

**PENGARUH UKURAN SERBUK LOGAM HASIL
PEMESINAN TERHADAP KUALITAS *SINTERING*
MAGNESIUM AZ31 UNTUK APLIKASI BAUT TULANG**

(SKRIPSI)

Oleh:

SUEF SUPRIYADI



**FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG**

2017

ABSTRAK

PENGARUH UKURAN SERBUK LOGAM HASIL PEMESINAN TERHADAP KUALITAS *SINTERING* MAGNESIUM AZ31 UNTUK APLIKASI BAUT TULANG

Oleh

Suef Supriyadi

Magnesium AZ31 Memiliki potensi sebagai implan pengganti bagian tubuh dari manusia karena memiliki kecocokan pada tubuh manusia magnesium bersifat biokompatibilitas. Porositas dan densitas menentukan hasil dari proses *sintering*, yang dilakukan dengan variasi ukuran serbuk 56 μm , 100 μm , 200 μm , dan 250 μm . yang diharapkan implan dari magnesium AZ31 dapat luruh dalam tubuh. Pemanasan yang dilakukan didalam *furnace* dengan temperatur 450° ditahan selama 45 menit kemudian didinginkan pada temperatur ruang dan kompaksi dengan tekanan 300 psi selama 5 menit proses *sintering* menggunakan gas argon untuk melindungi spesimen. Untuk mendapatkan data pada pengujianya dilakukan pengujian metalografi mikroskop optik, SEM EDX dan kekerasan *Vickers*

Kata kunci : Biomaterial, Mampu luruh, Variasi, Biokompatibilitas, *Temperature*, *Sintering*.

ABSTRACT THE EFFECT OF METAL POWDERS SIZE FROM MACHINING RESULTS
ON SINTERING MAGNESIUM AZ31 QUALITY FOR BONE SCREW APPLICATION

By

Suef Supriyadi

Magnesium (Mg) AZ31 has the potential as an implant replacement for parts of human bone because it has suitability with human body parts, magnesium is biocompatibility. On the sinter process with powders size variation 56, 100, 200 dan 250 μm magnesium (Mg) AZ31 can be dissolved in human body without being toxic. Heating was done in a furnace with a temperature of 450°C and holding time 45 minutes then cooled with room temperature and compaction at 300 psi for 5 minutes sintering process used argon gas to protect specimen from getting burn. In this research, it is known that the smaller size of the powder will make the greatest hardness like powder size 250 μm with hardness value 43 Hardness Vickers (HV) and powder size 56 μm is 63 HV.

Keywords: Biomaterial, Dissolve, Variation, Biocompatibility, Temperature, Sintering.

**PENGARUH UKURAN SERBUK LOGAM HASIL
PEMESINAN TERHADAP KUALITAS *SINTERING*
MAGNESIUM AZ31 UNTUK APLIKASI BAUT TULANG**

Oleh

Suef Supriyadi

Skripsi

Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar

SARJANA TEKNIK

Pada

**Jurusan Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Lampung**



**FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG**

2017

Judul Skripsi : **PENGARUH UKURAN SERBUK LOGAM
HASIL PEMESINAN TERHADAP
KUALITAS *SINTERING* MAGNESIUM
AZ31 UNTUK APLIKASI BAIT TULANG**

Nama Mahasiswa : **Suef Supriyadi**

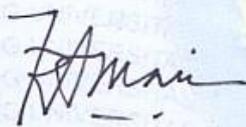
Nomor Pokok Mahasiswa : 1215021072

Jurusan : Teknik Mesin

Fakultas : Teknik

MENYETUJUI

1. Komisi Pembimbing

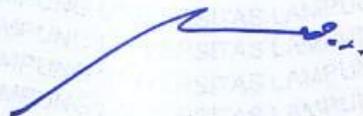


Dr. Irza Sukmana, S.T., M.T.
NIP 19700812 200112 1 001



Zulhanif, S.T., M.T.
NIP 19730402 200003 1 002

2. Ketua Jurusan Teknik Mesin

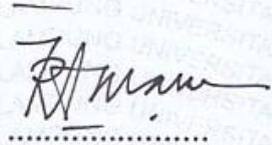


Ahmad Su'udi, S.T., M.T.
NIP 19740816 200012 1 001

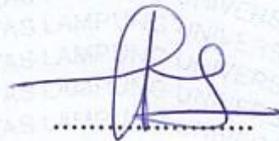
MENGESAHKAN

1. Tim Penguji

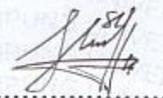
Ketua : Dr. Irza Sukmana, S.T., M.T.



Anggota Penguji : Zulhanif, S.T., M.T.



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



2. Dekan Fakultas Teknik



Prof. Dr. Suharno, M.Sc., Ph.D.
NIP 19620717 198703 1 902



Tanggal Lulus Ujian Skripsi : 13 Oktober 2017

RIWAYAT HIDUP



Penulis dilahirkan di Kota Bandar Lampung Provinsi Lampung pada tanggal 31 Mei 1993, yang merupakan anak kedua dari 2 bersaudara, dari pasangan Sutino dan Tukirah. Penulis menyelesaikan pendidikan Sekolah Dasar Negeri (SDN) 1 Karang Maritim pada tahun 2006, kemudian pendidikan Sekolah Menengah Pertama Xaverius 3 Bandar Lampung yang diselesaikan pada tahun 2009 dan kemudian penulis melanjutkan pendidikan pada Sekolah Menengah Atas Bina Latih Karya (BLK) Bandar Lampung dan diselesaikan pada tahun 2012.

Selama masa sekolah, penulis mengikuti kegiatan ekstrakurikuler yaitu PRAMUKA dan OSIS. Pada tahun 2012, penulis terdaftar sebagai mahasiswa Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Lampung melalui jalur Penerimaan Mahasiswa Perluasan Akses Pendidikan (PMPAP).

