

**STUDI KARAKTERISTIK MEKANIK DAN KOROSI PADUAN
Mg – Zn – Ca DENGAN METODE METALURGI SERBUK
UNTUK APLIKASI BIOMEDIS**

*Study of Mechanical Characteristics and Corrosion of Mg-Zn-Ca
Alloys Using Powder Metallurgy Methods for Biomedical
Applications*

**YULIANA SIMONS
D0222111003**



**PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK MESIN
DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN
GOWA
2023**



**STUDI KARAKTERISTIK MEKANIK DAN KOROSI PADUAN
Mg – Zn – Ca DENGAN METODE METALURGI SERBUK
UNTUK APLIKASI BIOMEDIS**

*Study of Mechanical Characteristics and Corrosion of Mg-Zn-Ca
Alloys Using Powder Metallurgy Methods for Biomedical
Applications*

**YULIANA SIMONS
D0222111003**



**PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK MESIN
DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN
GOWA
2023**



Optimized using
trial version
www.balesio.com

PENGAJUAN TESIS

STUDI KARAKTERISTIK MEKANIK DAN KOROSI PADUAN Mg-Zn-Ca DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI BIOMEDIS

Tesis

Sebagai salah satu syarat untuk mencapai gelar magister
Program Studi Teknik Mesin

Disusun dan diajukan oleh

YULIANA SIMONS

D022211003

Kepada

**FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN**

GOWA

2023



LEMBAR PENGESAHAN

STUDI KARAKTERISTIK MEKANIK DAN KOROSI PADUAN Mg-Zn-Ca DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI BIOMEDIS

Disusun dan diajukan oleh

YULIANA SIMONS

D022211003

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka
Penyelesaian Studi Program Magister Program Studi Teknik Mesin

Fakultas Teknik
Universitas Hasanuddin

pada tanggal 12 September 2023

dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

Menyetujui
Komisi Penasehat,

Pembimbing Utama



Prof. Dr. Ir. Onny Sutresman, MT
NIP. 19520607 197802 1 001

Pembimbing Pendamping



Dr. Hairul Arsyad, ST., MT
NIP. 19750322 200212 1 001

Dekan Fakultas Teknik
Universitas Hasanuddin



**Ir. Muhammad Isran Ramli,
I., IPM., ASEAN. Eng**
19730926 200012 1 002

Ketua Program Studi
Magister Teknik Mesin



Dr. Eng. Novriany Amaliyah, ST, MT
NIP. 19791112 200812 2 002



PERNYATAAN KEASLIAN TESIS DAN PELIMPAHAN HAK CIPTA

Yang bertanda tangan dibawah ini

Nama : Yuliana Simons
Nomor mahasiswa : D022211003
Program studi : Teknik Mesin / Material

Dengan ini saya menyatakan bahwa, tesis berjudul **“Studi Karakteristik Mekanik dan Korosi Paduan Mg-Zn-Ca dengan Metode Metalurgi Serbuk untuk Aplikasi Biomedis”** adalah benar karya saya dengan arahan dari komisi pembimbing. Prof. Dr. Ir. Onny Sutresman, MT sebagai Pembimbing Utama dan Dr. Hairul Arsyad, ST., MT sebagai Pembimbing Pendamping. Karya ilmiah ini belum diajukan dan tidak sedang diajukan dalam bentuk apapun kepada perguruan tinggi mana pun. Sumber informasi yang berasal atau dikutip dari karya yang diterbitkan maupun tidak diterbitkan dari penulis lain telah disebutkan dalam teks dan dicantumkan dalam Daftar Pustaka tesis ini. Sebagian dari ini tesis ini telah dipublikasikan di Jurnal (EPI-IJE), Vol 6 No 1, ISSN 2615-5109 sebagai artikel dengan judul **“Effect of Mg and Zn Composition Variations on Surface Characteristics and Flexural Strength of Biodegradable Mg-Zn-Ca Alloys by Powder Metallurgy Method”**.

Dengan ini saya melimpahkan hal cipta dari karya tulis saya berupa tesis ini kepada Universitas Hasanuddin.

Gowa, 5 September 2023

Yang menyatakan


Yuliana Simons



KATA PENGANTAR

Puji Tuhan, puji syukur penulis panjatkan kehadiran Tuhan Yang Maha Esa atas rahmatnya sehingga tesis ini dapat diselesaikan.

Gagasan utama Studi Karakteristik Mekanik dan Korosi Paduan Mg-Zn-Ca dengan Metode Metalurgi Serbuk untuk Aplikasi Biomedis yang diharapkan bisa diterapkan di sektor industri untuk mendapatkan mutu kualitas produk dengan memanfaatkan teknologi industri 4.0.

Bukan hal yang mudah untuk mewujudkan gagasan-gagasan tersebut dalam sebuah susunan tesis, berkat bimbingan, arahan dan motivasi berbagai pihak maka tesis ini bisa disusun sebagaimana kaidah-kaidah yang dipersyaratkan dan untuk itu penulis menyampaikan terimakasih kepada:

1. Prof. Dr. Ir. Onny Sutresman, MT sebagai pembimbing I.
2. Bapak Dr. Hairul Arsyad, ST., MT sebagai pembimbing II.
3. Rektor Universitas Hasanuddin dan Dekan Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin yang telah memfasilitasi saya menempuh program magister serta para dosen dan rekan-rekan dalam tim penelitian.
4. Bapak Dr. Eng. Lukmanul Hakim Arma, ST., MT yang telah mengizinkan untuk melaksanakan dan menggunakan fasilitas dan peralatan di Laboratorium Metalurgi Fisik Universitas Hasanuddin. Dan terima kasih juga saya sampaikan kepada Prof. Dr. Andi Erwin Eka Putra, ST., MT atas bantuan dalam pengujian Polarisasi.

Akhirnya, kepada kedua orang tua tercinta saya mengucapkan terima kasih atas doa, pengorbanan dan motivasi mereka selama saya menempuh pendidikan. Terimakasih juga kepada teman-teman seperjuangan yang selalu mendukung dan motivasi saya selama ini.

Penulis,

Yuliana Simons



ABSTRAK

YULIANA SIMONS. *Studi Karakteristik Mekanik dan Korosi Paduan Mg-Zn-Ca dengan Metode Metalurgi Serbuk untuk Aplikasi Biomedis* (dibimbing oleh **Onny Sutresman** dan **Hairul Arsyad**).

Riset ini menyajikan eksperimental tentang studi karakteristik permukaan dan mekanik dari serbuk Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk untuk aplikasi biomedis terutama dalam implan tulang. Implan tulang merupakan suatu alat yang digunakan sebagai penopang bagian tubuh dan penyangga tulang kasus patah tulang (*fraktur*). Tujuan penelitian ini untuk mengetahui kelayakan implan tulang dengan menggunakan paduan serbuk Mg-Zn-Ca terhadap sifat karakteristik dan mekanik dengan metode metalurgi serbuk pada temperatur *sintering* 500°C dan 600°C. Variasi sampel yang digunakan yaitu 89Mg-10Zn-1Ca, 93Mg-6Zn-1Ca dan 97Mg-2Zn-1Ca. Paduan serbuk Mg-Zn-Ca kemudian dicampurkan dengan proses pencampuran kering selama 60 menit. Selanjutnya proses kompaksi dilakukan dengan beban 200 MPa. Lalu proses *sintering* dilakukan pada temperatur 500°C dan 600°C di tahan selama 3 jam dengan tungku yang dialiri gas argon. Hasil pengujian sifat mekanik kekuatan lentur tertinggi pada *sintering* 500°C terdapat pada sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca yaitu sebesar 0,579 MPa dan kekuatan lentur tertinggi pada *sintering* 600°C terdapat pada sampel paduan 93Mg-6Zn-1Ca yaitu sebesar 193,109 MPa. Sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperatur *sintering* 600°C dengan nilai kekuatan lenturnya 156,268 MPa merupakan komposisi yang optimal untuk digunakan sebagai implan tulang dengan pertimbangan *degradation rate* - nya. Hasil SEM pada temperatur 500°C mempunyai bentuk morfologi yang menyerupai gumpalan atau tidak teratur di ketiga sampel. Sedangkan pada temperatur 600°C dengan paduan 89Mg-10Zn-1Ca terjadinya penyatuan butir dan penyusutan pori. Hasil XRD pada temperatur 500°C terdapat puncak tertinggi spektrum kristalin pada sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca yaitu 82,4% dan fasa amorf yang menurun yaitu 17,6%. Hasil Polarisasi pada temperature 600°C dengan sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca memiliki laju korosi yang paling rendah yaitu sebesar 0.02925mpy. Lalu hasil uji pH dengan larutan SBF yang cukup stabil dan aman bagi tubuh manusia terdapat pada perendaman 10 jam di setiap sampel.

Kata kunci: Metalurgi serbuk, paduan Mg-Zn-Ca, implan tulang



ABSTRACT

YULIANA SIMONS. *Study of Mechanical Characteristics and Corrosion of Mg-Zn-Ca Alloys with Powder Metallurgy Methods for Biomedical Applications* (supervised by **Onny Sutresman** and **Hairul Arsyad**).

This research presents an experimental study of the surface and mechanical characteristics of Mg-Zn-Ca powders using powder metallurgy methods for biomedical applications, especially in bone implants. A bone implant is a tool to support body parts and bone support in fractures. This study aimed to determine the feasibility of bone implants using Mg-Zn-Ca powder alloys for characteristic and mechanical properties using the powder metallurgy method at sintering temperatures of 500°C and 600°C. The variations of the samples used were 89Mg-10Zn-1Ca, 93Mg-6Zn-1Ca, and 97Mg-2Zn-1Ca. The Mg-Zn-Ca powder alloy was mixed with the dry milling process for 60 minutes. Furthermore, the compaction process is carried out with a load of 200 MPa. Then the sintering process was carried out at temperatures 500 °C and 600 °C and held for 3 hours in a furnace powered by argon gas. The results of the mechanical properties test for the highest flexural strength at 500°C sintering were found in the 89Mg-10Zn-1Ca alloy sample, which was 0.579 MPa, and the highest flexural strength at 600°C sintering was found in the 93Mg-6Zn-1Ca alloy sample which was 193.109 MPa. The 89Mg-10Zn-1Ca alloy sample with a sintering temperature of 600°C and a flexural strength value of 156.268 MPa is the optimal composition for use as a bone implant, considering its degradation rate. SEM results at a temperature of 500 °C have a morphology resembling lumps or irregularities in the three samples. At the same time, grain coalescence and pore shrinkage occur at a temperature of 600 °C with an alloy of 89Mg-10Zn-1Ca. The XRD results at 500°C showed the highest peak of the crystalline spectrum in the 89Mg-10Zn-1Ca alloy sample, namely 82.4%, and the amorphous phase decreased, namely 17.6%. The results of polarization at a temperature of 600°C with the 89Mg-10Zn-1Ca alloy sample had the lowest corrosion rate, namely 0.02925mpy. Then the pH test results with SBF solution, which is relatively stable and safe for the human body, are found in 10-hour immersion in each sample.

