

**PENGARUH TEMPERATUR SINTERING TERHADAP SIFAT FISIK
DAN MEKANIK PRODUK MAGNESIUM BERPORI
UNTUK APLIKASI IMPLAN TULANG**

(SKRIPSI)

Oleh
MAHRURI ARIF WICAKSONO



FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG

2020

ABSTRAK

PENGARUH TEMPERATUR SINTERING TERHADAP SIFAT FISIK DAN MEKANIK PRODUK MAGNESIUM BERPORI UNTUK APLIKASI IMPLAN TULANG

Oleh

Mahruri Arif Wicaksono

Abstrak: Pengembangan ilmu material teknik telah menjangkau berbagai aspek, termasuk bidang kedokteran dan biomedik. Salah satunya adalah teknik produksi bahan berpori untuk aplikasi skafol tulang (*bone scaffold*), terutama untuk kerusakan tulang karena bencana alam (*natural disaster*), kecelakaan lalu lintas, dan penuaan (*aging*). Penelitian ini bertujuan memproduksi bahan magnesium berpori (p-Mg) menggunakan teknik pengecoran tekan (*squeeze casting*) serbuk Mg berukuran 200 μm dan potongan kawat titanium diameter 0.3 mm (*pieces of titanium wire*) sebagai material penyangga (*space holder*). Struktur p-Mg didapat dengan mendegradasikan potongan Ti dalam larutan asam hidrofleurik (*hydrofluoric acid*, HF). Bahan p-Mg didapat dengan proses pengecoran pada tekanan 250 MPa dengan variasi suhu sinter 300, 400, dan 500°C. Hasil pengujian fisik dan mekanik terhadap produk p-Mg menunjukkan semakin rendah temperatur sinter, semakin cepat proses korosi Ti, semakin rendah angka kekerasan, semakin tinggi porositas yang terbentuk dan semakin rendah densitasnya. Suhu sinter yang optimum dalam penelitian ini adalah 400°C dengan laju korosi 0.38 cm/jam, nilai kekerasan 49,56 VHN, porositas terbentuk sebesar 20,49%, nilai densitasnya 1,62 gram/cm³ serta memiliki ikatan butir yang cukup baik yang diamati melalui struktur mikro.

Kata kunci: Temperatur sinter, skafol tulang, magnesium berpori, pengecoran tekan

ABSTRACT

Abstract: *The development of materials engineering science has reached to many aspects, including medical engineering and science. One of the examples is production technology to produce a porous material for the application of bone scaffold. Bone scaffold is a temporary template implemented for the healing process on bone defect that may causes by natural disasters, traffic accident, and aging. This study aims to produce and determine the physical and mechanical properties of porous magnesium (p-Mg) product using squeeze casting method of 200 μm powder Mg and 0.3 mm Ti wire-pieces. Powder Mg and Ti pieces were mixed then compacted in 250 MPa then sintered at 3 (three) different sintering temperature, i.e., 300, 400, dan 500 $^{\circ}\text{C}$. Physical and mechanical testing of the p-Mg results that the lower sintering temperature, faster the Ti corrosion process, lower the hardness rate, higher the porosity formed and lower the densit,. Our optimum sintering temperature is at 400 $^{\circ}\text{C}$ with a corrosion rate of 0.38 cm / hour, a hardness value of 49.56 VHN, porosity formed at 20.49%, a density value of 1.62 grams / cm 3 and has a fairly good item bond observed through the micro structure.*

Keywords: *Sintering temperature, bone scaffold, porous magnesium, squeeze casting*

PENGARUH TEMPERATUR SINTERING TERHADAP SIFAT FISIK DAN
MEKANIK PRODUK MAGNESIUM BERPORI UNTUK
APLIKASI IMPLAN TULANG

Oleh
Mahruri Arif Wicaksono

Skripsi

Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar
SARJANA TEKNIK

Pada

Jurusan Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Lampung



FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG
2020

Judul Skripsi : **PENGARUH TEMPERATUR SINTERING TERHADAP SIFAT FISIK DAN MEKANIK PRODUK MAGNESIUM BERPORI UNTUK APLIKASI IMPLAN TULANG**

Nama Mahasiswa : **Mahruri Arif Wicaksono**

Nomor Pokok Mahasiswa : 1515021039

Jurusan : Teknik Mesin

Fakultas : Teknik



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

NIP 19700812 200112 1 001

Dr. Eng. Shirley Savetlana, S.T., M.Met.

NIP 19740202 199910 2 001

2. Ketua Jurusan Teknik Mesin

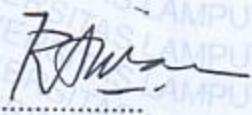
Dr. Amrul, S.T., M.T.

NIP 19710331 199903 1 003

MENGESAHKAN

1. Tim Penguji

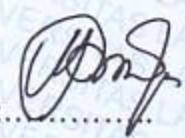
Ketua Penguji : Irza Sukmana, S.T., M.T., Ph.D.



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



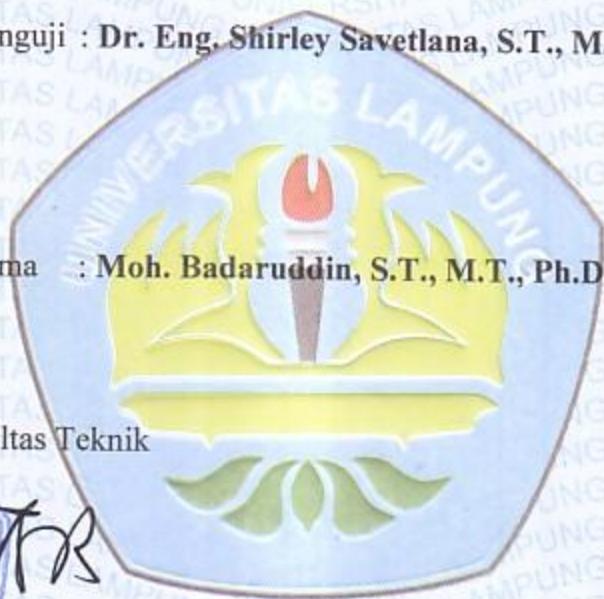
Penguji Utama : Moh. Badaruddin, S.T., M.T., Ph.D.



2. Dekan Fakultas Teknik

Prof. Dr. Suharno, M.Sc., Ph.D.

NIP 19620717 198703 1 002



Tanggal Lulus Ujian Skripsi : 29 Januari 2020

PERNYATAAN PENULIS

SKRIPSI INI DIBUAT SENDIRI OLEH PENULIS DAN BUKAN HASIL
PLAGIAT SEBAGAIMANA DIATUR DALAM PASAL 36 PERATURAN
AKADEMIK UNIVERSITAS LAMPUNG DENGAN SURAT KEPUTUSAN
REKTOR NO.6 TAHUN 2016.

YANG MEMBUAT PERNYATAAN



MAHRURI ARIF WICAKSONO

NPM. 1515021039

RIWAYAT HIDUP



Penulis dilahirkan di Onoharjo pada tanggal 09 November 1996 dan beralamatkan di Dusun I, Desa Onoharjo, Kec. Terbanggi Besar, Kab. Lampung-Tengah. Penulis merupakan anak kesatu dari satu bersaudara dari Bapak Suroto dan Ibu Lastinah. Penulis menempuh jenjang pendidikan Sekolah Dasar di SD Negeri 2 Onoharjo, Kec. Terbanggi Besar, Kab. Lampung Tengah selesai pada tahun 2008. Kemudian melanjutkan pendidikan di SMP Negeri 6 Terbanggi Besar selesai pada tahun 2011 setelah itu melanjutkan pendidikan di SMK Pangudi Luhur Seputih Mataram-Lampung Tengah dan selesai pada tahun 2014. Pada tahun 2015 penulis terdaftar sebagai Mahasiswa Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung melalui jalur PMPAP (Penerimaan Mahasiswa Perluasan Akses Pendidikan).

Selama menjadi mahasiswa, Penulis aktif di organisasi internal kampus yaitu sebagai pengurus HIMATEM (Himpunan Mahasiswa Teknik Mesin) sebagai anggota bidang penelitian periode 2017-2018, Penulis aktif dalam bidang perlombaan National CAD-CAM PPNS Surabaya Sebagai finalis pada tahun 2016, Penulis mengikuti lomba INOVASI TEKNOLOGI PROVINSI LAMPUNG sebagai Finalis pada tahun 2017, Penulis sebagai finalis pra-proposal program hibah bina desa (PHBD) pada tahun 2017, Penulis Juara III Lomba Nasional Rancang Bangun Tahunan Teknik Mesin (LNRBTM) Badan Kerjasama Teknik Mesin (BKSTM) tahun 2018 Di Kupang, NTT, Penulis sebagai Finalis Lomba Desain Poster Nasional Engineering Universitas Sriwijaya Tahun 2018. Penulis aktif dalam workshop karya tulis ilmiah, penulis aktif dalam mengikuti seminar nasional maupun international karya ilmiah tahun 2018-2019. Penulis aktif dalam asisten peneliti pada tahun 2016 sampai sekarang, penulis pernah menjadi asisten praktikum menggambar mesin dan pengolahan data tahun 2017, dan penulis menjadi asisten proses produksi pada tahun 2019, penulis menjadi asisten praktikum material teknik tahun 2019.

Kemudian penulis pernah melaksanakan Kerja Praktek di PTM-BPPT kawasan PUSPIPTEK Serpong, Tangerang Selatan dengan judul penelitian “Pengaruh Konsentrasi Larutan Elektrolit NaOH Terhadap Kekerasan Dan Ketebalan Lapisan Oksida Hasil Proses *Anodizing* Magnesium AZ31 Sebagai Implan Tulang *Biodegradable*”. Pada tahun 2019 penulis melakukan penelitian Tugas Akhir pada bidang konsentrasi material dengan judul “Pengaruh Temperatur Sintering Terhadap Sifat Fisik Dan Mekanik Produk Magnesium Berpori Untuk Aplikasi Implan Tulang” dibawah bimbingan Bapak Irza Sukmana, S.T., M.T., Ph.D. dan Dr. Eng. Shirley Savetlana, S.T., M.Met.

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ
الْحَمْدُ لِلَّهِ

ALHAMDULILLAH HIROBBIL ALAMIIN

(segala puji bagi الله, tuhan semesta alam)

KARYA TULIS INI KU PERSEMBAHKAN UNTUK

Bapak tercinta Suroto

Ibu tercinta Lastinah

Teman-Teman Seangkatan 2015

Dan

Almamater Tercinta

Teknik Mesin Universitas Lampung

2015-2020

MOTTO HIDUP

“ Menjadi Seorang Engineer Itu Harus Kritis, Belum Melihat Jangan Dulu Percaya, Sudah Melihat Baru Percaya.

Jadi Prinsip Dasarnya
“ SEEING IS BELIEVE”

“ Maka Sesungguhnya Bersama Kesulitan Itu Ada Kemudahan “
(Q.S Al Insyirah 5)

“ Selalulah Berfikir Positif, Tidak Peduli Seberapa Keras Kehidupanmu “
(Ali bin Abi Thalib)

Akhlak yang baik adalah berbuat baik kepada orang lain, tidak menyakiti mereka, dan menampakkan wajah ceria.
(Hasan Al-Bashri)

“ Bersikap Baiklah Kepada setiap orang maka kamu akan menerima kebaikan juga meskipun bukan dari orang yang kita tolong tersebut “
(Mahruri Arif Wicaksono)

SANWACANA

Assalamualaikum wr.wb

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

Skripsi dengan judul “Pengaruh Temperatur Sintering Terhadap Sifat Fisik Dan Mekanik Produk Magnesium Berpori Untuk Aplikasi Implan Tulang” 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 Prof. Suharno, M.Sc.,Ph.D. selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Lampung.
2. Bapak Dr. Amrul, S.T.,M.T. selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin.
3. Bapak Irza Sukmana, S.T.,M.T.,Ph.D. selaku Dosen Pembimbing utama atas kesediaannya memberikan bimbingan, saran dan masukan dalam proses menyelesaikan skripsi ini.
4. Ibu Dr. Eng. Shirley Savetlana, S.T., M.Met. selaku Dosem Pembimbing kedua atas kesediannya memberikan bimbingan, saran dan masukan dalam proses menyelesaikan skripsi ini.
5. Bapak Moh. Badaruddin, S.T.,M.T.,Ph.D. selaku Dosen Penguji yang telah memberikan masukan selama proses pengujian.
6. PTM-BPPT tempat menimba ilmu selama melakukan kuliah kerja lapangan sehingga mendapatkan pengalaman yang baru.
7. Bapak Suroto dan Ibu Lastinah tercinta yang tak berhenti memberikan do'a dan semangat untuk anaknya dalam menyelesaikan pendidikannya.
8. Teman atau keluarga perantauan Syarif, Nuryanto, Arfan, dll.
9. Teman KKN Sultan, rafta, ridho dan panji serta yang lainnya.

10. Teman seperjuangan atau sahabat perkuliahan Rizal Adi Saputra yang saling membantu dan mendukung selama proses perkuliahan dan penelitian.
11. Teman-Teman kuliah Hariri, Shoberi, Anam, Angger dll yang tidak bisa disebutkan satu persatu.
12. Teman-Teman angkatan Teknik Mesin 2015 semoga cepat mendapatkan gelar Sarjana Teknik.
13. Kepada mas marta yang selalu membantu membauatkan keperluan surat menyurat selama perkuliahan di teknik mesin Universitas Lampung.
14. Kepada mas dadang yang selalu membantu menyiapkan tempat ketika seminar proposal, seminar hasil dan ujian komprehensif.
15. 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 dan untuk perbaikan di masa yang akan datang. Semoga skripsi ini dapat berguna dan bermanfaat bagi kita semua.

Wassalamualaikum wr. wb.

