yang memiliki modulus elastis yang lebih rendah atau mendekati dari sifat asli dari tulang manusia (Zheng dan Witte, 2014). Penelitian yang dilakukan (Cheng dkk., 2016) tentang sifat mekanik berbagai jenis magnesium berpori sebagai biomaterial seperti pada tabel 5.

Tabel 5. Sifat Mekanik Berbagai Jenis Magnesium Berpori (P-Mg)

No.	Material	Porositas (%)	Ukuran Pori ( $\mu\text{m}$ )	Compressive Strength (MPa)	Modulus Young (GPa)
1	P-Mg	$54.78 \pm 2.67$	250	$41.2 \pm 2.14$	$2.18 \pm 0.06$
		$54.31 \pm 3.10$	400	$46.3 \pm 3.65$	$2.23 \pm 0.09$
2	<i>Cancelluos</i>			0.2 - 80	0.01 - 2
3	P-Mg 1	35-55	70-400	12 - 17	0.8 – 1.8
4	P-Mg 2	34-54		11.1 – 30.3	0.09 – 0.39
5	P-Mg 3	43-51		8 - 13	0.41 – 0.63
6	P-Mg 4	28	170	24	

(Sumber : Cheng dkk., 2016)

Pada kondisi *in vivo* terjadi ketimpangan sifat antara tulang dengan implan itu sendiri yang menyebabkan fenomena klinis yang dapat menyebabkan penyakit tulang, fenomena itu disebut *stress shielding*. Fenomena *stress shielding* yaitu implan membawa beban yang besar pada area sekitar jaringan tulang yang telah mengalami kehilangan beban tegang, hal inilah yang menyebabkan *resorption* disekitar jaringan tulang yang dapat menyebabkan penyakit tulang diantaranya yaitu osteoporosis, penyakit tulang metastatik dan gangguan tulang paget (Nagels dkk., 2003). Untuk mengatasi hal seperti ini maka digunakan logam paduan untuk implan permanen dengan dibuat

struktur berpori untuk meminimalisir ketimpangan modulus elastisitas dengan tulang asli yang bertujuan untuk menyesuaikan sifat mekanik implan yang mendekati dengan sifat asli tulang (Ryan dkk., 2006).

Logam dengan struktur berpori (*scaffold* atau *foam*) memiliki beberapa kelebihan yaitu dapat memungkinkan sel bergerak melalui pori-pori yang ada pada logam berpori, dapat juga digunakan sebagai transport nutrisi, infiltrasi jaringan dan vaskularisasi pada jaringan tulang. Struktur berpori juga dapat berikatan dengan kuat pada jaringan tulang dengan porositas teratur yang mirip dengan struktur alami jaringan tulang tersebut. *Scaffold* yang telah diinduksikan kedalam jaringan tulang tidak menghambat pertumbuhan jaringan tulang alami namun dapat mencegah pergeseran dan kehilangan implan yang sudah diinduksikan kedalam tubuh.

#### 2.4.1 Magnesium (Mg)

Magnesium pertama kali ditemukan oleh Sir Humphrey pada tahun 1808. Penggunaan magnesium mulai digunakan secara umum untuk kebutuhan sebagai unsur paduan, yang dipadukan dengan alumunium (Albright dan Haagensen, 1997). Magnesium merupakan logam yang paling ringan namun memiliki nilai kekerasan yang tinggi dari semua logam yang umum digunakan sebagai logam struktural, dengan tingkat kepadatan sekitar dua pertiga dari alumunium dan satu perempat dari baja. Magnesium termasuk unsur yang berlimpah yang terdiri dari 2% dari kerak bumi dan tersedia secara komersial dengan kemurnian melebihi 99.8%. Magnesium memiliki temperatur leleh yang relatif rendah dan memiliki spesifik panas yang tinggi (Nie, 2012). Magnesium diklasifikasikan sebagai logam alkali tanah dengan sifat murni dari magnesium seperti pada tabel 6.

Tabel 6. Sifat Fisik Magnesium (Mg)

No.	Sifat Fisik Magnesium	Spesifikasi
1	Nomor Atom	12
2	Berat Atom	24.3050
3	Diameter Atom	0.320
4	Volume Atom	14.0 cm <sup>3</sup> /mol

(Sumber : Friedrich dan Mordike, 2006)

Sifat mekanik dari magnesium yaitu diantaranya, kekuatan tarik dari magnesium murni yaitu sebesar 110 N/mm<sup>2</sup> dalam bentuk hasil pengecoran. Magnesium memiliki modulus elastis yang sangat rendah yaitu 40-50 Gpa dan bersifat lembut. Magnesium memiliki struktur kristal *hexagonal close packed* dengan jari-jari 0.161 nm, dan memiliki densitas sebesar 1.74 gr/cm<sup>3</sup>. Sifat fisik dan mekanik magnesium seperti pada tabel 7.

Tabel 7. Sifat Fisik dan Mekanik Magnesium (Mg)

No.	Sifat Fisik dan Mekanik Mg	Spesifikasi
1	Titik Cair(K)	922 K
2	Titik Didih (K)	1380 K
3	Elektronegatifitas	1.31
4	Kerapatan Massa ( $\rho$ )	1.74–2 gram/cm <sup>3</sup>
5	Kekuatan Tekan	21-115 N/mm <sup>2</sup> , 0.021–0.115 GPa
6	Kekerasan	30-47 HB
7	Kekuatan Tarik	21-140 N/mm <sup>2</sup> , 0.021–0.14 GPa
8	<i>Modulus Young</i>	41-45 GPa

(Sumber : Marya dkk., 2005)

Penggunaan logam magnesium diteliti oleh peneliti biomaterial karena potensi penggunaannya dibidang kedokteran tulang (*orthopedic*). Magnesium memiliki potensi untuk terciptanya material paduan yang memiliki sifat fisik dan mekanik yang mendekati dengan tulang

manusia. Implan tulang berbasis magnesium (Mg) sangat baik untuk pengembangan *scaffold* berpori yang sesuai secara mekanik untuk menggantikan tulang *subchondral* (Witte dkk., 2007). Untuk modulus elastisitas magnesium yaitu 40-50 GPa yang hampir menyerupai modulus elastisitas dari tulang manusia yaitu sekitar 10-40 GPa.

Magnesium dan paduannya telah diteliti sejak awal 1878 untuk penggunaan sebagai potensi besar sebagai biomaterial (Witte, 2010). Magnesium memberikan sejumlah manfaat sebagai bahan implan tulang dengan kemampuan magnesium untuk bertindak sebagai bahan implan tulang yang aman (Staiger dkk., 2006). Kelebihan magnesium yang lain juga yaitu, magnesium juga bisa menjadi kandidat populer sebagai bahan implan karena dengan sifat biodegradabilitasnya, tidak beracun sifat fisik dan sifat mekanik yang baik yang mirip dengan sifat asli tulang (Zeng dkk., 2008).

#### 2.4.2 Titanium (Ti)

Titanium (Ti) adalah logam industri keempat paling melimpah di kerak bumi (0.61 %) setelah aluminium (8.14 %), besi (5.12 %) dan magnesium (2.10 %). Titanium memiliki titik lebur 1670°C dan kerapatan 4.5 gr/cm<sup>3</sup>. Titanium memiliki kepadatan rendah dengan berat yang ringan namun memiliki kekuatan tinggi, biokompatibilitas yang baik sehingga banyak digunakan untuk bahan industri struktural dan biomaterial terutama dibidang implan gigi dan ortopedi (Rajagopal, *et al*, 2015).

Untuk penggunaan titanium sebagai bahan fabrikasi implan tulang telah dilakukan sekitar tahun 1930-an. Sifat titanium yang ringan dan sifat kimia-mekanik yang baik digunakan sebagai aplikasi implan. Titanium ditemukan untuk penggunaan biomaterial logam untuk keperluan *osseointegrate* (Vaan Noort, 1987). Pada titanium ditemukan juga sifat

perilaku bioaktif yang terjadi dikarenakan lambatnya pertumbuhan terhidrasi titanium oksida pada permukaan titanium implan yang mengarah pada penggabungan kalsium dan fosfor (Li et al., 1994). Sifat fisik, kimia dan mekanik dari logam titanium seperti pada tabel 8.

Tabel 8. Sifat Fisik, Mekanik dan Kimia Titanium (Ti)

No.	Sifat Fisik, Mekanik dan Kimia	Spesifikasi
1	Kategori Unsur	Logam Transisi
2	Struktur Kristal	HCP
3	Titik Lebur	1941 K (1668 °C)
4	Titik Didih	3560 K (3287 °C)
5	Kepadatan	4.506 g/cm <sup>3</sup>
6	Elektronegatifitas	1.54
7	Modulus Young	116 GPa
8	Modulus <i>Shear</i>	44 GPa
9	Modulus Bulk	110 GPa
10	Skala Mohs	6.0
11	Skala Vickers	970 MPa

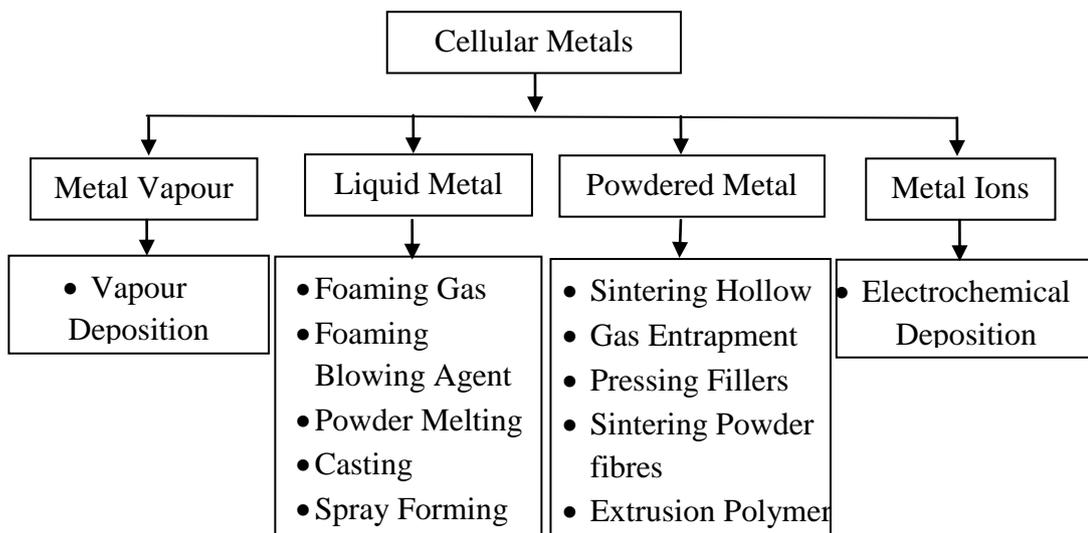
(Sumber : Andersson et al, 2003)

Titanium sangat baik digunakan sebagai bahan implan *non-biodegradable*, penggunaan titanium sebagai bahan implan *non-biodegradable* yaitu pada aplikasi pengganti sendi pada tulang, atau engsel pada paha, lutut dll. Karena sifat *non-biodegradable* nya titanium memiliki tingkat kepadatan yang tinggi yaitu sebesar 4.5 gram/cm<sup>3</sup>, memiliki kepadatan yang lebih tinggi daripada biomaterial lainnya seperti magnesium sebesar 1.7-2.0 gram/cm<sup>3</sup> dan aluminium sebesar 2.7 gram/cm<sup>3</sup>. Dengan tingkat kepadatan yang tinggi titanium masih dapat terkorosi dengan melarutkannya kedalam larutan asam fluorida (HF) karena titanium merupakan logam transisi dan memiliki elektronegatifitas yang lebih tinggi daripada logam campurannya.