Keywords: Powder metallurgy, Mg-Zn-Ca alloy, bone implant



DAFTAR ISI

HALAMAN SAMPUL DEPAN	i
HALAMAN JUDUL	ii
PENGAJUAN TESIS.....	iii
LEMBAR PENGESAHAN	iv
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS	v
KATA PENGANTAR.....	vi
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR LAMPIRAN	xv
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	6
1.3 Tujuan Penelitian	6
1.4 Batasan Masalah.....	6
1.5 Manfaat Penelitian	7
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Penelitian yang Relevan.....	8
2.2 Definisi Metalurgi Serbuk.....	13
2.2.1 Pencampuran (<i>Mixing</i>)	15
2.2.2 Penekanan (Kompaksi).....	17
2.2.3 Pemanasan (<i>Sintering</i>).....	19
2.3 Implan Tulang	21
2.4 Definisi Paduan Magnesium (Mg), Zinc (Zn) dan Kalsium (Ca)	27
2.5 Perhitungan Fraksi Kompaksi dan Fraksi Massa	32
ujian.....	33
Pengujian Lentur (Bending).....	33
Uji Metalografi.....	35



2.6.3 Uji Polarisasi	38
2.6.4 Uji PH	39
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	40
3.2 Alat dan Bahan	40
3.3 Prosedur Penelitian.....	49
3.4 Pengujian Sampel.....	54
3.5 Diagram Alur Penelitian	59
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Data Hasil Pengujian Lentur (Bending).....	61
4.2 Data Hasil Pengujian Kekerasan.....	64
4.3 Data Pengamatan Pengujian SEM	67
4.4 Data Hasil Pengujian XRD	73
4.5 Data Hasil Pengujian Polarisasi	78
4.6 Data Pengamatan Pengujian pH.....	83
BAB V PENUTUP	
5.1 Kesimpulan	87
5.2 Saran.....	88
DAFTAR PUSTAKA	89
LAMPIRAN.....	95



DAFTAR TABEL

Tabel 1 Sifat mekanik tulang kortika untuk berbagai kelompok umur	25
Tabel 2 Kelebihan dan kekurangan mode uji <i>three point bending</i> dan <i>four point bending</i>	34
Tabel 3 Komposisi campuran serbuk dalam presentase volume	50
Tabel 4 Parameter pengujian difraksi sinar X	56
Tabel 5 Hasil uji lentur (<i>Bending</i>) sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature <i>sintering</i> 500°C.....	61
Tabel 6 Hasil uji lentur (<i>Bending</i>) sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature <i>sintering</i> 600°C.....	62
Tabel 7 Hasil uji kekerasan pada sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature <i>sintering</i> 500°C.....	65
Tabel 8 Hasil uji kekerasan pada sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature <i>sintering</i> 600°C.....	65
Tabel 9 Daftar puncak difraksi sinar X sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature <i>sintering</i> 500°C	77
Tabel 10 Daftar puncak difraksi sinar X sampel paduan 93Mg-6Zn-1Ca dengan temperature <i>sintering</i> 500°C	77
Tabel 11 Daftar puncak difraksi sinar X sampel paduan 97Mg-2Zn-1Ca dengan temperature <i>sintering</i> 500°C	78
Tabel 12 Hasil pengujian laju korosi sampel paduan Mg-Zn-Ca.....	81
Tabel 13 Hasil pengujian pH pada sampel paduan temperature <i>sintering</i> 500°C dengan Aquabides	83
Tabel 14 Hasil pengujian pH sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan larutan SBF84	



DAFTAR GAMBAR

Gambar 1 Proses Metalurgi Serbuk	14
Gambar 2 Difersi partikel fase kedua dalam campuran bubuk	16
Gambar 3 Kompaksi Serbuk Logam	18
Gambar 4 Struktur Tulang Manusia	23
Gambar 5 Jenis-jenis Implan Tulang Manusia	26
Gambar 6 Proses pengujian bending	35
Gambar 7 Skema SEM	37
Gambar 8 Skema XRD	38
Gambar 9 Kurva Polarisasi Potensiodinamik	39
Gambar 10 Timbangan Digital	40
Gambar 11 Cetakan sampel	41
Gambar 12 Mortar	41
Gambar 13 <i>Universal Testing Mechine</i>	42
Gambar 14 Tungku	42
Gambar 15 Tabung argon	43
Gambar 16 Amplas	43
Gambar 17 Jangka Sorong	44
Gambar 18 Gelas Ukur	44
Gambar 19 Larutan SBF	45
Gambar 20 larutan Aquabides	45
Gambar 21 Alat Uji Kelenturan	46
Gambar 22 Alat Uji SEM	46
Gambar 23 Alat Uji XRD	47
Gambar 24 Alat Uji Polarisasi	47
Gambar 25 Alat uji pH	48
Gambar 26 Serbuk Magnesium (Mg)	48
Gambar 27 Serbuk Zinc (Zn)	48
Gambar 28 Serbuk Kalsium (Ca)	49
Gambar 29 Proses pembuatan cetakan sampel (a) pengeboran badan sampel	



(b) finishing	50
Gambar 30 Proses mixing dengan menggunakan mortar	51
Gambar 31 Proses pencetakan sampel (kompaksi)	52
Gambar 32 Sampel yang telah di kompaksi	52
Gambar 33 Proses sintering (a) sintering 500°C dan (b) sintering 600°C.....	53
Gambar 34 Proses pengujian lentur.....	54
Gambar 35 Alat uji SEM yang beroperasi.....	56
Gambar 36 Pengujian polarisasi	57
Gambar 37 Pengujian pH	58
Gambar 38 Diagram Alir Penelitian.....	60
Gambar 39 Kurva kekuatan lentur pada sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature sintering 500°C dan 600°C.....	62
Gambar 40 Kurva kekerasan pada sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature sintering 500°C dan 600°C.....	66
Gambar 41 Foto SEM pembesaran 3000x (a) 89Mg-10Zn-1Ca, (b) 93Mg-6Zn-1Ca dan (c) 97Mg-2Zn-1Ca dengan temperature sintering 500°C.....	67
Gambar 42 Foto SEM sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C (a) pembesaran 500x (b) pembesaran 3000x.....	68
Gambar 43 Foto mikrostruktur sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca (a) temperature sintering 500°C dan (b) temperature sintering 600°C dengan pembesaran 100x	69
Gambar 44 Spektrum EDS sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C.....	71
Gambar 45 Pemetaan unsur dengan mapping pada sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C.....	72
Gambar 46 Keterangan unsur masing-masing warna.....	72
Gambar 47 Hasil XRD sampel paduan Mg-Zn-Ca temperature 500°C dengan paduan; (a) 89Mg-10Zn-1Ca, (b) 93Mg-6Zn-1Ca dan (c) 97Mg-2Zn-1Ca	74
Gambar 48 Ukuran kristal sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature sintering 500°C.....	78
49 Kurva polarisasi sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 500°C (a) dan sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca (b), 93Mg-6Zn-1Ca (c), 97Mg-2Zn-1Ca (d) dengan temperature sintering 600°C.....	80



Gambar 50 Grafik laju korosi sampel paduan Mg-Zn-Ca.....	82
Gambar 51 Grafik hasil pengujian pH sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature sintering 500°C (89Mg-10Zn-1Ca) dan sampel paduan dengan temperature sintering 600°C.....	85
Gambar 52 Terbentuk endapan pada sampel paduan	86



DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Perhitungan pengujian bending	95
Lampiran 2 Proses pembuatan cetakan sampel	98
Lampiran 3 Proses sintering 500°C dan 600°C	101
Lampiran 4 Hasil EDS sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C (senyawa)	105
Lampiran 5 Hasil EDS sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C (unsur)	106
Lampiran 6 Hasil dari spektrum mapping sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C	109
Lampiran 7 Hasil Foto SEM sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 500°C	110
Lampiran 8 Hasil foto SEM sampel paduan 93Mg-6Zn-1Ca dengan temperature sintering 500°C	113
Lampiran 9 Hasil foto SEM sampel paduan 97Mg-2Zn-1Ca dengan temperature sintering 500°C	117
Lampiran 10 Hasil foto SEM sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C	120
Lampiran 11 Keterangan unsur masing-masing warna sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C	123
Lampiran 12 Hasil data XRD sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 500°C	124
Lampiran 13 Hasil data XRD sampel paduan 93Mg-6Zn-1Ca dengan temperature sintering 500°C	128
Lampiran 14 Hasil data XRD sampel paduan 96Mg-2Zn-1Ca dengan temperature sintering 500°C	132
Lampiran 15 Fasa analisis XRD sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature sintering 500°C	135
Lampiran 16 Hasil data polarisasi sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 500°C	136
Lampiran 17 Hasil data polarisasi sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C	137
Lampiran 18 Hasil data polarisasi sampel paduan 93Mg-6Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C	138
Lampiran 19 Hasil data polarisasi sampel paduan 97Mg-2Zn-1Ca dengan temperature sintering 600°C	139



Lampiran 20 Hasil data uji pH sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature sintering 500°C dan menggunakan Aquades (kontrol).....	140
---	-----



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Dengan majunya perkembangan dunia industri ini khususnya manufaktur, sebagai *engineering* dituntut untuk dapat mengikuti dan mampu memberikan keilmuannya untuk menunjang perkembangan teknologi tersebut. Produksi logam dengan metalurgi serbuk merupakan contoh dari kemajuan teknologi pengolahan logam. (Suwanda et al., 2008)

Metalurgi serbuk merupakan salah satu teknik produksi dengan menggunakan serbuk sebagai bahan baku untuk dibentuk sesuai benda jadi yang diinginkan. Prinsipnya adalah memadatkan serbuk logam menjadi bentuk yang diinginkan kemudian dipanaskan dibawah temperatur leleh. Sedemikian rupa sehingga permukaan partikel-partikel logam yang bersentuhan memadu karena mekanisme transportasi massa akibat difusi atom antar permukaan partikel. Metode metalurgi serbuk memberikan kontrol yang teliti terhadap komposisi dan penggunaan campuran yang tidak dapat dipadukan dengan proses lain seperti peleburan dan pengecoran. Selain itu ketepatan ukuran juga dapat menjamin dengan mengontrol dimensi cetakan dan penyelesaian akhir.(Rizal et al., 2010)