Selama menjadi mahasiswa, penulis aktif dalam organisasi Himpunan Mahasiswa Teknik Mesin (HIMATEM) sebagai Anggota Bidang Penelitian dan Pengembangan (2013 s.d. 2014) dan Anggota Otomotif (2014 s.d. 2015), lalu Badan Esekutif Mahasiswa Fakultas Teknik (BEM-FT) Universitas Lampung sebagai Anggota PSDM I (2015 s.d. 2016). Pada tahun 2015, penulis melakukan kerja praktik di PT. DRU Unit 3 Lampung, dengan topik bahasan yaitu Studi Balasst System Kapal Tngker 900 LTDW .Penulis melakukan penelitian tugas akhir dengan judul **“PENGARUH UKURAN SERBUK LOGAM HASIL PEMESINAN TERHADAP KUALITAS SINTERING MAGNESIUM AZ31 UNTUK APLIKASI BAUT TULANG”**

PERNYATAAN PENULIS

Skripsi 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

Yang membuat pernyataan



Suf Supriyadi
NPM. 1215021072

PERSEMBAHAN INI PENULIS TUNJUKKAN KEPADA

MAMAK TERCINTA (TUKIRAH)

BAPAK TERCINTA (SUTINO)

KAKAK-KAKAK TERSAYANG (Rofik Hidayat, Wahyu Dwi Prahatiwi,)

DOSEN TEKNIK MESIN UNIVERSITAS LAMPUNG

SAHABAT-SAHABAT BAXIAN BROTHERS

TEMAN-TEMAN TEKNIK MESIN 2012

UNIVERSITAS LAMPUNG

Motto

"To get a success, your courage must be greater than your fear."

Untuk mendapatkan kesuksesan, keberanianmu harus lebih besar daripada ketakutanmu

"Intelligence is not the determinant of success, but hard work is the real determinant of your success."

Kecerdasan bukan penentu kesuksesan, tetapi kerja keras merupakan penentu kesuksesanmu yang sebenarnya

." Orang tua kita adalah anugerah terbesar di dalam sebuah kehidupan itu berarti jangan kecewakan mereka"

(suefi1215021072)

SANWACANA

Puji syukur penulis ucapkan kehadiran ALLAH SWT karena atas segala rahmat dan hidayah-Nya skripsi ini dapat diselesaikan.

Skripsi dengan judul “Pengaruh Ukuran Serbuk Logam Hasil Pemesinan Terhadap Kualitas *Sintering* Magnesium AZ31 Untuk Aplikasi Baut Tulang” adalah salah satu syarat untuk mendapatkan gelar Sarjana 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. Irza Sukmana, selaku Dosen pembimbing utama atas kesediaannya memberikan bimbingan, saran, dan masukan dalam proses penyelesaian skripsi ini.
4. Bapak Zulhanif,S.T.,M.T. selaku Dosen Pembimbing kedua atas kesediaannya memberikan bimbingan, saran, dan masukan dalam proses penyelesaian skripsi ini
5. Ibu Dr. Shirley Savetlana, selaku Dosen Penguji yang telah memberikan masukan selama proses pengujian.
6. P2MM LIPI SERPONG, terutama Dr. Ika Kartika dan seluruh Tim Biomaterialnya yang telah memberikan kesempatan dan masukan selama proses penelitian.
7. Bapak dan Mamak tercinta yang tak berhenti memberikan do’a untuk semua anaknya
8. BAXIAN Purnadi Sri Kuncoro, Muhamad Yusuf, Rizki Akbari, Agus Priyanto, Aldi Rizaldi, Imam Rosyid, Faisal Muhammad, Muhammad Fariz S.T., Joel A S.T. yang telah bersama-sama baik suka maupun luka

9. Alexsander Sembiring S.T., Anggun Nadya Wisastra S.T., Muhammad Rifai, Nur Wakhid yang telah memantu penelitian
10. Fahrizal Yusman, Bima Regikusuma G., Cristian David A. Yang telah memberi dukungan
11. Fajar Julhida S.T. yang telah membuka jalan menuju sarjana teknik
12. Mas Nanang, Mas Dadang, dan Mas Marta yang telah membantu selama semua seminar
13. Kawan-kawan seperjuangan Angkatan 12 Teknik Mesin Universitas Lampung.

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

Bandar Lampung, 17 November 2017

Penulis

Suef Supriyadi

DAFTAR ISI

ABSTRAK	i
ABSTRACT	ii
HALAMAN JUDUL	iii
LEMBAR PENGESAHAN	iv
PERNYATAAN PENULIS	vi
RIWAYAT HIDUP	vii
PERSEMBAHAN	viii
MOTTO	ix
SANWACANA	x
DAFTAR ISI	xii
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR TABEL	xiv
DAFTAR SIMBOL	xiv
BAB I PENDAHULUAN	xiv
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	3
1.3 Batasan Masalah	4
1.4 Sistematikan Penulisan	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	6
2.1 Biomaterial	6
2.2 Tipe Biomaterial	7

2.2.1 Biomaterial Logam (Biometals)	8
2.2.2 Biomaterial Polimer (Biopolymer)	8
2.2.1 Biomaterial Keramik (Bioceramic)	9
2.2.1 Biomaterial Komposit	10
2.3 Logam Yang Termasuk Biomaterial	10
2.4 Magnesium (Mg)	12
2.5 Proses Sintering	14
2.6 Uji SEM-EDS	16
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	18
3.1 Studi Literatur dan Pengumpulan Data	18
3.2 Penyiapan Serbuk	18
3.3 Kompaksi	19
3.4 Alat Uji SEM dan EDS	21
3.5 Alat Uji Mikroskop Optik	23
3.6 Alat Uji Kekerasan	23
3.7 Sintering	25
3.8 Rencana Jadwal Penelitian	25
3.9 Bagan Alir Penelitian	26
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	27
4.1 Data Hasil Pengujian	27
4.1.1 Pengujian Densitas.....	27
4.1.2 Pengujian Porositas.....	29
4.1.3 Pengujian Optikal Metalografi	30
4.1.4 Data Hasil Uji SEM dan EDS.....	32

4.1.5 Data Hasil Uji Kekerasan	35
4.2 PEMBAHASAN	36
BAB V PENUTUP	41
5.1 Kesimpulan	41
5.2 Saran	41
DAFTAR PUSTAKA	43
LAMPIRAN	

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
2.1. Kekurangan dan Kelebihan serta Aplikasi dari jenis-jenis material	10
3.3. Rencana Jadwal Kegiatan.....	25
4.1. Tabel Hasil Sintering dengan Pengujian Densitas	28
4.2. Tabel Hasil Sintering dengan Pengujian Porositas	29
4.3. Tabel Hasil Uji Kekerasan	35

