PEMANFAATAN BAHAN LIMBAH PERMESINAN MAGNESIUM UNTUK APLIKASI BAUT TULANG MAMPU TERDEGRADASI (*BIODEGRADABLE BONE SCREW*) DENGAN METODOLOGI SERBUK LOGAM (*POWDER METALLURGY*)

TESIS

Oleh

ASEP HERMANTO

PROGRAM PASCASARJANA MAGISTER TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG
2017

UTILIZATION OF SOLID-STATE RECYCLING MAGNESIUM FROM MACHINING FOR BIODEGRADABE BONE SCREW WITH POWDER METALLURGY

By

Asep Hermanto

Mounting plate is often made of stainless steels, titanium alloys, and platinum. The materials used for bone screws generally are rust resistant material that is not capable of whole (non degradable material steel). Advanced materials giving preference to Magnesium and its alloys for the chemical-physical properties and mechanical suitable for bone implant applications, where density is low, is biocompabel and optimum mechanical properties to bone. In this study aims to review the potential utilization applications furious machining results as a base material capable of degradable biomaterials and got the initial parameters for the manufacturing process used bone screws of AZ31 Magnesium metal powder.

The research will be conducted at LIPI Serpong, South Tangerang, Banten and Production Technology Laboratory Department of Mechanical Engineering, University of Lampung and Baristan Lampung using solid-state recycling furious series Magnesium AZ 31. Chips do ballmill process to produce metal powders. Metal powder compacted with a pressure of 100, 200, 300 Psi for 3 minutes has dimension 10x10 mm and sintered in a tube furnace at a temperature of 400 ° C and 500 ^{o}C for 30 minutes, 45 minutes and 60 minutes using argon shielding . Testing for the density, porosity, hardness and SEM and EDX.

In this study found that increasing the holding time of sintering can increase the density but otherwise give effect to the% porosity and hardness sample. This can be seen in the samples compacted 100 Psi has a trend of increased density is more stable on the graph and have a reduced porosity and hardness is also more stable.

Keywords: Bone screw, Metal Powders, Magnesium AZ 31, chips.

Abstrak

PEMANFAATAN BAHAN LIMBAH PERMESINAN MAGNESIUM UNTUK APLIKASI BAUT TULANG MAMPU TERDEGRADASI (*BIODEGRADABE BONE SCREW*) DENGAN METODOLOGI SERBUK LOGAM (*POWDER METALLURGY*)

Oleh

Asep Hermanto

Pelat penyangga tahan karat sering terbuat dari bahan baja tahan karat, paduan titanium, dan platinum. Bahan yang digunakan untuk baut tulang hingga saat ini umumnya adalah bahan tahan karat yang tidak mampu luruh (*non degradable stainless material)*. Berbagai penelitian mengenai material maju (*advanced materials*) memberikan preferensi kepada Magnesium dan paduannya karena memiliki sifat kimia-fisik dan mekanik yang cocok untuk aplikasi implan tulang, dimana densitasnya yang rendah, bersifat biocompabel, dan sifat mekanik yang optimum untuk tulang. Pada penelitian ini bertujuan untuk meninjau potensi aplikasi pemanfaatan geram hasil permesinan sebagai bahan dasar biomaterial mampu terdegradasi dan mendapat parameter awal untuk proses pembuatan bahan baut tulang dari serbuk logam Magnesium Az31

Pelaksanaan penelitian akan dilaksanakan di LIPI Serpong, Tangerang Selatan, Banten dan Laboratorium Teknologi Produksi Jurusan Teknik Mesin Universitas

Lampung serta BARISTAN Lampung dengan menggunakan geram hasil permesinan Magnesium seri AZ 31 berbentuk geram dan chip. Geram dan chip dilakukan proses Ballmill untuk menghasilkan serbuk metalnya. Serbuk metal dikompaksi dengan tekanan 100, 200, 300 Psi selama 3 menit mempunyai dimensi 10x10 mm dan disinter didalam tungku tabung pada temperatur 400 ^{o} C dan 500 ^{0}C selama 30 menit, 45 menit dan 60 menit menggunakan gas pelindung argon. Karakterasasi dengan melakukan pengujian densitas, porositas, kekerasan dan SEM serta EDX.

Pada penelitian ini didapatkan bahwa peningkatan waktu tahan sinter dapat meningkatkan nilai densitas tetapi memberikan pengaruh sebaliknya terhadap % porositas dan kekerasan sampelnya. Hal ini bisa dilihat pada sampel yang dikompaksi 100 Psi memiliki kecenderungan peningkatan densitas yang lebih stabil pada grafiknya serta memiliki penurunan porositas dan kekerasannya juga lebih stabil

Kata kunci : Baut tulang, Serbuk Logam, Magnesium AZ 31, Geram.

PEMANFAATAN BAHAN LIMBAH PERMESINAN MAGNESIUM UNTUK APLIKASI BAUT TULANG MAMPU TERDEGRADASI (*BIODEGRADABLE BONE SCREW*) DENGAN METODOLOGI SERBUK LOGAM (*POWDER METALLURGY*)

Oleh

ASEP HERMANTO

Tesis

Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar
MAGISTER TEKNIK

Pada

Program Pascasarjana Magister Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Lampung

PROGRAM PASCASARJANA MAGISTER TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG
2017

Judul Tesis	:	**PEMANFAATAN BAHAN LIMBAH PERMESINAN MAGNESIUM UNTUK APLIKASI BAUT TULANG MAMPU TERDEGRADASI (*BIODEGRADABE BONE SCREW*) DENGAN METODOLOGI SERBUK LOGAM (*POWDER METALLURGY*)**
Nama Mahasiswa	:	**ASEP HERMANTO**
Nomor Pokok Mahasiswa	:	**1425021002**
Program Studi	:	**Magister Teknik Mesin**
Fakultas	:	**Teknik**

Menyetujui

1. Komisi Pembimbing

Dr. Irza Sukmana, S. T., M.T.	**Dr.Ir, Yanuar Burhanuddin, M.T.**
NIP. 19700812 200112 1 001	**NIP. 19640506 200003 1 001**

2. Ketua Program Pasca Sarjana

Dr. Amrizal, S.T., M.T.
NIP. 19700202 199803 1 004

MENGESAHKAN

1. **Tim Penguji**

Pembimbing I : **Dr. Irza Sukmana, S.T., M.T.** .....

Pembimbing II : **Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T.** .....

Penguji
(Bukan Pembimbing) : **Dr. Shirley Savetlana, S.T., M.Met** .....

2. **Dekan Fakultas Teknik**

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

3. **Direktur Program Pasca Sarjana**
Universitas Lampung

Prof. Dr. Sudjarwo, M.S.
NIP. 19530528 198103 1 002

Tanggal Lulus Ujian Tesis : **06 Januari 2017**

PERNYATAAN PENULIS

Tesis ini dibuat sendiri oleh penulis dan bukan hasil plagiat sebagaimana diatur dalam pasal 27 Peraturan Akademik Universitas Lampung dengan Surat Keputusan Rektor Nomor 3187/H26/DT/2010

METERAI TEMPEL 6000 ENAM RIBU RUPIAH

Yang membuat pernyataan

SEP HERMANTO
NPM. 1425021002

RIWAYAT HIDUP

Penulis dilahirkan di Bojonegoro, Jawa Timur pada tanggal 10 Februari 1978 sebagai anak ke tiga dari empat bersaudara, dari Bapak (alm). Hi. Zaini Effendi dan Hj. Siti Masripah.

Pendidikan sekolah dasar di SD N 1 Blimbing Gede selesaikan pada tahun 1990, Sekolah Menengah Pertama (SMP) di SMP N Ngraho pada tahun 1993, Sekolah Menengah Atas (SMA) di SMA Negeri 2 Bojonegoro tahun 1996 serta Pendidikan S-1 di Fakultas Teknik Jurusan Teknik Mesin di Universitas Merdeka Malang selesai di tahun 2001.

Tahun 2014, penulis terdaftar sebagai mahasiswa Pasca Sarjana Universitas Lampung pada Program Magister Teknik Jurusan Magister Teknik Mesin. Penulis bekerja sebagai Pegawai Negeri Sipil (PNS) di SMK Negeri 1 Seputih Agung Kabupaten Lampung Tengah.

Motto

Sebaik-baiknya manusia diantaramu adalah yang paling banyak manfaat bagi orang lain

(Muhammad Rasullulah Saw)

Tidak penting apa pun agama atau sukumu…. Kalau kamu bisa melakukan sesuatu yang baik untuk semua orang, orang tidak pernah tanya apa agamamu

(Gus Dur)

Memaksakan kebenaran kepada orang lain, adalah cara yang tidak rasional, meskipun isi kandungannya sangat rasional

(Gus Dur)

Dengan puji syukur kehadirat Allah SWT , Penulis persembahkan karya ini untuk :

- Alm. Hi. Muhammad Zaini Effendi dan Hj. Siti Masripah serta Bpk. Azwar A. Raufi dan Alm. Yohanna Zen, Ir. Arif Wahyudi, dr. Kummailatun Hakikiyah, Alm. Tetin Farida, SE dan Erwin Nashukha, S.T.

- Istri ku, Ismiyani, S.Pd., terima kasih telah selalu memberikan motivasi dan semangat hidup.

- Anak-anakku, Mischailla Asmi Alifa dan Fathir Muhammad Arraufi, semoga kalian bisa melebihi pencapaian kedua orang tua mu.

- Dosen-dosen Magister Teknik Mesin, terima kasih bimbingan dan ilmu yang disampaikan semoga menjadi Ilmu yang bermanfaat

- Seluruh warga SMK Negeri 1 Seputih Agung Lampung Tengah

- Rekan-rekan Magister Teknik Mesin Angkatan I, semoga silahturahmi kita terus terjaga

SANWACANA

Puji syukur penulis ucapkan kehadirat ALLAH SWT karena atas rahmat dan hidayah-Nya tesis ini dapat diselesaikan.

Tesis dengan judul "Pemanfaatan Bahan Limbah Permesinan Magnesium Untuk Aplikasi Baut Tulang Mampu Terdegradasi (*Biodegradabe Bone Screw*) Dengan Metodologi Serbuk Logam (*Powder Metallurgy*)" adalah salah satu syarat untuk mendapatkan gelar Magister Teknik di Universitas Lampung.