Proses metalurgi serbuk adalah proses pembuatan produk dengan menggunakan bahan dasar dalam bentuk serbuk yang kemudian di sinter yaitu proses konsolidasi serbuk pada temperatur tinggi yang di dalamnya termasuk juga proses penekanan atau kompaksi. Kualitas produk sangat dipengaruhi kehomogenan komponen penyusun. Pencampuran dapat dilakukan dengan proses kering (*dry mixing*) dan proses basah (*wet mixing*). Cara pencampuran basah (*wet mixing*) adalah cara yang lebih banyak dipakai yaitu dengan menggunakan pelarut organik yang mengurangi pengaruh atmosfer yang menyebabkan terjadinya proses oksidasi. Penekanan adalah salah satu cara



untuk memadatkan serbuk menjadi bentuk yang diinginkan. Terdapat beberapa metode penekanan diantaranya penekanan dingin (*cold compaction*) dan penekanan panas (*hot compaction*). Penekanan terhadap serbuk dilakukan supaya serbuk dapat menempel satu dengan yang lainnya sebelum ditingkatkan ikatannya dengan proses sintering. Dalam proses pembuatan suatu paduan dengan metode metalurgi serbuk, terikatnya serbuk sebagai akibat adanya interlocking antar permukaan, interaksi adesi-kihesi dan difusi antar permukaan. Difusi dapat terjadi pada saat dilakukan proses sintering. Sintering adalah salah satu metodologi yang sangat penting dalam ilmu bahan, terutama untuk bahan keramik, selama sintering terdapat dua fenomena utama yaitu: pertama adalah proses penyusutan (*shrinkage*) yaitu proses eliminasi porositas dan yang kedua adalah pertumbuhan butiran. Fenomena yang pertama dominan selama pemadatan belum mencapai kejenuhan, sedang kedua akan dominan setelah pemadatan mencapai kejenuhan. Parameter sintering diantaranya adalah: temperatur, waktu penahanan, kecepatan pendinginan, kecepatan pemanasan dan atmosfer. Sintering biasanya digunakan pada sampel yang temperatur tinggi. Dalam terminologi teknik istilah sintering digunakan untuk menyatakan fenomena yang terjadi pada produk bahan padat dibuat dari serbuk, baik logam/non logam. Sebuah kumpulan partikel dengan ukuran yang tepat dipanaskan sampai suhu antara $\frac{1}{2}$ dan $\frac{3}{4}$ titik leleh, ini dalam orde menit selama perlakuan ini partikel-partikel bergabung bersama-sama. (Junaidi & Suhadi, 2013)

Di era seperti ini, logam biodegradable dianggap sebagai bahan yang paling menonjol untuk pembuatan implan. Bahan-bahan ini terdegradasi secara progresif seiring waktu setelah implanasi sehingga mengesampingkan persyaratan operasi pasca penyembuhan. Karakteristik dari bahan-bahan ini adalah bahwa mereka memiliki sifat mekanik dan biologis yang dekat dengan tulang manusia. Umumnya tiga jenis bahan biodegradable digunakan untuk implanasi biomedis, yaitu keramik, polimer dan logam. Menawarkan sifat biodegradable dan biokompatibilitas, magnesium (Mg) saat ini menjadi sorotan



sebagai kandidat bahan implan ortopedi. Magnesium (Mg) murni memiliki ketahanan korosi yang rendah dan tingkat degradasi yang tinggi terutama dibawah paparan cairan tubuh manusia. Elemen paduan dipilih untuk memperbaiki sifat dasar magnesium (Mg) murni untuk diterapkan lebih lanjut sebagai perangkat biomedis. Kalsium (Ca) dikenal sebagai komponen dalam tulang manusia dan juga penting dalam proses penyembuhan tulang, sedangkan Zinc (Zn) juga merupakan unsur dalam tubuh manusia. Untuk mengolah paduan Mg-Zn-Ca umumnya digunakan proses peleburan, namun dalam penelitian ini digunakan proses metalurgi serbuk. Serbuk logam digabungkan dalam proses pencampuran diikuti dengan proses pemadatan dan sintering. (Kumar & Pandey, 2020)

Di dalam tulang terdapat beberapa unsur anorganik antara lain Magnesium, Kalsium, Kalium, Zinc, Besi, Natrium dan Fosfor. Magnesium merupakan salah satu unsur terpenting karena memiliki fungsi untuk melancarkan peredaran darah. Selain merupakan salah satu unsur penting dalam tulang, magnesium memiliki *properties* yang hampir serupa dengan *properties* yang dimiliki tulang. Penurunan kadar magnesium dalam tulang dapat mengakibatkan penurunan kekuatan dan meningkatkan risiko terjadinya pengeroposan tulang atau osteoporosis. Sekitar 60% dari keseluruhan kandungan magnesium dalam tubuh adalah tulang. Magnesium adalah elektrolit penting yang membantu mengendalikan apa yang masuk dan keluar dari dinding sel, mengubah lemak, protein dan gula menjadi energi, memberi sinyal saraf di sepanjang jalur saraf, serta membantu mengendalikan pH darah dan cairan tubuh. Penggunaan magnesium sebagai biodegradable material sedang dikembangkan, namun logam magnesium memiliki beberapa kelemahan dalam penggunaannya sebagai biodegradable material, diantaranya yaitu biodegradable rate dari magnesium tersebut yang tinggi sehingga ketika tulang belum sempurna terbentuk, magnesium sudah terlarut. Oleh karena itu, k memperkokoh struktur serta memberikan sifat tambahan lain pada esium agar sesuai dengan spesifikasi tulang (khususnya tulang manusia)



perlu adanya paduan lain. Untuk itu Zinc ditambahkan ke dalam paduan untuk produk implant tulang yang biodegradable ini. Selain untuk memperkuat struktur dan memberikan sifat tambahan, Zinc dibutuhkan sebagai elemen pendukung sistem imun.

Dari percepatan populasi manusia, kebutuhan manusia akan perangkat biomedis ortopedi juga meningkat. Peningkatan minat penelitian bahan yang cocok untuk digunakan sebagai implan ortopedi. Meskipun magnesium (Mg) menunjukkan potensi besar sebagai bahan implan tulang, tetapi magnesium (Mg) masih membutuhkan banyak perbaikan terutama karena ketahanan korosinya rendah. Magnesium (Mg) rentan terhadap pelarutan dalam larutan berair terutama yang mengandung elektrolit ion klorida. Penambahan elemen paduan dapat menjadi pilihan untuk meningkatkan sifat mekanik dan ketahanan korosi magnesium (Mg). Kalsium (Ca) merupakan salah satu komponen tulang manusia dan sangat dibutuhkan dalam proses penyembuhan tulang. Seiring dengan penambahan kalsium (Ca), bahwa sifat paduan Mg-Ca ditingkatkan dengan penambahan Zinc (Zn). Zinc (Zn) diakui sebagai elemen penting bagi manusia. (Annur et al., 2016)

Dari penelitian sebelumnya telah banyak peneliti menyelidiki berbagai parameter sebagai bahan yang menjanjikan untuk implan masa depan, magnesium (Mg) telah diteliti dan telah menarik banyak orang karena biokompatibilitas dan sifat biodegradable. Magnesium (Mg) dapat dipilih sebagai implan tulang karena modulus elastisitas Young (40 – 45 GPa) yang cukup dekat dengan tulang alami (10 – 20 GPa) dibandingkan dengan bahan lain yang umum digunakan (*stainless steel*, titanium dan paduan berbasis *Cobalt – Chromium*). (Amal et al., 2016)

Paduan magnesium (Mg) dicirikan oleh kekuatan spesifik yang tinggi, kekakuan spesifik yang tinggi, kapasitas rendaman yang tinggi, kemampuan cor yang baik dan kemampuan mesin yang menjadikannya bahan rekayasa menjanjikan di industri otomotif dan dirgantara. Paduan magnesium juga merupakan kandidat yang diinginkan sebagai implan tulang yang dapat



terdegradasi karena sifat mekaniknya yang baik, kemampuan terurai dan biokompatibilitas yang melekat. Sifat mekanik dan biokompatibilitas paduan Mg-Ca dapat disesuaikan dengan mengontrol kandungan kalsium (Ca). Namun, sifat mekanik yang tidak memadai serta ketahanan korosi yang lebih rendah adalah dua kelemahan utama dari paduan Mg-Ca. *Zinc* (Zn) merupakan salah satu unsur nutrisi yang melimpah dalam tubuh manusia. Selain itu juga *Zinc* (Zn) merupakan paduan yang sangat berpotensi untuk meningkatkan sifat mekanik dan ketahanan korosi paduan magnesium (Mg). (Sun et al., 2012)

Saat ini, Magnesium (Mg) menjadi perhatian karena merupakan material yang tepat untuk aplikasi implan yang mampu terdegradasi dalam tubuh secara gradual, bermanfaat penyerapan atau jika kadarnya berlebih dapat dikeluarkan melalui urin. Magnesium (Mg) juga memiliki biokompatibilitas yang baik, densitasnya rendah dan kekuatan spesifik yang tinggi. Selain itu pelepasan ion magnesium (Mg) ke dalam tubuh dapat membantu pertumbuhan jaringan tulang serta mempercepat waktu penyembuhan. Kalsium (Ca) adalah salah satu elemen yang bisa mengontrol laju korosi pada paduan magnesium, sebagai aplikasi pengganti tulang. Kalsium (Ca) merupakan elemen yang dapat digunakan dalam paduan logam magnesium (Mg). Hal ini karena kalsium (Ca) merupakan komposisi utama di dalam tubuh untuk membentuk penyembuhan luka. *Zinc* (Zn) merupakan elemen esensial untuk sistem imunitas dan untuk menjaga-jaga ko-faktor enzim pada tulang. Secara metalurgi, penambahan kalsium (Ca) pada paduan Magnesium (Mg) dapat meningkatkan ketahanan korosi, meningkatkan kekerasan, memperhalus mikrostruktur.

Karena potensi yang menjanjikan dimasa depan, maka tidak dipungkiri bahwa implan tulang pada paduan Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk akan sangat penting. Maka hal ini yang mendasari untuk melakukan penelitian yang berjudul **“STUDI KARAKTERISTIK MEKANIK DAN KOROSI PADUAN Mg-Zn-Ca PADA METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI BIOMEDIS”**.