Bandar Lampung, 29 Juni 2019

Penulis,

Mahruri Arif Wicaksono

NPM. 1515021039

DAFTAR ISI

ABSTRAK	ii
ABSTRACT	iii
HALAMAN JUDUL	iv
HALAMAN PERSETUJUAN	v
HALAMAN PENGESAHAN.....	vi
PERNYATAAN PENULIS	vii
RIWAYAT HIDUP	viii
MOTTO HIDUP	xi
SANWACANA	xii
DAFTAR ISI.....	xiv
DAFTAR GAMBAR.....	xvii
DAFTAR TABEL	xix
DAFTAR NOTASI	xx
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	4
1.3 Batasan Masalah	4
1.4 Hipotesis	5
1.5 Sistematika Penulisan	5
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	7
2.1 Tulang Manusia	7
2.2 Biomaterial.....	10
2.3 Jenis pengujian.....	10
2.4 Prosedur Pengujian Biomaterial	13
2.5 Logam Berpori	16
2.6 Sifat Fisik dan Mekanik Material Implan.....	17
2.7 Material Implan Berpori	20
2.8 Metalurgi Serbuk	22

2.9 Karakteristik sifat fisik biomaterial implant berpori	24
2.10 Sifat Mekanik.....	26
2.11 Larutan Asam Flourida (HF).....	27
BAB III METODE PENELITIAN.....	28
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian.....	28
3.2 Alat dan Bahan.....	28
3.3 Diagram Alir Penelitian	40
3.4 Pelaksanaan Penelitian.....	43
3.5 Pengujian Magnesium Berpori	48
3.6 Rencana Jadwal Penelitian	53
BAB IV HASIL DAN PEMBAHSAN	55
4.1 Data Hasil Pengujian	55
4.1.1 Pengamatan Struktur Mikro Sebelum Ti terkorosi	55
4.1.2 Pengujian Degradasi Titanium	56
4.1.3 Pengujian Densitas	58
4.1.4 Pengujian Porositas	59
4.1.5 Pengujian Kekerasan	60
4.1.6 Pengamatan Struktur Mikro setelah Ti terkorosi	61
4.1.7 Pengamatan SEM-EDX.....	61
4.2 Pembahasan	62
4.2.1 Struktur Mikro sebelum Ti terkorosi.....	62
4.2.2 Laju Korosi material Ti	65
4.2.3 Porositas.....	68
4.2.4 Densitas	69
4.2.5 Uji Kekerasan	70
4.2.6 Pengamatann Struktur Mikro setelah Ti terkorosi	72
4.2.7 SEM-EDX.....	73
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	78
5.1 Kesimpulan	78
5.2 Saran.....	78
DAFTAR PUSTAKA.....	80

LAMPIRAN

Lampiran A. Persebaran Titanium

Lampiran B. Uji Struktur Mikro Pembesaran 25X Sebelum Ti Korosi

Lampiran C. Uji Korosi

Lampiran C-1. Grafik Pengurangan Massa

Lampiran D. Uji Densitas

Lampiran E. Uji Porositas

Lampiran F. Gambar Struktur Mikro Pembesaran 50x Ti Terkorosi

Lampiran G. Pengujian Kekerasan

Lampiran H. SEM – EDX

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. Histologi susunan jaringan tulang.	8
Gambar 2. Metode Toksisitas Sel.....	11
Gambar 3. <i>Road Map</i> Biomaterial.....	13
Gambar 4. Metode Pengujian Cell Adhesion	14
Gambar 5. Diagram skematis pembuatan titanium berpori.....	20
Gambar 6. Perancah berbasis magnesium berpori	21
Gambar 7. Skema alat kompaksi	23
Gambar 8. Pertumbuhan mikrostruktur	24
Gambar 9. Skema Pengujian Densitas.....	25
Gambar 10. Serbuk Magnesium	29
Gambar 11. Potongan kawat Titanium	30
Gambar 12. Mesin Press Hidraulik.....	30
Gambar 13. Proyeksi press hidrolik	31
Gambar 14. <i>Heater Control</i> Unit TC4M.....	32
Gambar 15. Alat Kompaksi	32
Gambar 16. <i>Heater Coil</i>	32
Gambar 17. Rangkaian keseluruhan casting.....	33
Gambar 18. Larutan Asam Fluorida	35
Gambar 19. Mekanisme pemberian gas argon	36
Gambar 20. Perangkat Sintesis Magnesium Berpori	36
Gambar 21. Skema Alat Uji Densitas dan Porositas	38
Gambar 22. Alat Uji Struktur Mikro SEM-EDX	39
Gambar 23. Alat Uji Kekerasan Vickers	39
Gambar 24. Diagram alir penelitian	42
Gambar 25. Serbuk Magnesium dengan Ukuran 200 μm	43
Gambar 26. Potongan kawat titanium diameter 0.3 mm.....	44
Gambar 27. campuran serbuk magnesium dan titanium	44
Gambar 28. Perangkat alat kompaksi	45

Gambar 29. Spesimen awal kompaksi sebelum diberikan sintering.....	45
Gambar 30. Dimensi Sampel Magnesium Berpori	46
Gambar 31. Proses Sintering	47
Gambar 32. Spesimen uji setelah di sintering sebelum preparasi.....	48
Gambar 33. Dimensi potongan spesimen magnesium	49
Gambar 34. Spesimen magnesium hasil kompaksi dan sintering.....	49
Gambar 35. Spesifikasi Mikroskop optik (<i>Optical</i> Mikroskop).....	50
Gambar 36. Perbandingan antara produk magnesium berpori.....	58
Gambar 37. Struktur Mikro spesimen P-Mg 300°C sebelum Ti terkorosi	63
Gambar 38. Struktur Mikro spesimen P-Mg 400°C sebelum Ti terkorosi	64
Gambar 39. Struktur Mikro Spesimen P-Mg 500°C sebelum Ti terkorosi.....	65
Gambar 40. Grafik laju korosi pada proses Ti korosi suhu 300°C	66
Gambar 41. Grafik laju korosi pada proses Ti korosi suhu 400°C	67
Gambar 42. Grafik laju korosi pada proses Ti korosi suhu 500°C	68
Gambar 43. Grafik porositas produk magnesium berpori.....	69
Gambar 44. Grafik Densitas produk magnesium berpori	70
Gambar 45. Grafik pengujian kekerasan produk magnesium berpori	71
Gambar 46. Grafik perbandingan nilai kekerasan.....	72
Gambar 47. Struktur mikro spesimen setelah Ti terkorosi	73
Gambar 48. Foto Permukaan Elektron Mikroskop pembesaran 50x	74
Gambar 49. Foto Permukaan Elektron Mikroskop pembesaran 100x	74
Gambar 50. Foto Permukaan Elektron Mikroskop pembesaran 500x	75
Gambar 51. Posisi Penembakan Analisis Kualitatif pembesaran 500x	76
Gambar 52. Grafik Analisis Kualitatif pembesaran 500X	76
Gambar 53. Posisi Penembakan Analisis Kualitatif pembesaran 500X	77
Gambar 54. Grafik Analisis Kualitatif Area pembesaran 50X	77

DAFTAR TABEL

Tabel 1. Sifat mekanik tulang manusia	10
Tabel 2. Sifat Fisik Magnesium.....	18
Tabel 3. Sifat mekanik Magnesium.....	18
Tabel 4. sifat material logam titanium.....	19
Tabel 5. Sifat Fisik Asam Fluorida.....	27
Tabel 6. Sifat Kimia Asam Flourida.....	27
Tabel 7. Sifat Fisik dan Mekanik Magnesium (Mg)	29
Tabel 8. Sifat Fisik, Mekanik dan Kimia Titanium (Ti)	30
Tabel 9. Dimensi dan Spesifikasi Alat Mesin Press Hidraulik	31
Tabel 10. Dimensi dan Spesifikasi Sistem Perangkat Kompaksi	33
Tabel 11. Keterangan dan Fungsi Alat casting.....	34
Tabel 12. Spesifikasi Larutan Asam Fluorida (HF)	35
Tabel 13. Nama komponen dan fungsinya	37
Tabel 14. Dimensi dan Spesifikasi Alat Uji Densitas dan Porositas	38
Tabel 15. Spesifikasi Alat Uji SEM-EDX.....	39
Tabel 16. Spesifikasi Alat Uji Vickers Micro Hardness	40
Tabel 17. Parameter Penelitian dan Variasi	43
Tabel 18. Spesifikasi dari mikroskop optik.....	50
Tabel 19. Hasil Data Pengujian Densitas Magnesium Berpori.....	52
Tabel 20. Hasil Data Pengujian Porositas Magnesium Berpori	52
Tabel 21. Nilai Kekerasan Magnesium Berpori	53
Tabel 22. Rencana Waktu Pelaksanaan Penelitian.....	54
Tabel 23. Tabel pengurangan massa produk magnesium berpori.....	56
Tabel 24. Tabel Laju Korosi Magnesium Berpori cm/jam.	57
Tabel 25. Tabel Laju Korosi Magnesium Berpori cm/jam.	58
Tabel 26. Hasil penimbangan spesimen produk magnesium berpori	59
Tabel 27. Porositas spesimen produk magnesium berpori Ti terkorosi	60
Tabel 28. Hasil pengujian kekerasan produk magnesium.....	61

DAFTAR NOTASI

	Satuan
ρ_b = Densitas Sampel	(gram/cm ³)
ϕ = 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)
ρ_{air} = Massa Jenis Air	(gram/cm ³)
HV = Hardness Vickers	(MPa atau Kgf/mm ²)
P = Pembebanan	(N)
D = Panjang Diagonal Indentasi	(mm)
σ = Tegangan	(N/mm ²)
ε = Regangan	(mm)
Y = Modulus young	(GPa)
F = Gaya atau Pembebanan	(N)
A_0 = Luas awal penampang spesimen	(mm ²)
L_0 = Panjang awal spesimen	(mm)
L = Panjang akhir spesimen	(mm)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pada saat ini ilmu pengembangan material sangatlah maju baik dalam bidang otomotif, perkakas maupun dalam hal perancangan. Dengan semakin pesatnya perkembangan teknologi, material tidak hanya digunakan dalam hal pemesinan tetapi sampai digunakan dalam hal alat kedokteran. Dalam bidang kedokteran atau kesehatan material maju digunakan untuk membuat alat-alat medis dan bahkan sampai ke aplikasi implant dari bagian sistem manusia yang mengalami kerusakan. Beberapa kerusakan pada sistem manusia misalnya patah tulang, sobek pada kulit, osteoporosis dan lain-lain. Sehingga dalam segi *medical*/kesehatan maka dibutuhkan material atau rekayasa teknologi yang mampu menangani atau membantu menyembuhkan tanpa adanya efek samping yang di terima oleh pasien. Saat ini telah banyak dilakukan penelitian tentang material dan rekayasa material yang digunakan untuk implant tulang maupun alat bantu medis.

Pemilihan material yang baik harus memiliki sifat mekanik maupun sifat fisik yang baik karena sangat penting untuk rekayasa jaringan pada tubuh manusia. Pada penelitian yang akan dilakukan ini menggunakan material magnesium dan titanium. Magnesium dipilih karena merupakan material yang *biokompatibilitas* dan mampu terdegradasi tanpa menyebabkan racun ataupun efek samping bagi pasien. Dalam pengaplikasiannya tidak dapat langsung digunakan tetapi harus melalui tahapan dan rekayasa material magnesium tersebut sehingga dapat digunakan sesuai dengan yang

diinginkan. Pada penelitian yang dilakukan ini merupakan rekayasa material untuk implant tulang sehingga material yang akan dibuat memiliki sifat dan bentuk fisik yang hampir sama dengan tulang manusia. Salah satu rekayasa biomaterial ini yaitu dengan pembentukan pori pada poros magnesium. Struktur pori sangatlah penting untuk membangun sebuah jaringan *ortopedi* sehingga jaringan tubuh pada manusia khususnya jaringan tulang akan mengalami pertumbuhan jaringan mineral ke dalam jaringan berpori (Karageorgiou et al, 2005). Pori-pori sebagai tautan mekanik yang menyebabkan ikatan kuat dari material, jaringan tulang tumbuh. Dimensi dan *morfologi* pori-pori merupakan salah satu faktor penting *Osteointegration* yang baik (Toibah dkk, 2008).

Secara umum tulang di kelompokkan menjadi 2 jenis tulang yaitu *Cortical* yang merupakan tulang padat dan *Cancellous* yang berbentuk pori. Pada tulang jenis *cancellous* mengandung makro pori yaitu sekitar 100-200 μm dengan porositi sebesar 25-55%. Dalam proses pembentukan tulang baru, ukuran dan porositi menjadi faktor yang *crusial* untuk mendifusikan bahan makanan, melekatnya sel, perpindahan, perkembangbiakan sel tulang (Abdurrahim dkk, 2008). Sedangkan pada tulang *Cortical* yang padat membentuk ukuran pori yang memungkinkan untuk pertumbuhan tulang bersamaan dengan sirkulasi darah sebesar 75 – 100 μm pada ukuran pori 50 μm dapat menghasilkan pembentukan *esteoid* (Sopyan et al, 2007).

Meskipun keramik dan polimer berpori telah dilakukan penelitian menunjukkan bahwa material tersebut tidak mampu menahan beban tubuh yang berat karena memiliki sifat kekuatan bahan yang rendah sehingga tidak cukup baik memenuhi tuntutan mekanis (Agazzi et al, 1999). Logam berpori merupakan material gabungan yang memiliki karakteristik logam dan pori. Logam memiliki sifat ketangguhan yang cukup baik, memiliki sifat *thermal* dan elektrik konduktif yang kuat. Sedangkan pori memiliki sifat yang ringan dan kepadatan strukturnya yang dapat di sesuaikan (Lefebvre et al, 2008).

Magnesium merupakan salah satu logam yang banyak kita temui, karena sifat magnesium yang ringan dan *Modulus Youngnya* yang hampir mendekati tulang manusia, *biokompatibelitasnya* yang sangat baik dan *bioresobabilitas*, maka magnesium sangat sering di gunakan dalam hal implantasi tulang pada manusia. Tetapi dengan bentuk yang serbuk magnesium mempunyai sifat alaminya yang sangat mudah terbakar sehingga di butuhkan cara untuk memproduksi material magnesium berpori yang aman dan mudah digunakan (Yamada et all, 1999). Metode yang di gunakan dalam pembuatan magnesium berpori yaitu melalui metalurgi serbuk. Dalam metode metalurgi serbuk memiliki kelebihan biaya yang relative rendah, kontrol terhadap pembentukan pori yang sangat mudah, dan tingkat produksi hampir mendekati bentuk cetakan. Magnesium memiliki sifat mudah terbakar apalagi dalam bentuk serbuk maka untuk menghindari terjadinya hal tersebut maka sebelum dilakukan proses sintering maka terlebih dahulu pembentukan *solid* pada magnesium serbuk dengan cara di kompaksi kemudian dilakukan proses sintering sambil disemprotkan gas argon sebagai pelindung lalu dipanaskan dengan berbagai suhu dibawah suhu mencairnya material magnesium.

Material awal yang di gunakan untuk aplikasi biomedis menggunakan serbuk magnesium (Mg) dengan kemurnian mencapai 99,9 % dan serbuk titanium kemurnian 99,9 % (Sedeh et all, 2013) Ukuran serbuk magnesium yang digunakan sebesar 200 μm dan untuk material titanium menggunakan potongan kawat berdiameter 0.3 mm. Setelah menjadi serbuk kemudian di aduk agar serbuk magnesium dan titanium mencampur lalu dimasukan ke dalam cetakan kemudian dikompaksi dengan menggunakan hidraulik *press* dengan tekanan 250 MPa selama 2 menit dengan variasi simtering dengan suhu 300°C, 400°C dan 500°C kemudian dicelupkan dilarutan HF (*Asam Fluorida*) sampai material titanium mengalami pengkorosian sehingga membentuk magnesium berpori.

Untuk membentuk pori pada magnesium sesuai dengan yang diinginkan sekitar 100-200 μm maka dilakukan dengan penambahan serbuk titanium

atau kawat titanium yang nantinya akan dilakukan perlakuan yang akan membuat material titanium terkorosi dan membentuk pori pada magnesium. Material titanium banyak digunakan pada dunia biomedis karena titanium bersifat *biokompatibel*, sangat tahan terhadap korosi sehingga tidak mudah menimbulkan *toxicitas* pada tubuh manusia serta tahan lama. Selain itu titanium memiliki sifat mekanik yang mudah di bentuk dan tekstur tanpa mempengaruhi tingkat biokompatibilitasnya (Kasemo et al, 1998). Pada pembuatan sampel biomaterial kemudian di lakukan pengujian porositas dan densitas, karakterisasi XRD, analisis struktur mikro, analisis SEM/EDS, pengujian kekerasan menggunakan *microhardness Vickers*.

1.2 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian tugas akhir ini yaitu sebagai berikut :

1. Mengamati pengaruh ikatan serbuk yang dibentuk terhadap variasi suhu sintering 300°C, 400°C dan 500°C dengan pengamatan struktur makro.
2. Mengetahui perhitungan laju korosi maksimum yang terjadi pada material titanium sebagai *space holder*.
3. Mengetahui tingkat porositas dan densitas pada setiap hasil sampel variasi suhu sintering.
4. Mengetahui tingkat kekerasan dengan metode *microhardnes svickers* dengan masing-masing variasi suhu sintering.
5. Mengamati komposisi yang terbentuk pada material produk magnesium berpori dengan menggunakan pengujian SEM-EDX.