Dalam kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. Bapak Prof. Suharno, selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Lampung
2. Bapak Ahmad Su'udi, selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin
3. Bapak Dr. Amrizal, selaku Ketua Program Magister Teknik Mesin
4. Bapak Dr. Irza Sukmana, selaku Dosen pembimbing utama atas kesediaannya memberikan bimbingan, saran, dan masukan dalam proses penyelesaian Tesis ini.
5. Bapak Dr. Yanuar Burhanuddin, selaku Dosen Pembimbing kedua atas kesediaannya memberikan bimbingan, saran, dan masukan dalam proses penyelesaian Tesis ini

6. Ibu Dr. Shirley Savetlana, selaku Dosen Penguji yang telah memberikan masukan selama proses pengujian.
7. P2MM LIPI SERPONG, terutama Dr. Ika Kartika dan seluruh Tim Biomaterialnya yang telah memberikan kesempatan dan masukan selama proses penelitian.
8. Direktorat Jenderal Pendidikan Tinggi (DIKTI) atas dukungan finansialnya melalui Hibah Kompetensi tahun 2016, dengan Proposal ID 001026.
9. Orang Tua, Istri dan anak-anak tercinta yang telah memberikan dukungannya dan motivasinya.
10. Kawan-kawan seperjuangan Angkatan I Magister Teknik Mesin Universitas Lampung.

Akhir kata, penulis menyadari akan kekurangan dan kelemahan dalam penyajian Tesis ini, oleh karena itu Penulis mengharapkan kritik dan saran dari semua pihak yang sifat membangun dan sangat demi perbaikan di masa yang akan dating. Penulis berharap semoga Tesis ini dapat bermanfaat bagi kita semua.

Bandar Lampung, 15 Januari 2017

Penulis

Asep Hermanto

DAFTAR ISI

Halaman

HALAMAN JUDUL i
ABSTRAK ii
LEMBAR PENGESAHAN vi
PERNYATAAN PENULIS vii
RIWAYAT HIDUP viii
PERSEMBAHAN ix
MOTTO x
SANWACANA xi
DAFTAR ISI xiii
DAFTAR TABEL xv
DAFTAR GAMBAR xvi

I. PENDAHULUAN

A. Latar Belakang 1
B. Permasalahan 3
C. Batasan Masalah 4
D. Tujuan 4

II. TINJAUAN PUSTAKA

2.1.Tulang Manusia 5
2.1.1. Struktur tulang 5
2.1.2. Sifat Mekanik Tulang 6
2.2. Pelat Kompresi Dinamik 7
2.3. Magnesium dan Paduannya 9
2.4. Metalurgy Serbuk 14
2.5. Proses Kompaksi 18
2.6. Proses Penyinteran (*Sintering*) 20

III. METODE PENELITIAN

3.1. Waktu dan Tempat 24
3.2. Bahan dan Alat 24
3.3. Alur Penelitian 29
3.4. Pengambilan data 31

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN
4.1. Data Hasil pengujian..... 35
4.1.1. Data Hasil pengujian densitas 35
4.1.2. Data Hasil pengujian porositas 38
4.1.3. Data Hasil pengujian kekerasan 40
4.1.4. Data hasil pengujian mikroskop optic 42
4.1.5. Data hasil pengujian SEM dan EDX 45
4.2. Pembahasan 51
4.2.1. Pengaruh waktu tahan sinter terhadap densitas sampel 51
4.2.2. Pengaruh waktu tahan sinter terhadap porositas sampel 55
4.2.3. Pengaruh waktu tahan sinter terhadap sifat kekerasan Sampel 59
4.2.4. Pengaruh sinter terhadap struktur komposisi kimia 61

V. KESIMPULAN DAN SARAN
5.1. Kesimpulan 67
5.2. Saran 69

DAFTAR PUSTAKA

DAFTAR GAMBAR

Gambar Halaman

1. Tulang cortical dan cancellous (a); osteon dengan system 7
   Haversian (b); lamellae (c); susunan serat collagen pada collagen
   fibrils (d); Kristal mineral tulang, molekul collagen dan protein non collagen

2. **(a)** Produk asli pelat DCP bermerek stericlin^{TM}, Jerman, ... 8
   (b) Fraktur tulang, **(c)** Fiksasi external dengan pelat DCP,
   (d) sistem fiksasi dengan pelat DCP Internal

3. Diagram phasa Al-Mg 14

4. Diagram phasa Zn-Mg 15

5. Contoh karakteristik bentuk-bentuk serbuk logam 17

6. Langkah proses sintering (a) titik kontak, (b) tahap 22
   terbentuknya leher, (c) tahap peralihan, (d) tahap akhir

7. Mesin Ballmill..... 26

8. Mesin Kompaksi 27

9. Mesin Tungku tabung 28

10. Scanning Electron Microscope (SEM-EDX) Zeiss Evo MA 10 28

11. Mikroskop optic 29

12. Alat uji kekerasan 30

13. Diagram alir penelitian 32

14. Mikroskop optic sampel kompaksi 300 Psi sinter 500 ^{0}C 42
    Selama 60 menit

15. Mikroskop optic sampel kompaksi 300 Psi sinter 500 ^{0}C 43

Selama 45 menit

16. Mikroskop optic sampel kompaksi 300 Psi sinter 500 ^{0}C 43
Selama 30 menit

17. Mikroskop optic sampel kompaksi 300 Psi sinter 400 ^{0}C 43
Selama 60 menit

18. Mikroskop optic sampel kompaksi 300 Psi sinter 400 ^{0}C 44
Selama 45 menit

19. Mikroskop optic sampel kompaksi 300 Psi sinter 400 ^{0}C 44
Selama 30 menit

20. Mikroskop optic sampel kompaksi 300 Psi 44

21. Hasil uji SEM sampel kompaksi 300 Psi Temperatur sinter 500^{0}C 45
Selama 60 menit

22. Hasil uji SEM sampel kompaksi 300 Psi Temperatur sinter 500^{0}C 46
Selama 45 menit

23. Hasil uji SEM sampel kompaksi 300 Psi Temperatur sinter 500^{0}C 46
Selama 30 menit

24. Hasil uji SEM sampel kompaksi 300 Psi Temperatur sinter 400^{0}C 46
Selama 60 menit

25. Hasil uji SEM sampel kompaksi 300 Psi Temperatur sinter 400^{0}C 47
Selama 45 menit

26. Hasil uji SEM sampel kompaksi 300 Psi Temperatur sinter 400^{0}C 47
Selama 30 menit

27. Hasil uji SEM sampel kompaksi 300 Psi **.....47**

28. Hasil uji EDX serbuk metal 48

29. Hasil uji EDX sampel kompaksi 300 Psi..... 49

30. Hasil uji EDX Kompaksi 300 Psi di sinter selama 60 menit 50
Dengan temperatur 500 ^{0}C

31. Grafik Faktor utama untuk Densitas 51

32. Grafik pengaruh waktu tahan sinter terhadap rata-rata densitas 52

33. SEM sampel kompaksi 300 Psi temperatur sinter 400 ^{0}C waktu 55

(a) 30 menit, (b) 45 menit, dan (c) 60 menit

34. Grafik perbandingan sampel kompaksi dengan % porositas 56

35. SEM sampel kompaksi 300 Psi temperature sinter 400 ^{0}C waktu 57
(a) 30 menit, (b) 45 menit dan (c) 60 menit

36. Grafik nilai kekerasan skala Brinell dengan waktu tahan sinter …….. 60
Pada temperature 400^{0}C

37. Hasil EDX Sampel Geram dan Chip hasil permesinan 62

38. Hasil EDX sampel serbuk metal dari proses Ballmill 63

39. Hasil EDX sampel kompaksi 300 Psi 65

40. EDX sampel sintering pada temperatur 500 ^{0}C dengan waktu 60 66
Menit dan kompaksi 300 Psi

DAFTAR TABEL

Tabel Halaman

1. Sifat-sifat mekanik tulang cortical dan cancellous 6

2. Perbandingan sifat mekanik polimer dengan metal dan tulang pada manusia 9

3. Pengaruh unsur paduan serta ketidakmurnian sifat dan pengolahan Mg paduan pada suhu kamar 11

4. Data hasil uji Densitas pada temperatur sinter 500 ^{o}C 37

5. Data hasil uji Densitas pada temperatur sinter 400 ^{o}C 37

6. Data hasil pengujian porositas pada temperatur sinter 500 ^{o}C 39

7. Data hasil pengujian porositas pada temperatur sinter 400 ^{o}C 39

8. Data hasil pengujian Kekerasan pada di sinter 500 ^{o}C 41

9. Data hasil pengujian Kekerasan pada di sinter 400 ^{o}C 41

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Kesadaran berkendara masyarakat di Indonesia masih tergolong rendah sehingga cenderung meningkatkan kasus kecelakaan yang dapat menyebabkan fraktur (patah) tulang . Sebagai contoh, berdasarkan data penderita rawat inap di Staf Medis Fungsional (SMF) Ilmu Bedah Rumah Sakit Umum DR. Soetomo Surabaya tahun 2001-2005, angka penderita fraktur tulang akibat kecelakaan lalu lintas adalah sekitar 64,38%. Angka kejadian fraktur tulang pada mandibula (rahang bawah) dan maksila (rahang atas) menempati urutan terbanyak yaitu sebesar 29,85%, fraktur zigoma (rangka wajah) 27,64% dan fraktur nasal (hidung) 12,66% (Reksoprawiro, 2006). Hal yang sama juga terjadi di dunia, dimana sebagai contoh, patah tulang pangkal paha atau panggul (*hip bone*) di seluruh dunia mencapai angka 1,66 juta kasus di tahun 1990 dan diperkirakan terus meningkat hingga angka 6,26 juta kasus pada tahun 2050 (Doblare, at al. 2004).

Dalam kedokteran ortopedi modern, salah satu strategi untuk penyembuhan kasus fraktur tulang dengan memanfaatkan pelat penyangga berbahan logam tahan karat yang dibautkan langsung pada daerah sekitar tulang yang patah. Pelat penyangga tahan karat sering terbuat dari bahan baja tahan karat, paduan titanium, dan platinum (Denkana, et al., 2013). Karena sifatnya yang memberikan dukungan mekanis kepada tulang untuk dapat bergerak dinamik, maka pelat penyangga ini dikenal sebagai pelat kompresi dinamis atau *dynamic compression plate (DCP)*. Dalam implementasinya, pelat DCP juga dilengkapi dengan baut tulang (*bone screw*) untuk mengikatkan pelat dengan struktur tulang. Metode penyembuhan fraktur tulang dengan menggunakan DCP ini terbukti lebih unggul bila dibandingkan dengan cara konvensional yang menggunakan bebatan kain maupun semen (gips) (Denkana, et.al,2013; Witte, et al., 2013).