Titanium dapat dijadikan sebagai *space holder* atau pembentuk ruang pada fabrikasi logam berpori. Manfaat lain menggunakan titanium sebagai *space holder* yaitu titanium dapat terkorosi sebagian, sisa dari titanium tersebut dapat meningkatkan sifat mekanik pada tingkat kekerasan, kekuatan tarik, tahan korosi yang cukup lama. Kemampuan titanium *non-biodegradable* dapat dimanfaatkan sebagai pembentuk sifat mekanik yang baik pada logam berpori karena dapat membantu struktural tulang pada proses penyembuhan berlangsung. Sehingga titanium sangat baik untuk dijadikan logam *space holder* logam berpori, seperti pada pembuatan logam berpori dengan metode TWSH (*Titanium Wire Space Holder*) (Cheng dkk., 2016).

## 2.5 Fabrikasi Logam Implan Berpori

Metode pembuatan logam berpori umumnya dikelompokkan menjadi 4 fabrikasi yang berbeda, diantaranya yaitu metode *liquid metal*, *powdered metal*, *metal vapour* dan *metal ion*. Metode pembuatan logam berpori seperti pada gambar 3.



Gambar 3. Metode Pembuatan Logam Berpori (*Metallic Foam*)

(Banhart, 2000)

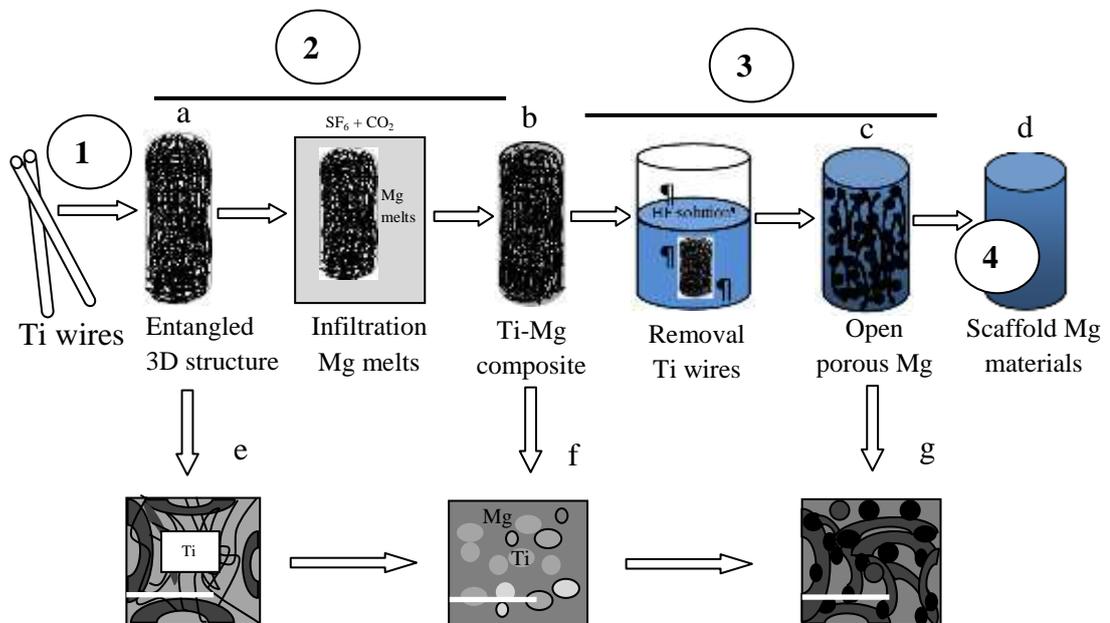
### 2.5.1 Metode TWSH

Metode TWSH atau metode *Titanium Wire Space Holder* merupakan metode yang baru dan mulai banyak dikembangkan, metode ini mulai dikembangkan oleh (Cheng dkk., 2016) pada penelitiannya biomaterial regenerasi tulang dengan kemurnian magnesium yang tinggi untuk percobaan regenerasi tulang yang akan diimplankan pada jaringan tubuh hewan sebagai percobaan biokompatibilitasnya. Penelitian yang dilakukannya yaitu pembuatan magnesium berpori dengan mengontrol mikro struktur nya digunakan untuk regenerasi tulang pada jaringan tulang pada tikus.

Dengan menggunakan metode TWSH metode produksi magnesium pori-terbuka (*open porous magnesium scaffold*) lebih mudah untuk mengontrol morfologi pori dan memperoleh sifat mekanik yang sesuai. Dengan menggunakan metode ini pembuatan magnesium pori-terbuka dapat dilakukan dengan ukuran pori yang berbeda namun dengan porositas yang hampir sama. Porositas dan ukuran pori dapat dengan mudah dan tepat dan dapat dikontrol serta sifat mekanik yang dapat diatur untuk berada didalam kisaran tulang *cancellos* manusia dengan mengubah orientasi pori-pori tanpa mengorbankan struktur porinya. Didalam kondisi *in vitro* pada pengujian sel menunjukkan bahwa *scaffold* memiliki *cytocompatibility* yang baik dan sifat diferensial *osteoblastik*.

Metode TWSH merupakan metode penamaan penggunaan titanium sebagai *space holder* nya, pada perkembangan selanjutnya *space holder* tersebut dapat digantikan dengan biomaterial lainnya seperti HA, Magnesium, Alumunium dll. Bentuk dari logam pembentuk ruang juga dapat berebeda-beda, tidak hanya menggunakan dalam bentuk *wire* atau kawat tetapi bisa juga dalam bentuk *powder* atau serbuk, dan mulai dikembangkan dengan metode TPSH (*Titanium Powder Space Holder*).

Pada kondisi *in vivo scaffold* menunjukkan respon inflamasi yang dapat diterima dan hampir sepenuhnya terdegradasi dan digantikan oleh tulang yang baru terbentuk. Porositas tulang yang sama dengan *scaffold* dengan ukuran pori yang besar dapat mempromosikan vaskularisasi dan dapat mengatur *up-regulate* kolagen tipe 1 dan ekspresi OPN yang mengarah pada massa tulang yang lebih tinggi dan pembentukan tulang yang matang. Metode TWSH merupakan metode baru untuk pengembangan *scaffold* magnesium pori-terbuka dengan mikrostruktur yang terkendali dan sifat mekaniknya yang memiliki aplikasi klinis potensi besar untuk rekonstruksi tulang. (Cheng dkk., 2016). Metode TWSH (*Titanium Wire Space Holder*) seperti pada sketsa gambar 4.



Gambar 4. Metode Pembuatan *Scaffold* Magnesium TWSH

(Sumber : Cheng dkk., 2016)

Pada gambar 4 merupakan metode pembuatan *scaffold* magnesium pori-terbuka dengan menggunakan metode TWSH (*Titanium Wire Space Holder*) pada prosedur tersebut dapat dijelaskan yaitu sebagai berikut :

1. Langkah pertama menggunakan bahan Titanium *wire* atau kawat
2. Langkah kedua membuat komposit Titanium-Magnesium, dengan membuat kawat Ti menyerupai serat yang digulung tidak beraturan kemudian meleburkan serbuk Mg menjadi komposit Mg-Ti
3. Langkah ketiga yaitu kawat Ti dihilangkan dengan menggunakan larutan HF (asam fluorida) sehingga kawat Ti hilang dan meninggalkan bekas pori yang terbuka
4. Langkah keempat magnesium pori-terbuka dikarakterisasi sebelum digunakan untuk keperluan selanjutnya.

Dengan menggunakan metode TWSH untuk membuat magnesium berpori melalui tiga langkah yaitu yang pertama serat 3D bahan titanium kawat disusun dengan menggunakan dengan berbagai diameter titanium kawat (250  $\mu\text{m}$  dan 400  $\mu\text{m}$ ) yang digunakan sebagai pembentuk ruang. Kemudian struktur 3D titanium bahan kawat direndam dalam cairan magnesium (kemurnian 99.98%) dengan temperatur 700°C dilingkungan gas campuran SF<sub>6</sub> dan CO<sub>2</sub> dengan getaran supersonik (frekuensi 40 KHz output 80 W 60 detik) hal ini dilakukan untuk meningkatkan infiltrasi kedalam struktur berpori. Kemudian spisimen direndam dalam asam fluorida HF 40% untuk menghilangkan struktur 3D titanium kawat. Sehingga akan terbentuk 2 *scaffold* magnesium pori terbuka dengan ukuran 250  $\mu\text{m}$  (250 PMg) dan 400  $\mu\text{m}$  (400 PMg). Semua sampel akan dibersihkan menggunakan *ultrasonic cleaning* dengan aseton, etanol absolut dan air suling setiap 10 menit untuk satu sampel dan kemudian disterilisasi menggunakan etilen oksida (Cheng dkk., 2016).

Metode TWSH (*Titanium Wire Space Holder*) menggunakan titanium sebagai *space holder* atau sebagai pembentuk ruangnya. Jenis material bisa menggunakan titanium *wire* maupun *powder*. Apabila menggunakan titanium dalam bentuk *wire* maka pori yang terbentuk akan panjang dan *nonconnected* (tidak menyatu) satu sama lain. Namun

apabila menggunakan titanium dalam bentuk *powder* maka pori yang terbentuk akan terlihat seperti *foam* dan *interconnected* atau pori satu dengan yang lainnya akan menyatu (Sukmana, 2017).

## 2.6 Metalurgi Serbuk

Pembuatan magnesium berpori dapat menggunakan metode metalurgi serbuk yang memiliki keunggulan diantaranya biaya proses yang relatif rendah, kontrol terhadap ukuran dan bentuk pori, dan kemampuan produksi yang baik (Biddick, 2015). Kelebihan dari proses metalurgi serbuk yaitu efisiensi bahan yang tinggi, dapat membuat paduan dari bahan yang berbeda dan temperatur lebur yang tinggi, porositas dan homogenitas produk dapat dikontrol, mudah mengatur komposisi paduan sedangkan untuk kekurangannya yaitu keterbatasan bentuk dan ukuran benda yang dapat dibuat, korosi akibat porositas yang lebih peka terhadap oksidasi (Chandrawan dan Arianti, 1999).

Prinsip metalurgi serbuk adalah dengan cara kompaksi serbuk logam yang dipanaskan dibawah temperatur leleh. Tahap pertama pada teknik metalurgi serbuk yaitu pencampuran serbuk bahan baku secara homogen. Setelah bahan tercampur kemudian dilakukan proses kompaksi dan proses *sintering*, untuk meningkatkan ikatan antara serbuk (Luo, 2013). Pada proses *sintering* biasanya dilakukan pemanasan 80% dari suhu titik leleh material tersebut, tujuannya agar saat dilakukan proses kompaksi tidak mengalami kegagalan bentuk karena perubahan struktur kristal pada material tersebut.