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Halaman
2.1. perubahan Struktur Mikro pada saat sintering	14
2.2. pengaruh sinter terhadap penyusutan	15
2.4. Diagram SEM	17
3.1. Mesin pembuat sembuat serbuk dan mengayak serbuk logam AZ31	19
3.2. Mesin kompaksi serbuk logam AZ31 yang dipakai	20
3.3. Gambar Dies dan Spesimen	21
3.4. Scanning Electron Microscope (SEM-EDX) ZEISS EVO® MA 10.....	22
3.4. Mikroskop optik.....	23
3.5. Alat uji kekerasan.....	24
3.7. Diagram Alir Penelitian	26
4.1. Sampel pengujian sintering Mikroskop Optik	31
4.5 Hasil Uji SEM.....	33
4.9 Hasil EDX ukuran Serbuk 250 μm	34
4.11 Grafik densitas hasil sintering.....	36
4.12 Grafik densitas hasil sintering.....	37
4.13 Grafik densitas hasil sintering.....	38
4.14 Hasil EDX ukuran Serbuk 56 μm	41

DAFTAR SIMBOL

ρ_{aktual}	: densitas pengujian/aktual	(gram/cm ³)
m_{kering}	: massa ditimbang di udara	(gram)
m_{basah}	: massa ditimbang di air	(gram)
ρ_{air}	: densitas air	(gram/cm ³)
ρ_{Udara}	: densitas Udara	(gram/cm ³)
ρ_{teoritik}	: densitas pengujian/teoritik	(gram/cm ³)
Mg	: densitas Magnesium	(gram/cm ³)
V_{Mg}	: densi tas Magnesium	(gram/cm ³)
Al	: densi tas alumunium	(gram/cm ³)
V_{al}	: densi tas alumunium	(gram/cm ³)
Zn	: densitas Zink	(gram/cm ³)
V_{Zn}	: volume Zink	(gram/cm ³)
P	: Gaya Tekanan	(Newton)
$D1$: Diagonal 1	(mm ²)
$D2$: Diagonal 2	(mm ²)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Industri modern banyak menggunakan mesin-mesin produksi dan komponen alat yang maju dengan berbagai modifikasi dan kemampuan aplikasi. Pada setiap operasi manufaktur mesin produksi untuk mendapatkan produk sesuai perancangan, dilakukan proses pemotongan dan penghalusan bahan. Proses permesinan tersebut, dihasilkan dua produk yaitu: produk jadi atau benda kerja dan geram (tatal). Geram (tatal) yang merupakan sisa dari proses pemotongan sampel.

Meningkatnya jumlah bengkel manufaktur di Indonesia yang umumnya tidak dimanfaatkan atau langsung dibuang. Limbah logam hasil proses pemesinan tersebut, yang hingga saat ini masih belum banyak dimanfaatkan. Limbah yang digunakan dan dimanfaatkan dari hasil proses permesinan adalah magnesium. Magnesium termasuk jenis logam yang memiliki nilai lulu

sebesar 700° celcius jenis logam ini banyak digunakan untuk dunia medis karena magnesium memiliki sifat mudah terdegradasi oleh tubuh manusia dan cocok untuk implan, dengan kata lain magnesium aman serta memiliki sifat mudah korosi atau korosif (Gonzalez, 2013). Magnesium yang digunakan dalam penelitian ini adalah AZ31 yaitu memiliki campuran 3 % Aluminium dan 1 % Zink. Penggunaan magnesium banyak digunakan dalam berbagai penelitian diantaranya untuk pengganti tulang manusia dalam dunia medis. Jenis material magnesium AZ31 adalah penelitian yang sedang dikembangkan dengan diberbagai pengujian dalam metalurgi serbuk biomaterial. AZ31 adalah jenis material yang sudah diteliti dan akan terus dikembangkan menggunakan berbagai jenis variasi pengujian (Gupta, 2016).

Penggunaan magnesium untuk pengganti tulang manusia harus mengalami beberapa tahapan sebelum dapat digunakan. Pada penelitian yang akan dilakukan tahap pertama yaitu proses penyiapan serbuk magnesium AZ31, pada tahap ini magnesium yang dipakai adalah magnesium hasil pemotongan atau tatal dari proses permesinan tahap pertama yaitu penyiapan serbuk cara yang dipakai untuk mendapat hasil serbuk dari limbah tatal proses permesinan dengan cara digiling dengan mesin *grinding*. Serbuk yang telah didapat dari proses pengilingan magnesium kemudian dikompaksi dengan mesin penekan untuk memadatkan serbuk didalam *dies*. Dari proses penekanan magnesium didalam die magnesium saling berikatan namun belum semua terikat karena dari proses tersebut harus mengalami proses pemanasan (*sintering*) untuk

mendapatkan magnesium yang saling berikatan atau homogen (Hermanto, 2016).

Proses pemanasan (*sintering*) tersebut dapat dilakukan dengan dua cara yaitu dengan metode *furnace* dengan menambahkan gas pelindung dan metode *microwave* juga dengan menambahkan gas pelindung didalam proses pemanasannya. Pemanasan magnesium mengakibatkan magnesium saling berikatan serta homogen dari proses tersebut. Penelitian yang akan dilakukan dengan menggunakan serbuk ukuran 56 μm , 100 μm , 200 μm , dan 250 μm pada proses *sintering* yang dilakukan dengan menggunakan gas pelindung untuk melindungi magnesium dari oksidasi pada proses pemanasan didalam *furnace*. Pada pengujian ini dilakukan untuk mendapatkan komposisi kimia dari logam magnesium AZ31 dengan melakukan uji SEM EDS.

1.2. Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian tugas akhir yaitu:

1. Mengetahui kekerasan hasil *sintering* dari serbuk ukuran 56 μm , 100 μm , 200 μm , dan 250 μm .
2. Mengetahui komposisi kimia dari logam AZ31 56 μm dan 250 μm .
3. Mengetahui nilai densitas dan porositas hasil sintering ukuran 56 μm , 100 μm , 200 μm , dan 250 μm .
4. Mengetahui permukaan yang dilihat dari mikroskop optik dan SEM ukuran 56 μm , 100 μm , 200 μm , dan 250 μm .

1.3. Batasan masalah

Pada penelitian ini hanya membatasi material yang digunakan adalah limbah hasil permesinan (Geram), ukuran serbuk yang digunakan pada penelitian 56 μm , 100 μm , 200 μm , dan 250 μm , sinter menggunakan gas pelindung (argon standar) dan pangujian yang digunakan pengujian mekanis yaitu kekerasan (vikers) dan metalografi yaitu mikroskop optik dan SEM EDS .

1.4. Sistematia Penulisan

Sistematika penulisan dalam penelitian ini di bagi menjadi 5 (lima) bagian bab, yaitu sebagai berikut:

1. Bab I. Pendahuluan

Menguraikan Pengaruh ukuran serbuk logam hasil pemesinan terhadap kualitas sintering magnesium AZ31 untuk aplikasi baut tulang.