Bahan yang digunakan untuk baut tulang hingga saat ini umumnya adalah bahan tahan karat yang tidak mampu luruh (*non degradable stainless material)*. Walaupun penggunaan logam anti karat memiliki kelebihan karena dapat memberikan stabilitas yang maksimal, namun secara klinis juga ditemukan beberapa kekurangan antara lain kesulitan pengambilan gambar sinar-X maupun MRI (*magnetic resonance imaging*) dan diperlukannya operasi kedua untuk pengambilan baut tulang yang telah di-implan (Witte, 2013). Penggunaan bahan tahan karat dapat memberikan trauma pada pasien dan bekas lubang pada saat pengambilan baut tulang, sehingga berpotensi adanya fraktur tulang yang kedua. Oleh karena itu, para ahli biomaterial telah mengembangkan baut tulang mampu luruh

(*degradable bone screw*) yang dapat luruh dengan sendirinya sehingga tidak diperlukan operasi kedua pada pasien. Saat ini, bahan implan mampu luruh yang paling banyak digunakan adalah berbasis polimer. Namun bila dibandingkan logam, bahan polimer memberikan sanggahan biomekanik yang lebih rendah.

Berbagai penelitian mengenai material maju (*advanced materials*) memberikan preferensi kepada Magnesium dan paduannya karena memiliki sifat kimia-fisik dan mekanik yang cocok untuk aplikasi implan tulang, dimana densitasnya yang rendah, bersifat biocompabel, dan sifat mekanik yang optimum untuk tulang. Sebagai contoh, magnesium dan paduan nya mempunyai modulus elastisitas sebesar 40 hingga 50 GPa, dan mirip dengan angka modulus elastisitas tulang manusia sebesar 10-40 GPa (Black, 1988; Taylor, et al,. 1994). Magnesium juga merupakan elemen yang penting dan diperlukan untuk proses metabolisme tubuh manusia, dimana dan standar makanan yang bergizi terdapat kandungan 300-400 mg unsur magnesium (Sailer, 1987).

Pada umumnya bahan dasar baut tulang dari Mg AZ 31 adalah dengan proses pengecoran, namun salah satu teknik pembetukan magnesium dan paduannya selain proses pengecoran adalah memanfaatkan bubuk serbuknya. Proses pembentukan magnesium dan paduannya dengan bubuk serbuk melalui proses kompaksi dan dilanjutkan proses sintering. Oleh karena itu pada sttudi yang telah dilakukan pada magnesium dan paduannya adalah dengan memanfaatkan bubuk serbuk Mg seri AZ31 dengan bubuk serbuk metal yang tersedia di pasaran (Burke, et al., 2011; Matsuzaki, et al.,

2005). Pada penelitian ini juga menggunakan limbah permesinan magnesium seri AZ31 dengan memodifikasi parameter yang digunakan.

B. Permasalahan

Parameter proses sintering terutama tekanan kompaksi, temperatur sintering dan waktu sintering yang optimal dengan menggunakan bubuk metal magnesium seri AZ31 sehingga didapatkan bahan baut tulang yang mempunyai sifat-sifat mekanik yang diharapkan.

C. Batasan Masalah

1. Bahan yang digunakan adalah Magnesium AZ31 dari limbah permesinan berbentuk chip dan geram di laboratorium Produksi Universitas Lampung.
2. Proses kompaksi dilakukan pada temperatur kamar dan tekanan atmosfer
3. Sintering dilakukan dengan alat *tube furnace* menggunakan sistem pelindung gas Argon.
4. Ukuran serbuk dianggap seragam

D. Tujuan

Pada penelitian ini bertujuan untuk ;

1. Meninjau potensi aplikasi pemanfaatan geram hasil permesinan bahan dasar biomaterial mampu terdegredasi

2. Mendapat parameter awal untuk proses pembuatan bahan baut tulang dari serbuk logam Magnesium AZ31

BAB II

TINJUAN PUSTAKA

2.1.Tulang Manusia

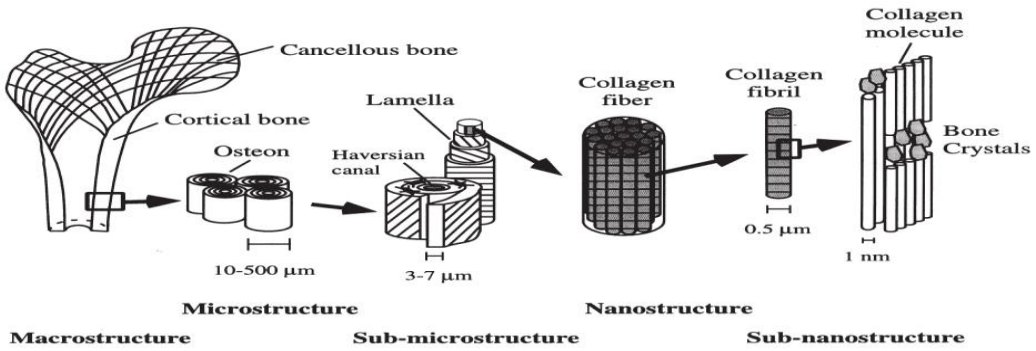
2.1.1. Struktur Tulang

Tulang merupakan jaringan tissue yang berfungsi untuk menopang tubuh dan terdiri dari sistem vascular yang kompleks serta dibangun oleh material dasar yang berbasis protein. Tulang, sebagaimana jaringan ikat lainya, juga memiliki sel spesifik, serat dan matriks. Pada tulang, terdapat jaringan serta jaringan kolagen yang sangat teratur dan massif. Tulang terdiri dari dua jenis jaringan erat yang berbeda dan dikemas bersama-sama. Pada struktur mikro yang dapat dilihat pada Gambar 1, tulang dapat dibedakan menjadi kompak atau tulang kortikal sedangkan inti terdiri dari tulang seluler, cancellous atau trabecular berpori. Kedua jenis tulang terdiri dari komposisi yang sama, masing-masing berisi proporsi yang berbeda dari bahan organik dan anorganik, tingkat porositas dan organisasinya (Sukmana, et al., 2016)

2.1.2. Sifat Mekanik Tulang

Kepadatan (atau porositas) tulang cancellous bervariasi karena perbedaan besarnya beban diterapkan. Tingginya tekanan dapat menyebabkan pembentukan

tulang lebih padat. Perbedaan kepadatan dapat menghasilkan perbedaan sifat mekanik dan perilaku dari kedua tulang kompak dan kanselus. Kepadatan tulang kortikal juga bervariasi meskipun sangat kecil bila dibandingkan dengan tulang cancellous. Sifat – sifat tulang cortical dan cancellous pada tabel 1.



(a) (b) (c) d) (e)

Gambar 1. Tulang cortical dan cancellous (a); osteon dengan system Haversian (b); lamellae (c); susunan serat collagen pada collagen fibrils (d); Kristal mineral tulang, molekul collagen dan protein non collagen

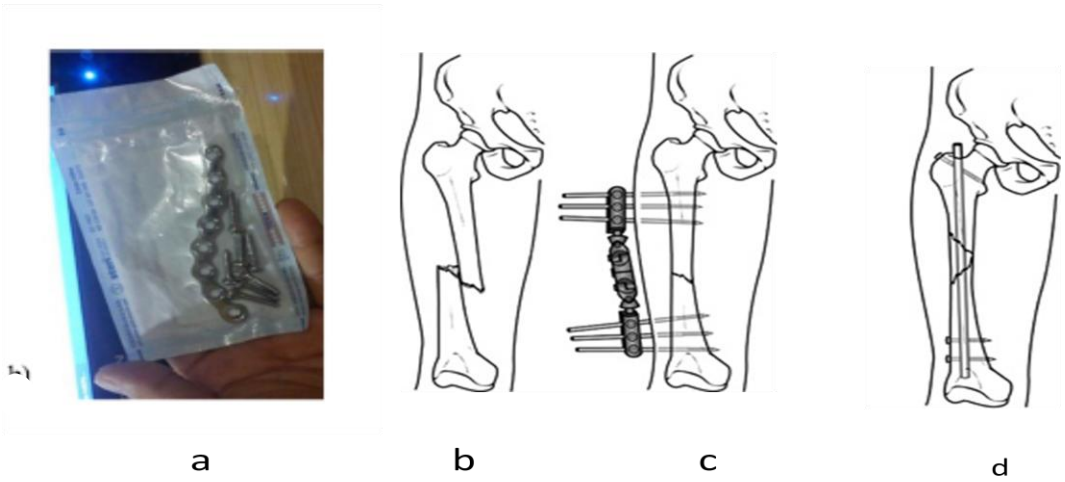
Tabel 1. Sifat-sifat mekanik tulang cortical dan cancellous

Sifat Sifat Mekanik	Ukuran	
	Cortical Bone	Cancellous Bone
Modulus Young (GPa)	14–20	0.05–0.5
Kekuatan Tarik (MPa)	50–150	10–20
Kekuatan Tekanan (MPa)	170–193	7–10
Fracture toughness (Kic : MPa $m^{1/2}$)	2–12	0.1
Density (g/cm^3)	18–22	0.1–1.0

2.2. Pelat Kompresi Dinamik

Kasus-kasus trauma dan fraktur tulang sampai saat ini masih menjadi tantangan bagi para ahli bedah ortopedik modern, karena proses penyembuhannya

seringkali mengalami ganguan atau bahkan kegagalan. Salah satu metode yang ditawaran ahli bedah ortopedik untuk kasus fiksasi tulang yang patah adalah dengan pemasangan penyangga struktur tulang atau sering disebut pelat kompresi dinamik (*dynamic compression plate, DCP).* Pelat DCP terdiri dari dua bagian utama, yaitu pelat yang berlubang dan baut tulang yang berfungsi untuk mengikatkan pelat dan tulang. Teknik pemasangannya, pelat DCP dapat dibagi dua bagian, yaitu secara internal dimana pelat dipasang langsung ke tulang atau di dalam kulit, dan external atau dipasang di luar kulit (Sukmana, et al., 2016). Kedua teknik pemasangan pelat DCP adalah sebagaimana Gambar 2 di bawah ini.



Gambar 2. (a) Produk asli pelat DCP bermerek stericlin^{TM}, Jerman, **(b)** Fraktur tulang, **(c)** Fiksasi external dengan pelat DCP, **(d)** sistem fiksasi dengan pelat DCP Internal.