1.2 Rumusan Masalah

Dari analisis di atas maka dapat dirumuskan beberapa permasalahan terkait dengan penelitian yang akan dilakukan:

- Bagaimana karakteristik paduan Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk?
- Bagaimana ketahanan korosi pada paduan Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk?
- Bagaimana struktur mikro pada paduan Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk?
- Bagaimana kadar asam atau basa pada paduan Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk?

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk:

- Mengetahui karakterisasi paduan Mg-Zn-Ca hasil metode metalurgi serbuk.
- Mengetahui ketahanan korosi pada paduan Mg-Zn-Ca hasil metode metalurgi serbuk.
- Mengetahui struktur mikro pada paduan Mg-Zn-Ca hasil metode metalurgi serbuk.
- Mengetahui kadar asam atau basa pada paduan Mg-Zn-Ca hasil metode metalurgi serbuk.

1.4 Batasan Masalah

Pada penelitian ini digunakan untuk membatasi asumsi parameter yang sangat kecil pengaruhnya pada penelitian. Adapun batasan-batasan masalahnya adalah sebagai berikut:

Bahan yang dipakai pada penelitian ini adalah serbuk Magnesium (Mg), serbuk Zinc (Zn) dan serbuk Kalsium (Ca).



- b. Ukuran butir Magnesium (Mg), Zinc (Zn) dan Kalsium (Ca) dianggap konstan.
- c. Komposisi bahan menggunakan serbuk Magnesium (Mg), Zinc (Zn) dan Kalsium (Ca) adalah 89Mg-10Zn-1Ca, 93Mg-6Zn-1Ca dan 97Mg-2Zn-1Ca.
- d. Tekanan kompaksi yang digunakan adalah 200 Mpa atau 28 ton.
- e. Waktu sintering yang dilakukan selama kurang lebih 3 jam dengan variasi temperature 500°C dan 600°C dialiri dengan gas argon 2L/min.
- f. Pengujian yang dipakai adalah uji bending, uji kekerasan, *X-Ray Diffraction* (XRD), *Scanning Electron Microscope* (SEM), uji Polarisasi dan uji *Potential Hydrogen* (pH).

1.5 Manfaat Penelitian

Dari hasil penelitian ini diharapkan dapat memberikan manfaat sebagai berikut:

- a. Diharapkan hasil dari penelitian ini dapat berkontribusi dalam perkembangan ilmu dan teknologi manufaktur terutama dalam bidang biomedis.
- b. Diharapkan hasil dari penelitian ini dapat memberikan pertimbangan menjadi referensi lebih lanjut yang berkaitan dengan metalurgi serbuk Mg-Zn-Ca untuk aplikasi biomedis.



BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Penelitian yang Relevan

Penelitian relevan menjadi tolak ukur penelitian yang diambil dalam menentukan hipotesa penelitian. Penelitian relevan sendiri menjadi bagian dari penguat pra penelitian yang menyatakan penelitian serupa atau mengandung kemiripan sudah pernah dilakukan penelitian lain. Persamaan tersebut dapat berupa metode, objek, sampel maupun tempat. Dengan ini saya memilih beberapa penelitian yang relevan yaitu:

M.Ikhlusul Amal (2016), *Processing of porous Mg-Zn-Ca alloy via powder metallurgy*. Pada penelitian ini dibuat paduan Mg-Zn-Ca berpori dengan metode metalurgi serbuk yang terdiri dari fabrikasi green compact dan proses sinternya. Kalsium hidrida (CaH_2) ditambahkan sebagai bahan pembusa. Komposisi paduan Mg-Zn-Ca di variasikan (1-30% wt CaH_2 , dan 1 variasi dengan penambahan 9% wt Ca, sedangkan kontanta Zn) untuk mempelajari pengaruh penambahan bahan pembusa dan kalsium terhadap pembentukan fasa dan sifat structural Mg berpori. Proses sintering dilakukan dalam tube furnace di bawah atmosfer argon pada suhu 520°C selama 2 jam. Karakterisasi struktur mikro menunjukkan perbedaan CaH_2 kandungan dalam paduan akan memberikan jenis pori-pori yang berbeda. Ada kecenderungan peningkatan ukuran pori dan butiran kasar seiring dengan kandungan CaH yang lebih tinggi. (Amal et al., 2016)

Dhyah Annur (2018), *Study of Sintering on Mg-Zn-Ca Alloy System*. Pada penelitian ini proses sintering dalam metalurgi serbuk dipilih untuk membuat paduan Mg-6Zn-1Ca (dalam % berat) tidak berpori dan paduan Mg-6Zn-1Ca Carbamid berpori. Pengaruh penambahan penahanan ruang dan suhu sintering terhadap porositas, pembentukan fasa, sifat mekanik dan sifat korosi diamati.

sintering dilakukan dalam tube furnace dibawah atmosfer argon selama 5
akuan panas dilakukan dalam dua tahap yaitu dipanaskan pada suhu 250°C



selama 4 jam untuk mengurangi partikel spacer, dilanjutkan dengan pemanasan pada suhu 580°C atau 630°C selama 5 jam. Struktur berpori dari paduan yang dihasilkan diperiksa menggunakan *Scanning Electron Microscope* (SEM) sedangkan pembentukan fasa dikarakterisasi dengan analisis difraksi sinar-X (XRD). Sifat mekanik diperiksa menggunakan pengujian kompresi. (Annur et al., 2018)

Aprilia Erryani (2018), Laju dan Morfologi Korosi Paduan Logam Berpori Mg-Ca-Zn dengan Foaming agent CaCO_3 . Pada penelitian ini paduan magnesium merupakan material yang banyak dikembangkan sebagai material yang banyak dikembangkan sebagai material implan *biodegradable* pada aplikasi *orthopedic*. Paduan magnesium memiliki biokompatibilitas yang baik, mampu luruh dan sifat mekanik yang bagus serta memiliki potensi untuk digunakan sebagai material biomedis. Tujuan utama untuk menyelidiki laju dan morfologi hasil korosi pada paduan implan *biocompatible* berbasis Mg-Ca-Zn dengan CaCO_3 sebagai foaming agent. Mg-Ca-Zn alloy dibuat dengan metode metalurgi serbuk dengan penambahan CaCO_3 sebagai *foaming agent* dengan tiga variasi komposisi (96Mg-Ca-3Zn- CaCO_3 , 91Mg-Ca-3Zn-5 CaCO_3 , dan 86Mg-Ca-3Zn-10 CaCO_3 wt%). Proses sintering dilakukan pada 600°C dan 650°C dengan waktu tahan lima jam. Pengujian korosi dilakukan menggunakan Gamry Instrument G570 sesuai dengan standar ASTM G50-94. Cairan elektrolit tubuh simulasi yang digunakan adalah larutan Hank's dengan nilai pH 7,4 dan suhu 37°C. Laju korosi paduan Mg-Ca-Zn- CaCO_3 meningkat seiring dengan bertambahnya jumlah CaCO_3 dalam paduan dan kenaikan suhu pemanasan. Dari hasil pengujian, laju korosi paling kecil adalah 91Mg-Ca-3Zn- CaCO_3 pada pemanasan 600°C, yaitu 58,3045 mpy dan laju korosi paling besar terjadi pada paduan 86Mg-Ca-3Zn-10 CaCO_3 pada pemanasan 650°C, yaitu 91,4007 mpy. (Erryani, Lestari, Annur, Amal, et al., 2018)

Ika Kartika (2019) Analisis Struktur Pori dan Sifat Mekanik Paduan Mg-0.5Ca-4Zn Hasil Proses Metalurgi Serbuk dengan Variasi Komposisi Foam Agent dan temperatur sintering. Pada penelitian ini paduan Mg-Zn-Ca dengan berpori memiliki potensi sebagai implan mampu luruh yang dapat



mengatasi persoalan dalam dunia medis. Membuat paduan implan berpori Mg-0,5Ca-4Zn hasil proses metalurgi serbuk dengan variasi foaming agent CaCO_3 dan temperatur sintering. Struktur pori yang dihasilkan dalam paduan dikarakterisasi dengan menggunakan *x-ray diffraction* (XRD) dan Scanning Electron Microscopy (SEM). Presentasi porositas dalam paduan dilakukan dengan uji Archimedes sesuai ASTM B311-93. Hasil identifikasi senyawa dalam paduan dengan XRD menunjukkan adanya fasa Mg, MgO, MgZn, Mg_2Ca dan fasa intermetalik $\text{Ca}_2\text{Mg}_6\text{Zn}_3$. Semakin meningkatnya temperatur sintering dan penambahan CaCO_3 dalam paduan meningkatkan pori yang terbentuk sehingga menurunkan densitas dan kekuatan tekan dari paduan Mg-0,5Ca-4Zn. Pengamatan dengan SEM menunjukkan ukuran pori terbesar yang terbentuk adalah sebesar 106,62 – 435,22 μm yang dihasilkan dalam paduan 85,5Mg-0,5Ca-4Zn-10 CaCO_3 pada temperatur sintering 650°C. (Kartika et al., 2019)

Dhyah Annur (2016) *The synthesis and characterization of Mg-Zn-Ca alloy by powder metallurgy process*. Pada penelitian ini, Mg-3Zn-1Ca, Mg-29Zn-1Ca dan Mg-53Zn-4,3 Ca (dalam % berat) disintesis dengan metode metalurgi serbuk. Kekuatan kompresi dan ketahanan korosi dari paduan magnesium diperiksa secara keseluruhan. Struktur mikro paduan dikarakterisasi menggunakan optic, *Scanning Electron Microscope* dan juga analisis difraksi sinar-X. ketahanan korosi dievaluasi menggunakan analisis elektrokimia. Hasil penelitian menunjukkan bahwa paduan Mg-Zn-Ca dapat disintesis menggunakan metode metalurgi serbuk. Penelitian ini menunjukkan bahwa Mg-29Zn-1Ca akan menghasilkan kekuatan mekanik tertinggi hingga 159,81 MPa. (Annur et al., 2016)