### 2.6.1 Pembuatan Serbuk Logam

Serbuk diartikan sebagai suatu padatan yang memiliki dimensi ukuran lebih kecil dari 1 mm (German, 1984). Karakterisasi serbuk dapat memengaruhi kemampuan serbuk logam itu sendiri untuk dikompaksi dan sifat serbuk yang terbentuk sebelum dan sesudah di *sintering*. Karakteristik dasar serbuk meliputi ukuran serbuk, distribusi ukuran

serbuk, bentuk serbuk, berat jenis serbuk, mampu alir (*flowability*), mamapu tekan (*compressibility*) (Lenel,1980). Dalam mendapatkan serbuk logam ada 3 proses utama yaitu proses pemesinan, gerindra, pengamplasan, maupun dengan perpaduan proses mekanik. Cara yang kedua proses kimiawi menggunakan proses pertukaran elektron, perubahan bentuk padat, pertukaran panas, reaksi sintesis zat padat. Proses fisika yaitu diantaranya teknik atomisasi, atau penembakan elektron pada bahan padat yang akan dibuat serbuk logam.

### 2.6.2 Pencampuran (*Mixing*)

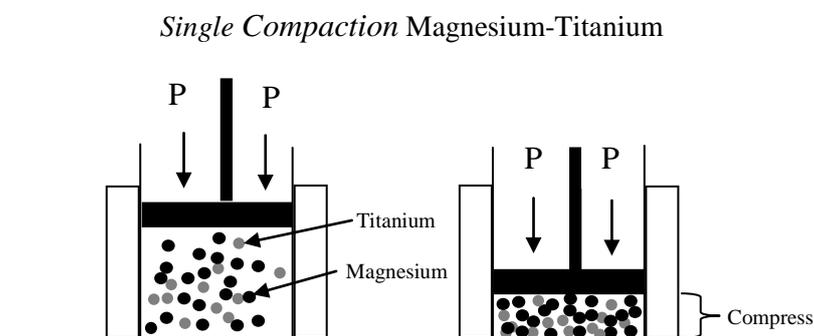
Pencampuran bahan serbuk (*blending / mixing*) *blending* adalah proses penggilingan material menjadi serbuk yang merata dengan menghasilkan komposisi yang sesuai, sedangkan proses *mixing* adalah untuk mencampurkan dua atau lebih serbuk yang berbeda. *Mixing* adalah proses pencampuran beberapa jenis serbuk dengan ukuran partikel yang berbeda yang bertujuan untuk mendispersikan serbuk secara merata dan homogen. Efisiensi *mixing* ditentukan oleh volume serbuk didalam *mixer* dan kecepatan rotasi *mixer*. Untuk mendapatkan hasil yang optimal volume serbuk antara 20-40% dari kapasitas *mixer*.

### 2.6.3 Kompaksi (*Compaction*)

Kompaksi merupakan proses penekanan mendeformasi serbuk menjadi benda dengan bentuk dan ukuran tertentu dengan densitas yang lebih tinggi. Saat kompaksi perlu memperhatikan ukuran partikel, fraksi antar partikel dengan cetakan dan gaya penekanan. Hasil dari kompaksi serbuk disebut dengan (*green compact*). Penekanan adalah suatu proses pemampatan serbuk sehingga mempunyai bentuk tertentu, terdapat beberapa metode penekanan yaitu diantaranya penekanan dingin (*cold compaction*) yaitu penekanan dengan temperatur kamar. Metode ini dipakai apabila bahan yang digunakan mudah teroksidasi seperti Al,

Mg, Ti. Sedangkan metode yang kedua yaitu penekanan panas (*hot compaction*) yaitu penekanan dengan temperatur diatas temperatur kamar. Metode ini digunakan apabila material yang digunakan tidak mudah mengalami teroksidasi dan memiliki titik lebur dan titik cair yang tinggi sehingga suhu yang diperlukan untuk *sintering* biasanya berkisar 80% dari titik lebur suatu material utamanya.

Parameter yang perlu diperhatikan saat melakukan kompaksi yaitu tekanan kompaksi, kecepatan penekanan, waktu kompaksi dan perilaku mekanik. Penekanan yang diperlukan tergantung pada jenis bahan serbuk yang digunakan biasanya digunakan penekanan yang berkisar antara 70 MPa-800 MPa (Kalpakjian, 1989). Kompaksi yang paling sering digunakan yaitu dengan tekanan cetakan menggunakan metode satu arah dengan *punch* bagian atas bergerak menekan kebawah, seperti pada gambar 5.



Gambar 5. Proses Kompaksi dengan Penekana Satu Arah

(Sumber : Luo, 2013)

Pada proses kompaksi gaya gesek yang terjadi antar partikel dinding cetakan akan mengakibatkan perbedaan kerapatan pada daerah tepi dan bagian tengah. Maka saat melakukan kompaksi digunakan pelumas yang bertujuan untuk mengurangi gesekan antara partikel dan dinding cetakan dan menggunakan bahan pelumas yang tidak reaktif terhadap campuran serbuk dan titik leleh yang rendah sehingga proses *sintering*

tingkat awal pelumas dapat menguap. Berikut merupakan tekanan yang digunakan dalam kompaksi pada suatu penelitian menggunakan mesin *Hydraulic Hand Pump* SPH-1200 (Wakhid dan Iqbal, 2018) seperti pada tabel 9.

Tabel 9. Tekanan Kompaksi pada Mesin *Hydraulic Hand Pump* SPH-1200

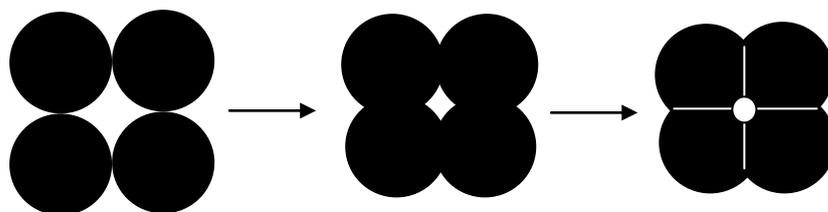
No.	Tekanan Hidraulik		Luas Piston (mm <sup>2</sup> )	Gaya Tekan Mesin Press		Luas Permukaan Punch (mm <sup>2</sup> )	Tekanan Real Squeeze Casting (MPa)
	MPa	Psi		N	Ton		
1	1	145.04	5026.55	5026.55	0.50	314	16.008
2	2	290.08	5026.55	10053.10	1.01	314	32.016
3	3	435.11	5026.55	15079.65	1.51	314	48.024
4	4	580.15	5026.55	20106.20	2.01	314	64.032
5	5	725.19	5026.55	25132.75	2.51	314	80.040
6	6	870.23	5026.55	30159.30	3.01	314	96.048
7	7	1015.26	5026.55	35185.85	3.51	314	112.05
8	8	1160.30	5026.55	40212.40	4.02	314	128.06
9	9	1305.34	5026.55	45238.95	4.52	314	144.07
10	10	1450.38	5026.55	50265.50	5.02	314	160.08
11	11	1595.42	5026.55	55292.05	5.52	314	176.08
12	12	1740.45	5026.55	60318.60	6.03	314	192.09
13	13	1885.49	5026.55	65345.15	6.53	314	208.10
14	14	2030.53	5026.55	70371.70	7.03	314	224.11
15	15	2175.57	5026.55	75398.25	7.53	314	240.12
16	15.86	2300	5026.55	79710.73	7.97	314	253.85

#### 2.6.4 Proses Sintering

*Sintering* merupakan proses pemanasan dibawah titik leleh untuk membentuk fase kristal baru sesuai yang diinginkan dengan bertujuan mereaksikan bahan-bahan penyusun berupa logam dengan merubah

bentuk partikel dalam ukuran kecil. *Green compact* yang dihasilkan dari proses pemadatan kompaksi pada temperatur ruangan belum mempunyai ikatan atom yang kuat sehingga perlu dilakukan pemanasan kembali (*sintering*) mencapai temperatur 70% - 90% dari titik lebur bahan. Proses *sintering* juga akan berpengaruh dalam pembentukan fase kristal dan volume porositas bahan (Bama, 2011).

Fraksi fase kristal dan volume porositas yang terbentuk ditentukan dengan tingkat keterkaitan dan ukuran partikel yang dapat dikontrol oleh kepadatan serbuk, temperatur dan waktu *sintering* serta penambahan unsur paduan. Semakin besar temperatur *sintering* maka semakin cepat proses pembentukan yang terjadi sehingga memengaruhi pada bentuk dan ukuran porositas serta struktur pertumbuhan kristal. Pada proses *sintering* terjadi 4 langkah terjadinya ikatan yaitu terjadinya titik kontak antara serbuk logam, leher mulai terbentuk antara partikel dan pori-pori yang runtuh, leher terus tumbuh dan pori-pori menyusut lebih lanjut. Perubahan struktur mikro pada *sintering* seperti pada gambar 6.



Gambar 6. Perubahan Struktur Mikro pada Proses *Sintering*  
(Bama,2011)

Pada proses *sintering* ada parameter yang dapat memengaruhi yaitu temperatur *sintering*, waktu *sintering*, bentuk struktur serbuk, komposisi serbuk campuran, densitas serbuk dan komposisi lingkungan tungku. Pada proses *sintering* akan terjadi penyusutan yang diakibatkan adanya gas pada porositas mengalami *degassing* (peristiwa keluarnya gas saat *sintering*). Jika temperatur *sintering* dinaikan akan terjadi

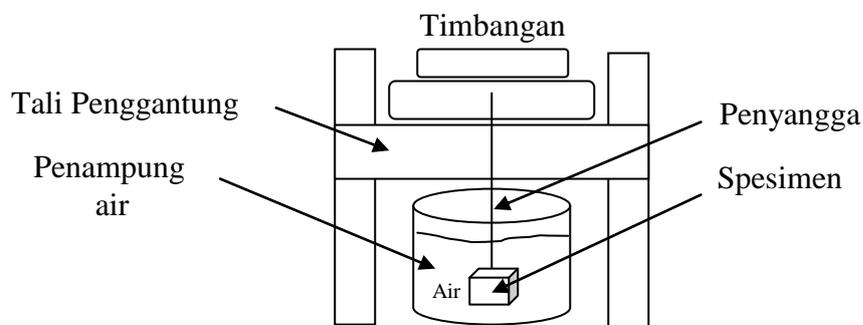
difusi permukaan partikel dan *filler* yang membentuk *liquid bridge*. *Liquid bridge* akan menutupi porositas sehingga akan terjadi eliminasi porositas berkurangnya jumlah dan ukuran porositas.

## 2.7 Karakterisasi Sifat Fisik

Secara umum karakteristik material dapat dikelompokkan menjadi empat yaitu sifat fisik, sifat mekanik, sifat teknologi dan sifat kimia. Sifat fisik merupakan sifat yang telah dimiliki dari material tersebut tanpa adanya pembebanan tertentu yaitu densitas, porositas, konduktivitas, struktur mikro dll. Sebelum dilakukan karakterisasi, suatu spesimen akan dilakukan preparasi atau perlakuan awal (*pre-treatment*) agar lebih mudah saat pengujian. Spesimen terlebih dahulu akan dibersihkan menggunakan *ultrasonic cleaning* dengan aseton, etanol absolut dan air suling setiap 10 menit untuk satu sampel dan kemudian disterilisasi menggunakan etilen oksida (Cheng dkk., 2016).