1.3 Batasan Masalah

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

1. Material yang digunakan serbuk Magnesium dan potongan kawat Titanium TA1 berdiameter 0.3 mm dengan pelarutan menggunakan larutan HF (*Asam Flourida*).

2. Waktu *holding time* selama 5 menit dan tekanan kompaksi sebesar 250 Mpa dengan variasi suhu sintering.
3. Ukuran serbuk Magnesium digunakan 200 μm .
4. Pengujian kekerasan menggunakan uji kekerasan *microhardness* Vickers (VHN) dan Pengujian fisik dengan porositas serta densitas.
5. Waktu pengkorosian dilakukan selama 1 jam dikarenakan Ti sangat reaktif terhadap larutan HF.

1.4 Hipotesis

Beberapa hasil studi menunjukkan bahwa jika semakin tinggi suhu sintering yang dipakai maka semakin kecil pori yang dibentuk karena ikatan antar serbuk magnesium semakin kuat. Sehingga porositas yang dibentuk semakin kecil dengan densitas semakin besar serta tingkat kekerasan semakin rendah karena serbuk magnesium telah mengalami pencairan. Sebaliknya pada suhu sintering rendah maka akan membentuk pori yang lebih besar dengan porositas lebih besar tetapi densitas yang dibentuk lebih rendah serta tingkat kekerasan material magnesium berpori semakin rendah juga karena disebabkan pembentukan pori yang cukup besar. Pada suhu sintering yang tinggi maka serbuk magnesium akan sedikit mencair sehingga butir akan menggabung antara butir satu dengan lainnya.

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 tulang manusia, Biomaterial, material implant tulang, pembentukan logam berpori, metalurgi serbuk, metode TWPSH (Titanium Wire Piece Space Holder), Alat kompaksi, Alat Sintering, karakterisasi sifat fisik dan sifat mekanik serta definisi tentang larutan HF (Asam Flourida).

BAB III. METODOLOGI PENELITIAN

Berisikan tentang diagram alir serta uraian tahap-tahap dalam penelitian, seperti tahap studi literatur, studi lapangan, persiapan alat dan bahan, proses pembuatan magnesium berpori serta pengujian dan pengambilan data hasil pengujian

BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Berisikan tentang data dari hasil pengamatan struktur makro, laju korosi , pengujian porositas dan densitas, pengujian SEM-XRD, hasil pengujian kekerasan material, hasil pengujian struktur mikro.

BAB V. PENUTUP

Berisikan tentang kesimpulan dari hasil data penelitian yang didapatkan beserta pembahasannya dan saran yang dapat dijadikan acuan penelitian selanjutnya.

DAFTAR PUSTAKA

Berisikan tentang sumber-sumber yang menjadi referensi penulis dalam melakukan penelitian dan menyelesaikan laporan penelitiannya

LAMPIRAN

Berisikan tentang segala sesuatu yang berhubungan dengan penelitian sebagai pendukung penulisan laporan penelitian.

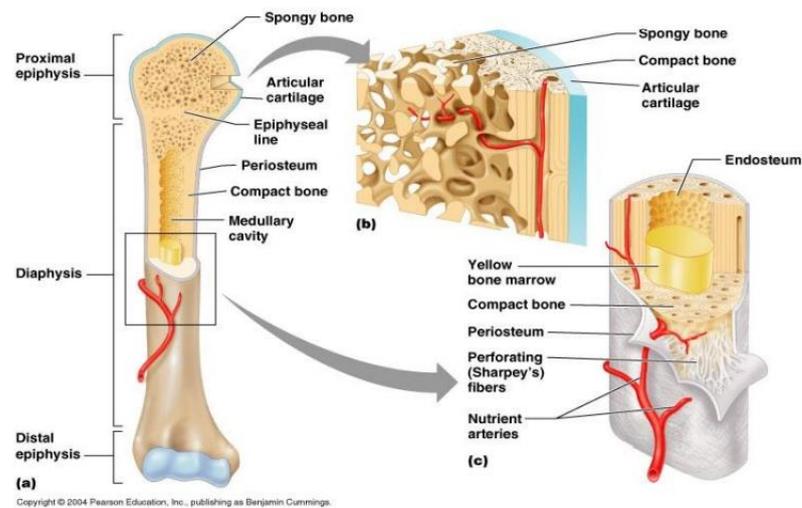
BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tulang Manusia

Jaringan tulang merupakan penyusun utama kerangka pada manusia. Berat jaringan tulang yaitu sekitar 18 % dari keseluruhan berat badan manusia. Tulang memiliki fungsi utama yaitu sebagai melindungi jaringan lunak, sebagai penampung sum-sum tulang, melindungi organ-organ manusia yang penting serta mempermudah tubuh manusia untuk bergerak. Tulang mengandung jaringan *metriks ekstraseluler* berlimpah mengelilingi sel-sel yang terpisah. *Matriks ekstraseluler* pada jaringan tubuh manusia mengandung 15 % air, 30 % serat *kolagen*, serta 55 % serat mineral kristal. Garam mineral disimpan dalam rangka yang dibentuk oleh serat-serat *kolagen matriks esktraseluler* (Tortota et all, 2011).

Ada beberapa jenis tulang pada tubuh manusia berdasarkan bentuk tulang manusia memiliki jenis tulang panjang. Tulang ini memiliki *corpus* berbentuk *tubular*, *diaphisis* dan biasanya terdapat *diaphisis* pada ujungnya. Tulang-tulang panjang yang di temukan pada *ekstremitas* antara lain tulang *phalanges*, *ossa metatarsal*, *ossa metacarpi*, dan *femur*. Tulang panjang pada manusia terletak pada beberapa bagian rangka manusia diantaranya yaitu pada tulang kaki manusia, tulang tangan manusia , tulang pada pada manusia sehingga tulang ini di golongan sebagai tulang *cortical*. Untuk keterangan jaringan tulang pada tubuh manusia dapat dilihat pada gambar 1.



Gambar 1. Histologi susunan jaringan tulang panjang (Tortota et all, 2011).

Pada tulang panjang atau sebagainya bisa mengalami beberapa beberapa cedera atau kerusakan seperti patah kaki, retak, *osteoporosis* dan lain-lain. Ada beberapa metode untuk memperbaiki kerusakan tulang salah satunya teknik *scaffold*. *Scaffold* merupakan perancah 3 dimensi untuk pertumbuhan sel-sel jaringan tulang. Perancah yang ideal seharusnya mampu memiliki sifat *biokompatibilitas*, *biodegradable*, memiliki sifat fisik dan mekanis yang tepat, mendukung interaksi dan pengembangan jaringan (Bonadio et all, 1999). Terdapat beberapa persyaratan yang harus di penuhi dalam perancah 3 dimensi untuk pengaplikasian tulang yaitu sebagai berikut:

- a. *Biokompatibilitas* merupakan kemampuan material untuk mendukung aktivitas seluler normal termasuk sistem molekul *signal* tanpa efek toksisitas. Perancah yang ideal harus *ostekonduktif* sehingga sel tulang mampu menempel, berkembang biak, membentuk *metriks ekstraseluler* dan pori-pori (Olszta, 2007).
- b. Sifat mekanis suatu perancah tulang harus sesuai atau mendekati karakteristik sifat mekanis pada tulang manusia. sifat mekanis tulang manusia sangat bervariasi dari tulang *cancellous* dan tulang *cortical*. Pada tulang *Cancellous* memiliki modulus young berkisar dari 0.1

sampai 2 GPa sedangkan pada tulang *cortical* memiliki modulus young sekitar 15 sampai 20 GPa. Untuk kekuatan tekan tulang *cancellous* berkisar dari 2 hingga 20 MPa sedangkan untuk tulang *cortical* 100 sampai 200 MPa (Olszta, 2007).

- c. Ukuran pori pada perancah untuk tulang manusia harus memiliki porositas yang saling berhubungan setidaknya pori yang harus di bentuk sesuai dengan pori tulang manusia sekitar 100 μm agar difusi oksigen dan nutrisi tetap mengalir sehingga sel tetap dapat hidup dan berkembang biak (Rezwan, 2006).
- d. Porositas dan ukuran pori perancah biomaterial memiliki peranan penting dalam pembentukan dalam proses membantu memperbaiki tulang. Pembentukan pori sangat di perlukan untuk jaringan sel *osteoblast* terbentuk dan sel maksimal dapat bermigrasi (Kuboki, 1998). Pada penelitian yang dilakukan ukuran minimum untuk regenerasi tulang yaitu 100 μm (Hulbert, 1970).

Pori yang ukurannya besar (100-150 μm sampai 150-200 μm) merupakan pertumbuhan tulang besar sedangkan pada pori yang berukuran (75-100 μm) menghasilkan *estoid* tidak tereliminasi sedangkan untuk pori (10-40 dan 44-75 μm) hanya dapat di tembus oleh jaringan *fibrosa* (Hulbert, 1970). Teknik umum yang digunakan untuk mendapatkan hasil porositas yaitu seperti pencucian garam, *gas foaming*, pemisahan fase, *freeze-drying* dan pemanasan tergantung pada material yang akan digunakan (Hulbert, 1970).

Di bawah ini merupakan tabel 1 yang menjelaskan tentang *mechanical properties* tulang manusia.

Tabel 1. Sifat mekanik tulang manusia (Abdulmalik, 2012)

Bone	Kekuatan tekan (MPa)	Kekuatan Lentur (MPa)	Kekuatan Tarik (MPa)	Modulus (GPa)	Porositas (%)	Densitas (g/cm ³)	Kekerasan (VHN)
Cortical Bone	130-180	135-193	50-150	12-18	5-13	3.1 – 3.2	85-89
Cancellous bone	4-12	-	1-5	0.1-0.5	30-90	-	40-63
Tulang gigi	40-275	-	90-300	11	-	1.9	71

2.2 Biomaterial

Biomaterial adalah suatu bahan atau paduan bahan yang berasal dari alam atau sintetis, yang bertujuan untuk digunakan untuk kontak dengan sistem biologi guna memperbaiki, mengganti, atau meregenerasi *tissue*, organ atau fungsi didalam tubuh manusia. Bidang ilmu biomaterial mengarah pada bidang keilmuan material, bidang keilmuan kimia dan bidang keilmuan biologi. Rekayasa biomaterial memiliki beberapa pengaplikasian dalam bidang perancah rekayasa jaringan manusia, pengganti bagian tubuh manusia, membantu penyembuhan luka serta untuk alat biomedis. Biomaterial pada saat ini di bedakan menjadi beberapa macam di antaranya biologam, *biopolymer*, biokomposite, dan biokeramik (Salman, 2007).

2.3 Jenis pengujian

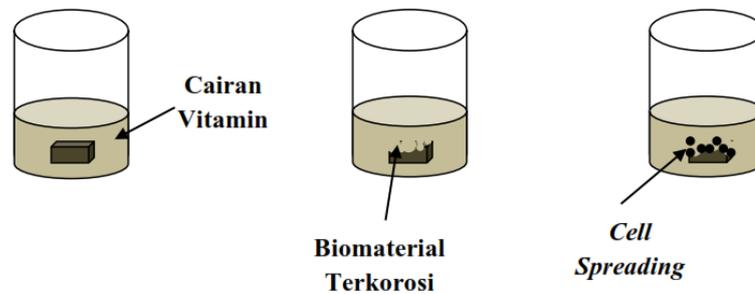
a. Biokompatibilitas

- 1) Laboratorium – *cell adhesion, cell spreading, cell proliferation, live and dead cell.*

- 2) Hewan – contoh pada penelitian tantalum, cek hemoglobin, cek sel darah merah.
- 3) Manusia – merasakan infeksi, sakit pada implan.

b. *Toxicity* (Toxistas)

- 1) Pengujian ini digunakan untuk melihat potensi racun dan tingkatnya terhadap metabolisme yang normal.
- 2) Laboratorium – uji toksistas.
- 3) Hewan dan manusia – (*long term test*) diberi bahan implan karena umumnya toksistas pada *short term* masih dapat diterima seperti gambar 2.



Gambar 2. Metode Toksistas Sel

Apabila Sel mati berarti biomaterial beracun atau *toxic*. Dan apabila Sel hidup biomaterial tidak beracun sel normal atau baik serta tidak normal *toxic* dalam kadar rendah.

c. *Biodegradable*

Pada umumnya biomaterial yang diimplan didalam tubuh manusia adalah bersifat *non-biodegradable* sebagai contoh : benang jahit berbahan polimer (PET) berfungsi untuk menutup luka dan dicabut kembali setelah lukanya sembuh. Setelah jaringan tulang yang rusak terbentuk kembali 6-12 bulan, maka plat tulang dilakukan operasi yang kedua untuk mengangkat implan plat tulang. Dengan melihat kondisi tersebut pasien mengalami 2 operasi yang dapat mengakibatkan trauma

pencabutan biomaterial maka pada aplikasi biomaterial yang modern banyak diutamakan untuk membuat biomaterial *biodegradable*, meskipun tidak untuk semua aplikasi.

Dalam kasus benang operasi telah ditemukan polimer terdegradasi dari bahan dasar *tissue* atau jaringan manusia, seperti *collagen*, *fibrinogen*, dan *gelatin*. Selanjutnya ahli biomaterial memulai inisiatif membuat plat tulang yang mampu terdegradasi. Dimana proses degradasi harus berjalan sesuai dengan tingkat pertumbuhan tulang. Dalam hal ini untuk pasien yang lanjut usia dimana pertumbuhan tulang yang sangat lambat, disarankan untuk menggunakan biomaterial yang tidak terdegradasi.

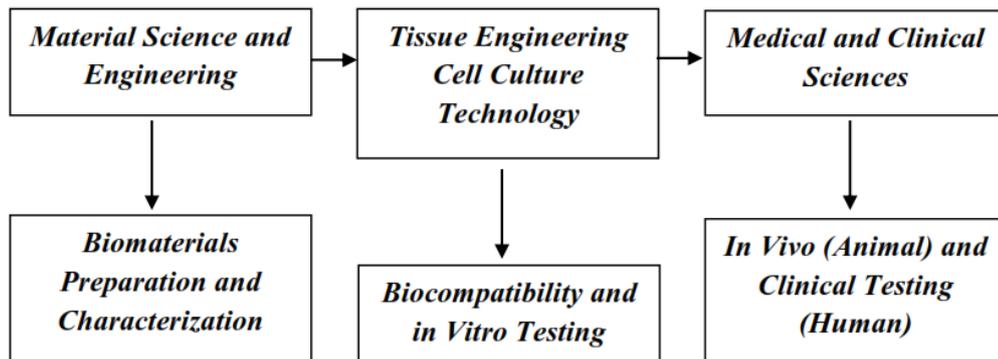
Sementara untuk pasien (dibawah 18 tahun) dalam masa pertumbuhan tingkat terdegradasi harus dapat menyesuaikan agar plat dapat menompang beban tidak berkurang karena proses terdegradasi material. Dengan konsep biomaterial terdegradasi diharapkan pasien tidak perlu melakukan operasi 2x untuk pengangkatan implan tulang untuk mengurangi biaya dan tingkat trauma.

d. *Healing Process* (Proses Penyembuhan)

Pada prinsipnya untuk mengukur biomaterial implan bertujuan untuk menyembuhkan penyakit. Apabila dilakukan di skala lab maka pengujian ini dikenal dengan *Wound Healing* (penyembuhan luka). Proses pengujian *wound healing* adalah dengan melakukan tingkat kemampuan sel untuk menutup kembali luka pada masa tertentu. *Wound Healing Test* berfungsi untuk memprediksi seberapa lama implan membutuhkan waktu untuk proses penyembuhan luka.

2.4 Prosedur Pengujian Biomaterial

Secara umum pengujian material terdapat 3 tahapan yaitu *In vivo* (Skala lab), *In vitro* (Skala Hewan) dan *Clinis* (Skala pasien). Dalam pengujian biomaterial memiliki konsep tahapan sebagaimana gambar 3.