2. Bab II. Tinjauan Pustaka

Menjelaskan Pengaruh ukuran serbuk logam hasil pemesinan terhadap kualitas sintering magnesium AZ31 untuk aplikasi baut tulang

3. Bab III. Metode Penelitian

Pengaruh ukuran serbuk logam hasil pemesinan terhadap kualitas sintering magnesium AZ31 untuk aplikasi baut tulang

4. Bab IV. Hasil dan Pembahasan

Berisikan Pengaruh ukuran serbuk logam hasil pemesinan terhadap kualitas sintering magnesium AZ31 untuk aplikasi baut tulang.

5. BabV. Kesimpulan dan Saran

Berisikan kesimpulan Pengaruh ukuran serbuk logam hasil pemesinan terhadap kualitas sintering magnesium AZ31 untuk aplikasi baut tulang

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Biomaterial

Biomaterial merupakan suatu bahan pengganti serupa yang digunakan untuk aplikasi medis yang diharapkan akan berinteraksi pada suatu sistem yang ada dalam tubuh manusia. Biomaterial harus memiliki sifat cocok, yaitu kemampuan material untuk dapat respon ketika dipasangkan dalam aplikasi yang spesifik. Biomaterial digunakan pada komponen yang ditanamkan kedalam tubuh manusia untuk penggantian bagian tubuh yang sakit atau rusak. Material ini haruslah tidak menghasilkan zat beracun dan sesuai dengan jaringan tubuh, misalnya tidak menyebabkan reaksi biologis yang merugikan. Setiap kali material asing dimasukkan kedalam lingkungan tubuh, maka reaksi alamiah berupa penolakan akan terjadi yang dapat berdampak awal berupa iritasi ringan hingga peradangan dan kegagalan (Ratner, 1996).

Material untuk implan harus bersifat biokompatibel, yaitu harus menghasilkan tingkat penolakan yang minimum didalam tubuh. Produk

yang dihasilkan dari reaksi dengan cairan tubuh harus ditoleransi oleh jaringan tubuh di sekitarnya, sehingga jaringan dapat berfungsi dengan normal. Biokompatibilitas material memperhatikan lokasi dan bentuk implan serta reaksi oleh cairan tubuh. Biokompatibilitas material biasanya ditentukan secara empiris, yaitu dilakukan tes dimana material ditanamkan pada hewan laboratorium dan akan dinilai berdasarkan reaksi penolakan dalam tubuh, tingkat korosi dan zat beracun yang dihasilkan. Prosedur ini kemudian diulang pada manusia untuk material yang telah ditemukan relatif biokompatibel pada hewan. Sulit untuk memprediksi biokompatibilitas material dalam tubuh, sebagai contohnya adalah merkuri yang apabila dicerna ke dalam tubuh memiliki efek racun, namun implan gigi yang memiliki kandungan merkuri yang tinggi umumnya telah ditemukan sangat biokompatibel. Adanya masalah penilaian biokompatibilitas ini, mengakibatkan sebagian besar produsen hanya memilih material yang telah disetujui untuk digunakan dalam aplikasi biomedis.

2.2. Tipe Biomaterial

Material yang dipilih untuk digunakan dalam implan ortopedi ditentukan setelah bertahun-tahun penelitian secara kimia dan fisika dari sejumlah material yang berbeda. Idealnya, biomaterial yang terpilih tidak hanya bersifat biokompatibel, namun harus memiliki sifat mekanik yang sesuai, yaitu modulus elastisitas yang rendah, kekuatan mekanik yang sesuai,

ketangguhan retak, koefisien gesek yang rendah dan ketahanan aus yang sangat baik antara implan dengan tulang sebagai komponen pengganti.

Secara umum biomaterial dikategorikan dalam:

1. Biomaterial logam.
2. Biomaterial keramik.
3. Biomaterial polimer.
4. Biomaterial komposit.

Berbagai macam biomaterial ini digunakan terutama dalam sesuai aplikasinya dan digunakan pada bagian – bagian tertentu sesuai bahan yang diperlukan oleh tubuh adalah sebagai berikut:

2.2.1. Biomaterial logam (*biometals*)

Penggunaan biomaterial logam yang banyak diteliti dan dikembangkan adalah biomaterial logam mampu terdegradasi dalam tubuh manusia. Jenis biomaterial logam harus mampu terdegradasi merupakan paduan logam yang pasangkan ke dalam jaringan tubuh yang diharapkan mampu terdegradasi sesuai dengan metabolisme tubuh, karena keberadaannya tidak diperlukan secara permanen dalam tubuh, contohnya seperti biomaterial untuk jantung atau *stent* jantung. Sampai saat ini masih terus di kembangkan dua jenis

biomaterial logam yaitu paduan magnesium (Mg) dan paduan besi (Fe).

2.2.2. Biomaterial polimer (*biopolymer*)

Jenis biomaterial polimer ini merupakan selulosa dan *starch*, protein dan petida, serta DNA dan RNA adalah contoh dari biopolimer yang diproduksi oleh organisme hidup, dimana unit monomernya adalah gula, asam amino dan nukleotida. Selulosa adalah biopolimer yang paling umum dan juga merupakan senyawa organik yang paling banyak di bumi.

2.2.3. Biomaterial keramik (*bioceramic*)

Pada biomaterial jenis keramik pembahasan pada laporan, dimana keramik dikenal sebagai sintesis anorganik, solid, material kristalin. Keramik yang digunakan sebagai biomaterial untuk mengisi cacat pada gigi atau tulang, untuk melengkapi grafit tulang, patahan, atau *prostheses* pada tulang dan untuk menggantikan jaringan yang rusak disebut biokeramik. Biokeramik harus memiliki sifat biokompatibilitas yang tinggi dan *antithrombogenic*, harus tidak beracun, tidak beralergi, tidak memiliki sifat karsinogen atau tetratogen dan tahan lama. Biokeramik dapat diklasifikasikan menjadi 3 grup, yaitu: bioinert keramik, bioaktif keramik dan bioresorbable keramik.

2.2.4. Biomaterial komposit

Biomaterial jenis komposit komposisi material dari alam atau sintetis yang digabungkan untuk memenuhi kriteria sebagai biomaterial (Syanur, 2015).

Berikut ini merupakan kelebihan dan kekurangan serta aplikasi dari masing-masing jenis material, sebagaimana pada Tabel 2.1. berikut:

Tabel 2.1. Kelebihan dan kekurangan serta aplikasi dari jenis-jenis material.