### 2.7.1 Uji Densitas dan Porositas

Densitas adalah massa setiap satuan volume benda. Semakin tinggi densitas suatu benda maka akan semakin besar juga massa setiap volumenya. Densitas merupakan kepadatan dari suatu zat menggunakan persamaan berupa perbandingan massa benda dengan volumenya dapat juga dengan menggunakan prinsip Archimedes berat sebuah benda adalah sama dengan berat air yang dipindahkan seperti pada gambar 7.



Gambar 7. Alat Pengujian Densitas

Untuk hasil densitas didapatkan menggunakan persamaan teoritis dengan standar ASTM C373-88 seperti pada persamaan 1.

$$\rho_b = \frac{M_k}{M_b - (M_g - M_t)} \times \rho_{\text{cair}} \dots\dots\dots (1)$$

Pengujian porositas untuk mengetahui porositas yang terbentuk pada suatu logam. Uji porositas merupakan kelanjutan dari pengujian densitas dengan menggunakan prinsip Archimedes standar ASTM C373-88 dengan cara menghitung densitas aktual dan densitas secara teoritis kemudian dihitung menggunakan persamaan porositas seperti pada persamaan 2 dan 3.

$$\rho_{\text{teoritis}} = (\rho_1 \times \%V_1) + (\rho_2 \times \%V_2) + (\rho_n \times \%V_n) \dots\dots\dots (2)$$

$$\Phi = \frac{(\rho_{\text{teoritik}} - \rho_{\text{aktual}})}{\rho_{\text{teoritik}}} \times 100\% \dots\dots\dots (3)$$

Dimana :  $\rho_b$  = Densitas sampel ( $\text{gr}/\text{cm}^3$ )

$\Phi$  = Porositas sampel (%)

$M_k$  = Massa sampel kering (gr)

$M_b$  = Massa sampel basah (gr)

$M_g$  = Massa sampel didalam air (gr)

$M_t$  = Massa tali penggantung (gr)

### 2.7.2 Uji SEM-EDX

*Scanning Electron Microscope* atau SEM adalah suatu alat pengujian untuk mengetahui karakteristik komposisi struktur unsur melalui gambar yang dihasilkan, dengan alat detektor *Energy Dispersive X-ray* (EDX) dengan standar SEM JSM-6510 LA. Prinsip kerja dari alat uji SEM-EDX yaitu menggunakan berkas elektron yang dipantulkan dengan energi yang tinggi untuk menggambarkan bentuk permukaan

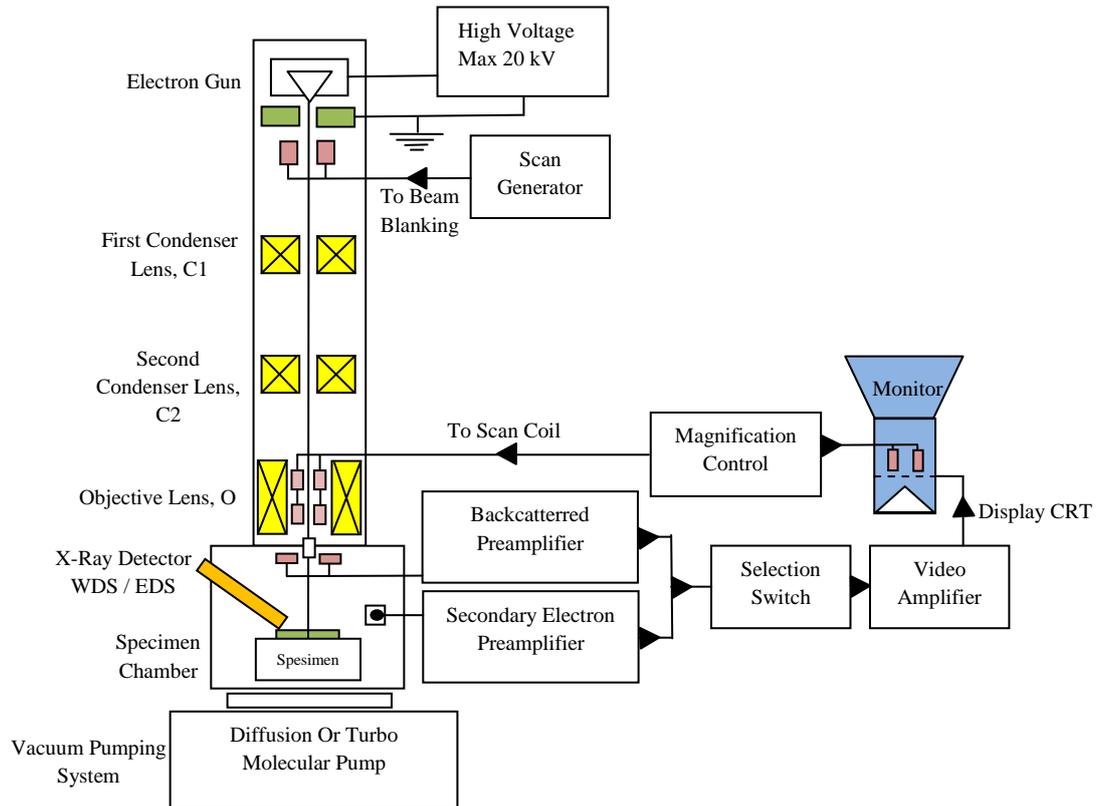
dari material yang sedang dianalisis berupa susunan kristal. Pengujian dilakukan dengan cara sampel diletakan pada SEM *specimen holder* dengan ditempelkan menggunakan *carbon double tipe* dengan bagian penampang lintang (*cross section*) mengarah vertikal keatas atau pada lensa obyektif (Sujatno, 2015).

Untuk mengenali jenis atom dipermukaan yang mengandung multi atom menggunakan teknik EDS (*Energy Dispersive Spectroscopy*). Sebagian besar SEM dilengkapi dengan kemampuan EDS namun tidak semua SEM terdapat EDS. EDS dihasilkan dari sinar X karakteristik sehingga EDS biasa disebut juga dengan EDX (*Energy Dispersive X-ray*). Dengan melakukan pengujian EDS maka sinar x karakteristik akan menembakan pada posisi yang inginkan, kemudian akan muncul puncak-lembah tertentu yang mewakili suatu unsur yang terkandung.

EDS bisa digunakan untuk membuat *elemental mapping* (pemetaan elemen) dengan memberikan warna yang berbeda dari masing-masing elemen, dapat juga menganalisis secara kuantitatif dari presentase masing-masing elemen. Sehingga hasil dari pengujian EDX hampir sama dengan pengujian XRD (*X-Ray Diffraction*). Pengujian SEM-EDX dapat digunakan untuk mengetahui topografi material seperti kekerasan, reflektivitas dll, morfologi untuk menganalisis bentuk, ukuran dan komposisi material dengan menganalisis komposisi dari permukaan material. Hasil dari pengujian SEM akan didapatkan berupa gambar dengan pembesaran yang tinggi mencapai 500x pembesaran, untuk pengujian EDS/EDX akan didapatkan gambar pemetaan berupa puncak-lembah suatu unsur yang terkandung pada suatu material.

Komponen utama dari alat SEM yaitu berupa tiga pasang lensa elektromagnetik yang berfungsi memfokuskan berkas elektron menjadi sebuah titik kecil kemudian di *scan* menggunakan dua pasang *scan coil* dengan frekuensi variabel pada permukaan sampel. Sumber elektron

yang menyediakan berkas elektron yang memiliki energi tunggal (monokromatik) dan komponen yang ketiga adalah *imaging detector* yang berfungsi untuk mengubah sinyal elektron menjadi gambar. Alur pengujian SEM–EDX seperti pada gambar 8 diagram blok.



Gambar 8. Diagram Blok SEM  
(Sujatno, 2015)

### 2.7.3 Uji Struktur Mikro

Metalografi merupakan disiplin ilmu yang mempelajari karakteristik makrostruktur dan mikrostruktur material dengan mengukur secara kualitatif maupun kuantitatif tanpa adanya pembebanan tertentu. Pengujian struktur mikro bertujuan untuk mengetahui dan mengamati ukuran struktur dan bentuk kristal dari sebuah material, kerusakan yang terjadi yang disebabkan oleh proses deformasi, perbedaan kandungan

komposisi, dan perlakuan panas. Pengamatan *metallography* struktur makro menggunakan pembesaran 10-100 kali dan *metallography* struktur mikro dengan pembesaran diatas 100 kali (Sanjaya, 2016). Sebelum dilakukan optikal metalografi, spesimen terlebih dahulu dilakukan preparasi. Preparasi pada pengujian struktur mikro yaitu, pemotongan untuk memperkecil spesimen, pembedaan (*mounting*) agar mudah dilakukan pengamplasan dan pemolesan. Selanjutnya yaitu proses gerinda, pengamplasan dan pemolesan. Proses yang terakhir yaitu pengetsaan (*etching treatment*) proses ini merupakan reaksi dan melarutkan kotoran material. Kemudian pembersihan spesimen menggunakan larutan kimia untuk menghilangkan kotoran halus.

## **2.8 Karakterisasi Sifat Mekanik**

Sifat mekanik material adalah suatu kemampuan material dan perilaku tertentu ketika menerima suatu pembebanan tertentu. Sifat mekanik material yaitu kekuatan tarik, kekuatan luluh, kekerasan, keuletan, ketangguhan, ketahanan *impact*, ketahanan aus, ketahanan korosi dll.

### **2.8.1 Uji Kekerasan**

Kekerasan sebuah material merupakan ukuran ketahanan terhadap deformasi plastis, penetrasi atau tekanan pada permukaannya (Djaprie, 1995). Pengujian kekerasan banyak dilakukan dibandingkan dengan pengujian mekanik yang lain karena tidak merusak, menggunakan indentasi yang kecil, pengujian yang mudah, sederhana dan mudah mengkonversikan kekerasan dengan perhitungan menggunakan skala. Pengujian kekerasan dapat dikatakan homogen pada setiap bagian material yang diuji (Syafliida, 2012). Pengujian kekerasan yang paling umum digunakan yaitu metode indentasi pada suatu material. Berdasarkan jenis indentasi yang digunakan pengujian kekerasan terdiri dari 3 metode yaitu Rockwell, Brinell dan vickers (Vliet & Both, 1984).

Pengujian kekerasan pada biomaterial umumnya menggunakan pengujian kekerasan vickers yaitu *microhardness tester*. *Vickers Micro Hardness Tester* (VHN) pengujian kekerasan menggunakan indenter berupa piramud intan dengan sudut puncak  $136^\circ$ . Alat uji *Vickers Micro Hardness Tester* terdiri dari mesin utama, unit uji, unit dudukan indenter dan lensa, landasan uji, unit kontrol dan komputer. Prinsip kerja dari pengujian kekerasan vickers yaitu indenter ditekan pada material pengujian dengan tekanan tertentu kemudian hasil dari tekanan indenter akan terbaca langsung pada komputer dan mendapatkan langsung nilai kekerasannya yaitu seperti pada gambar 9.