Produk DCP yang beredar dipasaran saat ini , untuk penyembuhan fraktur tulang pada saat ini adalah jenis pelat berbahan tahan karat (*non degradable*). Terdapat beberapa kekurangan berupa kesulitan pengambilan gambar sinar-X maupun MRI scan dan potensi trauma tulang kedua pasca operasi pencabutan baut tulang

setelah proses penyembuhan. Material baut tulang yang mampu luruh, secara umum dapat dibagi dua katagori, yaitu yang berbasis polymer (polymer-based) maupun logam (metal-based).

Baut tulang berbasis polimer *(polymer-based)* yang sudah ada di pasaran diantaranya adalah: PLA (*poly-lactic acid*), PGA (*poly-glicolic acid*), TMC (*trimethylene carbonate*), PDS (*poly-diaxonone*), dan berbagai ko-polimer dari bahan-bahan tersebut serta bahan kompositnya dengan variasi komposisi yang spesifik (Anker, et al., 2005).

Aplikasi baut tulang berbasis polimer memiliki kelebihan dalam hal modulus elastis yang rendah , namun aplikasinya masih terbatas karena kekuatan mekaniknya relatif rendah. Bahan berbasis polimer dan ko-polimernya juga umumnya hanya dapat diaplikasikan untuk kasus fraktur tulang dengan gaya tarik, gaya geser dan gaya kompresi yang relatif rendah (Wittenberg, et al., 1991).

Keterbatasan tersebut membuka peluang aplikasi baut tulang mampu terdegradasi berbasis magnesium yang memiliki kelebihan pada sifat mekaniknya dan modulus elastisitasnya yang baik dan menyerupai tulang manusia. Selain itu magnesium juga termasuk unsur yang dibutuhkan untuk pertumbuhan tulang manusia dan produk luruhnya tidak berbahaya bagi tubuh. Resume perbandingan antara sifat mekanik tulang manusia dan berbagai biomaterial untuk baut tulang dipresentasikan pada tabel 2.

Berdasar tabel 2, bahan berbasis magnesium dan paduannya memiliki angka modulus elastisitas yang sangat mendekati tulang manusia, baik jenis *cortial*

maupun *cancellous* bila dibandingkan dengan Ti6Al4V, maupun bahan berbasis keramik seperti hydroxyapatite (HA) dan polimer jenis PLA.

Tabel 2. Perbandingan sifat mekanik polimer dengan metal dan tulang pada manusia (Denkana, et al., 2013; Witte, et al., 2013)

Jaringan/Material	Kekuatan Tekan	Kekuatan Tarik	Modulus Elastisitas	Kekuatan Luluh	Elongation	Densitas
	Mpa	Mpa	Gpa	Mpa	%	gr/cm^3
Tulang kortical	164-240	35-283	5 – 23		1,07 - 2.10	1.7 -2.0
Tulang Cancellous		1,5 – 38	0.001 – 1,570			1.7 -2.0
Titanium (TiAl6V4,Cast)		830-1025	114	760-880	12	4.43
Stainless Steel 316L		480 – 620	193	170-310	30-40	-
Synthetive Hydroxyapatite	100-900	40-200	70-120			-
DL-PLA		29-35	1,9-2,4		5-6	1.24
AZ91E-F Sand Casting	97	165	45	97	2,5	1.81
AZ91E-F HPDC	165	230	45	150	3	
Mg- Cast			45	125-135	7	
Mg0,8Ca		428				
Mg(0-4)Ca		210-240				

2.3. Magnesium dan Paduannya

Magnesium (Mg) dan paduannya telah memberikan perhatian khusus karena potensi aplikasinya di berbagai bidang industri termasuk dunia kedokteran ortopedik. Berbagai penelitian mengenai material maju (*advanced materials*) memberikan preferensi kepada Magnesium dan paduannya karena memiliki sifat kimia-fisik dan mekanik yang cocok untuk aplikasi implan tulang, dimana densitasnya yang rendah, bersifat biocompabel, dan sifat mekanik yang optimum untuk tulang. Sebagai contoh, magnesium dan paduan nya mempunyai modulus

elastisitas sebesar 40 hingga 50 GPa, dan mirip dengan angka modulus elastisitas tulang manusia sebesar 10-40 GPa (Kim, et al., 2013 ; Marie, et al., 2003). Magnesium juga merupakan elemen yang penting dan diperlukan untuk proses metabolisme tubuh manusia, dimana dan standar makanan yang bergizi terdapat kandungan 300-400mg unsur magnesium (Gu, et al., 2009). Namun, terdapat juga kekurangan Mg dan paduannya, diantaranya sifat elastisitasnya yang rendah, laju korosi yang tinggi, dimana berat rata-rata implant magnesium terdegradasi adalah 19-44mg/cm^2/hari untuk total area permukaan implant seluas 9cm^2. Dalam proses degradasi ini magnesium diubah menjadi Mg^{2+}yang mudah untuk diserap oleh sistem di tubuh manusia (Song, 2007) .

Konsep yang ingin diaplikasikan dalam implementasi baut tulang mampu luruh berbahan magnesium adalah bahwa waktu luruh (degradation time) antara baut tulang adalah sesuai dengan proses penyembuhan fraktur tulang, dimana pada saat sempurnanya proses penyambungan tulang, di saat yang sama baut tulang terluruh, sehingga tidak diperlukan proses operasi pengangkatan baut tulang.

Untuk mengurangi kelemahan-kelemahan magnesium, para pakar material dunia telah berusaha mencari jenis komposit optimum untuk meningkatkan kekuatan tarik dan elastisitas bahan, dengan penambahan beberapa unsur, seperti: Aluminum (Al), Argentem/perak (Ag), Silikon (Si), Tin (Sn), Zinc (Zn), dan Zinkronium (Zr) . Selain itu, untuk mengatur laju korosi magnesium yang relative tinggi, beberapa unsur umumnya ditambahkan dalam paduannya, seperti: Cadmium (Cd), Manganase (Mn), Tin (Sn), Zinc (Zn) dan Calsium (Ca) dengan angka konsentrasi tertentu (Fan, 2005).

Dalam mendesain magnesium pada umumnya mengikuti nomenklatur yang ASTM dan kombinasi huruf-angka yang khas yang terangkum dalam tabel 3.

Tabel 3. Pengaruh unsur paduan serta ketidakmurnian sifat dan pengolahan Mg paduan pada suhu kamar (Denkana, et al., 2013; Staiger, et al., 2006)

Elemen Paduan		Efek pada elemen paduannya								Ket
		Tegangan Tarik maks.	Keliatan	Kekerasan	Ketahanan Retak	Kekuatan Pada Temperatur Tinggi	Ketahanan Korosi	Kehalusan butir	Mampu cor	
Aluminium	Al	+	+	+				+	+	+ = Baik
Calcium	Ca	+			++		-	+	+	- = Kurang
RE	RE				++	+		+		
Tembaga	Cu	-	+				--	-		-- = sangat kurang
Besi	Fe		+				--			++ = sangat baik
Lithium	Li	-	+				-			
Mangan	Mn	+	+		+		+	+		
Nikel	Ni						--			
Silikon	Si		-	+	+	+	-		-	
Strontium	St	+	+		++	+		+	+	
Yttrium	Y	+			++	+		+	+	
Zink	Zi	+								
Zirconium		+	+			+		++		

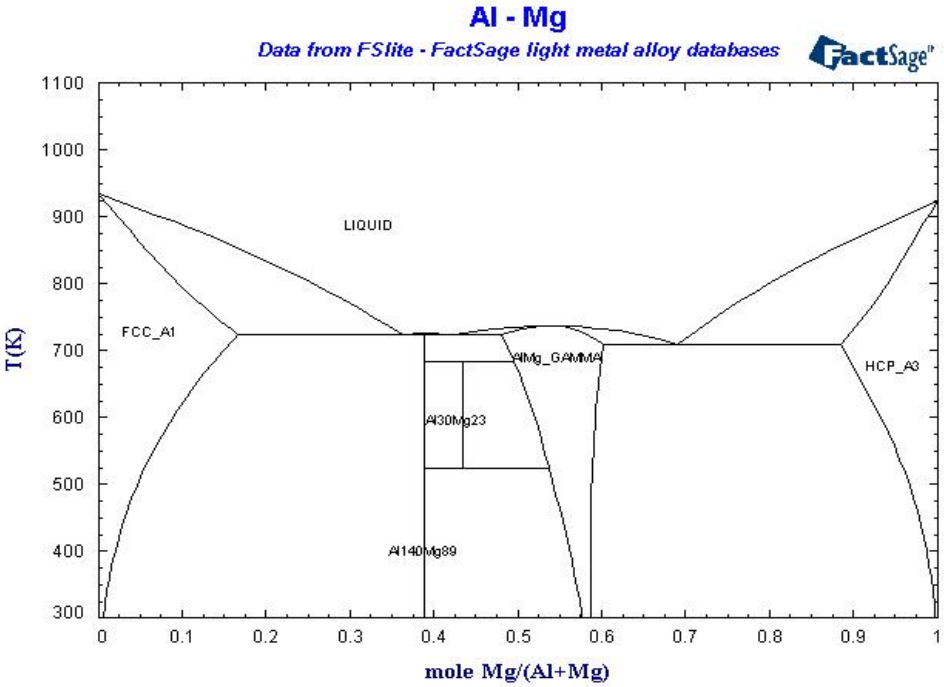
Dengan kemurnian tinggi magnesium tidak ada unsur paduan untuk meningkatkan perilaku korosinya. Dari tabel akan dijelaskan beberapa unsur paduan dan pengaruh pada sifat magnesium;

a. Almunium; Al akan memberikan pengaruh peningkatan kekerasan material, elastisitas, dan kekuatan tarik maksimumnya serta mampu cornya.

b. Litium; Li akan memberikan pengaruh terrhadap peningkatan elastisitasnya akan tetapi memberikan ketidak mampuan terhadap korosi yang sangat kuat.
c. Mangan; Mn memberikan pengaruh baik terhadap peningkatan elastisitas, kekerasan material dan tahan terhadap retakan pada batas butir nya.
d. Calsium; Ca memberikan pengaruh sangat baik terhadap peningkatan daya tahan terhadap retakan pada batas butir nya tetapi kurang pada daya tahan terhadap korosinya.
e. Silicon; Si memberikan pengaruh terhadap kekuatan terhadap temperature tinggi tetapi kurang terhadap mampu bentuknya.