Y.F Zheng (2010) *In vitro degradation and cytotoxicity of Mg/Ca composites produced by powder metallurgy*. Pada penelitian ini, Komposit Mg/Ca (1 wt.%, 5wt.%, 10 wt.% Ca) dibuat dari serbuk magnesium dan kalsium murni menggunakan metode metalurgi serbuk, bertujuan untuk memperbesar penambahan kandungan Ca tanpa terbentuknya Mg_2Ca . *Ultimate tensile strength*

dan perpanjangan komposit eksperimental menurun dengan meningkatnya kandungan Ca, dan UTS komposit Mg/1Ca sebanding dengan paduan Mg-1Ca yang



diekstrusi. Potensi korosi meningkat dengan meningkatnya kandungan Ca. Ekstrak komposit Mg/1Ca dan Mg/5Ca tidak memiliki toksisitas yang signifikan ($p > 0.05$) ke L-929 sel, sedangkan ekstrak komposit Mg/10Ca menginduksi -40% penurunan viabilitas sel.(Zheng et al., 2010)

Z.S. Seyedraofi (2013) *Synthesis, microstructure and mechanical properties of porous Mg-Zn scaffolds*. Pada penelitian ini, paduan magnesium telah dipelajari secara intensif sebagai bahan implan yang dapat terurai secara hayati, karena sifat mekaniknya menjadikan kandidat yang menjanjikan untuk aplikasi rekayasa jaringan tulang. Mg-4wt%Zn dan Mg-6wt%Zn disiapkan menggunakan proses metalurgi serbuk. Efek dari porositas dan kandungan Zn pada unsur struktur mikro dan sifat mekanik dari perancah fabrikasi dipelajari, Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa spesimen Mg-Zn berpori dengan porositas dan ukuran pori sekitar 21-36% dan 150-400Mm, masing-masing dapat meningkat sifat mekanik yang sebanding dengan tulang. Selain itu, peningkatan jumlah Zn dalam paduan yang diterapkan menimbulkan penyempurnaan signifikan ukuran butir magnesium dan peningkatan sifat mekanik, seperti kekuatan tekan dari spesimen Mg-Zn berpori. Menurut hasil paduan Mg-Zn berpori dapat dianggap sebagai salah satu bahan perancah yang paling menjanjikan untuk regrenasi jaringan keras.(Seyedraoufi & Mirdamadi, 2013)

Hamid Reza Bakhsheshi Rad (2011) *Microstructure analysis and corrosion behavior of biodegradable Mg-Ca implant alloys*. Pada penelitian ini, Mg-Ca paduan dengan berbagai kandungan Ca dari 0,5 sampai 10% berat diproduksi sebagai proses pengecoran. Ketahanan korosi diperiksa secara in vitro dengan polarisasi potensiodinamik dan uji perendaman dalam larutan kokuba pada suhu kamar. Uji polaritas potensiodinamik dalam cairan tubuh sumulasi (SBF) menunjukkan bahwa laju korosi paduan Mg-Ca meningkat secara signifikan dengan meningkatnya kandungan Ca. Uji perendaman dalam larutan kokuba juga menunjukkan laju disolusi paduan Mg-Ca meningkat dengan meningkatnya paduan yang menyebabkan kenaikan nilai pH. Diamati bahwa kerusakan korosi



pada spesimen dengan kandungan Ca yang lebih rendah moderat dan seragam daripada kandungan Ca yang lebih tinggi. (Rad et al., 2012)

Yun Sun (2011) *Preparation and characterization of a new biomedical Mg-Zn-Ca alloy*. Pada penelitian ini, paduan Mg-4.0Zn-0.2Ca yang diekstrusi menunjukkan kekuatan puncak 297 MPa, kekuatan luluh 240MPa, perpanjangan 21,3% dan modulus elastisitas 45Gpa. Setelah 30 hari perendaman larutan SBF, nilai kekuatan luluh dan kekuatan tarik ultimate, perpanjangan dan modulus elastisitas paduan terdegradasi menjadi 160 MPa, 220 Mpa, 8,5% dan 40 GPa. Uji korosi in vitro dalam cairan tubuh simulasi (SBF) mengungkapkan bahwa penambahan Zn dan Ca ke dalam matriks Mg dapat meningkatkan potensi korosi dan mengurangi laju degradasi. Paduan Mg-4.0Zn-0.2Ca memiliki biokompatibilitas yang sesuai. (Sun et al., 2012)

Erkin Zhang (2008) *Microstructure, mechanical and corrosion properties and biocompatibility of Mg-Zn-Mn alloys for biomedical application*. Pada penelitian ini, Mn dan Zn dipilih untuk mengembangkan paduan magnesium Mg-Zn-Mn untuk aplikasi biomedis karena biokompatibilitas yang baik dari elemen Zn dan Mn. Struktur mikro, sifat mekanik, sifat korosi dan biokompabilitas dari paduan Mg-Zn-Mn telah diselidiki dengan menggunakan mikroskop optic, SEM, pengujian tarik dan hemolisis darah dan toksisitas sel. Uji polaritas menunjukkan Zn dapat mempercepat pembentukan passivation film, yang memberikan perlindungan yang baik pada paduan magnesium terhadap cairan tubuh yang disimulasikan. Kultur sel dan uji hemolisis menunjukkan bahwa paduan magnesium tidak memiliki toksisitas sel dan menunjukkan *citocompabilty* yang baik, tetapi paduan tersebut menyebabkan hemolisis pada sistem darah. (Zhang et al., 2009)

Ika Kartika (2014) *Characteristics of Mg-Ca-Zn alloy metallic foam based on Mg-Zn-CaH₂ system*. Pada penelitian ini, karakteristik busa logam paduan Mg-Ca-Zn dibuat dengan pembusaan serbuk padat berdasarkan Mg-Zn-CaH₂. Dua jenis dari serbuk Mg-Zn-CaH₂ dengan komposisi 97.5wt% Mg, 2wt% Zn, 0.5wt% CaH₂ dan 97.5wt% Mg, 2wt% Zn, 1.2 wt% CaH₂ di siapkan dengan percampuran kering jam dan dikarakterisasi dengan analisis termal difensial (DTA). Serbuk



yang disiapkan kemudian ditekan dibawah beban 6,5MPa pada suhu kamar dan disinter selama 2 jam pada 350 dan 600°C. Paduan dianalisis dengan difraksi sinar-X dan SEM. Hasil analisis menunjukkan bahwa penambahan kalsium hidrida sebagai blowing agent berpengaruh terhadap pembentukan Mg_2Ca dan Mg_2Zn_3 , serta suhu sintering dan pemurnian butiran paduan Mg-Ca-Zn. (Kartika et al., 2014)

2.2 Definisi Metalurgi Serbuk

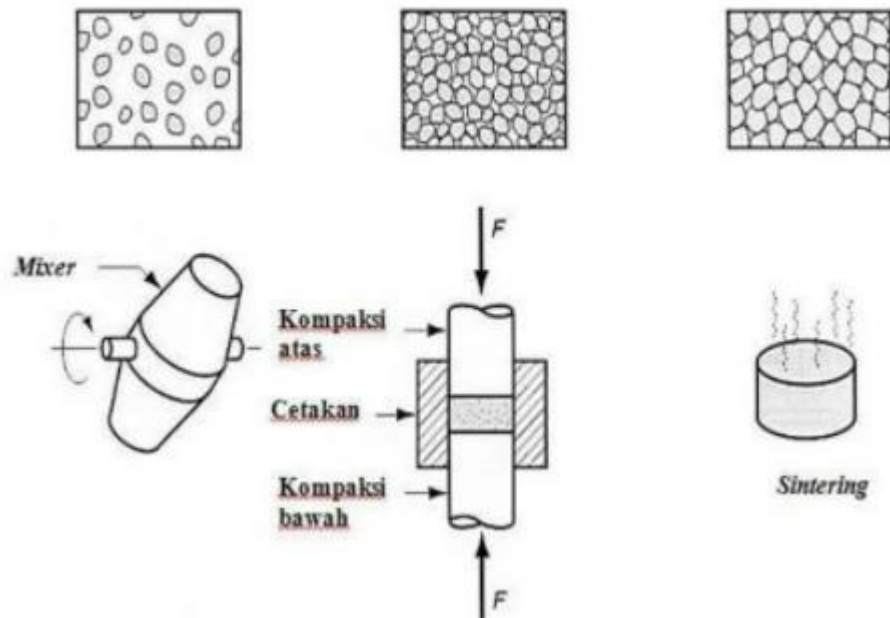
Metalurgi serbuk adalah suatu kegiatan yang meliputi pembuatan benda komersial, baik yang jadi atau masih setengah jadi (disebut kompak mentah), dari serbuk logam melalui penekanan. Proses ini dapat disertai pemanasan akan tetapi derajat pemanasan harus berada dibawah temperature rekristalisasi serbuk. Pemanasan selama proses penekanan atau sesudah penekanan yang dikenal dengan istilah sinter menghasilkan pengikatan partikel halus. Dengan demikian kekuatan dan sifat-sifat fisis lainnya meningkat. Prinsip metalurgi serbuk adalah memadatkan di bawah temperatur leleh. Sehingga partikel-partikel logam memadu karena mekanisme transportasi massa akibat difusi atom antar permukaan partikel.

Metalurgi serbuk (*powder metallurgy*) adalah proses teknik pengerjaan logam yang sebagian atau komponennya terbuat dari serbuk logam. Proses pengerjaannya yakni serbuk logam ditekan (*pressing*) menjadi bentuk yang diinginkan. Selanjutnya serbuk yang tertekan tersebut dipanaskan supaya saling mengikat dan menjadi *sintering*. Metalurgi serbuk dapat menghasilkan produk dengan hampir tidak ada pori-pori, yang memiliki sifat hampir sama dengan bahan padat sempurna. Proses difusi selama perlakuan panas merupakan pusat pengembangan sifat-sifat ini. Proses metalurgi serbuk sangat cocok untuk logam dengan keuletan rendah karena hanya membutuhkan sedikit deformasi plastis dari partikel serbuk. (Teknika, 2021)

Proses metalurgi serbuk untuk aplikasi manetic yang dalam hal ini adalah untuk memproduksi material magnetik lunak (*soft magnetic materials*) untuk arus DC pada peralatan elektronik juga untuk magnetic permanent. Dalam tetapi tidak berarti semua bagian dari aplikasi yang ada diproduksi dengan



proses metalurgi serbuk karena metode ini dapat menghasilkan bentuk akhir dengan proses tambahan seperti machining dan grinding minimal pada satu waktu untuk mendapatkan sidat magnet yang diinginkan. (Sultan Achmad Dodo & Mahadi S.T., M.T, 2020)