Gambar 9 Alat Uji Kekerasan Mikro Vickers

Untuk pengujian kekerasan vickers *microhardness* biasanya akan langsung terbaca pada komputer karena spesimen uji yang berukuran mikro (Haroen, 1984). Perhitungan kekerasan vickers secara manual berdasarkan standar ISO 6507/2 yang disesuaikan dengan verifikasi alat sesuai standar seperti pada persamaan 4.

$$HV = 1.8544 (P/d^2) \dots\dots\dots (4)$$

Dimana : HV = *Hardness Vickers*

P = Pembebanan (Kgf)

D = Panjang rata-rata dua diagonal indentasi (mm)

## **BAB III**

### **METODE PENELITIAN**

#### **3.1 Waktu dan Tempat Penelitian**

Adapun pelaksanaan penelitian dimulai pada bulan Maret 2019-September 2019. Penelitian ini dilakukan di beberapa tempat yaitu sebagai berikut :

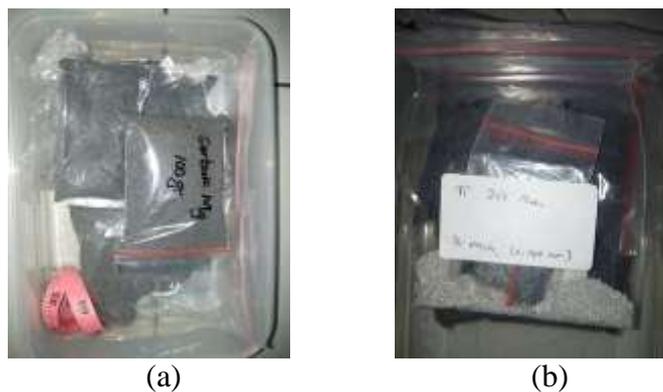
1. Proses mempersiapkan alat dan bahan, proses fabrikasi spesimen Mg-Ti dilakukan di Laboratorium Teknologi Produksi, Teknik Mesin Universitas Lampung, Bandar Lampung
2. Proses pengambilan data analisis struktur makro, uji korosi dan uji densitas-porositas dilakukan di laboratorium Material Teknik, Teknik Mesin Universitas Lampung, Bandar Lampung
3. Proses pengambilan data uji kekerasan *micro vickers*, mikroskop optik dan SEM-EDX dilakukan di P2MM LIPI PUSPIPTEK Serpong.

#### **3.2 Alat Dan Bahan**

Adapun alat dan bahan beserta spesifikasinya yang digunakan dalam penelitian ini yaitu sebagai berikut :

1. Magnesium (Mg) dan Titanium (Ti)

Magnesium yang digunakan dalam bentuk serbuk dengan ukuran 100  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$  dan 250  $\mu\text{m}$ . Titanium yang digunakan dalam bentuk serbuk dengan ukuran diameter kawat 200  $\mu\text{m}$  seperti pada gambar 10 dan spesifikasi pada tabel 10.



Gambar 10. Material (a). Serbuk Magnesium 100  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$  dan 250  $\mu\text{m}$   
(b). Titanium Wire 200  $\mu\text{m}$

Tabel 10. Sifat Fisik dan Mekanik Magnesium-Titanium

No.	Sifat Fisik dan Mekanik	Spesifikasi
1	Serbuk Mg	Mg AZ31
2	Titik Lebur Mg	922 K (648.85°C)
3	Titik Didih Mg	1380 K (1160.85°C)
4	Elektronegatifitas Mg	1.31
5	Massa Jenis ( $\rho$ ) Mg	1.74–2 gram/cm <sup>3</sup>
6	Kekuatan Tekan Mg	21-115 N/mm <sup>2</sup>
7	Nama Wire Ti	Titanium TA1
8	Ukuran Wire Ti	32 ga (AWG), 0.202 mm
9	Titik Lebur Ti	1941 K (1668°C)
10	Titik Didih Ti	3560 K (3287°C)
11	Massa Jenis ( $\rho$ ) Ti	4.506 g/cm <sup>3</sup>
12	Elektronegatifitas Ti	1.54

## 2. Press Hidraulik.

Untuk mesin *press* hidraulik yang digunakan yaitu mesin *Hydraulic Hand Pump* SPH-1200 berkapasitas 20 ton, seperti pada gambar 11 dan spesifikasi mesin pada tabel 11.



Gambar 11. Mesin *Press* Hidraulik

Tabel 11. Spesifikasi Mesin *Press* Hidraulik

No.	<i>Hydraulic Hand Pump SPH-1200</i>	Spesifikasi
1	<i>Pressure Rating</i>	700 kg/cm <sup>2</sup> (10.000 psi)
2	<i>Usable Oil Cap</i>	1200 c.c R 22 SAE 10#
3	PxLxT	22x60x130 cm
4	<i>Capacity Pressure</i>	20 Ton

### 3. Sistem Perangkat Kompaksi

Perangkat yang digunakan untuk kompaksi-*sintering* menggunakan *heater* seperti pada gambar 12 dan spesifikasi pada tabel 12.

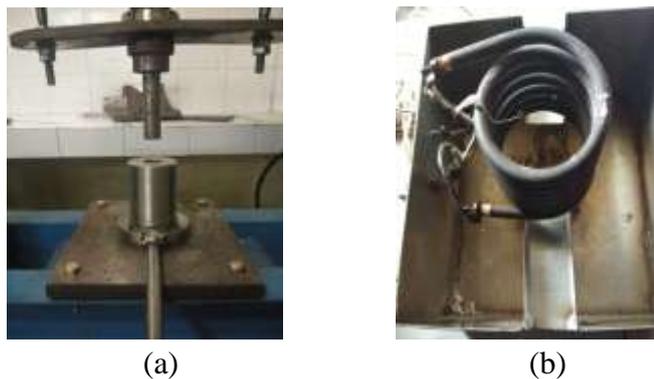


(a)



(b)

Gambar 12. (a). *Heater Unit Control TC4M*, (b). *Cover Heater Coil*



Gambar 13. (a). *Dies dan Punch* (b). *Heater (Coil)*

Tabel 12. Spesifikasi Perangkat Kompaksi-*Sintering*

No.	Alat <i>Squeeze-casting</i>	Spesifikasi
1	<i>Heater</i>	Autonics EP-KE-03-0320H
2	$T_{maks}$ <i>Heater</i>	$27-710^{\circ}\text{C} \pm 5^{\circ}\text{C}$
3	<i>Output</i>	Daya 1500 watt / 6.5 ampere
4	Material <i>Dies</i>	<i>Stainless Stell 304</i>
5	d1 <i>Dies</i>	20 mm
6	d2 <i>Dies</i>	60 mm
7	Tinggi <i>Dies</i>	80 mm
8	d <i>Punch</i>	20 mm
9	Timggi <i>Punch</i>	75 mm

#### 4. Gas Argon

Gas argon berfungsi untuk melindungi Mg agar tidak bereaksi dengan unsur O saat proses *sintering* berlangsung. Apabila Mg bereaksi dengan  $\text{O}_2$  bisa menjadi  $\text{MgO}_2$  magnesium menjadi mudah terbakar pada temperatur  $223^{\circ}\text{C}$ , dan apabila bereaksi menjadi MgO memiliki titik lebur yang tinggi pada temperatur  $2852^{\circ}\text{C}$  seperti pada gambar 14 dan spesifikasi alat pada tabel 13.



Gambar 14. Gas Argon

Tabel 13. Spesifikasi Gas Argon

No.	Argon HP	Spesifikasi
1	Kapasitas Tabung	0 – 1500 bar / 0 – 2000 psi
2	Tekanan <i>Outlet</i> Maks	10 bar / 140 psi
3	Tekanan Regulator Maks	300 bar / 4200 psi
4	Kapasitas Tekanan	1 – 14 bar / 200 psi

#### 5. Larutan Asam Fluorida (HF)

Larutan (HF) atau asam fluorida digunakan untuk mengkorosi Ti dan pengujian korosi pada spesimen Mg-Ti seperti pada gambar 15 dan spesifikasi pada tabel 14.



Gambar 15. Larutan Asam Fluorida

Tabel 14. Spesifikasi Larutan Asam Fluorida (HF)

No.	Hidrogen Fluorida (HF)	Spesifikasi
1	Massa Molar	20 g/mol
2	Densitas	1.15 g/l (gas 25°C), 0.99 g/l (cair 19.5°C)
3	Titik Lebur	-83.6°C
4	Titik Didih	19.5°C
5	Keasaman	3.17 pKa
6	Volume Penggunaan	5 ml

### 3.3 Pelaksanaan Penelitian

Pada penelitian untuk membuat spesimen Mg-Ti kompaksi-*sintering* digunakan beberapa parameter penelitian sebagai variasi penelitian seperti pada tabel 15.

Tabel 15. Parameter Penelitian dan Variasi Penelitian

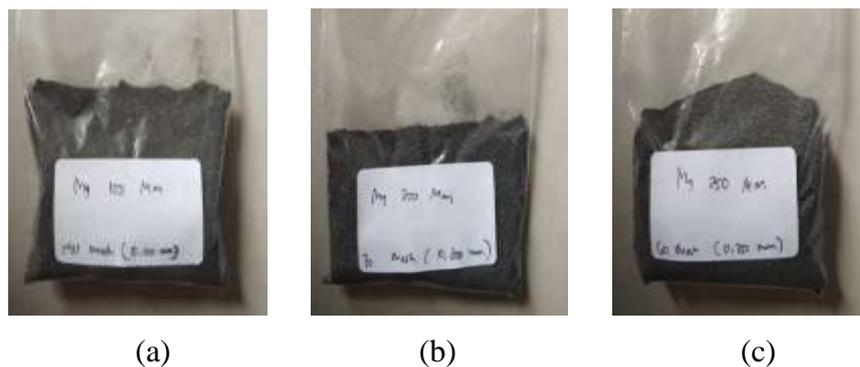
No.	Pori Mg-Ti	Serbuk Mg	Ti Wire	Mg-Ti	P	Durasi Penekanan	T°C	Holding Time
1	P-Mg 1	100 µm	200 µm	3 : 1	250 MPa	2 menit	400°C	5 menit
2	P-Mg 2	200 µm						
3	P-Mg 3	250 µm						

Untuk pelaksanaan penelitian akan dijelaskan pada prosedur penelitian yaitu sebagai berikut :

#### 1. Prosedur Persiapan Awal

Adapun prosedur persiapan awal yang dilakukan yaitu sebagai berikut :

- a. Mempersiapkan serbuk magnesium dengan ukuran 100 µm, 200 µm dan 250 µm.
- b. Mempersiapkan titanium *wire* 200 µm, seperti pada gambar 16.

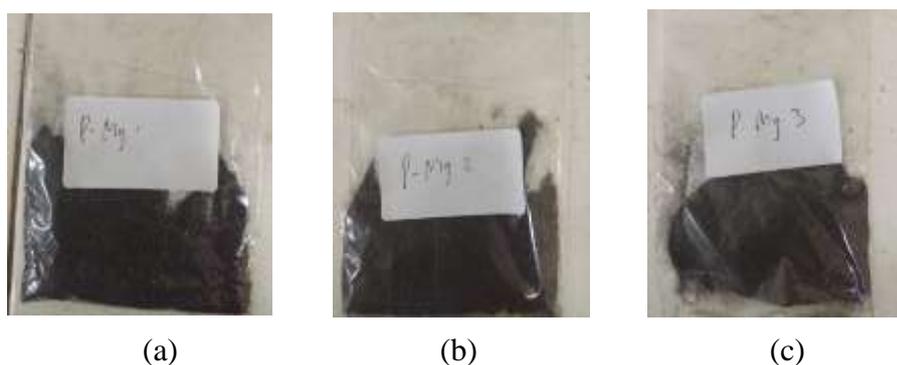


Gambar 16. Serbuk Magnesium Ukuran (a). 100  $\mu\text{m}$  (b). 200  $\mu\text{m}$  dan (c). 250  $\mu\text{m}$

## 2. Prosedur Pencampuran Serbuk Mg-Ti (*Manual Stirring*)

Adapun prosedur pencampuran serbuk Mg-Ti yaitu sebagai berikut :

- Mencampurkan serbuk magnesium ukuran 100  $\mu\text{m}$ , 200  $\mu\text{m}$ , 250  $\mu\text{m}$  dengan titanium *wire* 200  $\mu\text{m}$  dengan perbandingan fraksi massa magnesium : titanium sebesar 3 : 1
- Memasukan Mg dan Ti dengan perbandingan fraksi massa Mg : Ti yaitu 8.5 gram : 2.83 gram, mengaduk didalam plastik *ziplock* seperti pada gambar 17.