Gambar 3. Road Map Biomaterial

Suatu material teknik memiliki potensi untuk dapat diaplikasikan sebagai material biomedik yang didesain untuk berinteraksi dengan sistem biologi (biomaterial) dengan tahap pengujian tertentu. Pengujian skala laboratorium bertujuan untuk menguji respon atau tanggapan dari sel hidup biologi terhadap biomaterial sebagai biomaterial yang akan diaplikasikan sebagai produk korosi atau *biodegradable*.

Pengujian skala hewan (*in vivo*) pengujian dilakukan dengan menanamkan biomaterial kedalam tubuh hewan (implan) Biomaterial tersebut setelah ditanamkankan pada hewan (implan) kemudian diteliti tentang respon yang terjadi pada biomaterial dan hewan tersebut. Pengujian skala manusia (Klinis) merupakan pengujian terakhir untuk memastikan biomaterial dapat diaplikasikan dan tidak akan ada penolakan (*rejection*) dari tubuh manusia. Pengujian ini merupakan pengujian terakhir sebelum biomaterial atau peralatan medis biomaterial diperjual belikan secara bebas dipasaran.

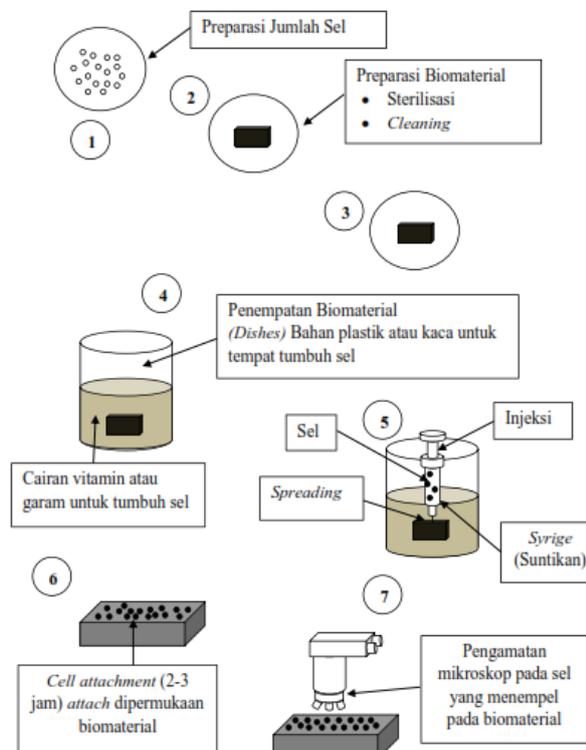
Berdasarkan tekniknya pengujian biokompatibilitas material untuk aplikasi biomedik dapat dibedakan yaitu sebagai berikut :

a. *Biokompatibility Test*

Merupakan pengujian biomaterial untuk melihat potensi terhadap aplikasi tubuh manusia. *Biokompatibility test* umumnya digunakan dalam skala *in vivo* dan *in vitro* berikut beberapa teknik *biokompatibility test* yaitu sebagai berikut :

1) *Cell Adhesion* (Adhesi Sel)

Pengujian sel adhesi juga dikenal dengan teknik uji *cell attachment* (tingkat penempelan sel pada permukaan biomaterial). Adhesi sel yaitu pengujian tingkat “ketertarikan” antara permukaan biomaterial dan permukaan sel (gaya tarik menarik 2 zat yang berbeda). Seperti yang di jelaskan pada gambar 4.



Gambar 4. Metode Pengujian Cell Adhesion

Jika sampel non-kompatibilitas maka akan di *tach*. Apabila sel tidak menempel pada permukaan biomaterial dapat dikatakan *biokompatibilitasnya* rendah. Tingkat *biokompatibilitas* dapat dihitung yaitu perbandingan jumlah sel yang menempel dengan jumlah sel yang disebar. Namun bisa dikatakan cukup hanya sebagian saja sel yang menempel pada biomaterial. Sel yang digunakan dalam pengujian dalam kondisi hidup, untuk menjaga sel untuk terus bisa hidup maka dilakukan pengkondisian lingkungan yang mirip dengan lingkungan didalam tubuh manusia yaitu sebagai berikut :

1. Temperatur lingkungan 37° - 39° C
2. Kadar oksigen minimal 12 mmHg
3. Kelembapan (*Humidity*)
4. Nutrisi (dalam larutan garam)

2) *Cell Spreading* (Penyebaran Sel)

Untuk melihat keseragaman biokompatibilitas biomaterial maka dilakukan pengujian *Cell Spreading*. Apabila jumlah penyebaran sel hanya pada daerah tertentu maka dapat dikatakan penyebaran tidak merata (*spreading test* rendah). Pengujian ini dilakukan dalam waktu yang pendek (*Short term*) 1-2 hari, atau (*long term*) 4-7 hari. Sel dapat melakukan duplikasi atau membelah diri untuk 12 jam sekali, jadi untuk pengujian *cell spreading* perlu dilakukan pengujian lainnya.

3) *Proliferation Test* (Proliferasi)

Pengujian untuk membandingkan sel yang menempel sejak awal (setelah 4 jam disebar) dan dibandingkan dengan sel yang menempel 2,4, sampai 6 hari. Apabila tingkat pertumbuhan sel mirip dengan

kondisi normal. Apabila sel di *culture* dipermukaan *dishes* maka dapat dikatakan tingkat kompatibilitas biomaterial sangat baik.

4) *Live Dead Cells* (Pengujian Sel Hidup atau Mati)

Untuk memastikan sel yang menempel dipermukaan biomaterial dalam kondisi hidup dan sehat (tumbuh normal) maka dapat dilakukan pengujian ini. Pengujian ini menggunakan metode pewarna *nucleus* (inti sel) yang dapat membedakan sel yang mati dan hidup. Semakin besar jumlah presentase sel yang hidup maka dapat dikatakan biomaterial biokompatibilitasnya tinggi. Tingkat biokompatibilitas dikatakan baik apabila jumlah presentase sel yang hidup lebih besar daripada jumlah sel yang mati.

Metode :

- Proses fiksasi sel (*Cell Fixation*) dengan larutan formalin 4 %
- Proses permeabilisasi (kelenturan) permukaan agar pewarna bisa masuk.

2.5 Logam Berpori

Logam berpori merupakan material berbeda yang memiliki karakteristik gabungan dari logam dan pori. Logam memiliki sifat termal yang baik, ketangguhan yang baik sedangkan untuk pori memiliki sifat berat yang rendah dan kepadatannya bisa di variasikan (Lefebvre, 2008). Bahan berpori merupakan jenis struktur dan bahan logam yang memiliki sifat lebih baik daripada bahan padat. Untuk membentuk suatu pori terdapat beberapa metode yang digunakan antara lain metalurgi serbuk (Bi, 2015).

Logam berpori juga banyak di aplikasikan dalm bidang ortopedi khususnya untuk memperbaiki sifat *osteointegrasi* dari implant. Implant logam berpori sebagai alternative pengganti implant permanen yang memiliki beberapa

kekurangan karena ketidaksesuaian antara sifat mekanik logam dengan tulang manusia karena logam jauh lebih tinggi nilai modulus elastisitasnya (Ye, 2015).

2.6 Sifat Fisik dan Mekanik Material Implan

Penggunaan implan tulang yang *biodegradable* dan *biocompatibility* saat ini banyak sekali yang telah dikembangkan. Material logam yang sering digunakan dalam bidang biomaterial harus material yang memiliki sifat mekanik yang hampir sama dengan sifat mekanik tulang manusia salah satunya yaitu magnesium dan titanium. Kedua material tersebut memiliki sifat yang identik dengan sifat karakteristik tulang manusia.

a. Magnesium (Mg)

Magnesium merupakan unsur ke delapan yang ada paling berlimpah di bumi karena sekitar 2% dari kerak bumi mengandung unsur magnesium. Magnesium merupakan logam ringan dengan densitasnya sekitar $1,74 \text{ g/cm}^3$, untuk massa magnesium memiliki 1,6 kali lebih ringan dari aluminium serta 4,5 kali lebih ringan dengan material baja. Sifat ketangguhan biomaterial magnesium memiliki sifat ketangguhan lebih besar dari biomaterial biokeramik serta memiliki *modulus elastisitasnya* sekitar 45 GPa. Sifat *modulus elastisitasnya* ini memiliki karakteristik yang hampir sama dengan *modulus elastisitasnya* tulang manusia yaitu sekitar 10-40 GPa (Witte et al, 2008).

Pada orang dewasa membutuhkan unsur Magnesium sekitar 300-400 mg (Zhang et al, 2012). Pada tulang manusia juga banyak mengandung unsur kimia Magnesium seperti yang telah di jelaskan Harwig (Harwig, 2001). Karena di setiap 70 kg berat tubuh manusia mengandung 1 ml magnesium yang setengahnya tersimpan dalam jaringan tulang manusia. Berikut merupakan tabel 2 sifat fisik yang di miliki oleh magnesium.

Tabel 2. Sifat Fisik Magnesium (digilib.its.com)

Sifat fisik	Magnesium paduan
Titik cair, K	922 K
Titik didih, K	1380 K
Energy ionidsasi 1	738 kj/mol
Energy iuonisasi 2	1450 kj/mol
Kerapatan massa (ρ)	1,74 g/cm ³
Jari-jari atom	1,60 A
Kapasitas panas	1,02 j/gK
Potensial ionisasi	7,646 volt
Konduktifitas kalor	156 w/mk
Entalpi penguapan	127,6 Kj
Enthalpy pembentukan	8,95 kj/mol

Sedangkan untuk sifat mekanik magnesium akan dijelaskan pada tabel 3 yaitu sebagai berikut.

Tabel 3. Sifat mekanik Magnesium

Simbol Unsur	Mg
Nomor Atom	12
Berat Atom	24.3050
Diameter Atom	0.320
Volume Atom	14.0 cm ³ /mol

(Sumber : Friedrich et all, 2006)

b. Titanium (Ti)

Titanium merupakan material terbanyak ke sembilan di kerak bumi serta terdistribusi secara luas. Material titanium tidak dalam logam statis tetapi dalam bentuk mineral yang stabil. Biasanya mineral titanium memiliki bentuk umum yaitu *ilmenite* dan *rutile* dalam bentuk titanium oksida (IPCS, 1982). Titanium merupakan logam yang relative ringan dengan

berat jenis sekitar $4,5 \text{ g/cm}^2$. Titanium murni memiliki bentuk fisik yang berwarna putih, *lustrous* dengan sifat densitas rendah, kekuatan yang tinggi serta memiliki sifat tahan korosi yang sangat baik.

Kesuksesan material titanium dalam penggunaan dalam aplikasi klinis didukung karena material titanium memiliki sifat *biokompatibel* yang baik. Titanium mempunyai tingkat toksisitas yang sangat rendah sehingga dapat di toleransi baik oleh tulang maupun jaringan lunak pada tulang manusia serta titanium tidak memiliki sifat yang dapat menyebabkan *hipersensitifitas*. Kemampuan Titanium dalam berinteraksi dengan sel jaringan tulang manusia sangat baik tanpa menimbulkan toksik (Smallman et all, 2000). Material titanium memiliki sifat mekanik maupun sifat fisiknya. Sifat material logam titanium dapat kita lihat dalam tabel 4.

Tabel 4. sifat material logam titanium (Andersson et all, 2003)

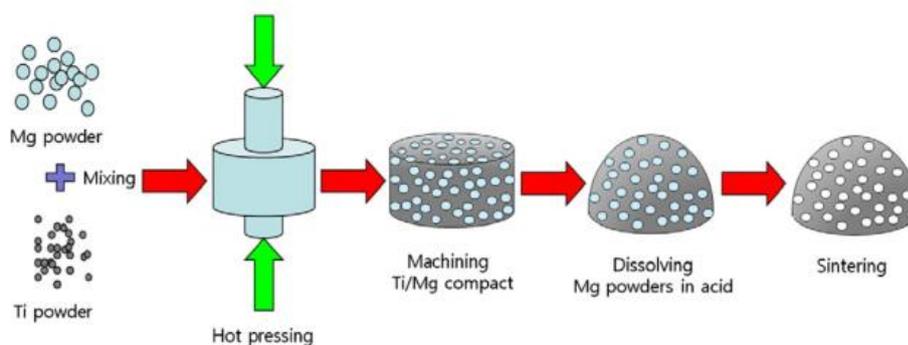
Sifat	Logam Titanium
Simbol	Ti
Radius atom	1.45 Å
Volume atom	$10.6 \text{ cm}^3/\text{mol}$
Massa atom	47.88
Titik didih	3560 K
Radius kovalensi	1.32 Å
Struktur Kristal	Heksagonal (HCP)
Massa jenis	4.54 g/cm^3
Konduktivitas listrik	$2.6 \times 10^6 \text{ Ohm}^{-1}\text{cm}^{-1}$
Elektronegativitas	1.54
Konfigurasi electron	[Ar]3d ² 4s ²
Formasi entalpi	18.6 Kj/mol
Konduktivitas panas	$21.9 \text{ Wm}^{-1}\text{k}^{-1}$
Potensi ionisasi	6.82 V
Titik lebur	1935 K

Bilangan oksidasi	4,3
Kapasitas panas	$0.523 \text{ jg}^{-1}\text{k}^{-1}$
Entalphi penguapan	455.2 kJ/mol
Kekerasan skala Vickers	970 Mpa
Kekerasan Skala mohs	6.0
Kekerasan skala brinell	716 MPa

2.7 Material Implan Berpori

Ada beberapa jenis penelitian yang telah dilakukan untuk rekayasa material implant tulang berpori yaitu sebagai berikut :

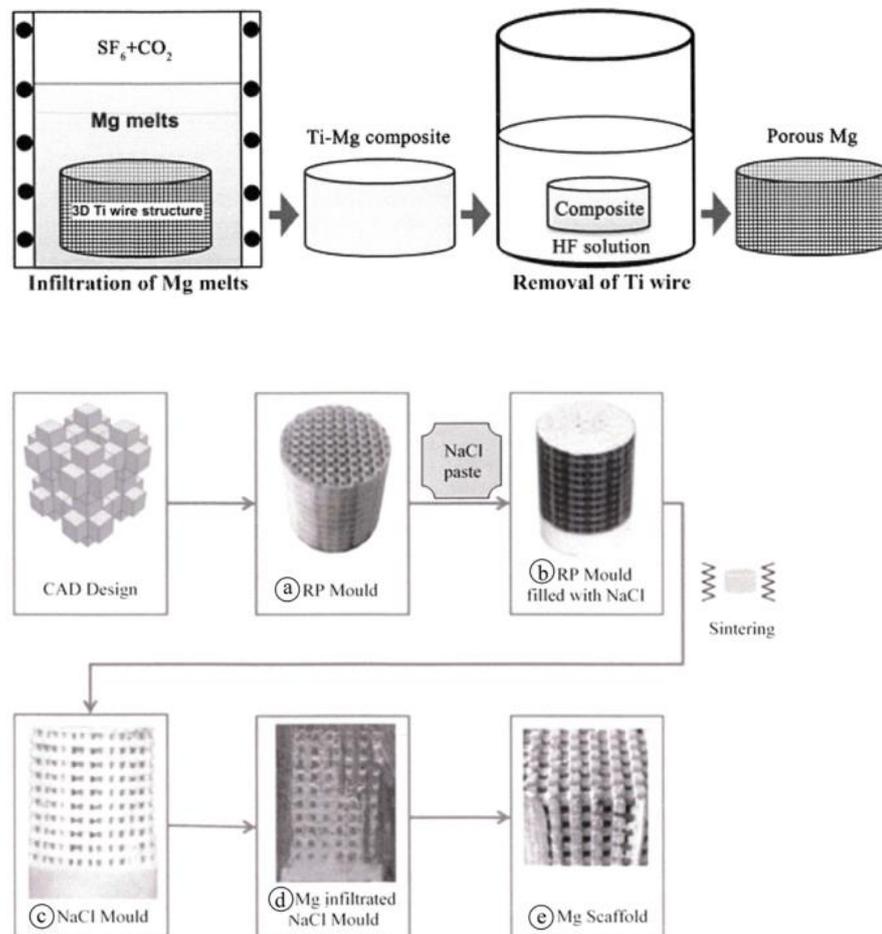
- a. Perancah titanium berpori dengan magnesium sebagai *space holder*



Gambar 5. Diagram skematis pembuatan titanium berpori (Kim et all, 2013).