No	Material	Kelebihan	Kekurangan	Contoh
1	Logam	Kuat, tangguh, ductile	Dapat terkorosi, berat jenis besar, proses pembuatannya sulit	Tugas sendi, akar gigi buatan, plat dan sekrup tulang
2	Polimer	Elastik, mudah diproduksi	Tidak kuat, mudah terdeformasi, dapat terdegradasi	Benang bedah, pembuluh darah, sel-sel yang halus, sendi pinggul
3	Keramik	Bikompabilitas tinggi	Rapuh, tidak kenyal tidak kuat ditekan	Gigi buatan dan tulang buatan
4	Komposit	Kuat dapat disesuaikan bentuknya	Proses pembuatannya sulit	<i>Bone cement</i> , dental resin

2.3. Logam Yang Termasuk Biomaterial

Logam digunakan sebagai biomaterial karena memiliki konduktifitas listrik, konduktifitas termal dan sifat mekanik yang sangat baik. Adanya beberapa

elektron bebas dalam logam membuat logam dapat dengan cepat mentransfer muatan energi listrik dan termal. Elektron yang bergerak bebas bertindak sebagai kekuatan untuk mengikat dan menahan ion logam positif bersama-sama, hal ini mengakibatkan logam memiliki berat jenis dan titik lebur yang tinggi.

Karena ikatan logam pada dasarnya memiliki arah acak, posisi ion logam dapat berubah tanpa merusak struktur kristal dan menghasilkan mampu deformasi plastis yang solid. Beberapa logam digunakan sebagai material untuk penggantian jaringan keras seperti pinggul dan sendi lutut karena sifat mekanik dan ketahanan korosi yang sangat baik untuk membantu penyembuhan patah tulang seperti *bone plate*, sekrup, alat fiksasi tulang belakang dan implan gigi. Beberapa paduan logam digunakan untuk peran yang lebih aktif dalam perangkat seperti *stent* pembuluh darah, kabel panduan kateter, *archwires* ortodontik, dan koklea implan.

Paduan logam yang pertama dikembangkan secara khusus digunakan pada manusia adalah baja vanadium yang digunakan untuk memproduksi pelat patah tulang dan sekrup. Kebanyakan logam seperti besi (Fe), Kromium (Cr), Kobalt (Co), Nikel (Ni), Titanium (Ti), Tantalum (Ta), Niobium (Nb), Magnesium (Mg) Molibdenum (Mo), dan Tungsten (W) yang digunakan dalam membuat paduan untuk implan hanya

Dapat ditoleransi oleh tubuh dalam jumlah menit. Terkadang elemen-elemen logam dalam bentuk alami sangat penting dalam fungsi sel darah merah, seperti besi (Fe) atau sintesis vitamin B12 (Co), tetapi mereka tidak dapat ditoleransi dalam jumlah besar dalam tubuh. Biokompatibilitas implan logam sangat diperhatikan, karena implan tersebut dapat menimbulkan korosi di lingkungan dalam tubuh. Konsekuensi dari korosi adalah disintegrasi dari bahan implan yang akan melemahkan implan dan menyebabkan efek berbahaya pada jaringan dan organ sekitarnya.

Korosi adalah reaksi kimia yang tidak diinginkan dari logam dengan lingkungannya yang mengakibatkan penurunan lanjutan terhadap oksida, hidroksida, atau senyawa lainnya. Cairan jaringan dalam tubuh manusia mengandung air, oksigen terlarut, protein, dan berbagai ion seperti klorida dan hidroksida. Akibatnya, tubuh manusia memiliki lingkungan yang sangat agresif untuk logam yang digunakan untuk implantasi. Ketahanan korosi dari bahan implan logam merupakan aspek penting dari biokompatibilitas.

2.4. Magnesium (Mg)

Jenis logam Magnesium (Mg) dan paduannya telah dikembangkan didalam penelitian didunia biomaterial. Penggunaan logam magnesium dari para peneliti biomaterial dunia karena potensi aplikasinya pada berbagai bidang industri modern, termasuk bidang kedokteran tulang (*orthopedic*). Dalam

dunia material maju dunia Magnesium memberikan harapan untuk terciptanya material paduan yang memiliki sifat kimia-fisik dan mekanik mendekati tulang manusia, berdensitas rendah, dan biokompatibel contoh, modulus elastisitas Mg adalah 40-50 GPa.

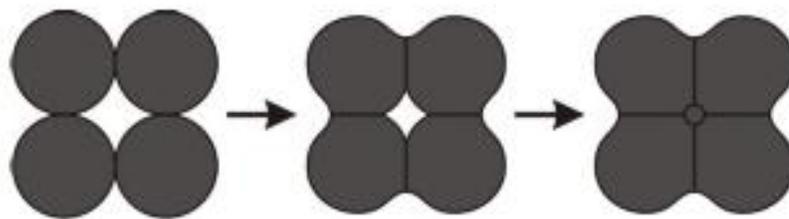
Jenis biomaterial ini hampir menyerupai modulus elastisitas tulang manusia 10-40 GPa. Magnesium juga merupakan elemen yang penting dan diperlukan untuk proses metabolisme tubuh manusia, dan standar makanan bergizi adalah memiliki kandungan unsur magnesium sekitar 300-400 mg. Pada jenis material ini juga magnesium dan paduannya juga memiliki kekurangan, diantaranya adalah sifat elastisitasnya rendah dan laju korosi tinggi. Untuk dapat menjadikan magnesium menjadi implant didalam tubuh manusia harus disesuaikan dengan sifat-sifat mekanisnya.

Didalam penelitian biomaterial mengurangi kelemahan pada magnesium, peneliti biomaterial dunia berusaha mencari berbagai jenis komposit yang optimum untuk meningkatkan kekuatan tarik, elastisitas bahan, dan perbaikan sifat mekanik lain, misalnya dengan penambahan unsur paduan, seperti: Aluminium (Al), Perak (Ag), Silikon (Si), Timah (Sn), Seng (Zn), dan Zirkonium (Zr) Selain itu, untuk mengurangi laju korosi magnesium yang tinggi, ada beberapa unsur paduan yang umum ditambahkan, seperti: Cadmium (Cd) (Hermanto, 2016).