Gambar 1 Proses metalurgi serbuk

Proses metalurgi serbuk relatif lebih baru dan memiliki beberapa kelebihan dibandingkan dengan proses pengecoran logam. Namun demikian proses ini tidak bisa menggantikan sepenuhnya fungsi proses pengecoran. Masing-masing proses memiliki kelebihan dan kekurangan. Kelebihan proses metalurgi serbuk di antaranya adalah: efisiensi bahan tinggi, dapat membuat paduan dari bahan yang perbedaan density dan lebur cukup tinggi, porositas dan homogenitas produk terkontrol, mudah mengatur komposisi paduan. Kekurangan-kekurangan proses metalurgi diantaranya adalah: keterbatasan bentuk dan ukuran benda yang dapat dibuat.

a. Kelebihan pada metalurgi serbuk adalah sebagai berikut:



efisiensi pemakaian bahan yang sangat tinggi dan hamper mencapai 100% tingkat terjadinya cacat seperti regregasi dan kontaminasi sangat rendah

- 3) Stabilitas dimensi sangat tinggi
 - 4) Kemudahan dalam proses standarisasi dan otomatisasi. Besar butir mudah dikendalikan
 - 5) Mudah dalam pembuatan produk beberapa paduan khusus yang susah didapatkan dengan proses pengecoran (*casting*)
 - 6) Porositas produk mudah dikontrol
 - 7) Cocok untuk digunakan pada material dengan kemurnian tinggi
 - 8) Cocok untuk pembuatan material paduan dengan matriks logam
- b. Keterbatasan metalurgi serbuk, antara lain:
- 1) Biaya pembuatan yang mahal dan terkadang serbuk sulit penyimpanannya.
 - 2) Dimensi yang sulit tidak memungkinkan, karena selama penekanan serbuk logam tidak mampu mengalir ke ruang cetakan.
 - 3) Sulit untuk mendapatkan kepadatan yang merata.

Metalurgi serbuk adalah metode yang terus dikembangkan dari proses manufaktur yang dapat mencapai bentuk komponen akhir dengan mencampurkan serbuk secara bersamaan dan dikompaksi dalam cetakan, dan selanjutnya disinter di dalam *furnace* (tungku pemanas).

Prinsip ini adalah memadatkan serbuk logam menjadi bentuk yang diinginkan dan kemudian memanaskannya di bawah temperatur leleh. Sehingga partikel-partikel logam memadu karena mekanisme transportasi massa akibat difusi atom antar permukaan partikel. Metode metalurgi serbuk memberikan kontrol yang teliti terhadap komposisi dan penggunaan campuran yang tidak dapat difabrikasi dengan proses lain. Sebagai ukuran ditentukan oleh cetakan dan penyelesaian akhir. Proses pemanasan yang dilakukan harus berada di bawah titik leleh serbuk material yang digunakan. Setiap proses dalam pembuatan metalurgi serbuk sangat mempengaruhi kualitas akhir produk yang dihasilkan. (Hazwi et al., 2016)

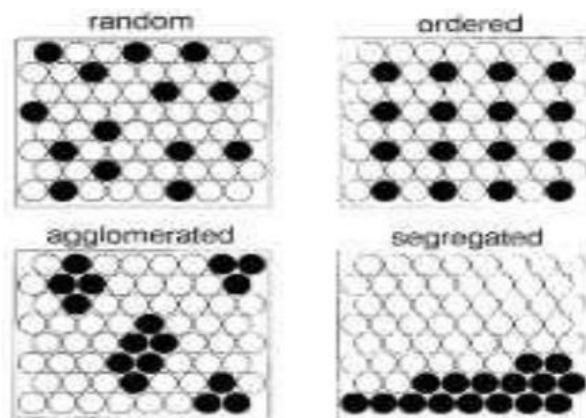


2.2.1 Pencampuran (*Mixing*)

Pencampuran (*mixing*) diartikan sebagai pencampuran bubuk dengan fraksi nominal yang sama. Ini digunakan untuk mendapatkan distribusi ukuran

partikel yang diinginkan. Mencampur berarti mencampur bubuk dengan komposisi kimia yang berbeda. Mereka dapat digambarkan secara matematis sebagai perubahan seketika dalam konsentrasi komponen di sepanjang koordinat lokal. Perubahan konsentrasi terjadi karena pengangkutan partikel secara konvektif atau terdispersi. Modus terakhir dapat dibagi lagi menjadi transportasi difusi dan gerakan partikel acak, yang disebabkan oleh energi masukan melalui pengadukan atau pengukuran lainnya. Dibandingkan dengan beberapa jenis distribusi lainnya, disperse terbaik yang diharapkan dalam proses pencampuran adalah distribusi acak dari berbagai jenis partikel.

Kualitas campuran biasanya dijelaskan oleh konsentrasi deviasi standar dari rangkaian volume sampel campuran. Memang benar itu sensitive terhadap volume sampel itu sendiri. Jika sampel cukup besar, mendekati nol dan tidak bergantung pada perubahan konsentrasi lokal. Oleh karena itu, ukuran sampel yang diperlukan untuk deviasi standar maksimum yang diijinkan adalah karakteristik lain dari homogenitas campuran.



Gambar 2 Difersi partikel fase kedua dalam campuran bubuk

Butiran-butiran serbuk yang bervariasi harus terdistribusi merata, sehingga perlu dilakukan pencampuran. Disamping untuk meratakan distribusi butiran, pencampuran ini juga dilakukan untuk meratakan distribusi bahan pada pembuatan paduan. Bahan-bahan yang berbeda jenisnya atau berbeda titik leburnya harus merata. Dengan demikian akan dihasilkan benda dengan sifat yang



Ada 2 macam pencampuran dalam metalurgi serbuk, yaitu:

1) Pencampuran basah (*wet mixing*)

Proses pencampuran dimana serbuk matrik dan filler dicampur terlebih dahulu dengan pelarut polar. Metode ini dipakai apabila matrik dan filler yang digunakan mudah mengalami oksidasi.

Tujuan pemberian pelarut polar adalah untuk mempermudah proses pencampuran material yang digunakan dan untuk melapisi permukaan material supaya tidak berhubungan dengan udara luar sehingga mencegah terjadinya oksidasi pada material yang digunakan.

2) Pencampuran kering (*dry mixing*)

Proses pencampuran yang dilakukan tanpa menggunakan pelarut untuk membantu melarutkan dan dilakukan di udara luar. Metode ini dipakai apabila material yang digunakan tidak mudah mengalami oksidasi.

2.2.2. Penekanan (kompaksi)

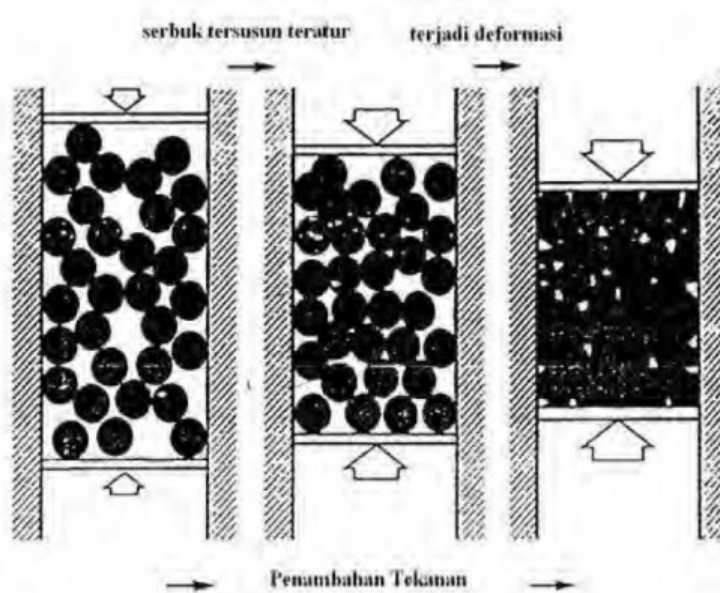
Proses kompaksi adalah suatu proses pembentukan logam dari serbuk logam dengan mekanisme penekanan setelah serbuk logam dimasukkan kedalam cetakan. Proses kompaksi pada umumnya dilakukan dengan penekanan satu arah atau dua arah. Pada penekanan satu arah atas bergerak kebawah. Sedangkan pada dua arah, penekanan atas dan penekanan bawah saling menekan secara bersamaan dalam arah yang berlawanan. Jenis dan macam produk yang dihasilkan oleh proses metalurgi serbuk sangat ditentukan pada proses kompaksi dalam membentuk serbuk dengan kekuatan baik. Pada proses kompaksi serbuk meliputi proses pengepresan suatu bentuk didalam cetakan yang terbuat dari baja. Tekanan yang diberikan berkisar antara 20-1400 MPa.

Untuk mendapatkan benda dengan bentuk yang diinginkan, perlu dilakukan pemadatan serbuk dalam cetakan. Pemadatan dilakukan dengan memberikan tekanan pada serbuk. Dengan pemadatan akan menaikkan massa jenis dan ikatan antar butir, sehingga cukup kuat untuk diproses selanjutnya. Serbuk yang sudah dipadatkan ini disebut *green compact*.



Tekanan pemadatan yang diperlukan tergantung pada jenis bahan serbuk yang berkisar antara 70 Mpa (10ksi) hingga 800 Mpa (120 ksi). Bahan-bahan dengan kekerasan rendah, seperti aluminium, kuningan dan perunggu memerlukan tekanan pemadatan yang rendah. Bahan-bahan dengan kekerasan tinggi seperti besi, baja dan nikel paduan memerlukan tekanan pemadatan yang tinggi. Semakin tinggi tekanan pemadatan akan menaikkan berat jenis hingga kondisi optimum. Di atas tekanan optimum tersebut, peningkatan tekanan tidak akan memberikan pengaruh yang signifikan terhadap kenaikan massa jenis.

Kompaksi merupakan suatu proses pembentukan atau pemampatan terhadap serbuk murni atau paduan atau campuran dari berbagai macam serbuk sehingga mempunyai bentuk tertentu dan mempunyai kekuatan yang cukup untuk mengalami proses selanjutnya. Kompaksi berkaitan erat dengan tekanan yang diberikan dari luar untuk mendeformasi serbuk menjadi massa yang memiliki densitas tinggi, selain memberikan bentuk mengontrol ukuran serbuk. Artinya tekanan yang diberikan serbuk, perilaku mekanik, dan laju penekanan merupakan parameter proses utama yang menentukan hasil pemadatan serbuk. Peningkatan penekanan akan memberi hasil packing yang lebih baik dan penurunan porositas, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.