Pada gambar 5 membuat Titanium berpori dengan serbuk magnesium sebagai *space holder* pembentuk pori, kompaksi yang dilakukan dengan tekanan sebesar 85 MPa. Pada material yang dibuat dapat diketahui dengan ukuran pori yang dibentuk sekitar 132 sampai dengan 262 μm dengan kekuatan tekan yang dihasilkan sekitar 56–280 MPa. Menurut penelitian ini material yang dihasilkan memiliki sifat *biokompatibilitas* yang baik sehingga dapat digunakan sebagai bahan material bio-medis (Kim et all, 2013).

b. Perancah berbasis magnesium berpori untuk rekayasa jaringan



Gambar 6. Perancah berbasis magnesium berpori untuk rekayasa jaringan

Pada gambar 6 menjelaskan bahwa penelitian ini menggunakan Magnesium cair dengan pembentuk pori menggunakan kawat titanium. Pembuatan material berpori dengan Magnesium menghasilkan pori sebesar 70–400 μm dengan porositas pada 35-55% tetapi dapat di lihat bahwa kekuatan tekan menurun tetapi *modulus young* meningkat. Pada porositas yang di bentuk 35 % dapat membentuk pori 250 μm dengan *modulus young* sekitar 1,5 GPa dan 17 MPa kekuatan tekannya, pada ukuran pori 73 μm porositas menunjukkan 45 % dengan 1,3 GPa *modulus yong* dan 16 MPa kekuatan tekannya. Pada tulang manusia kekuatan tekan di antara 0.2 – 80 MPa dan *modulus young* 0,01–2 GPa (Gibson et all, 1985).

2.8 Metalurgi Serbuk

Metalurgi serbuk merupakan proses produksi dimana material awal berbentuk serbuk sebagai bahan utama untuk awal proses pembentukan. Prinsip dari metalurgi serbuk menjadi bahan awal proses produksi dalam pembentukan memiliki prinsip yaitu dengan memadatkan serbuk metalurgi kemudian memanaskan sampai suhu meleleh sehingga partikel-partikel akan lebih homogen karena difusi atom dan permukaan partikel (Hausner et al., 1982).

a. Teknik metalurgi serbuk

Dalam pembuatan material awal dalam proses produksi dengan teknik metalurgi serbuk memiliki beberapa tahapan yang harus dilakukan supaya mendapatkan hasil yang maksimal dan sesuai dengan material yang diinginkan. Proses tersebut di antaranya pembuatan serbuk, pencampuran, kompaksi, sintering dan *finishing*.

1) pembuatan serbuk

Dalam pembuatan serbuk metalurgi terdapat beberapa cara dengan menggunakan sistem *ball mill*, *SPEX shaker Mill*, *Attritor mill*, *Comercial mills* (Khausdal, 2007).

2) Pencampuran serbuk (*mixing*)

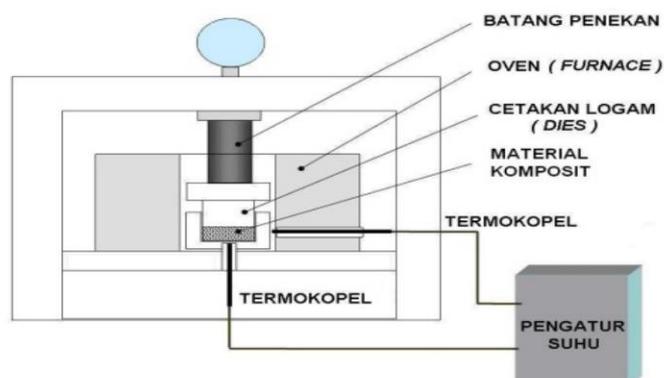
Pada proses pencampuran serbuk material logam maupun non logam agar dapat mendapatkan sifat mekanik dan sifat fisik yang lebih baik. Teknik pencampuran metalurgi serbuk dapat menggunakan teknik pencampuran basah (*wet mixing*) dan pencampuran kering (*dry mixing*). *Powder flow* merupakan sifat dimana kehomogenan partikel lebih baik. Pembentukan *powder flow* menggunakan pelumasan (*lubricant*). *Binders* yang di tambahkan pada metalurgi serbuk agar

dapat meningkatkan *green strength* seperti *wax* dan polimer *thermoplastic*.

3) Kompaksi

Kompaksi merupakan suatu proses pembentukan atau pemampatan serbuk murni maupun paduan dari beberapa jenis serbuk metalurgi sehingga mempunyai bentuk tertentu dan mempunyai kekuatan yang cukup baik untuk proses selanjutnya (German,1984). Dengan kenaikan tekanan suatu material yang telah di lakukannya kompaksi maka material yang telah terbentuk tersebut akan mengalami kenaikan densitas akan tetapi menyebabkan porositas menurun (Al-Qureishi dkk, 2008).

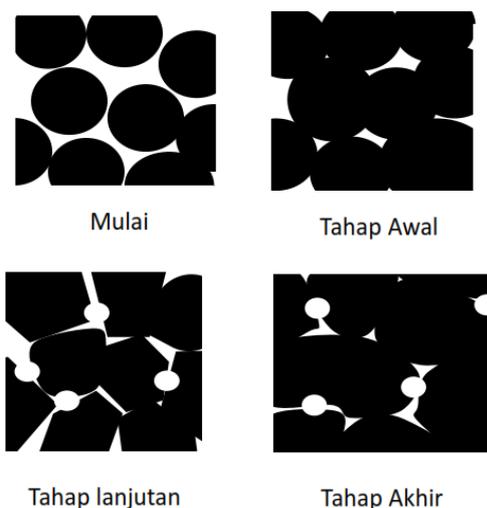
Tekanan pepadatan yang di lakukakn untuk metalurgi serbuk tergantung pada jenis serbuk material yang di pakai berkisar 70 Mpa (10 Ksi) sampai dengan 800 Mpa (120 Ksi) (Kalpakjian,1989). Dalam kompaksi terdapat beberapa metode yang digunakan di antaranya yaitu penekanan dingin (*cold compaction*), dan penekanan panas (*hot compaction*). Kompaksi dingin di lakukan pada temperatur ruangan dengan beban yang dii gunakan sekitar 100-900 MPa sehingga akan menghasilkan *green body* (kompaksi mentah). Gambar 7 merupakan skema alat kompaksi.



Gambar 7. Skema alat kompaksi (Mustika, 2011)

4) Sintering

Sintering merupakan pemanasan material serbuk metalurgi sampai dengan titik leleh partikel material tersebut, walaupun pemanasannya sampai dengan titik leleh tetapi bagian dalam material serbuk metalurgi tersebut masih dalam keadaan *solid* (padat). Untuk temperatur digunakan untuk proses sintering biasanya memakai 70%-90% dari titik lebur logam serbuk metalurgi yang digunakan (Colton, 2009). seperti gambar 8.



Gambar 8. Pertumbuhan mikrostruktur antar partikel logam selama proses sinter

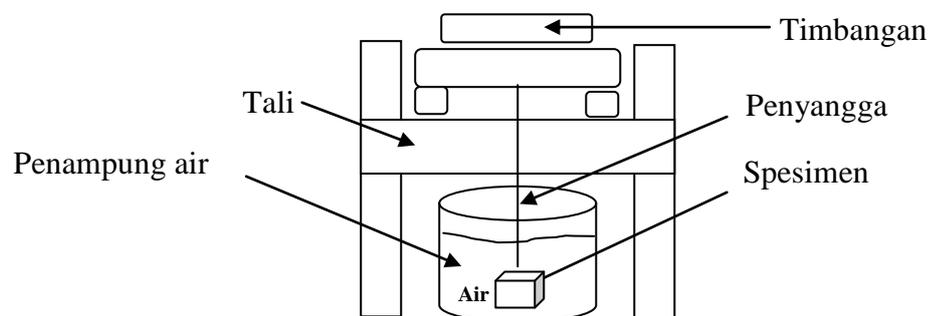
2.9 Karakteristik sifat fisik biomaterial implant berpori

Pada penelitian sebuah material terdapat karakteristik sifat fisik biomaterial yang akan didapatkan yaitu sebagai berikut :

a. Uji Densitas Porositas

pengujian porositas dan densitas dapat di lakukan dengan metode Archimedes. Besaran yang diukur yaitu massa kering spesimen basah dan massa spesimen di dalam air. Dari hasil pengujian porositas dapat menunjukkan pori yang bersifat heterogen dengan membentuk bulat

derngan sel tertutup (Lee et all, 2012). Pada gambar 9 merupakan skema pengujian densitas.



Gambar 9. Skema Pengujian Densitas

Pengujian porositas bertujuan untuk mengetahui berapa persentase porositas yang terbentuk pada suatu logam. Uji porositas merupakan kelanjutan dari pengujian densitas dengan menggunakan prinsip Archimedes. Untuk pengujian porositas pada magnesium berpori yaitu hampir sama dengan pengujian densitas dengan standar ASTM A378-88 dengan menghitung terlebih dahulu nilai densitas masing-masing unsur terhadap komposisi paduan densitas spesimen pada saat pengujian yang didapatkan.

b. Uji SEM

Pengujian SEM (*scanning electronmicroscopy*) serat dilakukan EDX (*energydispersive x-ray spectroscopy*). Pengujian SEM-EDX dapat digunakan untuk mengetahui topografi material yaitu menganalisis permukaan dan tekstur (kekerasan, *reflektivitas* dll), morfologi untuk menganalisis bentuk dan ukuran dari benda sampel dan juga komposisi material dengan menganalisis komposisi dari permukaan material secara kuantitatif dan kualitatif. Hasil dari pengujian SEM akan didapatkan berupa gambar dengan pembesaran yang tinggi mencapai 200x pembesaran, untuk pengujian EDS/EDX akan didapatkan gambar

pemetaan berupa puncak-lembah suatu unsur yang terkandung pada suatu material (Sujatno, 2015).

2.10 Sifat Mekanik

Sifat mekanik suatu material merupakan salah satu bagian dari karakteristik material. Sifat mekanik material adalah kemampuan dan perilaku dari suatu bahan ketika menerima suatu pola pembebanan tertentu. Sifat material yang termasuk sifat mekanik yaitu kekuatan tarik, kekuatan luluh, kekerasan, keuletan, ketangguhan, ketahanan *impact*, ketahanan aus dll.

a. Uji Kekerasan Vickers

Pengujian kekerasan banyak dilakukan dibandingkan dengan pengujian mekanik yang lain karena tidak merusak, menggunakan indentasi yang kecil, pengujian yang mudah, sederhana dan biaya yang murah dan mudah mengkonversikan kekerasan dengan perhitungan menggunakan skala. Pengujian kekerasan dapat dikatakan homogen pada setiap bagian material yang diuji (Syafliida, 2012). Berdasarkan jenis indentasi yang digunakan pengujian kekerasan terdiri dari 3 metode yaitu Rockwell, Brinell dan vickers (Vliet & Both, 1984).

Pada biomaterial umumnya menggunakan pengujian kekerasan vickers yaitu *microhardness tester*. *Vickers Micro Hardness Tester* (VHN) pengujian kekerasan menggunakan indenter berupa intan yang berbentuk limas (piramid) dengan sudut puncak 136° . Alat uji *Vickers Micro Hardness Tester* terdiri dari mesin utama, unit uji, unit dudukan indenter dan lensa, landasan uji, unit kontrol dan komputer. Pengujian kekerasan vickers juga dapat dihitung secara manual menggunakan persamaan untuk mendapatkan nilai hasil indentasi. Perhitungan kekerasan vickers berdasarkan standar ISO 6507/2 yang disesuaikan dengan verifikasi alat.

2.11 Larutan Asam Flourida (HF)

Asam Flourida (HF) memiliki sejumlah sifat fisik, kimia, dan sifat yang beracun yang sangat bahaya baik dalam Asam Flourida *anhydrous* maupun Asam Fluorida encer berikut merupakan tabel 5 dan 6 yang menjelaskan sifat fisik dan sifat kimia dari Hidrogen Flourida adalah sebagai berikut :

Tabel 5. Sifat Fisik Asam Fluorida

Sifat fisik	
<i>Compound</i>	: <i>Hydrofluoric acid</i>
<i>Synonyms</i>	: <i>Hydrogen fluoride, fluoric acid, hydrofluoride, fluorine monohydride</i>
<i>CAS No</i>	: <i>7664-39-3</i>
<i>Mol. Formula</i>	: <i>HF Mol.</i>
<i>Weight</i>	: <i>20.01</i>
<i>Boiling point</i>	: <i>68°F (20°C) at 760 mmHg</i>
<i>Specific gravity</i>	: <i>0.99 at 19°F (-7°C)</i>
<i>Vapor pressure</i>	: <i>400 mmHg (34°F) Vapor density: 0.7 (air=1)</i>

Pada tabel 6 menjelaskan tentang sifat kimia asam Flourida:

Tabel 6. Sifat Kimia Asam Flourida

Sifat kimia	
<i>pKa</i>	: <i>3.15</i>
<i>Description</i>	: <i>gas tidak berwarna atau dalam uap cair</i>
<i>Disagreeable</i>	: <i>berbau menyengat dibawah 1 ppm</i>
<i>Solubility</i>	: <i>dapat bercampur dengan air dengan mengeluarkan panas</i>
<i>Flammability</i>	: <i>tidak mudah terbakar</i>

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Adapun pelaksanaan penelitian pengaruh temperatur sintering terhadap sifat fisik dan mekanik produk magnesium berpori untuk aplikasi implant tulang dimulai pada bulan Mei 2019 sampai dengan bulan Oktober 2019. Penelitian ini dilakukan di beberapa tempat yaitu sebagai berikut :

- a. Mempersiapkan alat dan bahan yang digunakan untuk penelitian, proses pembentukan magnesium berpori, proses kompaksi, proses *sintering* serta uji densitas-porositas dilakukan di Laboratorium Teknologi Produksi dan pengamatan struktur mikro dilakukan di laboratorium material teknik jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung, Bandar Lampung.
- b. Proses pengambilan data pengujian fisik berupa pengamatan struktur mikro, SEM dan EDX dilakukan di LIPI PUSPIPTEK Serpong, Tangerang-Selatan.
- c. Proses pengambilan data pengujian mekanik berupa uji kekerasan mikro *hardness vicker* dilakukan di LIPI PUSPIPTEK Serpong, Tangerang Selatan.

3.2 Alat dan Bahan

Adapun alat dan bahan beserta spesifikasinya yang digunakan dalam penelitian pengaruh variasi suhu sintering terhadap sifat fisik dan mekanik produk magnesium berpori untuk aplikasi implant tulang yaitu sebagai berikut :

a. Magnesium (Mg)

Dalam penelitian ini ukuran serbuk magnesium yang digunakan yaitu dengan ukuran serbuk magnesium 200 μm . Dapat dilihat pada gambar 10 dan spesifikasi magnesium pada tabel 7.