Gambar 17. Percampuran Massa Mg-Ti 11.32 gram (a). P-Mg 100  $\mu\text{m}$  (b). P-Mg 200  $\mu\text{m}$  dan (c). P-Mg 250  $\mu\text{m}$

### 3. Prosedur Kompaksi Serbuk TWSH (*Titanium Wire Space Holder*)

Adapun prosedur kompaksi serbuk Mg-Ti yaitu sebagai berikut :

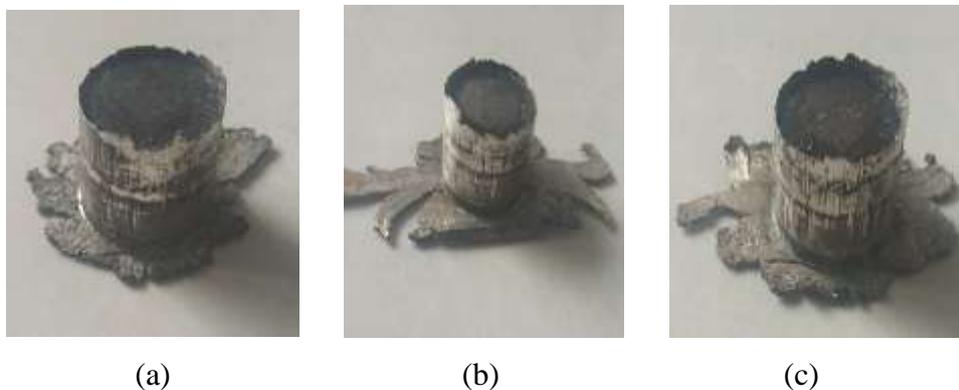
- a. Memasang *heater* ke alat kompaksi, alat kompaksi ke mesin *press* hidraulik dan gas argon seperti pada gambar 18.



Gambar 18. Instalasi Kompaksi-*Sintering*

- b. Memasang penahan pada *dies* (cetakan) dan memasang kunci penahan pada dudukan cetakan
- c. Memasukan campuran serbuk titanium dan magnesium kedalam *dies*
- d. Menekan pompa hidraulik sebesar 250 MPa selama 2 menit
- e. Membuka kunci penahan dan menarik penahan pada *dies*
- f. Memompa kembali hidraulik sampai spesimen keluar dari *dies*.
- g. Melakukan proses *sintering* dengan waktu tahan 5 menit menggunakan *heater (coil)* yang sudah terpasang pada alat kompaksi
- h. Memasang kembali penahan pada *dies* (cetakan) dan memasang kunci penahan pada dudukan cetakan
- i. Menghidupkan *heater* dengan temperatur sampai sebesar 400°C
- j. Memasukan kembali spesimen yang sudah dikompaksi kedalam *dies*
- k. Menyemprotkan gas argon kedalam *dies* selama proses *sintering*

1. Mengeluarkan spesimen dengan membuka kunci penahan dan menarik penahan pada *dies* dan mendorong kembali spesimen sampai keluar. Hasil dari proses kompaksi-*sintering* seperti pada gambar 19.



Gambar 19. Hasil Kompaksi-*Sintering* (a). P-Mg 100  $\mu\text{m}$  (b). P-Mg 200  $\mu\text{m}$  dan (c). P-Mg 250  $\mu\text{m}$

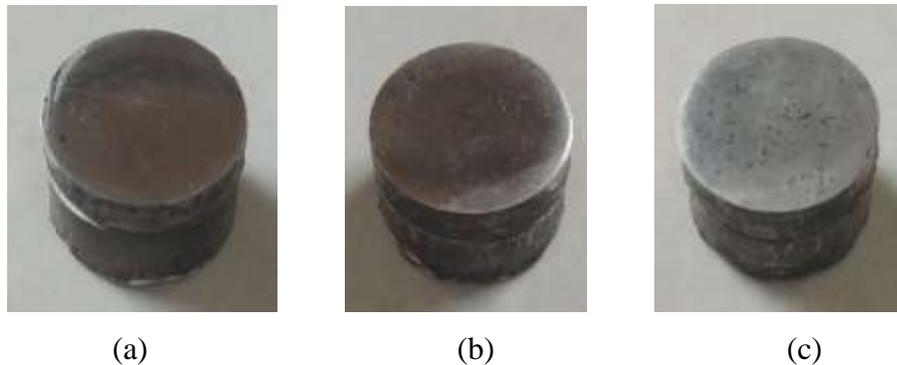
### 3.4 Pelaksanaan Pengujian

Pengujian bertujuan untuk mengetahui kualitas hasil kompaksi-*sintering* dan pembentukan pori. Pelaksanaan pengujian dapat dijelaskan yaitu sebagai berikut :

#### 1. Pembuatan Spesimen Pengujian

Pembuatan spesimen disesuaikan dengan standar pengujian yang digunakan. Spesimen yang dihasilkan pada proses kompaksi-*sintering* yaitu tinggi rata-rata 45 mm dan diameter 20 mm. Kemudian dilakukan pemotongan agar bisa digunakan untuk 2 pengujian. Pemotongan spesimen dilakukan pada bagian atas dengan tinggi 1/3 dari tinggi spesimen. Kemudian didapatkan sampel dengan tinggi rata-rata 40 mm dan diameter 20 mm yang digunakan untuk analisis struktur makro, uji korosi dan uji densitas-porositas, kemudian sampel berukuran 2/3 dengan tinggi rata-rata 80 mm dan diameter 20 mm digunakan untuk uji

kekerasan *micro vickers*, analisis struktur mikro dan SEM-EDX seperti pada gambar 20.



Gambar 20. Spesimen (a) P-Mg 100  $\mu\text{m}$ , (b) P-Mg 200  $\mu\text{m}$  dan (c) P-Mg 250  $\mu\text{m}$

## 2. Analisis Struktur Makro

Analisis struktur makro menggunakan alat pembesaran mikroskopi bertujuan untuk mengamati serbuk magnesium dan persebaran titanium secara makro setelah dilakukan kompaksi-*sintering* dengan parameter pengaruh ukuran serbuk. Alat uji struktur makro seperti pada gambar 21 dan spesifikasi pada tabel 16.



Gambar 21. Alat Uji Struktur Makro

Tabel 16. Spesifikasi Alat Uji Struktur Makro

No.	<i>Mikroskop Optical</i>	Spesifikasi
1	Type Alat	<i>Union MC 86545</i>
2	<i>Illumination</i>	<i>30W horizontal kohler</i>
3	<i>Eyepieces</i>	SWH 10 x FN22
4	<i>Objectives Lens</i>	Mf 5x, 10x, 20x, 25x
5	<i>Okuler Lens</i>	Bi 5x, 10x

Pengamatan dilakukan pada permukaan atas, permukaan tengah dan permukaan bawah spesimen. Hasil data yang diperoleh berupa gambar pembesaran pada sampel.

### 3. Uji Degradasi

Uji korosi yaitu pengkorosian titanium sebagai pembentuk ruang magnesium berpori menggunakan larutan Asam Fluorida (HF). Pengujian korosi bertujuan untuk mengetahui laju korosi per satuan waktu. Uji korosi yaitu dengan cara merendam spesimen pada gelas ukur berisi larutan HF 1 M sebanyak 5 ml direndam selama 1 jam dan diukur masa spesimen menggunakan alat berupa neraca dan *stopwatch* dengan mengukur perubahan massa setiap 5 menit. Alat uji korosi seperti pada gambar 22 dan spesifikasi pada tabel 17.



Gambar 22. Alat Uji Korosi

Tabel 17. Spesifikasi Alat Uji Korosi

No.	<i>Superior Mini Digital Platform Scale</i>	Spesifikasi
1	<i>Type Neraca</i>	I-2000
2	<i>Scale Size</i>	130 x 109 x 20 mm
3	<i>Platform Size</i>	100 x 100 mm
4	<i>Accuracy Weight</i>	500 g x 0.01 g

#### 4. Uji Densitas dan Porositas

Pengujian densitas porositas menggunakan prinsip Archimedes dengan standar pengujian ASTM C373-88. Pengujian densitas dan porositas menggunakan alat uji yang dilengkapi dengan neraca digital dan wadah yang berisikan cairan infus. Nilai densitas dan porositas akan didapatkan menggunakan persamaan. Alat uji densitas-porositas seperti pada gambar 23 dan spesifikasi pada tabel 18.



Gambar 23. Alat Uji Densitas dan Porositas

Tabel 18. Spesifikasi Alat Uji Densitas dan Porositas

No.	Alat Uji Densitas-Porositas	Spesifikasi
1	Cairan Uji	<i>Ecosol NaCl</i>
2	$\rho$ Infus	0.98717 gr/cm <sup>3</sup>
3	Vol. Cairan	20 ml

4	Nama Neraca	<i>Superior Mini Digital Platform Scale</i>
5	<i>Accuracy Weight</i>	500 g x 0.01 g
6	P Tali	30 cm
7	m Tali	0.1 gram

## 5. Uji Kekerasan

Pengujian kekerasan menggunakan uji kekerasan vickers skala mikro (*Vickers Micro Hardness*). Alat uji kekerasan seperti pada gambar 24 dan spesifikasi alat uji pada tabel 19.



Gambar 24. Alat Uji Kekerasan Vickers (*Vickers Micro Hardness*)

Tabel 19. Spesifikasi Alat Uji *Vickers Micro Hardness*

No.	<i>Micro Hardness Testing</i>	Spesifikasi
1	<i>Type Alat</i>	Mitutoyo HM-200
2	<i>Indentor</i>	<i>Diamond</i>
3	<i>Equipment Test Force</i>	0.0005-2 kgf
4	<i>Resolution</i>	0.1 HV
5	<i>Standart Used</i>	JIS B 7725 : 2010
6	<i>Objektif Lens</i>	10x, 20x, 40x, 60x
7	Temperatur	$23 \pm 5^{\circ}\text{C}$
8	Kelembapan	40-70%

Pengujian kekerasan menggunakan indentor piramida intan, dengan temperatur 23°C dan kelembapan 40-70% kemudian diberikan pembebanan sebesar 0.1 N dengan pembesaran *objective lens* berupa *auto focus*. Pengujian dilakukan di 6 titik uji pada spesimen dengan waktu indentasi selama 12 detik.

## 6. Analisis Struktur Mikro

Analisis struktur mikro menggunakan alat mikroskop optik yang bertujuan untuk melihat struktur mikro pada permukaan magnesium dan pori yang dibentuk oleh titanium dengan pembesaran 50 x. Alat uji mikroskop optik seperti pada gambar 25 dan spesifikasi pada tabel 20.