2.5. Proses Sintering

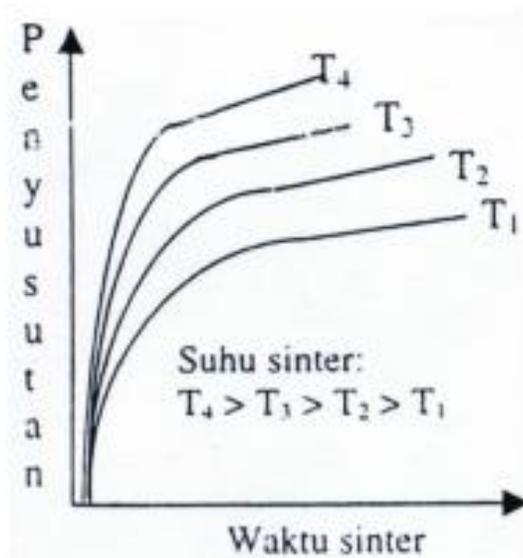
Sintering merupakan proses pemanasan dibawah titik leleh dalam rangka membentuk fase kristal baru sesuai dengan yang diinginkan dan bertujuan membantu mereaksikan bahan-bahan penyusun baik bahan keramik maupun bahan logam dengan hanya perubahan kecil bentuk partikel. Proses *sintering* akan berpengaruh cukup besar pada pembentukan fase kristal dan volume porositas bahan (Bama, 2011).

Fraksi fase kristal dan volume porositas yang terbentuk umumnya ditentukan dengan tingkat keterkaitan dan ukuran partikel yang dapat dikontrol oleh variabel proses seperti kepadatan serbuk, temperatur dan waktu *sintering*, serta tambahan unsur paduan. Semakin besar temperatur *sintering*, maka semakin cepat proses pembentukan yang terjadi. Besar kecilnya temperatur juga berpengaruh pada bentuk serta ukuran porositas dan pada struktur pertumbuhan Kristal.



Gambar 2.1. Perubahan struktur mikro pada saat *sintering* (Bama, 2011).

Penyusutan terjadi karena perubahan temperature dari *sintering* yang mengakibatkan saling berikatan antar atom. Partikel - partikel serbuk mengalami peristiwa difusi seperti yang terlihat pada gambar diatas. Dan penyusutan terjadi seperti perbedaan *temperature* seperti gambar 2.2.



Gambar 2.2. Pengaruh sinter terhadap penyusutan (Bama, 2011).

Produk yang dihasilkan diharapkan memiliki densitas yang tinggi dan homogen, maka pada proses *sintering* harus terjadi homogenisasi. Pada proses *sintering* terbentuk lapisan oksida yang menyebabkan produk yang dihasilkan menjadi lebih getas dan menghambat proses difusi antar partikel, serta meningkatkan temperatur *sintering*. Lapisan oksida yang menempel pada serbuk terbentuk akibat kontak antar permukaan serbuk dengan udara dan akibat perlakuan yang diterima serbuk saat proses produksi metalurgi serbuk berlangsung.

Oksida pada serbuk dapat diminimalkan dengan mengalirkan gas reduksi sebelum atau sewaktu *sintering* berlangsung. Keterbatasan dalam proses *sintering* adalah bahwa ukuran dan bentuk pori ditentukan oleh ukuran dan bentuk serbuk. Modulus elastisitas dan hasil kuat tekan menurun secara linear dengan meningkatnya porositas. Struktur logam yang terbentuk terbatas pada 30-50% porositas yang secara langsung berpengaruh pada kekuatan maksimum antar muka dengan perkembangan tulang.

2.6. Uji SEM-EDS

SEM adalah suatu peralatan pengujian untuk mengetahui karakteristik melalui gambar, serta komposisi unsur yang terdapat pada suatu material dengan alat SEM. Prinsip dasar SEM adalah dengan menggunakan berkas elektron yang dipantulkan dengan energi tinggi untuk menggambarkan bentuk permukaan dari material yang dianalisa dan kristal yang terbentuk. Dengan cara sampel diletakkan dan ditempel di atas SEM *specimen holder* dengan menggunakan *carbon double tipe* dengan bagian vertikal ke atas atau lensa obyektif (Sujatno, 2015).

Peletakan dari benda uji agar susunan lapisan matriks bahan dengan lapisan oksida terlihat dengan jelas. *Double tip* ini terbuat dari bahan karbon yang konduktif di dua sisi yang berfungsi menghantarkan semua elektron yang masuk ke dalam sampel keluar melalui *grounding*. Ruang sampel divakum hingga 10^{-6} torr untuk menjamin pada bagian yang akan diSEM bebas dari

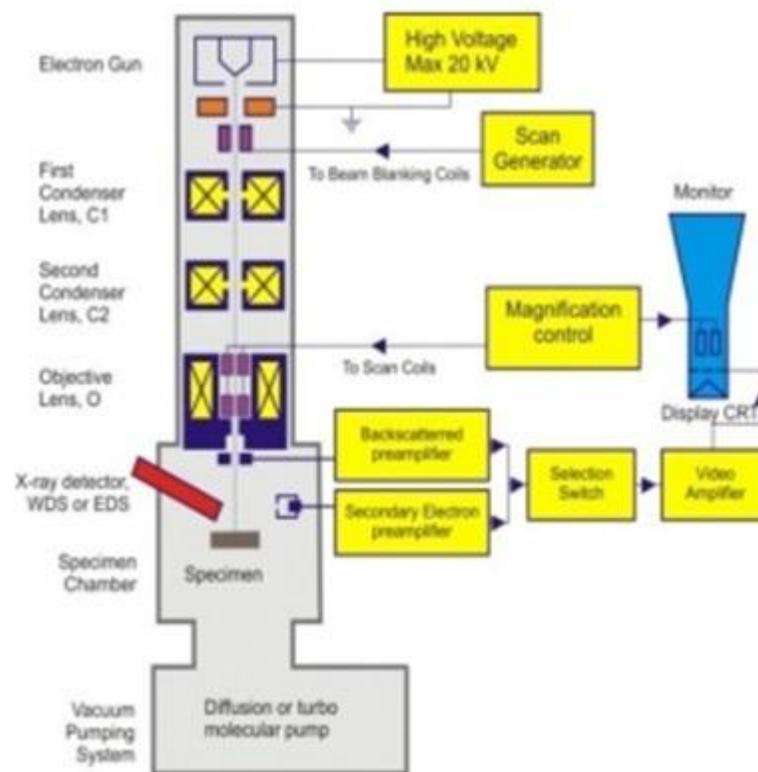
molekul udara. SEM dioperasikan dengan standar parameter operasi sebagai berikut:

High Voltage : 20 kV

Spot Size : 50

Work Distance(WD) : 10 mm

Standar SEM JSM-6510LA dari fabrikasi



Gambar 2.4. Diagram SEM (Sujatno, 2015).

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

Pada penelitian tugas akhir diperlukan langkah – langkah untuk mencapai hasil sesuai tujuan dari penelitian tugas akhir ini dilakukan seperti yang diperlihatkan pada diagram alir penelitian pada Gambar 3.4. Langkah-langkah pada diagram alir penelitian adalah sebagai berikut.