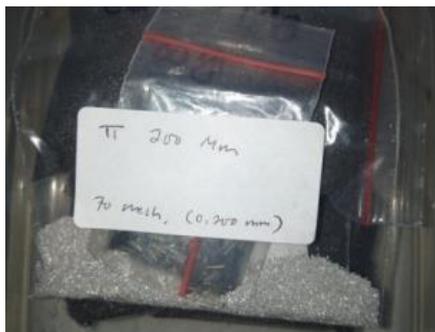
Gambar 10. Serbuk Magnesium

Tabel 7. Sifat Fisik dan Mekanik Magnesium (Mg)

Titik Lebur	922 K (648.85°C)
Titik Didih	1380 K (1160.85°C)
Elektronegatifitas	1.31
Kerapatan Massa (ρ)	1.74 gram/cm ³
Struktur Kristal	Hexagonal
Modulus young	45 GPa
Modulus Shear	17 GPa
Skala mohs	2,5
Skala Brinell	260 MPa

b. Titanium (Ti)

Titanium yang digunakan dalam bentuk kawat TA1 dengan diameter 0.3 mm kemudian dipotong menggunakan gunting potong kawat dengan panjang ± 2 mm. Potongan kawat titanium dapat dilihat pada gambar 11 dan spesifikasi titanium pada tabel 8.



Gambar 11. Potongan kawat Titanium

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

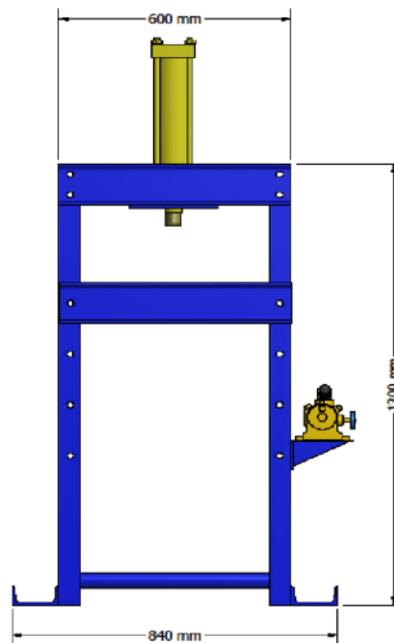
Nama <i>Wire</i> Ti	Titanium TA1
Ukuran <i>Wire</i> Ti	28 ga (AWG), 0.3 mm
Titik Lebur Ti	1941 K (1668 °C)
Titik Didih Ti	3560 K (3287 °C)
Massa Jenis (ρ) Ti	4.506 g/cm ³
Elektronegatifitas Ti	1.54

c. *Press* Hidraulik.

Untuk mesin *press* hidraulik yang digunakan mempunyai kapasitas 20 Ton atau 200.000 N. Untuk keterangan dapat dilihat pada gambar 12 dan 13 spesifikasi mesin dapat dilihat pada tabel 9.



Gambar 12. Mesin Press Hidraulik



Gambar 13. Proyeksi press hidrolik (Wakhid, 2017)

Tabel 9. Dimensi dan Spesifikasi Alat Mesin Press Hidraulik

Nama Mesin	<i>Hydraulic Hand Pump</i>
Model	SPH-1200
<i>Pressure Rating</i>	700 kg/cm ² (10.000 psi)
<i>Usable Oil Cap</i>	1200 c.c
<i>Hydraulic Oil</i>	R 22 atau SAE 10#
t Kontruksi	130 cm
L Kontruksi	60 cm
P Kontruksi	22 cm
<i>Capacity Pressure</i>	20 Ton

d. Sistem Perangkat Kompaksi

Perangkat yang digunakan untuk kompaksi dan proses *sintering* dengan menggunakan *heater* dapat dilihat pada gambar 14 dan spesifikasi perangkat *sintering* pada tabel 10.

1) *Heater Control*



Gambar 14. *Heater Control Unit TC4M*

2) *Alat Kompaksi*



(a)



(b)

Gambar 15. *Alat Kompaksi (a). Cover Heater Coil (b). Dies dan Punch*

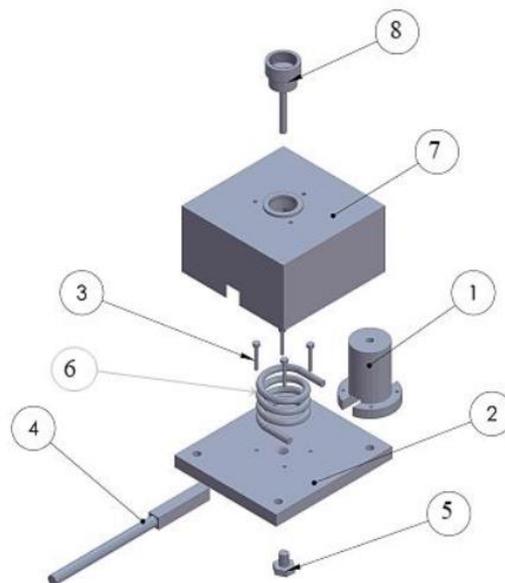
3) *Heater (Coil)*



Gambar 16. *Heater Coil*

Tabel 10. Dimensi dan Spesifikasi Sistem Perangkat Kompaksi

<i>Heater</i>	TC4M
T_{maks} <i>Heater</i>	27-710°C
Kuat Arus	6,5 A
Toleransi Temperatur	$\pm 5^\circ\text{C}$
Tipe Controler	Autonics EP-KE-03-0320H
<i>Output</i>	Relay (250 VAC) / SSR (12 VDC)
Material <i>Dies</i>	<i>Stainless Stell 304</i>
d_1 <i>Dies</i>	20 mm
d_2 <i>Dies</i>	60 mm
h <i>Dies</i>	80 mm
d <i>Punch</i>	20 mm
L <i>Punch</i>	75 mm
L Penahan	100 mm
T Penahan	15 mm
T <i>Dies</i>	10 mm

4) Rangkaian keseluruhan *casting*Gambar 17. Rangkaian keseluruhan *casting*

Tabel 11. Keterangan dan Fungsi Alat casting (Wakhid, 2017)

No	Komponen	Fungsi Komponen
1	Dies	Tempat cetakan kompaksi serbuk
2	Plat Dudukan	Dudukan semua komponen unit casting
3	Baut M 8x1.5	Pengikat <i>Dies</i> dengan plat dudukan
4	Slide Ejektor	Mengeluarkan material <i>serbuk hasil kompaksi</i>
5	Baut Ejektor	Mengunci slider ketika dilakukan <i>kompaksi</i>
6	Coil Heater	Memanaskan <i>dies</i> pada temperatur kerja
7	Cover Heater	Menahan panas supaya tidak keluar kelingkungan
8	Punch	Menekan material <i>serbuk yang akan di kompaksi</i>

e. Larutan Asam Fluorida (HF)

Larutan asam fluorida digunakan untuk merendam spesimen Mg-Ti yang telah dilakukan kompaksi dan *sintering*. Larutan HF yang digunakan dapat dilihat pada gambar 18 dan spesifikasi larutan HF dilihat pada tabel 12.



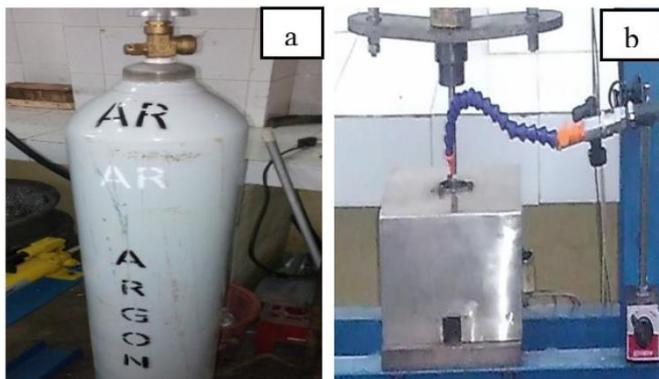
Gambar 18. Larutan Asam Fluorida

Tabel 12. Spesifikasi Larutan Asam Fluorida (HF)

Nama Larutan	Hidrogen Fluorida (HF)
Massa Molar	20 g/mol
Densitas	1.15 g/l (gas 25°C), 0.99 g/l (cair 19.5°C)
Titik Lebur	-83.6 °C
Titik Didih	19.5 °C
Keasaman	3.17 pKa
Kosentrasi	1 M

f. Gas Argon dan kelengkapannya

Magnesium merupakan material yang sangat mudah terbakar apalagi dalam bentuk serbuk. Gas argon mampu mengurangi kadar oksigen yang berada di sekitaran *dies*. Mekanisme dalam pemberian gas argon yaitu dengan cara menyemprotkan argon dengan *nozzle* di arahkan langsung kearah *dies*, penyemprotan di lakukan terus menerus selama proses *sintering* berjalan. Keterangan dapat di lihat pada gambar 19.

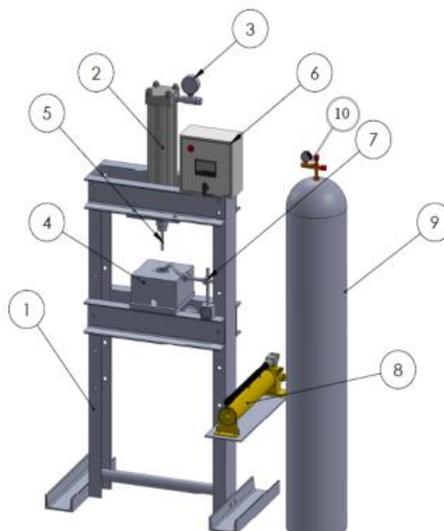


Gambar 19. Mekanisme pemberian gas argon (a). tabung gas argon (b). nozzle diatas cetakan

g. Kelengkapan K3

Kelengkapan K3 di perlukan untuk menjaga keamanan peneliti supaya dalam proses penelitian dalam keadaan aman di karenakan penelitian di lakukan dengan menggunakan bahan yang sangat mudah terbakar.

h. Rangkaian keseluruhan alat pembentukan magnesium berpori



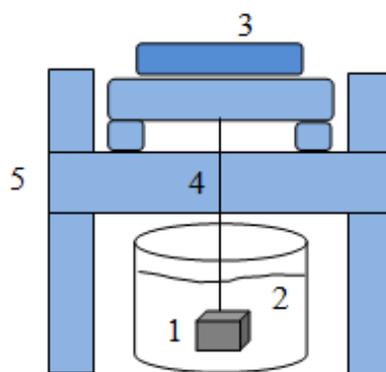
Gambar 20. Perangkat Sintesis Magnesium Berpori (Wakhid, 2017)

Tabel 13. Nama komponen dan fungsinya (Wakhid, 2017)

No	Nama Komponen	Fungsi Komponen
1	Rangka Mesin Press	Tempat dudukan dari semua komponen penyusun
2	Silinder Hidrolik	Memberikan gaya tekan hidolik
3	Manometer hidolik	Membaca tekanan hidrolis mesin pres
4	Unit Casting	Tempat material dilakukan proses squeeze casting
5	<i>Punch</i>	Menekan material dengan tenaga hidrolis dari silinder
6	<i>Heater Controller</i>	Mengatur temperatur kerja yang diberikan
7	Nozzle Argon	Memberikan semprotan gas argon pada material casting
8	Pompa hidrolis	Memberikan tekanan hidolik pada silinder hidrolis
9	Tabung Argon	Tempat penyimpanan gas argon
10	Manometer Argon	Membaca tekanan gas argon dalam tabung dan tekanan kerja yang diberikan

i. Alat Uji Densitas dan Porositas

Alat uji densitas menggunakan alat mengukur berat spesimen diudara dan berat spesimen didalam air. Alat uji densitas-porositas dapat dilihat pada gambar 21 dan spesifikasi alat uji pada tabel 14.



Gambar 21. Skema Alat Uji Densitas dan Porositas

Keterangan :

1. Spesimen
2. Wadah Berisi Air
3. Timbangan Digital
4. Tali Penggantung
5. Kontruksi Alat

Tabel 14. Dimensi dan Spesifikasi Alat Uji Densitas dan Porositas

t Kontruksi	40 cm
L Kontruksi	30 cm
P Kontruksi	20 cm
Ketelitian Neraca	0.01 gram
Vol. Air	200 ml
P Tali	30 cm
m Tali	0.1 gram

j. Alat Uji SEM-EDX

Pengujian struktur mikro menggunakan sistem perangkat menggunakan SEM (*Scanning Electron Microscopy*) dan EDX (*Energy Dispersive X-ray*) untuk alat pengujiannya dapat dilihat pada gambar 22 dan spesifikasi alat uji pada tabel 15.



Gambar 22. Alat Uji Struktur Mikro SEM-EDX

Tabel 15. Spesifikasi Alat Uji SEM-EDX

Nama Alat	<i>Analytical Scanning Electron Microscope</i>
Type Alat	JEOL JSM-6390A
Pembesaran	10x-3.10 ⁶ x
<i>Depth of Field</i>	4-0.4 mm
<i>Resolution</i>	1-10 nm
<i>Magnification</i>	7x-1.10 ⁶ x

k. Alat Uji Kekerasan

Pengujian kekerasan menggunakan uji kekerasan vickers skala mikro (*Vickers Micro Hardness*). Untuk alat uji kekerasan dapat dilihat pada gambar 23 dan spesifikasi alat uji pada tabel 16.



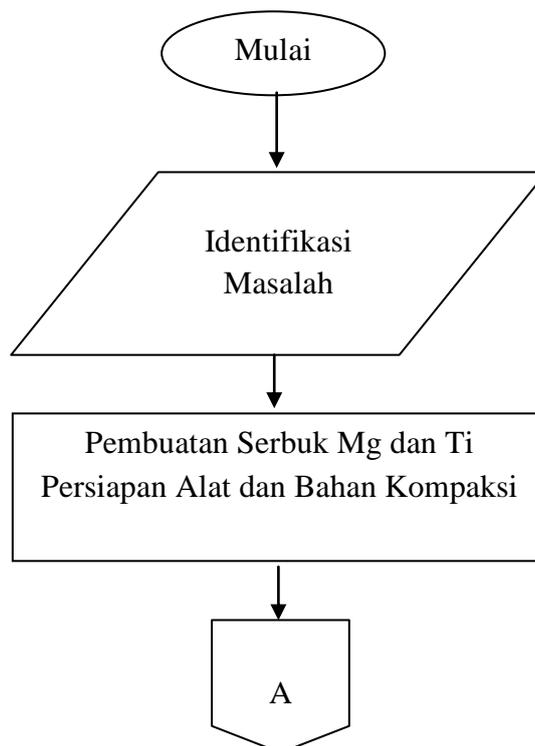
Gambar 23. Alat Uji Kekerasan Vickers (Vickers Micro Hardness)