Gambar 25. Mikroskop Optik

Tabel 20. Spesifikasi Alat Mikroskop Optik

No.	<i>Struktur Micro Tester</i>	Spesifikasi
1	<i>Type Alat</i>	Mikroskop Optik MEIJI MT 7000
2	<i>Head</i>	Binocular CLEMEX
3	<i>Illumination</i>	30 W <i>Vertical Kohler</i>
4	<i>Eyepieces</i>	SWH 10xFN22
5	<i>Objectives</i>	Plan EPI 5x, 10x, 20x, 50x

## 7. Uji SEM-EDX

Uji SEM (*Scanning Electron Microscope*) digunakan untuk melihat struktur bagian dalam dari spesimen magnesium berpori, mengetahui pori yang terbentuk, pengkorosian titanium dan ikatan magnesium dengan hasil pembesaran gambar dengan ukuran tertentu. Pengambilan uji SEM dilakukan pada 2 titik yang berbeda yaitu pada pori pengkorosian titanium dan bagian magnesium. Kemudian dilanjutkan dengan EDX (*Energy Dispersive X-ray*) untuk mengetahui unsur yang ada pada spesimen magnesium berpori, apakah pada spesimen tersebut masih terdapat titanium yang belum terkorosi. Alat uji SEM-EDX seperti pada gambar 26 dan spesifikasi alat uji pada tabel 21.



Gambar 26. Alat Uji SEM-EDX

Tabel 21. Spesifikasi Alat Uji SEM-EDX

No.	<i>Analytical Scanning Electron Microscope</i>	Spesifikasi
1	Type Alat	JEOL JSM-6390A
2	Pembesaran	10x-3.10 <sup>6</sup> x
3	<i>Depth of Field</i>	4-0.4 mm
4	<i>Resolution</i>	1-10 nm
5	<i>Magnification</i>	7x-1.10 <sup>6</sup> x

### 3.5 Jadwal Penelitian

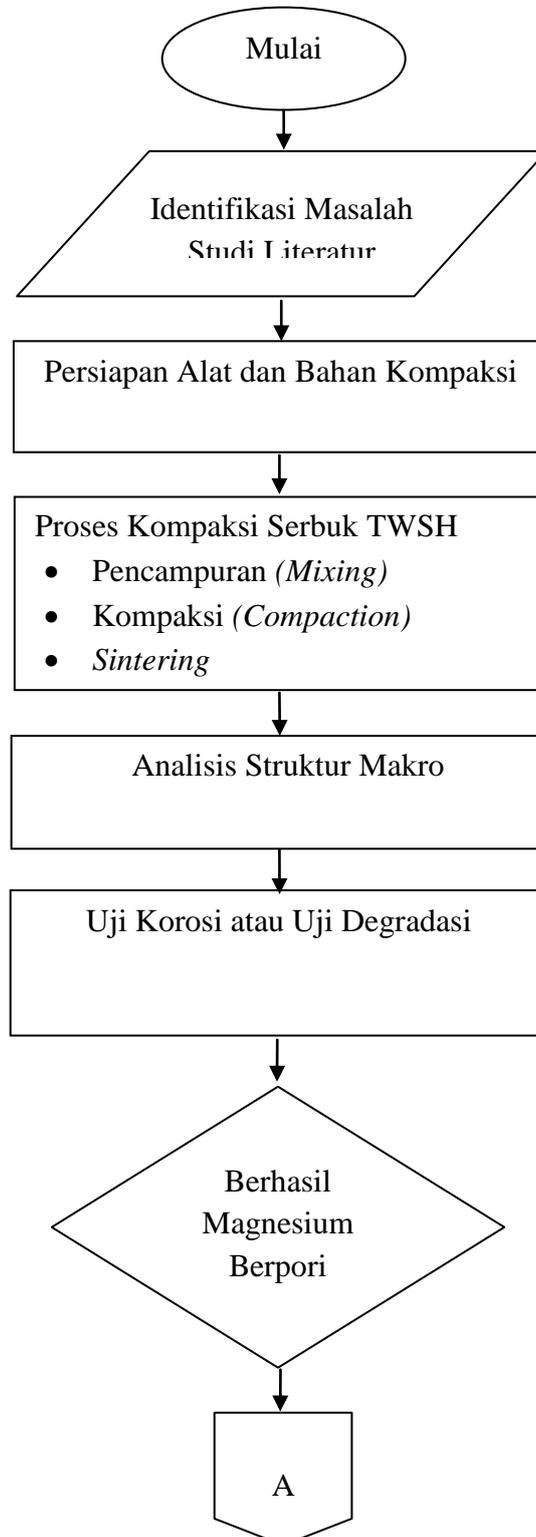
Penelitian ini dilakukan selama kurang lebih 9 bulan dimulai dari awal bulan Januari 2019 sampai akhir bulan September 2019 seperti pada jadwal penelitian pada tabel 22.

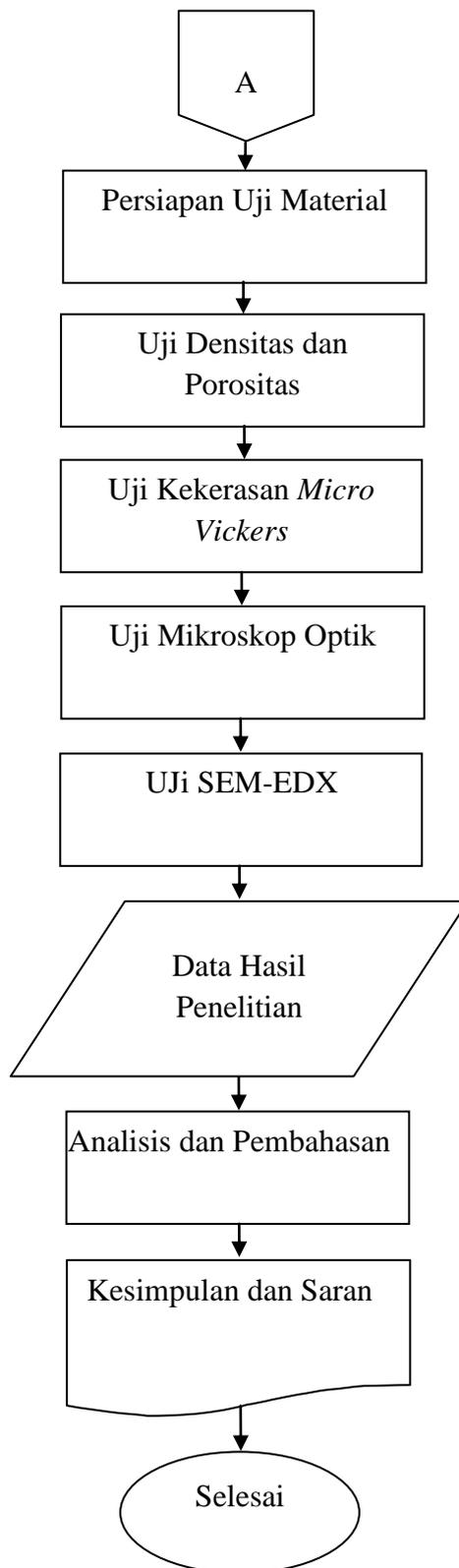
Tabel 22. Waktu Pelaksanaan Penelitian

No.	Kegiatan	Februari				Maret				April				Mei			
		1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
1	Studi literatur	■	■	■	■												
2	Menyusun skripsi		■	■	■												
3	Mempersiapkan alat & bahan			■	■	■	■										
5	Mempersiapkan seminar usul					■	■										
6	Seminar proposal								■								
7	Revisi laporan awal									■	■						
8	Mempersiapkan <i>running</i>										■	■	■	■	■	■	■
9	Fabrikasi spesimen															■	■
No	Kegiatan	Juni				Juli				Agustus				September			
		1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
10	Mempersiapkan pengujian	■	■	■	■												
11	Analisis struktur makro				■	■											
12	Uji korosi					■	■										
13	Uji densitas- porositas								■	■							
14	Uji kekerasan vickers											■	■	■	■	■	■
15	Analisis struktur mikro													■	■	■	■
16	Uji SEM-EDX													■	■	■	■
17	Mengolah data									■	■	■	■	■	■	■	■
No	Kegiatan	Bulan ke								September				Oktober			
		Minggu ke								1	2	3	4	1	2	3	4
18	Menyusun laporan akhir											■	■	■	■		
19	Mempersiapkan seminar hasil													■	■		
20	Seminar hasil														■		
21	Revisi seminar hasil															■	
22	Ujian komprehensif																■

### 3.6 Diagram Alir Penelitian

Diagram alir penelitian merupakan alur dari awal penelitian sampai akhir dari penelitian, adapun diagram alir penelitian seperti pada gambar 27.





Gambar 27. Diagram Alir Penelitian

## **BAB V**

### **PENUTUP**

#### **3.1 Kesimpulan**

Adapun kesimpulan dari penelitian “Fabrikasi dan Pengujian Magnesium Berpori dengan Metode Serbuk TWSH (*Titanium Wire Space Holder*) Sebagai Bahan *Scaffold* Tulang Mampu Terdegradasi” yaitu sebagai berikut :

1. Fabrikasi spesimen Mg-Ti berhasil dibuat menggunakan serbuk Mg dan serbuk Ti berdiameter 200 $\mu$ m (*wire*) dengan metode kompaksi-*sintering* alat *squeeze casting* dengan nama spesimen P-Mg 100  $\mu$ m, P-Mg 200  $\mu$ m dan P-Mg 250  $\mu$ m
2. Pengkorosian Ti pada pengujian korosi menunjukkan bahwa spesimen P-Mg 250  $\mu$ m memiliki pengkorosian yang paling tinggi yaitu sebesar 0.08 gram/jam dan laju korosi sebesar 1.001 cm/jam
3. Hasil pengujian densitas-porositas menunjukkan bahwa spesimen P-Mg 250  $\mu$ m memiliki nilai densitas sebesar 1.320 gram/cm<sup>3</sup> dan porositas sebesar 19.46 % yang mendekati dengan sifat asli tulang *cancellous bone* porositas sebesar 20-30 %
4. Hasil uji kekerasan *micro vickers* menunjukkan nilai kekerasan *raw material* 52.74 VHN, P-Mg 100  $\mu$ m sebesar 50.10 VHN, P-Mg 200  $\mu$ m sebesar 47.56 VHN dan P-Mg 250  $\mu$ m sebesar 45.40 VHN kekerasan tersebut terlalu tinggi untuk kekerasan tulang sebesar 10.20 VHN
5. Hasil pengujian struktur mikro, SEM-EDX menunjukkan spesimen magnesium berpori memiliki porositas yang tidak terbentuk sampai kedalam spesimen hal tersebut berbeda dengan sifat asli *cancellous bone*.