Salah satu seri Magnesium yang banyak dijual dipasaran bebas adalah seri AZ31 banyak dipakai untuk manufaktur pesawat, dan lainnya yang dicetak dalam bentuk batangan, lembaran atau bentuk lainnya dimana terdapat kandungan 3% Al dan 1% Zink dari tiap berat nya. Penambahan sedikit paduan Al diharapkan mampu meningkatkan kekerasan pada temperatur kerjanya, dan kekuatannya. Sedangkan penambahan Zinc pada paduan magnesium aluminium untuk meningkatkan tegangan tarik maksimumnya.

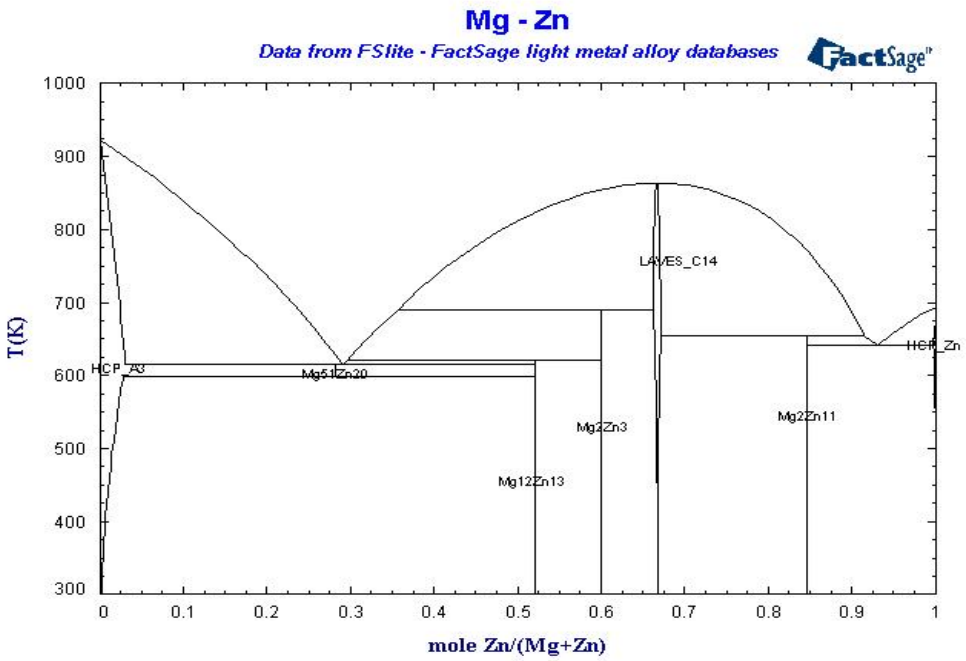
Dari gambar 3 tentang diagram phasa dari Aluminium dan Magnesium bahwa Aluminium merupakan paduaan yang biasa ditambahkan pada pengecoran Magnesium untuk meningkatkan kekuatan coran dan meningkatkan kekuatan terhadap korosi.



Gambar 3. Diagram phasa Al-Mg

Pada diagram fasa Al – Mg, terdapat dua temperatur leleh rendah yang akan membentuk fasa cair selama sintering. Jika jumlah larutan aluminium di magnesium tinggi maka larutan tersebut cepat diserap ke dalam matriks selama proses sintering dengan temperatur tinggi atau waktu sintering panjang. Hal ini juga mungkinkan ketidak koheren ikatan antar metal terbentuk sehingga dapat merugikan sifat fisik.

Dari gambar 4 tentang diagram phasa Mg-Zn bahwa Zn mempunyai titik leleh yang rendah bila dibandingkan dengan Mg. Pada kasus serbuk logam, sangat memungkinkan terbentuknya phasa cair dari Zn. Dengan prosentase yang lebih tinggi maka akan didapatkan titik leleh yang lebih tinggi pula.



Gambar 4. Diagram phasa Mg-Zn

2.4. Teknologi Metalurgi Serbuk

Teknologi serbuk logam (*Powder Metallurgy/PM*) tumbuh dan berkembang pada tahun 1950 an yang biasa nya digunakan untuk industri otomotif. Hampir 90% produk industri otomotif terutama bagian-bagian mesin menggunakan teknik serbuk logam sebagai proses utama dalam pengecorannya.

Tahap awal teknik serbuk logam ini dengan pencampuran serbuk (bahan baku) secara homogen. Pada proses pencampuran sangat tergantung pada perbedaan kepadatan bahan pengisi dari campuran serbuk, setelah tercampur baru dilakukan proses kompaksi dan proses sintering. Sintering dilakukan untuk meningkatkan ikatan antara serbuk sehingga meminimalkan porositas (Luo, 2013).

Keuntungan proses metalurgi serbuk, antara lain: (Candrawan, 1999)

1. Mampu mengkontrol kualitas dan kuantitas material karena kita dapat memperoleh sifat mekanik dan sifat fisik sesuai variasi yang diinginkan
2. Produk yang dihasilkan lebih beragam sesuai dengan spesifikasi yang ada;
3. Dapat dikombinasikan dengan Co, Ni, Stainless steel, baja karbon rendah, logam-logam refraktori, besi murni, karbida sesuai dengan keinginan kita.
4. Bisa membuat bantalan swa pelumas (*self lubricating bearing);*
5. Untuk filtrasi, karena dapat membuat bagian sebuk dengan porositas yang dikendalikan;
6. Ketahanan aus yang baik;
7. Sifat mampu redam yang baik.

Keterbatasan metalurgi serbuk, antara lain: (Candrawan, 1999)

1. Dimensi yang terbatas disesuaikan dengan mesin cetak, susunan cetakan dan proses sinter.
2. Benda hasil metalurgi serbuk mempunyai berat jenis yang lebih rendah apabila dibandingkan dengan benda pejal yang sejenis.
3. Kemurnian kurang karena luas permukaan serbuk yang relative tinggi dibandingkan berat serbuk sehingga serbuk mudah teroksidasi karena oksidasi dapat dianggap kontaminasi.
4. Korosi, karena pada benda serbuk memiliki porositas yang lebih peka terhadap oksidasi disbanding benda pejal.

Ada tiga cara untuk mendapatkan serbuk logam yaitu;

a. Melalui proses mekanik, diantaranya proses permesinan, gerinda, maupun perpaduan proses mekanikal.

b. Melalui proses kimiawai, diantaranya melalui pertukaran electron, perubahan bentuk padat, pertukaran panas, reaksi sintesis padat-padat.

c. Melalui proses fisika diantara melalui teknik atomisasi.

Karakterisasi bentuk serbuk logam sangat tergantung dari metode yang digunakan dalam proses pembentukan serbuknya. Ukuran serbuk, distribusi serbuk, daerah permukaan, densitasnya, kemampuan tekan dan kekuatan alami sangat tergantung dari metode yang digunakan dalam proses pembuatan serbuk logam tersebut.

Serbuk didefinisikan sebagai suatu padatan yang memiliki dimensi ukuran lebih kecil dari 1 mm (German, 1984). Karakteristik serbuk awal dapat mempengaruhi kemampuan serbuk logam untuk dikompaksi dan sifat serbuk kompaksi sebelum dan sesudah sinter. Karakteristik dasar serbuk meliputi ukuran serbuk, distribusi ukuran serbuk, bentuk serbuk, berat jenis serbuk, mampu alir (*flowability)*, mampu tekan (*compressibility*) (Lenel, 1980). Berikut merupakan karakteristik serbuk;

1. Ukuran dan Distribusi Partikel serbuk

   Ukuran partikel akan berpengaruh terhadap porositas dan densitas igot serta sifat mekaniknya. Selain itu juga menentukan stabilitas dimensi, pelepasan gas yang terperangkap dan karakteristik selama proses pencampuran. Semakin halus ukuran serbuk, maka akan semakin besar berat jenis igot *(green density)* (Lenel,1980).

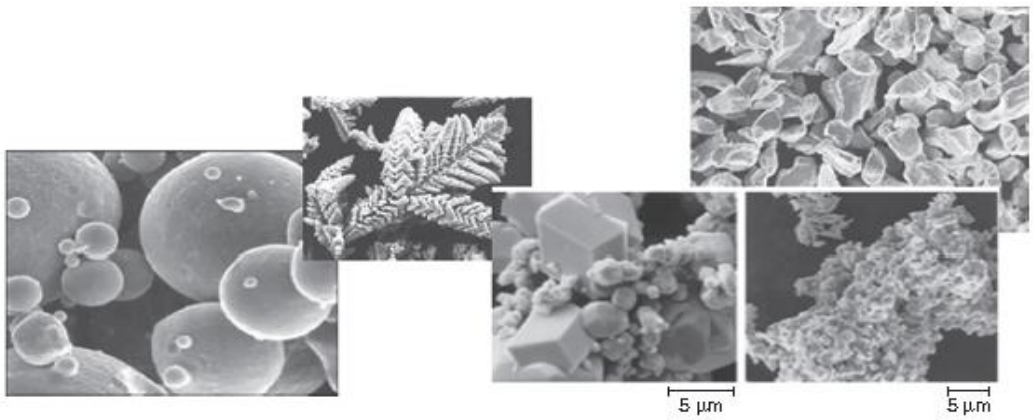
   Destribusi ukuran partikel serbuk menentukan kemampuan partikel dalam mengisi ruang kosong antar partikel untuk mencapai volume padat terpadat

yang pada akhirnya akan menentukan besarnya densitas dan porositas, serta kekuatan igot (Lenel, 1980).

2. Bentuk partikel serbuk

Bentuk partikel serbuk merupakan faktor yang mempengaruhi sifat massa serbuk, seperti efisiensi pemadatan (*packing efficiency),* mampu alir (*flowability),* mampu tekan (*compressibility)* (Lenel, 1980).

Peningkatan luas permukaan partikel (semakin kecil ukuran, semakin tidak beraturan bentuk partikel, semakin kasar permukaan partikel) akan meningkatkan reaktivitas kimia serbuk sehingga akan meningkatkan penyerapan gas dan uap air dari lingkungan sehingga oksida-oksida pada permukaan partikel yang dapat mengganggu proses kompaksi dan sinter (Klar, 1983).



Gambar 5. Contoh karakteristik bentuk-bentuk serbuk logam

2.5. Proses Kompaksi

Kompaksi merupakan proses pemadatan serbuk menjadi sampel dengan bentuk tertentu sesuai dengan cetakannya. Ada 2 macam metode kompaksi, yaitu:

d. Penekanan Dingin (*Cold compressing*), yaitu penekanan dengan temperatur kamar. Metode ini dipakai apabila bahan yang digunakan mudah teroksidasi, seperti Al , Mg;

e. Penekanan Panas (*Hot compresing*), yaitu penekanan dengan temperatur di atas temperature kamar. Metode ini dipakai apabila material yang digunakan tidak mudah teroksidasi.