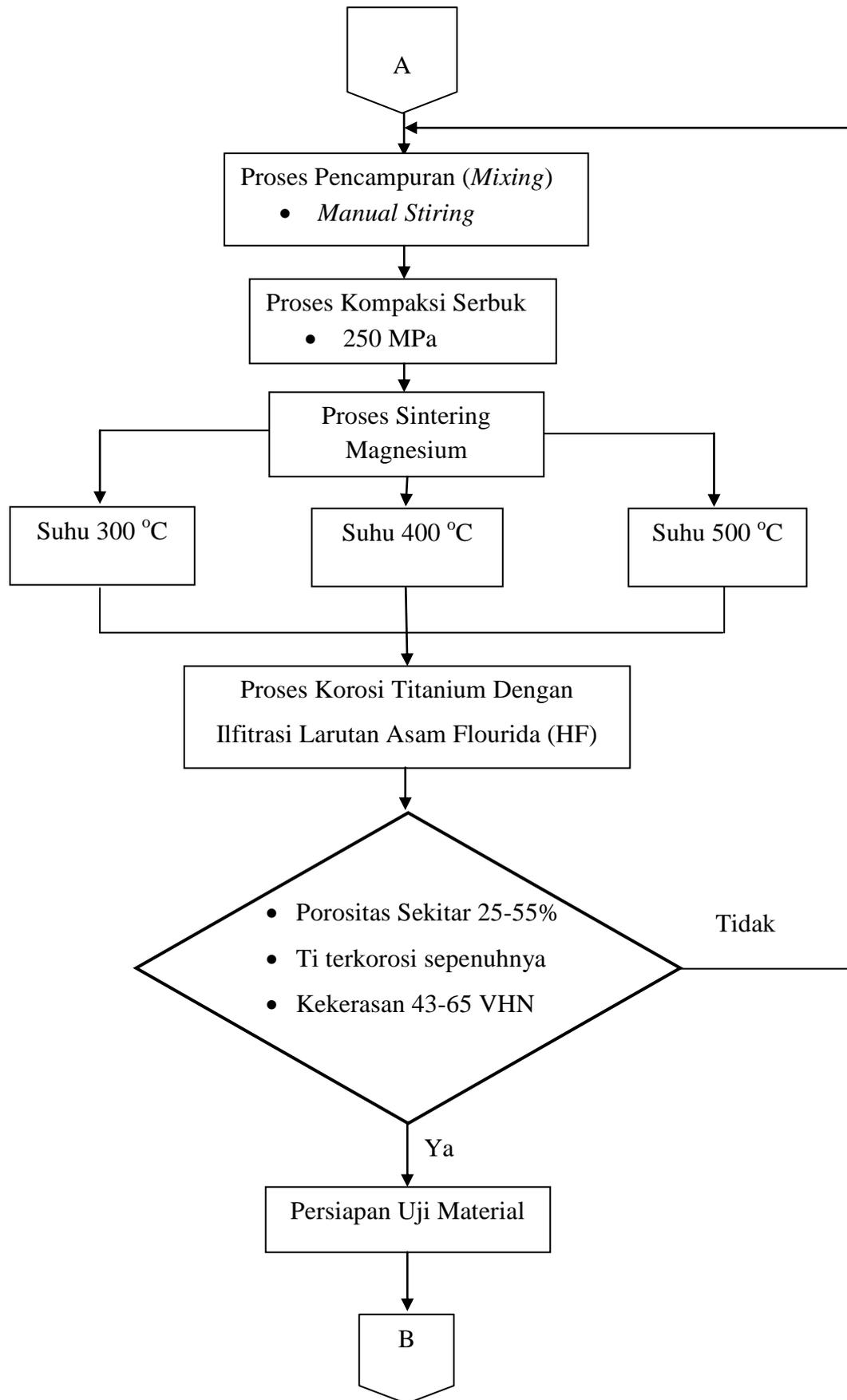
Tabel 16. Spesifikasi Alat Uji Vickers Micro Hardness

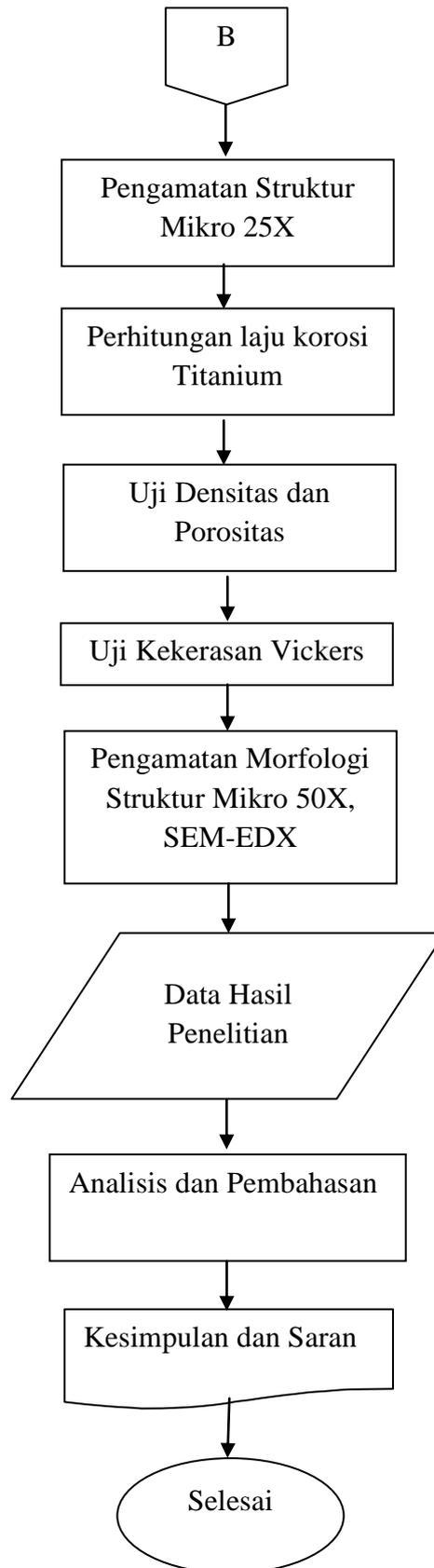
Alat Uji Kekerasan	<i>Micro Hardness Testing</i>
<i>Type Alat</i>	Mitutoyo HM-200
<i>Indentor</i>	<i>Diamond</i>
<i>Equiptment Test Force</i>	0.0005-2 kgf
<i>Resolution</i>	0.1 HV
<i>Standart Used</i>	JIS B 7725 : 2010
<i>Objektif Lens</i>	10x, 20x, 40x, 60x
Temperatur	$23^{\circ} \pm 5^{\circ} \text{ C}$
Kelembapan	40 – 70%

3.3 Diagram Alir Penelitian

Adapun diagram alir penelitian dapat dijelaskan pada gambar 33.







Gambar 24. Diagram alir penelitian

3.4 Pelaksanaan Penelitian

Pelaksanaan penelitian dilakukan untuk mendapatkan data hasil penelitian untuk beberapa parameter yang diperoleh berdasarkan hasil pengujian menggunakan beberapa alat uji. Parameter pada penelitian yang akan dilakukan yaitu ditunjukkan pada tabel 17. Dari tabel 17 tersebut menjelaskan tentang parameter yang akan dilakukan untuk proses kompaksi serbuk magnesium-titanium, dengan variasi parameter suhu sintering yaitu 300°C, 400°C dan 500°C. Untuk pelaksanaan penelitian akan dijelaskan pada prosedur penelitian.

Tabel 17. Parameter Penelitian dan Variasi

No.	Ukuran serbuk Mg (μm)	Ukuran Ti (mm)	Fraksi massa Mg : Ti (gram)	Holding Time penekanan (Menit)	Tekanan (MPa)	Temperatur Sinterring ($^{\circ}\text{C}$)	Holding Time Sinterring (Menit)	Produk Mg Berpori ($^{\circ}\text{C}$)
1	200	0.3	3 : 1 8.5 : 2.83	2	250	300	5	P-mg 300
2						400		P-mg 400
3						500		P-mg 500

a. Prosedur Persiapan Awal

Adapun prosedur persiapan awal yaitu sebagai berikut :

- 1) Mempersiapkan serbuk magnesium yang telah di ukur dengan mesh dan di karakterisasi dengan ukuran 200 μm . Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada gambar 25.



Gambar 25. Serbuk Magnesium dengan Ukuran 200 μm

- 2) Mempersiapkan serbuk potongan kawat Titanium dengan ukuran berdiameter 0.3 mm. Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada gambar 26.



Gambar 26. Potongan kawat titanium diameter 0.3 mm

- 3) Prosedur Pencampuran Serbuk Mg-Ti (*Manual Stirring*)

Adapun prosedur pencampuran serbuk Mg-Ti yaitu sebagai berikut :

- Mencampurkan serbuk magnesium ukuran 200 μm dengan potongan kawat titanium diameter 0.3 mm dengan perbandingan fraksi massa magnesium : titanium 3 : 1 dengan massa magnesium sebesar 8,5 gram sedangkan titanium sebesar 2,83 gram.
- Memasukan kedalam wadah gelas ukur dengan ukuran 250 ml
- Melakukan pengadukan secara manual menggunakan alat pengaduk. Gambar 27 merupakan hasil pencampuran serbuk magnesium dan titanium.



Gambar 27. campuran serbuk magnesium dan titanium

4) Prosedur Kompaksi Serbuk TWPSH (*Titanium Wire Piece Space Holder*)

Adapun prosedur kompaksi serbuk Mg-Ti yaitu sebagai berikut :

- a. Memasang dan mengintalasi perangkat alat kompaksi ke mesin *press* hidraulik.
- b. Memasang penahan pada *dies* (cetakan) dan memasang kunci penahan pada dudukan cetakan
- c. Memasukan campuran serbuk titanium dan magnesium kedalam *dies* dengan perbandingan massa Mg : Ti sebesar 3 : 1. Perangkat kompaksi dapat ditunjukkan pada gambar 28.



Gambar 28. Perangkat alat kompaksi

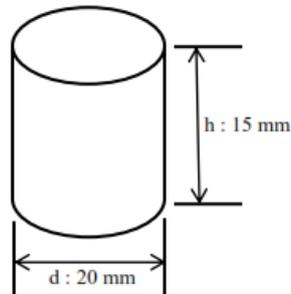
- d. Menekan pompa hidraulik sebesar 125 MPa selama 2 menit. Gambar 29 merupakan spesimen awal kompaksi sebelum diberikan sintering.



Gambar 29. Spesimen awal kompaksi sebelum diberikan sintering

- e. Membuka kunci penahan dan menarik penahan pada *dies*

- f. Memompa kembali hidraulik sampai spesimen keluar dari *dies*.
- g. Memasang kembali penahan pada *dies* (cetakan) dan memasang kunci penahan pada dudukan cetakan

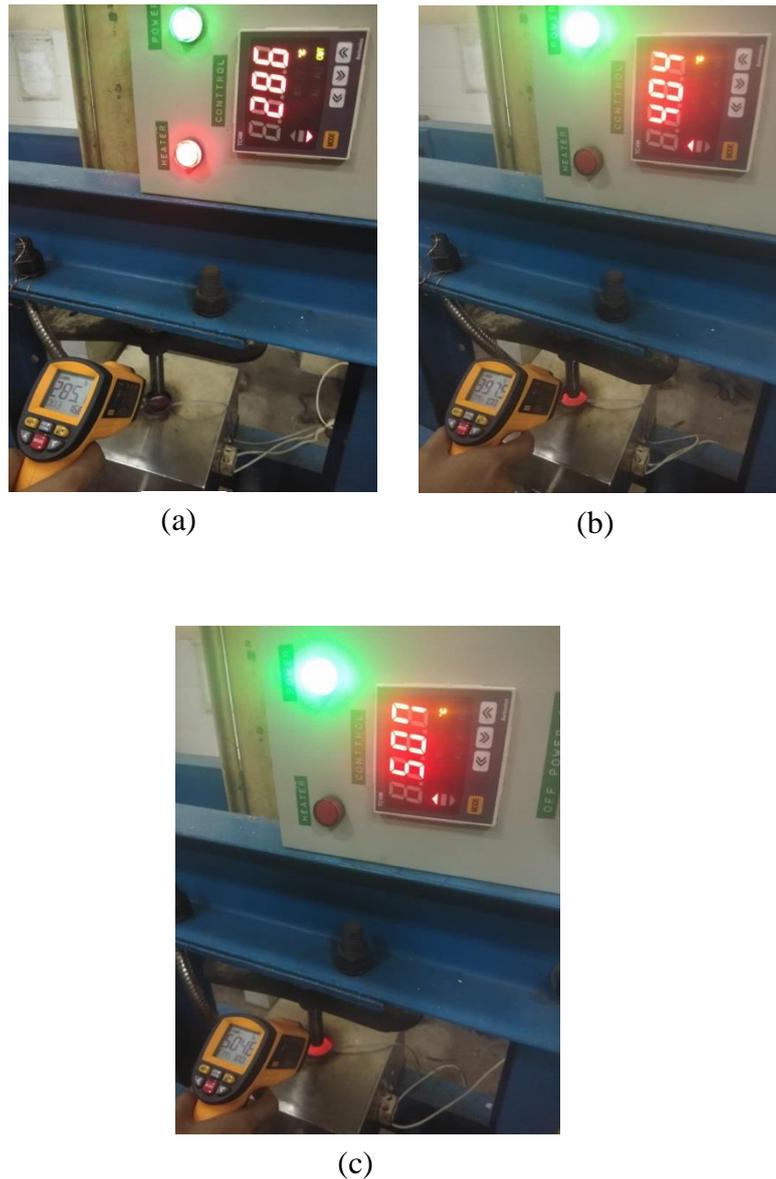


Gambar 30. Dimensi Sampel Magnesium Berpori

5) Prosedur sintering pada Mg-Ti

Adapun prosedur sintering pada material Mg-Ti yaitu sebagai berikut:

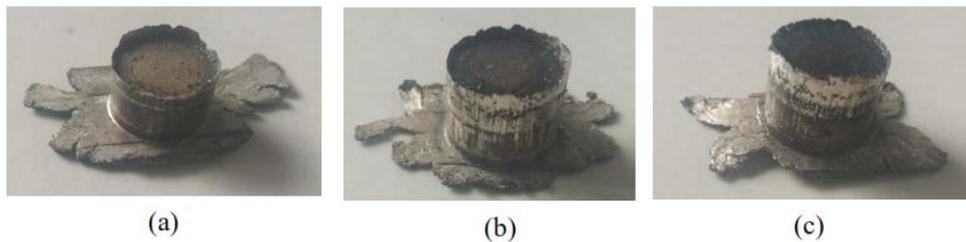
- a. Menghidupkan *control* temperatur unit ke posisi *on* sampai lampu hijau menyala.
- b. Mengatur suhu *heater* dengan temperatur sampai sebesar $300\text{ }^{\circ}\text{C}$, $400\text{ }^{\circ}\text{C}$ dan $500\text{ }^{\circ}\text{C}$ dengan cara menekan tombol *mode* lama sampai part 2 kemudian tombol *mode* dilepaskan sampai keluar perintah unit kemudian tekan tombol kebawah samapai tulisan out tekan mode sekali pilih *relay* kemudian tekan tombol *mode* lama maka akan keluar temperatur ruangan lalu tekan tombol ke bawah atau keatas untuk mengatur suhu *out* kemudian tekan *mode* sekali maka lampu indikator *out* akan menyala maka *output* suhu sudah siap. Gambar 31 merupakan proses sintering pada suhu $\pm 300^{\circ}\text{C}$, $\pm 400^{\circ}\text{C}$, $\pm 500^{\circ}\text{C}$.



Gambar 31. Proses Sintering (a). $\pm 300^{\circ}\text{C}$ (b). $\pm 400^{\circ}\text{C}$ dan (c) $\pm 500^{\circ}\text{C}$

- c. Memasukan kembali spesimen yang sudah dikompaksi kedalam *dies* (cetakan).
- d. Menyemprotkan gas argon untuk menghilangkan kadar oksigen pada dies agar magnesium tidak berinteraksi dengan oksigen supaya tidak mudah terbakar.
- e. Melakukan sintering dengan holding time dengan penekanan hidrolis 125 MPa selama 5 menit kemudian dilakukan

pendinginan secara *annealing* selama 32 menit. Gambar 31 merupakan gambar spesimen setelah di sintering.



Gambar 32. Spesimen uji setelah di sintering sebelum preparasi

- f. Mengeluarkan spesimen dengan membuka kunci penahan dan menarik penahan pada *dies* dan mendorong kembali spesimen sampai keluar.