3.1 Studi Literatur dan Pengumpulan Data

Pengumpulan data pada tahap ini merupakan tahap langkah awal dalam penelitian ini, karena metode yang digunakan pada penelitian ini untuk mendapatkan data adalah studi literatur yang didapat dari jurnal penelitian sebelumnya dan buku. Dalam tahap ini data-data yang diambil berupa bahan referensi dari beberapa jurnal yang sudah ada yang berkaitan dengan pengaruh dari serbuk logam magnesium.

3.2 Penyiapan Serbuk

Pada tahap ini hal yang dilakukan adalah penyiapan gram sisa proses permesinan. Untuk mendapatkan serbuk logam magnesium dilakukan

proses *grinding* dengan mesin *grinding* dan mesin pengayak serbuk serbuk AZ31 dibuat. Penelitian ini menggunakan serbuk ukuran 56 μ m mikron 100 μ m mikron 200 μ m mikron dan 250 μ m pada penelitian ini menggunakan 4 sampel yang dikompaksi dan dilakukan vakum pada benda uji (spesimen).



Gambar 3.1. Mesin yang digunakan untuk membuat serbuk dan mengayak serbuk logam AZ31.

3.3 Kompaksi

Kompaksi serbuk AZ31 seberat 1,5 gram dalam pembentuk sampel agar menjadi padat yang disebut dengan *green compact*.

Kompaksi dilakukan pada temperatur ruang dengan mesin press kapasitas 100 TON.

Menggunakan *die* dengan ukuran diameter sebesar 10 mm pada hasil

akhirnya. Kompaksi dilakukan dengan proses prakompaksi pada tekanan 300

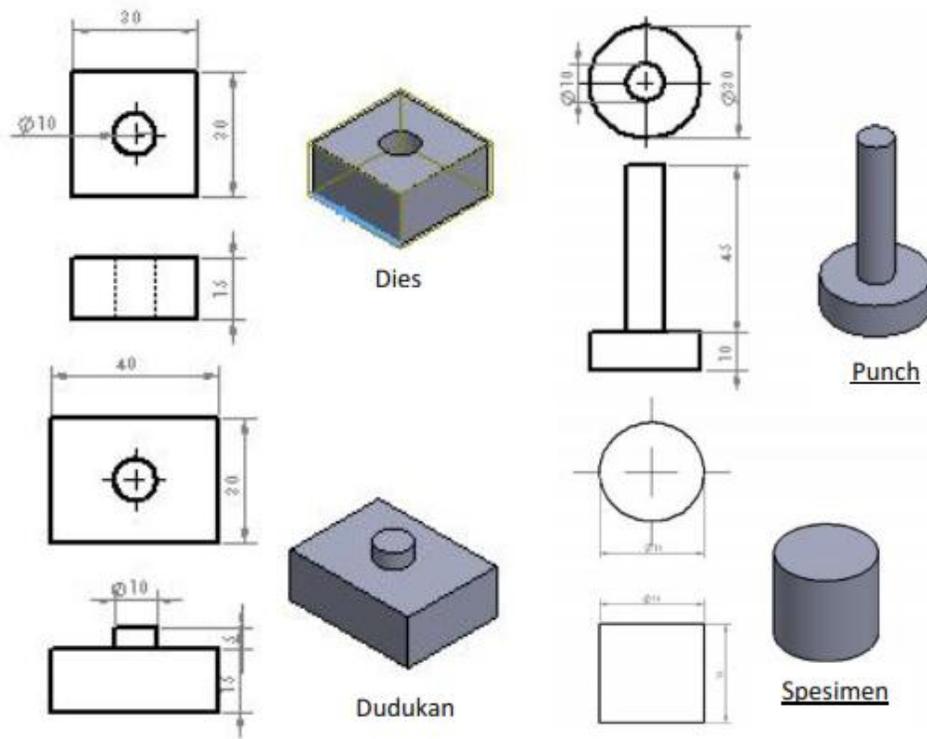
psi selama 5 menit pada setiap spesimen yang dikompaksi.



Gambar 3.2.Mesin yang digunakan untuk kompaksi serbuk logam AZ31 yang dipakai.

Spesifikasi mesin yang digunakan untuk proses kompaksi sebagai berikut;

- a. Merk: BMI
- b. Tipe: ress 01/ 08/100/ rfg SHP
- c. Total Press Power 100 TON
- d. Serial NR 1016
- e. Mfg 12.81
- f. Hydraulic Oil Turalik 4S



Gambar 3.3.gambar Dies dan spesimen

3.4. 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 melihat permukaan dari benda 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 3.4.Scanning Electron Microscope (SEM-EDX) ZEISS EVO® MA 10

Adapun spesifikasi alat uji pada alat SEM EDX yang digunakan dalam penelitian ini untuk melihat dan mengetahui komposisi dari material magnesium AZ31 adalah :

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

3.5. Alat Uji Mikroskop Optik

Alat Optik Mikroskopi digunakan untuk melihat permukaan dari setruktur benda dengan ukuran mikro pada hasil sintering magnesium AZ31.



Gambar 3.4. Mikroskop optik

Adapun spesifikasi alat pada alat uji mikroskop optik yang digunakan untuk melihat struktur dari permukaan magnesium AZ31 adalah :

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

3.6. Alat Uji Kekerasan

Alat Uji Kekerasan digunakan untuk mengetahui kekekan pada magnesium AZ31 dengan mengukur kekerasan permukaan hasil sintering dari hasil yang telah dikompaksi.