### 3.2 Saran

Adapun saran dari penelitian “Fabrikasi dan Pengujian Magnesium Berpori dengan Metode Serbuk TWSH (*Titanium Wire Space Holder*) Sebagai Bahan Implan Tulang Mampu Terdegradasi” yaitu sebagai berikut :

1. Magnesium yang digunakan sebaiknya menggunakan unsur magnesium dengan kemurnian 99.9 %
2. Titanium yang digunakan sebaiknya menggunakan ukuran serbuk yang konstan dan merata yaitu sebesar  $200\ \mu\text{m} \approx 70$  mesh agar pencampuran serbuk Mg-Ti dapat merata
3. Perbandingan fraksi massa Mg-Ti sebaiknya menggunakan perbandingan 1:1 agar bisa mendapatkan porositas yang lebih besar
4. Proses pengkorosian Ti sebaiknya dilakukan dalam jangka waktu yang lama agar pengkorosian berjalan lebih baik
5. Sebaiknya dilakukan pengujian *mapping*, *SPS*, *load bearing* dan pengujian lainnya untuk membuktikan porositas pada magnesium berpori.

## DAFTAR PUSTAKA

- Albright, D.A., & Haagenzen, J.O. (1997). *Life cycle Inventory of Magnesium*.
- Andersson, N. et.al. (2003). *Emission spectra of TiH and TiD near 938 nm (PDF)*. Chem. Physics. 118: 10543.
- Banhart, John. (2000). *Manufacture, Characterisation and Application of Cellular Metals and Metal Foams*. Fraunhofer-Institute for Manufacturing and Advanced Materials. Bremen. Germany
- Bama, Aminuddin. (2011). *Pengaruh Suhu dan Waktu Sintering Terhadap Sifat Bahan Porselin Untuk Bahan Elektrolit Padat (Komponen Elektronik)*. Chap. 12, vol. 14 No. 3. Sumatra Selatan. Indonesia
- Bi, Y., Zheng, Y., & Li, Y. (2015). *Microstructure and Mechanical Properties of Sintered Porous Magnesium Using Polymethyl Methacrylate as the Space Holder*. Mater. Lett. Vol. 161, hal. 583–586.
- Black, J and Hastings, G. (2008). *Handbook of Biomaterial Properties*. Chapman & Hall, London.UK.
- Callister, W.D., & Rethwisch, D.G. (2009). *Materials Science and Engineering: an Introduction*. John Wiley & Sons. United States of America. 1000 hlm.
- Cameron, J.R., Skofronick, J.G. & Grant, R.M. (1999). *Physics Of The Body*. 2nd edition. Canada: John Wiley & Sons, Inc.

- Chandrawan, D., & Ariati, M. (1999). *Metalurgi Serbuk, Teori dan Aplikasi*. Skripsi. Fakultas Teknik. Universitas Indonesia. Depok.
- Cheng, M.Q., Wahafu, T., Jiang, G.f., Liu, W., Qiao, Y.Q., Peng, C.X., Cheng, T., Zhang, X.L., He, G., & Liu, X.Y. (2016). *A Novel Open-Porous Magnesium Scaffold with Controllable Microstructures and Properties for Bone Regeneration*. Scientific Reports.
- Chiras, S., Mumm, D.R., Evans, A.G., Wicks, N., Hutchinson, J.W., Dharmasena, K., Wadley, H.N.G., & Fichter, S. (2002). *The Structural Performance of Near-Optimized Truss Core Panels*. International Journal of Solids and Structures. Vol. 39, hal. 15.
- Clemow, A.J.T., Weinstein, A.M., Klawitter, J.J., Koeneman, J., & Anderson, J. (1981). *Interface Mechanics of Porous Titanium Implants*. J. Biomed. Materials. Vol. 15, hal. 73–82.
- Dee, David, A., Puleo, & Bizios, R. (2002). *An Introduction to Tissue-Biomaterial Interactions*. New York : John Wiley and Sons Ltd.
- Denkana, et.al. (2013). *Biocompatible Magnesium Alloys as Degradable Implant Material – Machining Induced Surface and Subsurface Properties and Implant Performance*. Special Issue on Magnesium Alloys. Hal. 109-128.
- Djaprie, S. (1995). *Ilmu dan Teknologi Bahan*. Ed. 5. Erlangga. Jakarta .
- Friedrich, H.E., & Mordike, B.L. (2006). *Magnesium Technology*. Professor Institut für Werkstoffkunde und Werkstofftechnik TU Clausthal Agricolastrasse 638678 Clausthal-Zellerfeld. Germany.
- German, R.M., (1984). *Powder Metallurgy Science*. Metal Powder Industries Federation. United States

- Haroen. (1984). *Teknologi untuk Bangunan Mesin dan Bahan – Bahan*. Jakarta: Erlangga.
- Iqbal, M. (2018). *Pengaruh Holding Time pada Proses Pengecoran Tekan Terhadap Kekerasan dan Kekuatan Tarik Magnesium AZ31*. Skripsi. Universitas Lampung. Lampung.
- Larasati, A. (2014). *Material Biologis Mampu Luruh Alami Fe-Mn-C Berstruktur Busa Diproduksi Melalui Metalurgi Serbuk Ferro, Mangan, Besi, Karbon dan Kalium Karbonat dengan Proses Sinter Dekomposisi*. Skripsi. Program Sarjana Fakultas Teknik. Universitas Indonesia. Depok.
- Lefevbre, L., Banhart, J., & Dunand, D.C. (2008). *Porous Metals and Metallic Foams : Current Status and Recent Developments*. *Advanced Engineering Materials*. Vol. 10(9), hal. 775–787.
- Lenel, F.V., (1980). *Powder Metallurgy: Principles and Application*. New Jersey: Princeton.
- Li, P.; Kangasniemi, I., & De Groot, K. (1994). *Hydroxyapatite Induction by a Gel-Derived Titania on a Titanium Substrate*. *Journal of the Ceramic Society*. Vol.77, no.5, hal. 1307-1312.
- Li, Z., Song, G.L., & Song, S. (2014). *Effect Of Bicarbonate On Biodegradation Behavior Of Pure Mg In A Simulated Body Fluid*. *Electrochim*. Hal. 56-65.
- Luo, A.A. (2013). *Magnesium Casting Technology for Structural Applications*. Full Length Article. *Journal of Magnesium and Alloys* 1. Hal. 2-22.
- Kalpakjian, S., (1989). *Manufacturing Engineering and Technology*. AddisonWesley Publishing Company. New York.

Marya, M., Hector, L.G., Verma, R., & Tong, W. (2005). *Microstructural Effects of AZ31 Magnesium Alloy on its Tensile Deformation and Failure Behaviors*. Jurnal Material Science & Engineering. Metallurgical and Materials Engineering Departement. United States.

Nagels, J., Stokdijk, M., & Rozing, P.M. (2003). *Stress Shielding and Bone Resorption in Shoulder Arthroplasty*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. Ed. 12, hal. 35-39.

Navarro, X., et.al. (2008). *Neural Plasticity After Peripheral Nervr Injury and Regeneration. Group of Neuroplasticity and Regeneration*. Institute of Neurosciences and Departement of Cell Biology. Physiology and Imunology. Universitat Autònoma de Barcelona

Nazar, Julizar. (2008). *Tulang : Tinjauan dari Sudut Pandang Fisika*. Majalah Kedokteran Andalas. No. 2 Vol. 32 Juli-Desember.

Nie, J.F. (2012). *Precipitation and Hardening in Magnesium Alloys*. Professor, is with the Department of Materials Engineering. Monash University. Clayton. VIC 3800. Australia

Rajagopal, K.P., & Anil, et.al. (2015). *Investigation of Physical and Mechanical Properties of Ti Alloy (Ti-6Al-4V) Under Precisely Controlled Heat Treatment Processes*. International Journal of Mechanical Engineering and Technology. ISSN 0976– 6340, ISSN 0976 – 6359. Vol. 6, is. 2, hal.116

Ryan, G., Pandit, A., & Apatsidis, D.P. (2006). *Fabrication Methods of Porous Metals for Use in Orthopaedic Applications*. Biomaterials. Ed. 27, hal. 2651-2670.

Saladin. (2003). *Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function*. Third edition. The Mc GrawHill Companies: California, San Fransisco.

- Sanjaya, E.I. (2016). *Analisa Uji Tarik dan Struktur Mikro pada Hasil Pengecoran Ulang (Remelting)*. Skripsi. Universitas Lampung. Bandar Lampung.
- Staiger, M.P., Pietak, A.M.H., Huadmai, J., & Dias, G. (2006). *Magnesium and its Alloys as Orthopedic Biomaterials: A Review*. *Biomaterials*. Vol. 27, ed. 17, hal.28–34.
- Sudrajat, A. (2012). *Analisis Sifat Mekanik Hasil Pengelasan Alluminium 1100 dengan Metode Friction Stir Welding (FSW)*. Skripsi. Jurusan Teknik Mesin. Universitas Jember. Jember.
- Sujatno, Agus. (2015). *Studi Scanning Electron Microscopy (SEM) untuk Karakterisasi Proses Oksidasi Paduan Zirkonium*. *Jurnal Forum Nuklir (JFN)*. Vol. 9, No. 2.
- Sukmana, Irza. (2017). *Ilmu dan Teknologi Biomaterial*. Edisi pertama. Teknosain : Yogyakarta.
- Syafilda, R. (2012). *Analisis Sifat Mekanis Magnesium Setelah Proses Engul Change Angular Pressing (ECAP) Melalui Uji Tarik dan Uji Kekerasan dalam Cairan Fisiologis (In Vitro)*. Skripsi. Fakultas Teknik. Universitas Indonesia. Depok.
- Tsuruga, E., Takita, H., Itoh, H., Wakisaka, Y., & Kuboki, Y., (1997). *Pore Size of Porous Hydroxyapatite as the Cell-Substratum Controls BMP- Induced Osteogenesis*. *J Biochem*. Vol. 121, hal. 317–324.
- Van Noort, R. (1987). *Titanium: the Implant Material for Today*. *Journal of Material Science*. Vol. 22, hal. 3801-3811.
- Vliet, G.L.J.V., & Both, W. (1984). *Teknologi Bangun Mesin*. Jakarta: Erlangga.

- Wakhid, N. (2018). *Rancang Bangun Perangkat Squeeze Casting untuk Pembuatan Bahan Dasar Material Baut Tulang Berbasis Magnesium AZ31*. Skripsi. Universitas Lampung. Lampung.
- Witte, F. (2010). *The History of Biodegradable Magnesium Implants: A Review*. *Acta Biomaterial*. Vol. 6, ed. 16, hal. 80–92.
- Witte, F., et.al. (2013). *Degradable Biomaterials Based on Magnesium Corrosion*. *Current Opinion in Solid State and Materials Science*. 12(5–6), Hal.63-72.
- Witte, F., Fischer, J., Nellesen, J., Crostack, H.A., Kaese, V., Pisch, A., Beckmann, F., & Windhagen, H. (2006). *Biomaterials*. Ed. 27, vol. 10, hal. 13.
- Witte, F., Ulrich, H., Palm, C., & Willbold. E. (2007). *Biodegradable Magnesium Scaffolds: Part II: Peri-Implant Bone Remodeling*. *J. Biomed. Mater. Res. A*. Vol. 81, hal. 757–765.
- Witte, F., Ulrich, H., Rudert. M., & Willbold. E. (2007). *Biodegradable Magnesium Scaffolds: Part I: Appropriate Inflammatory Response*. *J. Biomed. Mater. Res. A*. Vol. 81, hal. 748–756.
- Zeng, R.C., Dietzel, W., Witte, F., Hort, & Blawert, C. (2008). *Advanced Basic of Engineering Materials*. Hal. 10 B3
- Zheng, Y.F., Gu, X., & Witte. (2014). *Biodegradable Metals*. *Materials Science and Engineering. Reports*. Hal. 134.