6) Prosedur Pembuatan Magnesium Berpori

Adapun prosedur pembuatan magnesium berpori yaitu sebagai berikut:

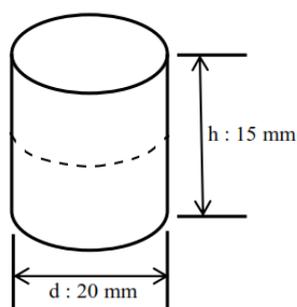
- a. Mempersiapkan alat dan bahan larutan Asam Fluorida (HF), gelas ukur dan aluminium *foil*
- b. Menuangkan larutan HF kedalam wadah sebanyak 50 ml
- c. Memasukan spesimen hasil kompaksi-*sintering* kedalam wadah berisi larutan HF dengan konsentrasi 1 M
- d. Melakukan perendaman spesimen selama 3-5 jam
- e. Mengeringkan spesimen dengan menggunakan *hairdryer*

3.5 Pengujian Magnesium Berpori

Pengujian magnesium berpori bertujuan untuk mengetahui kualitas hasil kompaksi serbuk dan pembentukan pori dengan pengujian densitas dan porositas, uji struktur mikro dan uji kekerasan vickers, pengujian magnesium berpori dapat dijelaskan yaitu sebagai berikut :

a. Pembuatan Spesimen Pengujian

Pembuatan spesimen pengujian diperlukan untuk pengujian densitas dan porositas, SEM-EDX dan pengujian kekerasan vickers (*Vickers Micro Hardness*). Pembuatan spesimen berdasarkan dengan standar pengujian yang dilakukan. Spesimen yang dihasilkan dengan dimensi tinggi 15 mm dan diameter 20 mm. Untuk contoh spesimen magnesium berpori dapat dilihat pada gambar 33.



Gambar 33. Dimensi potongan spesimen magnesium sebelum Ti terkorosi



(a)

(b)

(c)

Gambar 34. Spesimen magnesium hasil kompaksi dan sintering setelah preparasi sebelum Ti terkorosi

b. Pengujian Struktur mikro

Pengujian optikal metalografi merupakan pengujian yang digunakan untuk mengetahui persebaran titanium yang berada pada spesimen dan ikatan yang dibentuk agar mengetahui batas butir pada permukaan

spesimen uji. Alat yang di gunakan yaitu mikroskop optik yang dihubungkan dengan perangkat komputer kemudian membuka gambar hasil dari mikroskop optik dengan *software optical viewer*. Pengamatan struktur mikro dilakukan pada setiap bagian permukaan spesimen yang telah dipotong yaitu bagian atas permukaan, permukaan bagian tengah dan permukaan bagian bawah. Gambar 35 merupakan alat mikroskop *optic* di Laboratorium Universitas Lampung.



Gambar 35. Spesifikasi Mikroskop optik (*Optical* Mikroskop)

Spesifikasi dari mikroskop optik dapat dilihat pada tabel 18.

Tabel 18. Spesifikasi dari mikroskop optik

Nama Alat	<i>Mikroskop Optical</i>
Type Alat	<i>Union MC 86545</i>
<i>Illumination</i>	<i>30W horizontal kohler</i>
<i>Eyepieces</i>	<i>SWH 10 x FN22</i>
<i>Objectives Lens</i>	<i>Mf 5x, 10x, 20x, 50x</i>
<i>Okuler Lens</i>	<i>Bi 5x, 10x</i>

c. Perhitungan laju Korosi

Laju korosi merupakan kecepatan rambatan penurunan kualitas bahan terhadap waktu. Dalam perhitungan laju korosi menggunakan satuan cm/jam (dalam satuan internasional). Dalam pengujian laju korosi menggunakan teknik celup yang berdasarkan standar ASTM G31-72. Adapun persamaan yang di gunakan dalam menghitung laju korosi yaitu sebagai berikut (Munasir, 2009) :

$$CPR = 87.6 \frac{W}{A.T.D} \dots\dots\dots (1)$$

Dimana :

- CPR : Corrosion Per Rate (mm/year)
- W : Pengurangan Berat (gram)
- A : Luas Permukaan (cm²)
- T : Waktu Korosi (jam)
- D : Densitas Material (gr/cm³)

d. Uji Densitas dan Porositas

Pengujian densitas dan porositas menggunakan alat uji yang dilengkapi dengan neraca digital dan wadah yang berisikan air. Pengujian dilakukan dengan cara menimbang massa spesimen di dalam air, massa spesimen di udara dan massa spesimen basah (pengukuran spesimen). Kemudian akan didapatkan data hasil pengukuran menggunakan neraca. Untuk nilai densitas akan didapatkan setelah pengukuran pada spesimen yang didapatkan pengujian dan dihitung menggunakan persamaan.

Untuk nilai porositas akan didapatkan setelah data densitas ditemukan dan dihitung menggunakan persamaan. Pada pengujian densitas dan porositas memiliki standarisasi yang digunakan yaitu :

1. Menyiapkan timbangan digital, gelas ukur, cairan infus, dan tali.
2. Untuk timbangan menggunakan timbangan digital tipe *Jewelery Pocket* dengan skala 500 gram akurasi 0,01 gram.
3. Volume cairan infus sebesar 200 ml.
4. Untuk massa kering menggunakan hairdryer dengan suhu sekitar 25-28°C.
5. Untuk massa spesimen di gantung di dalam air yaitu mencelupkan 1/3 sampai 1/2 dari masing-masing spesimen selama 1 jam.

Tabel data hasil pengukuran dapat dilihat pada tabel 19 dan 20.

Tabel 19. Hasil Data Pengujian Densitas Magnesium Berpori

No	Sampel	Massa Sampel						Densitas rata-rata gram/cm ³
		Mk		Mb		Mg		
1	P-Mg 300°C							
2	P-Mg 400°C							
3	P-Mg 500°C							

Tabel 20. Hasil Data Pengujian Porositas Magnesium Berpori

No	Sampel	ρ_{teoritis}	ρ_{aktual}	Porositas (%)
		Densitas Perhitungan (gram/cm ³)	Densitas Rata-Rata (gram/cm ³)	
1	P-Mg 300°C			
2	P-Mg 400°C			
3	P-Mg 500°C			

e. Pengamatan SEM-EDX

Pengujian struktur mikro bertujuan untuk mengamati struktur mikro yang terbentuk pada magnesium berpori. Pengujian struktur mikro menggunakan alat uji SEM-EDX (*Scanning Electron Microscope*) dengan detektor (*Energy Dispersive X-ray*) dengan type EVO.

f. Uji Kekerasan

Pengujian kekerasan magnesium berpori menggunakan alat uji *Vickers Micro Hardness* (VHN). Pengujian dilakukan di 5 titik uji pada spesimen dan waktu indentasi selama 15 detik. Hasil pengujian kekerasan vickers dapat dilihat pada tabel 21.

Tabel 21. Nilai Kekerasan Magnesium Berpori

Parameter	Spesimen	Titik Indentor						Kekerasan Rata-Rata	STDEV
		1	2	3	4	5	6		
P = 0.5 HV t = 15 s T = 23°C	Spesimen sebelum Ti Terkorosi (400°C)								
	P-Mg 300°C Ti terkorosi								
	P-Mg 400°C Ti terkorosi								
	P-Mg 500°C Ti terkorosi								
	Potongan Melintang P-Mg 400°C Ti terkorosi								

3.6 Rencana Jadwal Penelitian

Pada penelitian ini dimulai dari pengajuan proposal judul, penyusunan skripsi, sampai kegiatan penelitian dan penyusunan skripsi hasil dilakukan selama kurang lebih 6 bulan dimulai dari awal bulan Mei 2019 sampai akhir

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Adapun kesimpulan yang didapatkan dari penelitian pengaruh suhu sintering terhadap sifat fisik dan mekanik produk magnesium berpori sebagai aplikasi implant tulang yaitu sebagai berikut :

1. Pengaruh temperatur sintering terhadap laju korosi yaitu pada suhu 300°C mengalami laju korosi maksimum sebesar 0.89 cm/jam, pada suhu 400°C laju korosi maksimum sebesar 0.38 cm/jam serta pada suhu 500°C laju korosi maksimum sebesar 0.19 cm/jam.
2. Pada temperatur 300°C porositas yang terbentuk sebesar 20.53 % dengan densitas 1.619 g/cm³, pada suhu 400°C porositas yang terbentuk 20.49 % dengan densitas 1.62 g/cm³ dan pada suhu 500°C porositas yang terbentuk sebesar 1.69 % dengan densitas 2.003 g/cm³.
3. Pengaruh sifat fisik terhadap sifat mekaniknya yaitu porositas yang terbentuk semakin besar maka semakin rendah angka kekerasannya.
4. Pada pengujian EDX didapatkan bahwa pada produk magnesium berpori masih terdapat kandungan 100% titanium karena menggunakan perbandingan fraksi masa 3:1 belum cukup membuat material titanium saling interkoneksi.

5.2 Saran

Adapun saran yang didapatkan dari penelitian pengaruh suhu sintering terhadap sifat fisik dan mekanik produk magnesium berpori sebagai aplikasi implant tulang yaitu sebagai berikut:

1. Untuk membuat produk magnesium berpori sebaiknya menggunakan suhu sintering 400°C karena memiliki tingkat kekerasan yang cukup tinggi.
2. Menggunakan perbandingan fraksi massa antara magnesium dan titanium sekitar 1:1 dikarenakan apabila dilakukan pengkorosian akan mendapatkan produk magnesium berpori yang interconnected
3. Untuk waktu pengkorosian seharusnya dalam waktu yang cukup lama supaya titanium akan terkorosi sepenuhnya.
4. Sebaiknya dilakukan pengujian yang membuktikan bahwa permukaan produk magnesium berpori benar-benar membentuk pori baik dalam bentuk foto ataupun grafik 2D dan 3D.

DAFTAR PUSTAKA

- A. Haibel., A. Rack., and J. Banhart. 2006. *Why Are Metal Foam Stable?.*: Applied PhysicLetters, 89, 154102.
- Agazzi S, Reverdin A, May D. 1999. *Posterior lumbar interbody fusion with cages: an independent review of 71 cases.* J Neurosurg (Suppl. 2):186–92.
- Al-Qureishi, H.A. dkk. 2008. “*Analysis of The Fundamental Parameter of Cold Die Compaction of Powder Metallurgy*”. Journal of Materials Processing Technology 199; 417-424
- Al Ruhaimi KA. 2001. *Bone graft substitutes: a comparative qualitative histologic review of current osteoconductive grafting materials.* Int J Oral Maxillofac Implants 2001;16 (1):105–14.
- Diana, F. N. 2010. Simulasi dengan Metode Monte Carlo untuk Proses Pembuatan Nano Material Menggunakan Ball Mill. Skripsi Sarjana. Universitas Indonesia. Depok.
- Fantigrossi A, Galbusera F, Raimondi MT, Sassi M, Fornari M. 2007. *Biomechanical analysis of cages for posterior lumbar interbody fusion.* Med Eng Phys 2007; 29(1):101–9.
- Ekawati, D. 2008. Pengaruh Temperatur Sintering Terhadap Karakteristik Komposit Aluminium Grafit dengan Wetting Agent Tembaga. Depok

- German, R. M. 1984. *Powder Metallurgy Science*. (USA: Metal powder Industries Federation,) Giannoudis PV, Dinopoulos H, Tsiridis E. *Bone substitutes: an update*. *Injury* 2005;36(Suppl. 3):S20–7.
- Harwig, A. 2001. *Role of magnesium in genomic stability*. *Mutation Research /Fundamental and Molecular Mechanisms of Mutagenesis* 2001;475, pp. 113-121
- Hausner, Henry H, Kumar Mal. 1982. *Handbook of Powder Metallurgy*, 2 Edition. New York : Chemical Publishing Co.,Inc.
- Janning C, Willbold E, Vogt C, Nellesen J, Meyer-Lindenberg A, Windbergen H, Thorey F and Witte F. 2010. ‘*Magnesium hydroxide temporarily enhancing osteoblast activity and decreasing the osteoclast number in peri-implant bone remodelling*’, *Acta Biomater*, 6, 1861–8.
- Karageorgiou V, Kaplan D. 2005. *Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis*. *Biomaterials* 2005;26(27):5474–91.
- Kasemo B, Lausmaa J. 1998. *Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach*. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998; 3(4):247-259.
- L. Lefebvre, J. Banhart, dan D.C. Dunand. 2008. "*Porous metals and metallic foams : Current status and recent developments*,"*AdvancedEngineering Materials*, vol.10(9), pp. 775–787, 2008.).
- Poumarat G and Squire P. 1993. ‘*Comparison of mechanical properties of human, bovine bone and a new processed bone xenograft*’, *Biomaterials*, 14, 337–49.
- L.J. Gibson. 1985. *The mechanical behaviour of cancellous bone*, *J. Biomech*. 18 (1985) 317–328.

- Laurencin C, Khan Y, El-Amin SF. 2006. *Bone graft substitutes. Expert Rev Med Dev* 2006;3(1):49–57.
- Rashmir-Raven, A.M., Richardson, D., Aberman, H., De Young, D. J. 1995. *The response of cancellous and cortical canine bone to hydroxylapatite-coated and uncoated titanium rods. Journal of Applied Biomaterials*, 6 (1995) 237-242.)
- RE Smallman, RJ Bishop. 2000. *Metalurgi Fisik Modern & Rekayasa Material*. Erlangga:335.
- S. Lee, M. Porter, S. Wasko, G. Lau, P. Chen, E. E. Novitskaya, A. P. Tomsia, A. Almutairi, M. A. Meyers, dan J. Mckittrick. 2012. "Potential bone replacement materials prepared by two methods," *MRS Proceedings*, vol. 1418, 2012.
- Staiger M P, Pietak A M, Huadmai J and Dias G. 2006. 'Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review', *Biomaterials*, 27, 1728–34.
- The International Programme on Chemical Safety (IPCS). 1982. *Titanium. Geneva: World Health Organization*. 1982; p. 14–49.
- Upadhayaya, G. S. 2002. *Powder Metallurgy Technology*. Kanpur: Cambridge International Science Publishing.
- Witte F, Fischer J, Nellesen J, Crostack H A, Kraese V, Pisch A, Beckmann F and H. Windhagen H. 2006. 'In vitro and in vivo corrosion measurements of magnesium alloys', *Biomaterials*, 27, 1013–18.
- Witte F, Hort N, Vogt C, Cohen S, Kainer KU, Willumeit R,l. 2008. *Degradable Biomaterials Based on Magnesium Corrosion. Current Opinion Solid State. Materials Science* 2008;12, pp. 63-72.

- Witte F, Ulrich H, Rudert M and Willbold E. 2007. '*Biodegradable magnesium scaffolds: Part I: Appropriate inflammatory response*', J Biomed Mater Res, Part A, 81, 748–56.
- Y.Bi, Y.Zheng, and Y.Li. 2015. "*Microstructure and mechanical properties of sintered porous magnesium using polymethyl methacrylate as the space holder*," Material Letter., vol. 161, pp. 583–586, 2015.
- Ye, X., Wang, L., Tse, Z.T.H., Tang, G., Song, G. 2015. *Effects of high-energy electro-pulsing treatment on microstructure, mechanical properties and corrosion behavior of Ti– 6Al–4V alloy*. Materials Science and Engineering: C, 49 (2015) 851-860.
- Zhang, X., Yuan , G., Mao, L., Niu, J., Fu, P., Ding, W. 2012. *Effect of extrusion and Heat Treatment on the Mechanical Properties and Biocorrosion Behaviour of a Mg-Nd-Zn-Zr Alloy*. Journal of The mechanical Behaviour of Biomedical Materials 2012;7, pp. 77- 86.