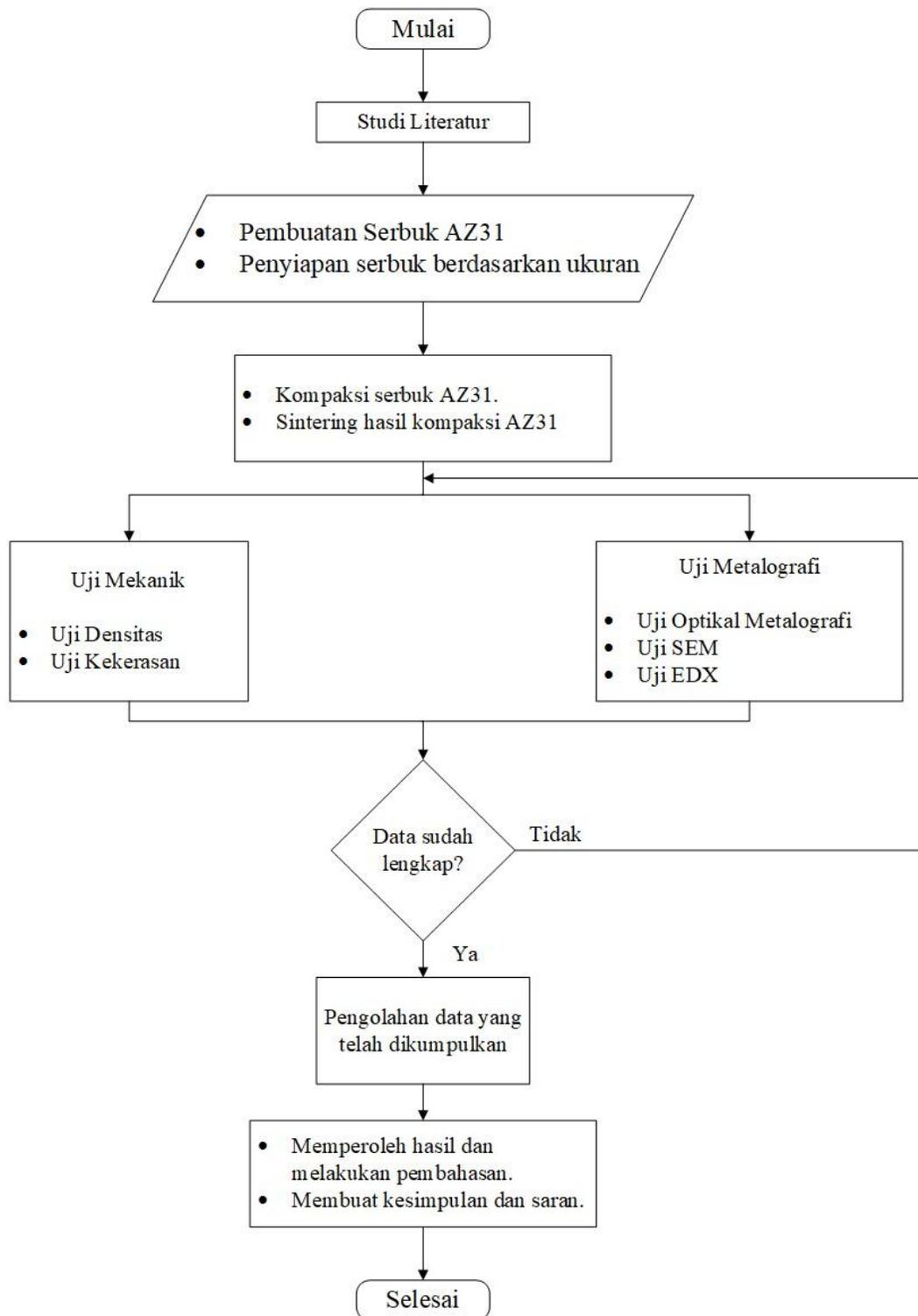


Gambar 3.5. Alat uji kekerasan

Adapun spesifikasi alat uji kekerasan yang digunakan dalam penelitian yang dipakai untuk mengukur kekerasan dari magnesium AZ31 adalah :

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 DepthCapacity	215 x 190 mm
Diameter of coloumn and anvil	60 x 60 mm
Max load	1.000 kg

3.9 Bagan Alir Penelitian



Gambar 3.7. Diagram Alir Penelitian

V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Adapun kesimpulan yang dapat diambil dari penelitian ini adalah

1. Semakin kecil ukuran serbuk, nilai densitas semakin besar dan nilai porositas dari hasil sintering semakin kecil
2. Hasil pengujian metalografi dengan mikroskop optik dan SEM menunjukkan batas butir ukuran serbuk 56 μ m lebih terlihat dari pada batas butir ukuran serbuk 250 μ m
3. Hasil pengujian kekerasan yang dilakukan mendapatkan nilai terendah pada serbuk 250 μ m yaitu 43 HV dan nilai serbuk 56 μ m yaitu 63 HV
4. Nilai karbon dan oksigen masih terdapat pada ukuran serbuk ukuran 56 μ m dan 250 μ m

5.2 Saran

Adapun saran yang dapat diberikan pada penelitian ini adalah

1. Pemilihan bahan pada penelitian mempengaruhi hasil pengujian semakin banyak pemilihan bahan yang terbakar akan menambah karbon
2. Serbuk hasil ball mill pada proses kompaksi harus ditingkatkan untuk menambah ikatan sebelum proses sintering.

DAFTAR PUSTAKA

- Badaruddin.2015. Modul Praktikum Material Teknik. Universitas Lampung
- Bama, Aminuddin.2011. Pengaruh Suhu dan Waktu *Sintering* Terhadap Sifat Bahan Porselin Untuk Bahan Elektrolit Padat (Komponen Elektronik). Chapter 12. Vol 14 Nomer 3(B) 14305.Sumatra Selatan, Indonesia.
- Burke, al., 2011, Processing Parameter and Post-Sintering Operation effects in Magnesium Powder Metallurgy, Canadian Metallurgical Quarterly Volume 50 issue 3, p. 241-245
- German, 1984, Powder Metallurgy Science, USA. Metal Powder Industries Federation.
- Gonzalez, S.2013. Biodegradation And Mechanical Integrity Of Magnesium And Magnesium Alloys Suitable For Implants Chapter.12
- Gupta, Manoj. 2015.. Development Of high – Performance Quaternary LPSO Mg-Y-Zn-Al Alloys By Disintegrated Melt Deposition Technic.Material & Design 83 (2015) 443-450. Singapur.
- Guo, S.J.,1998, *Powder Sintering Theory*, Metallurgical Industry Press, Beijing.
- Hermanto, Asep.2016. Peluang dan Tantangan Aplikasi Baut Tulang Mampu Terdegradasi Berbasis Logam Magnesium. Dinamika Teknik.Vol 6. Bandar Lampung.
- Ratner, Buddy D. 1996 Biomaterials Science-an Introduction to Material. Academic Press.United States Of America.
- Sujatno, Agus. 2015. Studi Scanning Electron Microscopy (SEM) Untuk Karakterisasi Proses Oksidasi Paduan Zirkonium. Jurnal Forum Nuklir (JFN), Volume 9, Nomor 2, November 2015.
- Syanur, Nanda. 2015. Preparasi dan Karakterisasi Mekanik Paduan Logam Mg-Ca-Zn Berpori di (P2MM) PUSAT Penelitian Metalurgi dan Material Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia Serpong, Tangerang Selatan.