Pada proses kompaksi, gaya gesek yang terjadi antar partikel dinding cetakan akan mengakibatkan kerapatan pada daerah tepi dan bagian tengah tidak merata. Untuk menghindari terjadinya perbedaan kerapatan, maka pada saat kompaksi digunakan pelumas yang bertujuan untuk mengurangi gesekan antara partikel dan dinding cetakan. Dalam penggunaan bahan pelumas, dipilih bahan pelumas yang tidak reaktif terhadap campuran serbuk dan yang memiliki titik leleh rendah sehingga pada proses sintering tingkat awal pelumas dapat menguap.

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

a. *Die-wall compressing* yaitu penekanan dengan memberikan pelumas pada dinding cetakan

b. *Internal lubricant compressing* yaitu penekanan dengan mencampurkan pelumas pada material yang akan ditekan

Pada proses kompaksi ada 3 kemungkinan model ikatan yang disebabkan oleh gaya *van der wals*:

a. Pola ikatan bola-bola

Terjadi apabila besaran gaya tekan yang diberikan lebih kecil dari kekuatan luluh (*yield strength)* matrik dan filler sehingga serbuk tidak mengalami perubahan

bentuk secara permanen atau mengalami deformasi elastis baik pada matrik maupun filler sehingga serbuk tetap berbentuk bola.

b. Pola ikatan bola-bidang

Terjadi apabila besaran gaya tekan yang diberikan diantara kekuatan luluhnya (*yield strength*) dari matrik dan filler. Penekanan ini menyebabkan salah satu material (matrik) terdeformasi plastis dan yang lain (filler) terdeformasi elastis, sehingga berakibat partikel seolah-olah berbentuk bola-bidang.

c. Pola ikatan bidang-bidang

Terjadi bila besaran gaya tekan yang diberikan lebih besar pada dari kekuatan luluhnya (*yield strength*) matrik dan filler. Penekanan ini menyebabkan kedua material (matrik dan filler) terdeformasi plastis, sehingga berakibat partikel seolah-olah berbentuk bidang-bidang.

2.6. Proses Penyinteran (*Sintering*)

Proses penyinteran merupakan proses pemanasan material/bahan dengan cara memanaskannya tidak sampai melampaui titik lelehnya dengan bertujuan untuk membentuk fase kristal baru sehingga akan memperbaiki struktur / kualitas material tersebut.

Selama proses penyinteran, gaya penggerak makroskopik menurunkan kelebihan energi di permukaannya. Ini dapat terjadi dengan :

1. Penyusutan luas permukaan total karena peningkatan ukuran rata-rata partikel, yang memicu terjadinya pengasaran (*coarsening*).

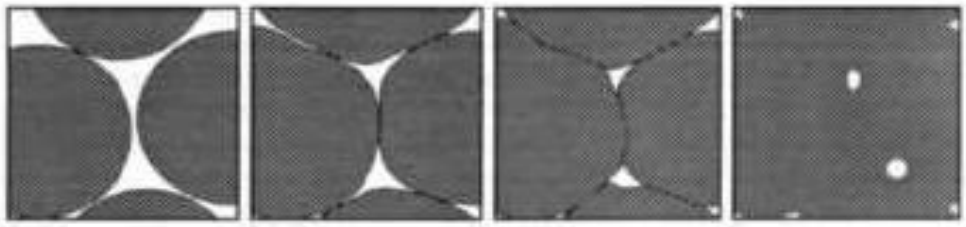
2. Penghapusan antar muka padatan / gas dan pembentukan batas butir, diikuti dengan pertumbuhan butir, sehingga memicu pada proses pemadatan (*densification*).

Selama proses penyinteran, kedua mekanisme ini saling berkompetisi. Jika dalam proses atomik lebih cenderung pada pemadatan (*densification*) maka rongga menjadi lebih kecil dan menghilang seiring dengan lama waktu penyinteran. Jika dalam proses atomik pengasaran cenderung lebih cepat, maka rongga dan butir, keduanya menjadi lebih besar seiring dengan lama waktu penyinteran.

Pada proses penyinteran yang menjadi parameter diantaranya;

- Temperatur (T) dan waktu (t);
- Bentuk struktur dari partikel serbuk;
- Komposisi dari serbuk campuran;
- Densitas dari serbuk;
- Komposisi pelindung pada lingkungan tungku penyinteran.

Pada proses sintering ada 4 (empat) langkah terjadinya ikatan. Langkah pertama seperti gambar 7, terjadi titik kontak antara serbuk logam. Tahap berikutnya disebut tahap awal, di mana leher mulai terbentuk antara partikel dan pori-pori yang runtuh. Pada tahap peralihan, leher terus tumbuh dan pori-pori menyusut lebih lanjut, namun masih ada batas butir yang pasti antara partikel serbuk asli. Pada tahap akhir, batas-batas ini hilang dan partikel menjadi tubuh yang homogen.



A B C D

Gambar 6. Langkah proses sintering (a) titik kontak, (b) tahap terbentuknya leher, (c) tahap peralihan, (d) tahap akhir

Berdasarkan pola ikatan yang terjadi pada proses kompaksi, ada 2 fenomena yang mungkin terjadi pada saat penyinteran, yaitu:

1. **Penyusutan (*shrinkage*)**

Pada saat kompaksi terbentuk pola ikatan bola dengan bidang maka pada proses penyinteran akan terjadi penyusutan, yang terjadi karena saat proses penyinteran berlangsung gas (*lubricant*) yang berada pada porositas mengalami degassing (peristiwa keluarnya gas pada saat penyinteran). Dan apabila temperatur sinter terus dinaikkan akan terjadi difusi permukaan antar partikel matrik dan filler yang akhirnya akan terbentuk liquid bridge / necking (mempunyai fasa campuran antara matrik dan filler). Liquid bridge ini akan menutupi porositas sehingga terjadi eleminasi porositas / berkurangnya jumlah dan ukuran porositas. Penyusutan dominan bila pemadatan belum mencapai kejenuhan.

2. Retak (*cracking*)

Apabila pada kompaksi terbentuk pola ikatan antar partikel berupa bidang-bidang, sehingga menyebabkan adanya gas yang terjebak di dalam material, maka pada saat penyinteran gas yang terjebak belum sempat keluar tapi *liquid bridge* telah terjadi, sehingga jalur porositasnya telah tertutup rapat. Gas yang terjebak ini akan mendesak ke segala arah sehingga terjadi *bloating*

(mengembang), sehingga tekanan di porositas lebih tinggi dibanding tekanan di luar. Bila kualitas ikatan permukaan partikel pada bahan komposit tersebut rendah, maka tidak akan mampu menahan tekanan yang lebih besar sehingga menyebabkan retakan (*cracking*). Keretakan juga dapat diakibatkan dari proses pemadatan yang kurang sempurna, adanya temperatur kejut (*shock thermal*) pada saat pemanasan karena pemuaian dari matrik dan filler yang berbeda.

Proses penyinteran meliputi 3 tahap mekanisme pemanasan:

3. Presintering

Presintering merupakan proses pemanasan pada temperatur 1/3 Titik Cair (Tc) dari material yang bertujuan untuk;

a. Mengurangi tekanan residual akibat proses kompaksi (*green density*);
b. Pengeluaran gas dari atmosfer atau pelumas padat yang terjebak dalam porositas bahan komposit;
c. Menghindari perubahan temperatur yang terlalu cepat pada saat proses sintering

4. Difusi permukaan

Pada proses pemanasan untuk terjadinya transportasi massa pada permukaan antar partikel serbuk yang saling berinteraksi, dilakukan pada temperatur penyinteran (2/3 Tc). Atom-atom pada permukan partikel serbuk saling berdifusi antar permukaan sehingga meningkatkan gaya kohesifitas antar partikel.

5. Eliminasi porositas

Tujuan akhir dari proses penyinteran pada bahan komposit berbasis metalurgi serbuk adalah bahan yang mempunyai kompaktibilitas tinggi. Hal tersebut terjadi akibat adanya difusi antar permukaan partikel serbuk, sehingga menyebabkan

terjadinya leher (*liquid bridge*) antar partikel dan proses akhir dari pemanasan penyinteran menyebabkan eliminasi porositas.

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Waktu dan Tempat

Pelaksanaan penelitian akan dilaksanakan di LIPI Serpong, Tangerang Selatan, Banten dan Laboratorium Teknologi Produksi Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung serta BARISTAN Lampung

3.2. Bahan dan Alat

1. Bahan :
   a. Magnesium seri AZ31 dalam bentuk;
      1. Serbuk
      2. Geram

   b. Gas Argon

      Gas argon berfungsi untuk mengkondisikan ruangan dalam tungku tabung bebas dari udara bebas terutama gas O_2.

2. Alat dan Pengujian:
   a. Mesin *Ball Mill*

      Melakukan ball *milling* selama 30 menit bertujuan membuat serbuk metal ukuran butir yang diharapkan. Proses menggunakan untuk bola baja

dengan jumlah 18 bola baja berdiameter 5 mm dan 2 bola baja berdiameter 10mm.

Gambar 7. Mesin *Ball Mill*

Spesifikasi alat :

Nama Alat	*Planetary Ball mill*
Type	PM 200
Drive power	750 W
W x H x D	630 x 468 x 415 mm
Feed size	< 4 mm
Batch/Sample Volume	max. 2x50 ml

b. Mesin Kompaksi

Metode kompaksi yang dipakai yaitu *Cold compressing* yang berarti penekanan dengan temperatur kamar. Metode ini dipakai apabila bahan yang digunakan mudah teroksidasi. Kompaksi dilakukan dengan waktu tahan 3 menit serta dilakukan pada suhu ruang dengan mesin *press* pada tekanan 100, 200, 300 Psi.