Gambar 3 Kompaksi serbuk logam



Ketika tekanan kompaksi dinaikkan, jumlah partikel mengalami deformasi plastis akan meningkat. Pada tekanan rendah, aliran plastis dipusatkan pada kontak partikel. Ketika tekanan dinaikkan, aliran plastis yang homogen terjadi seluruhnya. Dengan penekanan yang cukup, seluruh partikel akan mengalami *strain hardening* ketika jumlah porositas berkurang.

Ada dua macam metode kompaksi dalam metalurgi serbuk, yaitu:

1) *Cold compressing*

Penekanan dengan temperatur kamar. Metode ini dipakai apabila bahan yang digunakan mudah teroksidasi, seperti aluminium (Al).

2) *Hot compressing*

Penekanan dengan temperatur di atas temperatur kamar. Metode ini dipakai apabila material yang digunakan tidak mudah teroksidasi.

Pada proses kompaksi, gaya gesek yang terjadi antar partikel yang digunakan dan antar partikel komposit dengan dinding cetakan akan mengakibatkan kerapatan pada daerah tepi dan bagian tengah tidak merata. Untuk menghindari terjadinya perbedaan kerapatan, maka pada saat kompaksi digunakan lubricant/pelumas yang bertujuan untuk mengurangi gesekan antara partikel dan dinding cetakan. Dalam penggunaan lubricant/pelumas, dipilih bahan pelumas yang tidak reaktif terhadap campuran serbuk serbuk dan yang memiliki titik leleh rendah sehingga pada proses sintering tingkat awal lubricant dapat menguap. Terkait dengan pemberian lubricant pada proses kompaksi, maka terdapat 2 metode kompaksi, yaitu:

- 1) *Die-wall compressing*: penekanan dengan memberikan lubricant [ada dinding cetakan.
- 2) *Internal lubricant compressing*: penekanan dengan mencampurkan lubricant pada material yang akan ditekan.

2.2.3. Pemanasan (*Sintering*)

Istilah sintering berasal dari bahasa jerman, sinter dalam bahasa inggris seasal dengan kata cinder yang berarti bara. Sintering merupakan metode pembuatan dari serbuk dengan pemanasan sehingga terbentuk ikatan partikel. *Green* yang dihasilkan dari sebuah proses pemadatan pada temperature ruangan



yang belum memiliki sebuah ikatan atom yang memadai. *Green compact* perlu dipanaskan terlebih dahulu hingga mencapai temperatur 70-90% dari titik lebur bahan paduan unsur yang diinginkan, bahan aluminium titik lebur berada pada suhu 660°C dan untuk temperatur sinternya berkisar antara 460°C - 590°C . Pada proses pemanasan disebut proses sintering. Sintering dapat diklasifikasikan dalam dua bagian besar yaitu sintering dalam keadaan padat (*solid state sintering*) dan sintering fase cair (*liquid phase sintering*). Sintering dengan fase padat adalah sintering yang dilaksanakan pada suatu temperatur yang telah ditentukan, dimana dalam bahan sebuanya tetap dalam fase padat, sintering fase cair adalah sintering untuk serbuk yang disertai terbentuknya fase cair selama proses sintering berlangsung.

Sintering merupakan proses pemanasan produk awal hasil kompaksi pada suatu temperatur yang dilakukan untuk membentuk suatu temperatur yang dilakukan untuk membentuk suatu ikatan antar partikel melalui mekanisme difusi atom sehingga kekuatan produk awal meningkat.

Adapun parameter proses sintering yang perlu diperhatikan dalam metalurgi serbuk sebagai berikut:

1) Temperatur sintering

Dengan temperatur sintering yang tinggi akan terjadi shrinkage yang lebih besar, pertumbuhan butir dan biaya yang mahal.

2) Ukuran partikel serbuk

Semakin halus serbuk maka semakin cepat laju sintering dan level impuritas yang semakin baik.

3) Waktu sintering

Semakin lama proses penyinteran berlangsung maka diameter serbuk semakin besar. Waktu sintering juga menentukan densifikasi tetapi tidak terlalu berpengaruh dibandingkan dengan temperatur sintering.

4) *Green density*

Impuritas meningkat akan mengakibatkan terjadinya penyusutan yang kecil, untuk porositas yang lebih kecil dan diperoleh dimensi yang uniform.



5) Tekanan kompaksi

Semakin tinggi tekanan kompaksi akan memperbanyak dislokasi sehingga mempercepat sintering. Selain itu produk awal kompaksi yang ditekan pada tekanan rendah akan menyusut (*shrinkage*) lebih besar dari pada produk awal yang ditekan dengan tekanan tinggi karena tekanan kompaksi mengurangi porositas dan menakkan densitas produk awal.

Proses sintering meliputi 3 tahap mekanisme pemanasan:

1) Presintering

Presintering merupakan proses pemanasan yang bertujuan untuk:

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

2) Difusi permukaan

Pada proses pemanasan untuk terjadinya transportasi massa pada permukaan antar partikel serbuk yang saling berinteraksi, dilakukan pada temperature sintering. Atom-atom pada permukaan partikel serbuk saling berdifusi antar permukaan sehingga meningkatkan gaya kohesifitas antar partikel.

3) Eliminasi porositas

Tujuan akhir dari proses sintering pada bahan komposit berbasisi 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 sintering menyebabkan eliminasi porositas (terbentuknya *sinter density*).

2.3 Implan Tulang

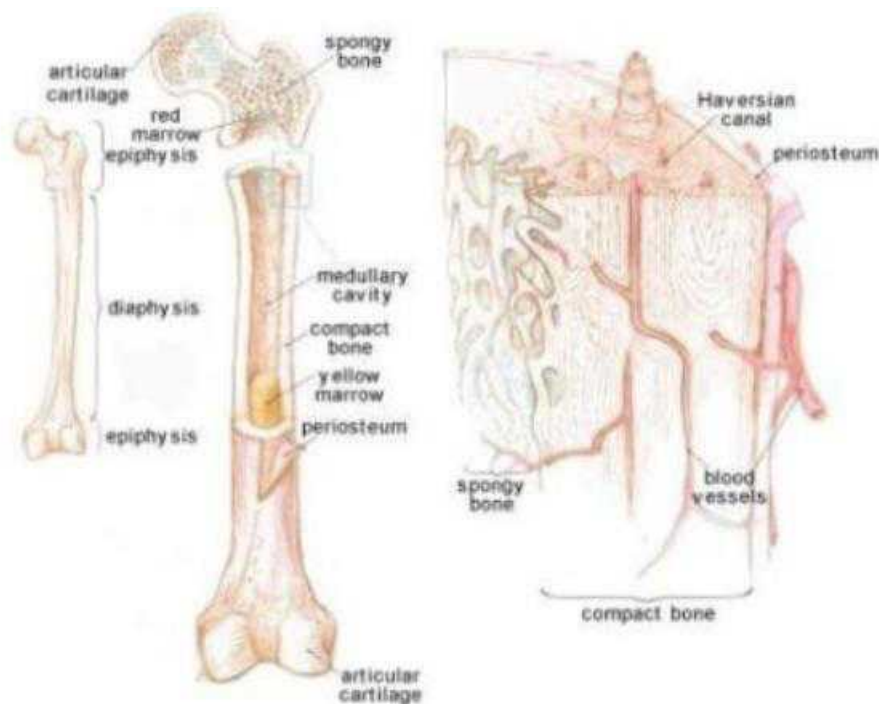


ang, lebih khususnya manusia, adalah suatu material komposit yang terdiri kolafen dan filler kalsium. Secara mendasar memiliki perbedaan dari

material komposit lainnya, yaitu memiliki nilai biologis. Tulang manusia terdiri dari 4 jenis yaitu tulang panjang, pendek, pipih dan tidak teratur. Struktur tulang dewasa terdiri dari 30% bahan organik (hidup) dan 70% endapan garam. Bahan organik disebut matriks, dan terdiri dari 90% lebih serat kolagen dan kurang dari 10% proteoglikan (protein plus sakarida) deposit garam terutama adalah kalsium dan fosfor dengan sedikit natrium, kalium karbonat dan ion magnesium. Garam-garam menutupi matriks dan berikatan dengan serat kolagen melalui proteoglikan. Adanya bahan organik menyebabkan tulang memiliki kekuatan tensif (resistensi terhadap tarikan yang meregangkan). Sedangkan garam-garam menyebabkan tulang memiliki kekuatan kompresi (kemampuan menahan tekanan).

Tulang adalah kerangka dalam tubuh manusia yang berfungsi melindungi organ dan sekaligus sebagai tempat (rumah) organ tubuh manusia. Selain sifat tulang yang kuat, tulang juga berkomposisi atas kandungan ion dan kalsium. Tulang bersifat kuat namun juga dapat retak dan bahkan dapat terjadi patah. Banyak penyebab yang mengakibatkan tulang retak dan patah salah satunya yang sering adalah dari kecelakaan. Salah satu solusi dalam mengatasi tulang yang retak dan patah adalah dengan menanamkan implan atau menggantikan tulang dengan implan. Implan dalam tulang harus memenuhi kriteria agar penderita patah tulang tidak merasakan efek samping yang negatif. Beberapa kriteria implan yang biokompatibilitas yang tinggi, tahan korosi, kuat dan tentunya dapat diterima dalam tubuh manusia.





Gambar 4 Struktur tulang manusia

Tulang, khususnya tulang manusia adalah suatu material komposit yang secara mendasar memiliki perbedaan dari material komposit lainnya, yaitu memiliki nilai biologi. Dalam tubuh manusia terdapat 206 tulang yang dapat diklasifikasikan ke dalam lima kelompok berdasarkan bentuknya yaitu tulang panjang, tulang pendek, tulang pendek datar, tulang tidak beraturan dan tulang kecil. Adapun fungsi dari tulang adalah mendukung jaringan dan memberikan bentuk tubuh, melindungi organ tubuh dan jaringan lunak, menyimpan garam mineral, memberikan pergerakan otot dan membentuk sel-sel darah merah di dalam sum-sum tulang belakang.

Tulang dapat beregenerasi sama seperti jaringan tubuh yang lain. Fraktur (patah) merangsang tubuh untuk menyembuhkan tulang yang patah dengan jalan membentuk tulang baru diantara ujung patahan tulang. Tulang baru dibentuk oleh aktivitas sel-sel tulang. Ada lima stadium penyembuhan tulang, yaitu:

1. Stadium satu – pembentukan hematoma

Ilah darah robek dan terbentuk hematoma disekitar daerah fraktur (patah).
l darah membentu fibrin guna melindungi tulang yang rusak dan sebagai



tempat tumbuhnya kapiler baru dan fibroblast. Stadium ini berlangsung selama 24 jam – 48 jam.