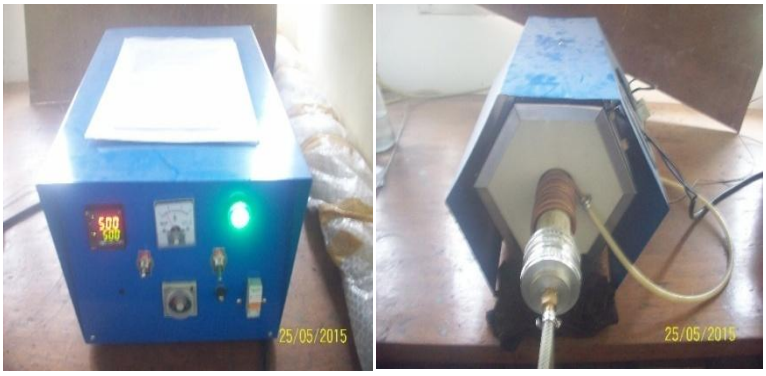
Gambar 8. Mesin Kompaksi

Spesifikasi alat :

Nama Alat	Mesin Press
Type	DA/MS/100/RGI
Kapasitas	100 Ton
system	Hidrolik
Serial Number	1016

c. Mesin sintering (Tungku Tabung/*Tube furnace)*

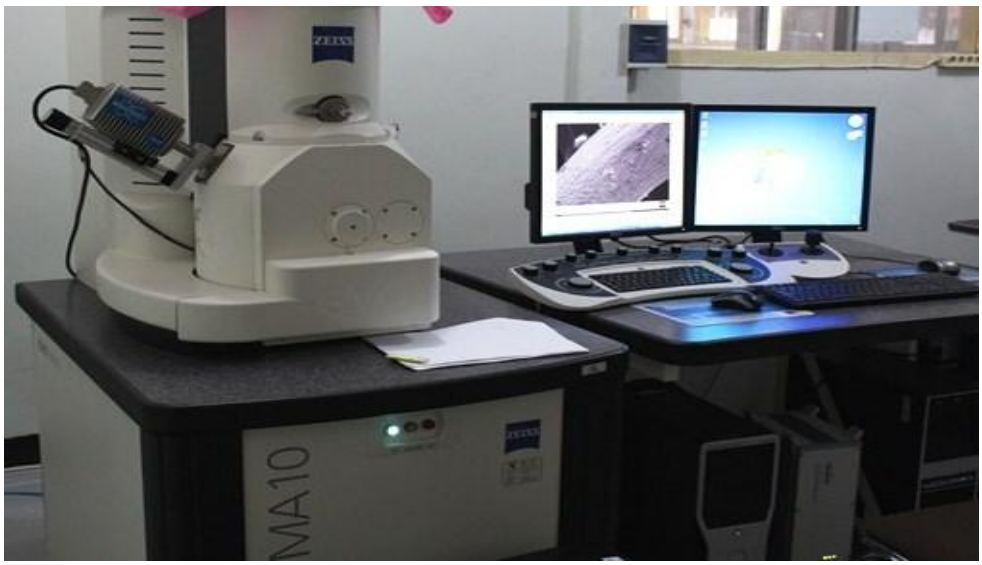
Mesin *furnace* adalah jenis tungku tabung. Sebelum proses *sintering* dilakukan proses vakum untuk membuang oksigen yang masih berada didalam tungku tabung setelah sampel dimasukkan. Lalu kita *set* pada alat seperti temperatur yang digunakan, lama waktu yang dibutuhkan sesuai parameter yang telah dibuat.



Gambar 9. Mesin Tungku Tabung

d. Alat Uji SEM dan EDX

SEM digunakan untuk melihat struktur yang tersusun pada permukaan hasil sintering. *Scanning Electron Microscope (SEM)* EVO® MA 10 adalah sebuah mikroskop elektron yang digunakan untuk menyelidiki permukaan dari objek solid secara langsung. SEM EVO® MA 10 memiliki perbesaran 10 – 3000000x, *depth of field* 4 – 0.4 mm dan resolusi sebesar 1 – 10 nm. Dilengkapinya SEM EVO® MA 10 dengan detektor Energy Dispersive X-ray (EDX) memungkinkan dilakukannya mikroanalisis secara kualitatif dan semi kuantitatif.



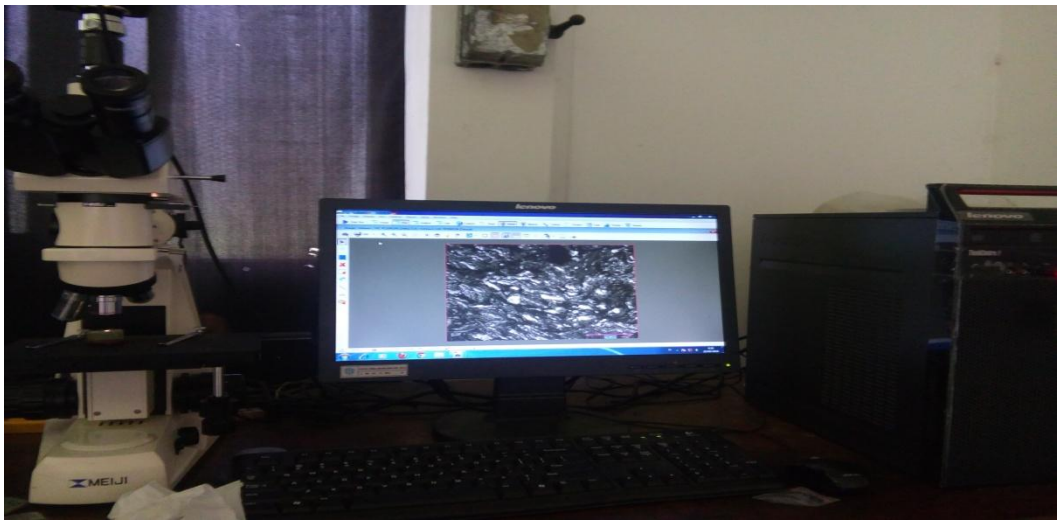
Gambar 10. Scanning Electron Microscope (SEM-EDX) ZEISS EVO® MA 10

Spesifikasi alat :

Nama Alat	SEM-EDX Zeiss Evo ® MA 10
Resolusi	1.9 nm, 2 nm, 3nm @30 kV SE with HD, LaB_6, W
	3nm, 3,4 nm @ 30 kV SE VP mode HD, W
	10nm, 15 nm @ 30 kV 1 nA with HD, LaB_6
	5 nm, 8 nm @ 3kV SE with HD, LaB_6 or W
	8 nm, 15 nm, 20 nm @ 1kV SE with HD, LaB_6, W
	6 nm @3 kV with beam deceleration
Acceleration Voltage	0,2 to 30 kV
Magnification	< 7 – 1.000.000x

e. Alat Uji Optik Mikrospi

Optik Mikroskopi digunakan untuk melihat setruktur mikro pada hasil sintering.



Gambar 11. Mikroskop optic

Spesifikasi alat :

Nama Alat	Mikroskop Optik MEIJI MT 7000
Head	Binocolur
Illumination	30 W Vertical Kohler
Eyespieces	SWH 10xFN22
Objectives	Plan EPI 5x, 10x, 20x, 50x

f. Alat Uji Kekerasan

Uji Kekekaran digunakan untuk mengetahui kekekasan pada permukaan hasil sinter.

Gambar 12. Alat uji kekerasan

Spesifikasi alat :

Nama Alat	AFFRI/206 RTD
Pre Load	10 kgf (98,07 N)
Test Load	60 -100 – 150 Rockwell
	63,5 – 125 – 187,5 Brinell
	10-60 Vickers
Working	Rockwell traditional – electronic control
Feasible test	Rockwell, Brinell + Vickers
Hight and DepthCapasity	215 x 190 mm
Diameter of coloumn and anvil	60 x 60 mm
Max load	1.000 kg
Field of application	For all metal, sheet, hard steel, cast iron, bronze, alumunium over 0,6 mm, plastic, soft and hard rubber

g. Uji Densitas

Pengujian densitas aktual spesimen didapat dengan teori *Archimedes*yaitu dengan cara menimbang paduan diudara (W_{udara}) kemudian ditimbang didalam air (W_{fluida}).

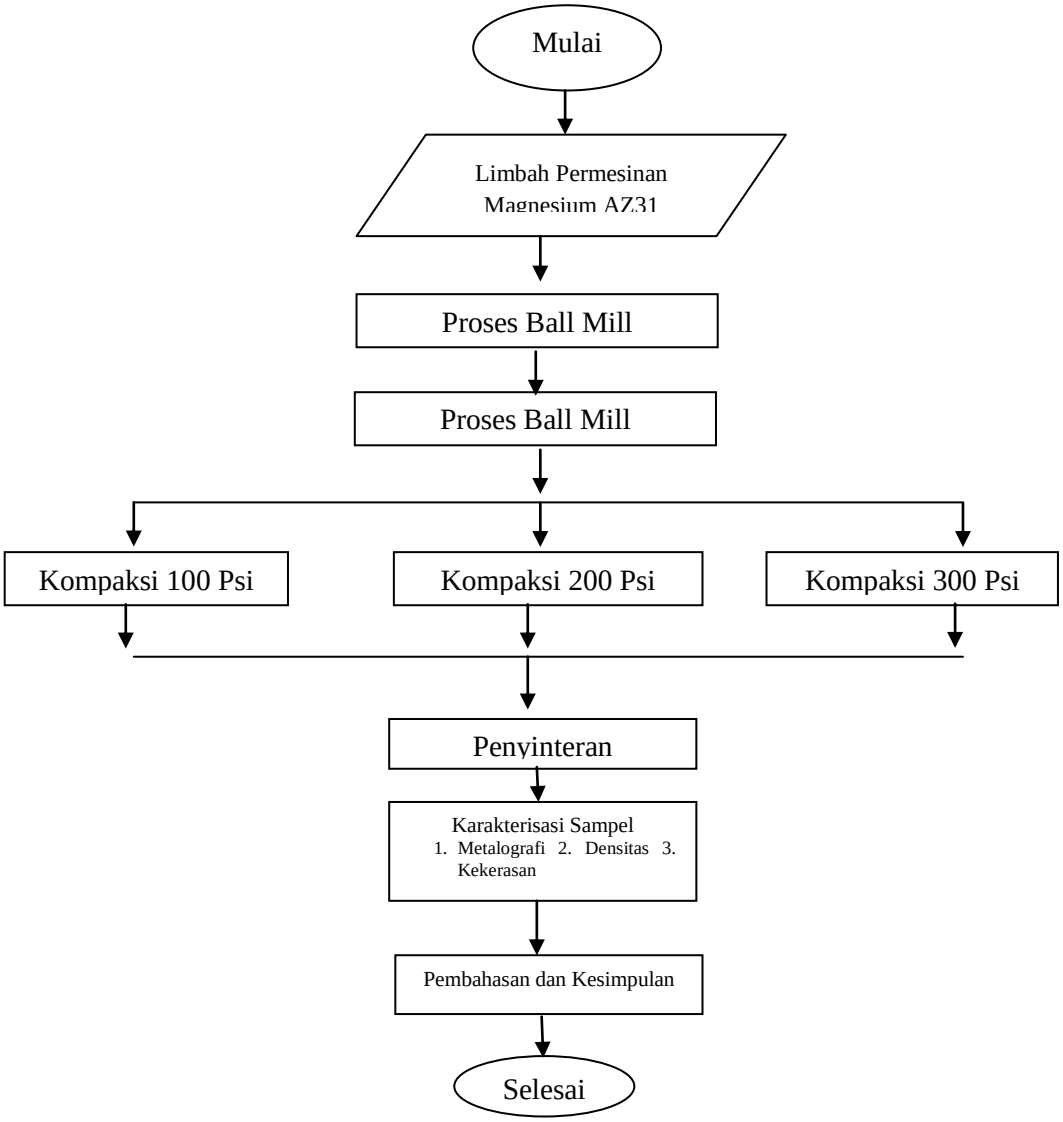
h. Uji porositas

Pengujian porositas didapatkan dari perhitungan hasil perbandingan antara densitas sebenarnya dan densitas teoritik spesimen (ρMg.VMg +

ρZn.VZn + ρAl.Val) dengan standar pengujian yang digunakan adalah ASTM 378-88. Densitas sebenarnya didapatkan berdasarkan metode Archimedes melalui media air dan densitas teoritik didapatkan berdasarkan perhitungan densitas masing-masing unsur terhadap komposisi paduan.

3.3. Alur Penelitian

Pada penelitian menggunakan diagam alur dibawah ini :



Gambar 13. Diagram Alir penelitian

Gambar dan Ganchart Rencana Penelitian

Aktivitas	Bulan							Output
	Juni	Juli	Ags	Sep	Okt	Nov	Des	
Studi Literatur								1 Jurnal review tentang Peluang Mg untuk Aplikasi Baut Tulang
Persiapan material dengan proses; -. Ball mill -. Kompaksi -. Sintering								-. Serbuk Metal -. Sampel dari proses kompaksi -. Sampel kompaksi telah di sinter sesuai dengan perencanaan
Pengujian -. Kekerasan -. Uji Densitas -. Uji Porositas -. Uji Mikro -. Uji SEM								-. Data hasil uji kekerasan -. Data pengukuran Densitas dan porositas -. Gambar uji mikro -. Gambar uji SEM
Pembahasan								Hasil Pembahasan
Seminar Hasil								Diajukan pada seminar hasil
Seminar Akhir								Diajukan pada seminar Akhir tesis

3.4. Pengambilan data

Data hasil pengujian dibuat dalam tabel berikut;

No. Sampel	Temperatur Sintering	Tekenan Kompaksi	Waktu Sintering	
1	500		60	
2		300	45	
3			30	
4			60	
5		200	45	
6			30	
7			60	
8		100	45	
9			30	
10	400		60	
11		300	45	
12			30	
13			60	
14		200	45	
15			30	
16			60	
17		100	45	
18			30	

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. KESIMPULAN

1. Dalam penelitian ini didapatkan bahwa peningkatan waktu tahan sinter akan meningkatkan nilai densitasnya. Densitas terendah terjadi pada sampel yang dikompaksi 300 Psi yang disinter pada temperatur 400°C dengan waktu tahan 30 menit yaitu 1.6732 gr/cm^{3} sedangkan nilai rata-rata densitas tertinggi terjadi pada sampel yang di kompaksi 200 Psi yang di sinter pada temperatur 400°C pada dengan waktu tahan 60 menit yaitu 1.8927gr/cm^{3}.
2. Peningkatan waktu tahan sinter juga akan menurunkan nilai %porositasnya. Nilai rata-rata porositas terendah dihasilkan sampel dengan kompaksi 100 Psi disinter pada 500 ^{o}C selama 60 menit yaitu 0.469141% dan nilai rata-rata porositas tertinggi terjadi pada sampel kompaksi 100 Psi disinter pada temperature 500 ^{0}C selama 60 menit yaitu 5.441261%.
3. Peningkatan waktu tahan sinter dan temperatur akan menurunkan kekerasan sampel. Pada sampel yang disinter pada temperatur 500 ^{o}C mengalami kegagalan dalam uji kekerasannya sedangkan pada sampel

yang disinter 400 ^{o}C didapat nilai kekerasannya. Sampel yang disinter pada temperatur 400 ^{o}C nilai kekerasan tertinggi didapatkan sampel yang di sinter selama 30 menit yaitu 36,6 skala HB sedangkan nilai kekerasan terendah didapatkan pada sampel selama 60 menit yaitu 28,9 skala HB.

Pada penelitian ini didapatkan bahwa temperatur sinter 500 ^{0}C menyebabkan sampel getas karena temperatur terlalu panas (*overheating*) dan tekanan kompaksi 100 Psi mempunyai gradasi penurunan kekerasan yang ideal sehingga dapat disimpulkan bahwa tekanan kompaksi 100 Psi ideal untuk penelitian ini.

4. Pada penelitian ini didapatkan bahwa peningkatan waktu tahan sinter dapat meningkatkan nilai densitas tetapi memberikan pengaruh sebaliknya terhadap % porositas dan kekerasan sampelnya. Hal ini bisa dilihat pada sampel yang dikompaksi 100 Psi memiliki kecenderungan peningkatan densitas yang lebih stabil pada grafiknya serta memiliki penurunan porositas dan kekerasannya juga lebih stabil.

5.2. SARAN

1. Perlu studi lebih lanjut untuk pengaruh tekanan kompaksi terhadap densitas sampel nya karena dari penelitian awal ini didapatkan bahwa tekanan kompaksi yang kecil dapat meningkatkan densitas dibandingkan dengan tekanan kompaksi yang lebih besar.

2. Perlu sebuah tempat yang vakum untuk penyimpanan sampel baik dari proses awal sampai akhir sehingga kandungan Oksigen dapat di minimalisasi dan lama proses penyimpanan juga harus diperhatikan. Begitu proses pengujian karakterisasi yang dilakukan juga harus dipercepat

DAFTAR PUSTAKA

1. Anker, C.J., et al., 2005, Ultraporous beta-tricalcium phosphate is well incorporated in small cavitary defects, Clin. Orthop. Relat. Res. 434, p.251-257

2. Black, J., 1988, Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice , New York. Churchill Livingstone.

3. Burke, P., Petit, C., et al., 2011, Procesiing Parameter and Post-Sintering Operatioon effects in Magnesium Powder Metallurgy, Canadian Metallurgical Quartely Volume 50 issue 3, p. 241-245

4. Burke, P., Kipouros, G.J, et al., 2009, Sintering Fundamentals of Magnesium Powders, Canadian Metallurgical Quartely Volume 48 no 2, p. 123 – 132.

5. Burke, P., Kipouros, G.J., 2011, Development of Magnesium Powder Metallurgy AZ31 Alloy Using Commercially Available Powders, High Temp. Mater. Proc., Vol. 30, p. 51–61

6. Chandrawan, D., Ariati, M., 1999, Metalurgi Serbuk, Teori dan Aplikasi Jilid 1. Depok.

7. Denkana, et al., 2103, Biocompatible Magnesium Alloys as Dagradable Implant Material – Machining Induced Surface and Subsurface Properties and Implant Permormance. Spesial Issue on Magnesium Alloys, p. 109-128.

8. Doblare, M., et al., 2004. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics 71*, p. 1809–1840

9. Fan, Z., 2005. Development of the rheo-diecasting process for magnesium alloys. Mater. Sci. Eng. A **413**, p. 72–78

10. German, R.M., 1984, Powder Metallurgy Science, USA. Metal Powder Industries Federation.

11. Gu, X., Zheng, Y., Cheng, Y., et al., 2009, In vitro corrosion and biocompatibility of binary magnesium alloys. Biomaterials, , 30(4): p. 484–498

12. Guo, S.J.,1998, *Powder Sintering Theory*, Metallurgical Industry Press, Beijing.

13. Kim, S.R., Lee, J.H., et al., 2003, Synthesis of Si, Mg substituted hydroxypatatites and their sintering behaviors. Biomaterials;Vol 24, p. 1389– 1398

14. Klar, E., 1983, Powder Metallurgy: Application, Advantages, and Limitation. Ohio: American Society for Metal.

15. Lenel, F.V., 1980, Powder Metallurgy: Principles and Application. New Jersey: Princenton.

16. Luo, A.A., 2013, Magnesium casting technology for structural applications, Full length article, Journal of Magnesium and Alloys 1. p: 2-22

17. Matsuzaki, K., Hatsukano, K., et al., 2005, Mechanical properties and formability of PM Mg-Al based alloys, Proceedings of the 6th International Conference Magnesium Alloys and Their Applications,

18. Marie, P.J., Travers, R., et al., 1983, Influence of magnesium supplementation on bone turnover in the normal young mouse. Calcif Tissue Int ;, Vol. 35 p.755–761

19. Mordike, B.L., Ebert, T., 2001, Magnesium Properties-applications-potential, Materials Science and Engineering, Vol. 302, p. 37-45

20. Reksoprawiro, S., 2006, Bedah Kepala Leher XI. Penggunaan Miniplate pada Penatalaksanaan Fraktur Maxilofacial. *Farmacia.* Vol.7 No.1, Surabaya, p :56-57

21. Sailer, H.G., 1987, *Handbook on Toxicity of Inorganic Compounds*. 1st ed: CRC Press; Boca Raton, FL, USA

22. Song, G., 2007, Control of Biodegradation of biocompatible magnesium alloys. Corros.Sci. ,Vol. 49, p. 1696-1701

23. Staiger, M.P., et al., 2006. Magnesium and its alloys as Orthopedic Biomaterial: A Review. *Biomaterial*. 27(9). p.1728-1734

24. Sukmana, I., Hermanto, A., Burhanuddin, Y., 2016, Aplikasi Logam Magnesium dan Paduannya sebagai Material Baut Tulang Mampu Luruh, Proceeding Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin XV (SNTTM XV), Bandung, 5-7 Oktober 2016

25. Taylor, M.S., et al., 1994, Six bioabsorbable polymers: in vitro acute toxicity of accumulated degradation products. *J.* Appl. biomater., Vol.5, p. 151-157

26. Witte ,F., et al., 2013, Degradable biomaterials based on magnesium corrosion. Current Opinion in Solid State and Materials Science, 12(5–6), p . 63–72

27. Witte, F., 2013, Application : use of magnesium in medical application, Woodhead Publishing Limited, p. 342-345

28. Wittenberg J. M., et al., 1991, Biomechanical properties of resorbable poly-Llactide plates and screws: a comparison with traditional systems, J. Oral Maxillofac. Surg. 49, p. 512-516