2. Stadium dua – proliferasi seluler

Pada stadium ini terjadi proliferasi dan diferensiasi sel menjadi fibro kartilago. Sel-sel yang mengalami proliferasi ini terus masuk ke dalam lapisan yang lebih dalam dan disanalah osteoblast bergenerasi dan terjadi proses ostegenesis. Fase ini mulai terjadi 8 jam setelah fraktur (patah) hingga selesai.

3. Stadium tiga – pembentukan kallus

Sel-sel yang berkembang memiliki potensi kondrogenetik dan osteogenetik. Bila diberikan keadaan yang tepat, sel itu akan mulai membentuk tulang dan juga kartilago. Populasi sel ini dipengaruhi oleh aktivitas osteoblast yang mulai berfungsi dengan mengabsorpsi sel-sel tulang yang mati. Massa sel yang tebal dengan imatur dan kartilago membentuk kallus pada permukaan endosteal dan periosteal. Sementara tulang imatur menjadi lebih padat sehingga gerakan pada imatur menjadi lebih padat sehingga gerakan pada tempat fraktur (patah) dan mulai menyatu. Fase ini mulai terjadi empat minggu setelah fraktur (patah).

4. Stadium empat – komdolisasi

Bila aktivitas osteoclast dan osteoblast berlanjut, anyaman tulang (imatur) berubah menjadi lamellar. Sistem ini sekarang menjadi cukup kaku dan memungkinkan osteoclast menerobos melalui celah-celah tersisa diantara fragmen dengan tulang baru. Ini adalah proses yang lambat dan mungkin perlu beberapa bulan sebelum tulang kuat untuk membawa beban yang normal.

5. Stadium lima – *remodelling*

Fraktur (patah) telah dihambatani oleh jaringan tulang yang padat. Selama beberapa bulan atau tahun, pembentukan dan pengalusan tulang dilakukan oleh proses reasorpsi secara terus menerus. Lamella yang lebih tebal akan terbentuk di tempat dengan tekanan yang lebih tinggi. Rongga sumsum terbentuk dan akhirnya terbentuk struktur tulang yang sesuai dengan keadaan normal.

ang memiliki jenis bervariasi yang memungkinkan untuk melakukan tugas. Perbedaan fungsi tersebut menyebabkan memiliki jenis, struktur serta



komposisi yang berbeda. Jenis tulang pada manusia dibedakan menjadi dua, yaitu tulang rawan dan tulang keras.

1. Tulang rawan tersusun sel-sel tulang rawan yang bersifat lentur. Ruang antar sel tulang rawan banyak mengandung zat perekat dan sedikit zat kapur. Tulang rawan banyak terdapat pada tulang anak kecil, sedangkan pada orang dewasa banyak terdapat pada ujung tulang rusuk, hidung dan telinga. Apabila anak-anak mengalami patah tulang proses rehabilitasi berlangsung relative cepat. Hal ini dikarenakan pada anak-anak masih banyak tulang rawan, sehingga bila patah mudah menyambung kembali.
2. Tulang keras dibentuk sel pembentuk tulang (*osteoblast*). Ruang antar sel tulang keras banyak mengandung zat kapur, sedikit zat perekat sehingga bersifat keras. Dalam tulang keras terdapat saluran *havers* yang didalamnya terdapat pembuluh darah yang berfungsi mengatur kehidupan sel tulang. Tulang keras berfungsi untuk menyusun sistem rangka.

Tabel 1 Sifat mekanik tulang kortika untuk berbagai kelompok umur (Wolfram & Schwiedrzik, 2016)

Parameter	Kelompok Umur (Tahun)				
	19-20	21-29	30-39	40-49	50-59
Batas Kekuatan Tarik (Mpa)	116 ± 1,5	125 ± 1	122 ± 1,9	114 ± 2,5	95 ± 1,4
Batas Persentase perpanjangan (%)	1,48	1,44	1,38	1,31	1,28
Batas Kekuatan Kompresi (Mpa)		170 ± 4,4	171 ± 4,2	164 ± 3,7	158 ± 4,4
Batas Persentase Pemendekan (%)		1,9	1,8	1,8	1,8
Batas Kekuatan Bending (Mpa)	154	177 ± 11	177 ± 11	165 ± 21	157 ± 20
Batas Deformasi Kompresif (Mpa)	0,086	0,075	0,066	0,062	0,062
Batas Kekuatan Tarik (Mpa)		58,2 ± 1,1	58,2 ± 1,1	53,7 ± 0,5	53,7 ± 0,5
Batas Deformasi Tarik (Mpa)		0,028	0,028	0,025	0,025



Implan tulang merupakan suatu alat yang digunakan sebagai penopang bagian tubuh dan penyangga tulang kasus patah tulang (*fraktur*). *Scaffold*, *plate*, *bone screw* dan beberapa alat lain yang dapat digunakan secara kombinasi menjadi penopang dan pengisi sambungan antara tulang patah sebelum jaringannya mengalami pertumbuhan. Untuk itulah *scaffold* pada area tulang akan mengalami kontak langsung dengan sel tulang, termasuk di dalamnya osteoblas, osteosit dan osteoklas. Dan *scaffold* haruslah memiliki karakteristik sebaik kriteria pembebanan, serta gerak mekanik yang dimiliki tulang. Faktor-faktor tersebut akan mempengaruhi kecepatan dan pertumbuhan tulang dan peluruhan *scaffold*. Pada *orthopedic device* seperti *scaffold*, *plate*, *bone screw*, dan lain-lain yang biasanya terbuat dari logam *non-biodegradable*. *Bone screw* digunakan untuk menjaga *scaffold* agar tetap berada pada posisinya dan tidak bergerak sehingga dapat memertahankan bentuk tulang seperti yang diinginkan. Hingga saat penggunaan material *non-biodegradable* (berupa logam dan juga polimer yang tak mampu diserap tubuh) masih sangat populer dalam praktik penanggulangan dan pengobatan fraktur. Padahal resiko kerusakan jaringan tubuh, infeksi dan efek trauma dari pasien akibat operasi berulang-ulang untuk penanaman dan pengambilan implan sangat besar. Untuk itulah diperlukan adanya bahan yang *biodegradable* untuk menjawab risiko-risiko tersebut.



Gambar 5 Jenis-jenis implan tulang manusia



Selanjutnya dalam pemilihan material yang akan digunakan untuk implan harus memenuhi beberapa syarat sebagai berikut:

- a. *Biocompatible*, material harus dapat menyatu dengan tubuh jangan sampai terjadi penolakan dari tubuh terhadap material yang di implan.
- b. Material tahan korosi, degradasi dan keusan. Material yang akan di implan harus bertahan lama di dalam tubuh saat fase penyembuhan, karena di dalam tubuh manusia itu sendiri lingkungannya sangat korotif sehingga dibutuhkan material yang tahan terhadap korosi.
- c. *Mechanical properties* yang sama antar implan dengan tubuh manusia itu sendiri ketika sedang bekerja mengalami beberapa pembebanan. Hal ini dimaksudkan agar ketika implant tersebut bekerja dan mengalami pembebanan maka implan tersebut dapat memenuhi fungsinya sebagai pengganti dari sandi tulang yang rusak tersebut.
- d. *Bioactive*, material implan diharapkan dapat menyatu dengan jaringan ketika telah ditanam di dalam tubuh manusia.
- e. *Osteoconductive*, material ini harus dapat menghubungkan atau sebagai perekat antar tulang dengan implan.

2.4 Definisi Paduan Magnesium (Mg), Zinc (Zn) dan Kalsium (Ca)

Magnesium (Mg) ditemukan oleh Joseph Black pada tahun 1755. Magnesium (Mg) juga dikenal sebagai “batu putih” atau “tanah putih”. Magnesium (Mg) diklasifikasi sebagai logam alkali tanah atau logam divalen. Magnesium (Mg) memiliki dua elektron valensi dan spektrum elektron valensi dan spektrum elektroniknya ditentukan oleh keadaan. Kepadatan sebagaian besar hampir seperti elektron bebas, oleh karena itu magnesium (Mg) dianggap sebagai salah satu logam yang paling mirip elektron bebas selain aluminium. Oleh karena itu magnesium (Mg) sering disebut sebagai logam sederhana. Beratnya magnesium (Mg) itu ringan dibandingkan dengan bahan lain seperti besi, nikel dan tembaga. Namun, logam ini

ketangguhan yang baik. Para ilmuwan telah mengembangkan paduan m (Mg) yang merupakan bahan *nonferrous* yang memiliki ketahanan



korosi yang baik, kekuatan yang baik, ringan, daktilitas yang tinggi. Magnesium (Mg) dapat dibentuk sebagai paduan seperti paduan magnesium-aluminium, paduan mangan, paduan magnesium seng zirconia, dan lain-lain. (ISMAIL et al., 2020)

Magnesium (Mg) dan paduannya memiliki biokompatibilitas dan sifat mekanik yang baik. Magnesium (Mg) dan paduannya juga berpotensi untuk menjadi material yang dapat terdegradasi untuk aplikasi medis. *Zinc* (Zn) digunakan sebagai unsur paduan untuk meningkatkan ketahanan korosi pada paduan magnesium (Mg), sedangkan kalsium (Ca) merupakan komponen utama dalam tulang yang dapat meningkatkan proses penyembuhan jaringan tulang. Paduan Mg-Ca-Zn merupakan material bio-inert yang sedang dikembangkan baru-baru ini. Tubuh manusia memiliki toleransi inheren untuk Mg, Zn dan Ca. (Erryani, Lestari, Annur, Amal, et al., 2018)

Magnesium (Mg) dapat dipilih sebagai implan tulang karena modulus elastisitas Young (40-45 Gpa) yang cukup dekat dengan tulang alami (10-20 Gpa) dibandingkan dengan bahan lain yang umum digunakan (*stainless steel*, titanium dan paduan berbasis *Cobalt-Chromium*). Akibatnya, magnesium (Mg) dapat mengurangi risiko efek pelindung stres selama proses penyembuhan setelah implan yang disebabkan oleh ketidaksesuaian antara implan dan tulang alami. Magnesium (Mg) memiliki sifat perpanjangan dan tarik yang luas, dari 3-21,8% dan 86,6-280 MPa, serta keunggulan yang lebih baik dibandingkan dengan bahan keramik. Selanjutnya, magnesium (Mg) merupakan salah satu faktor penting dalam metabolisme energi, proliferasi sel, sintesis protein dan juga sintesis DNA. Meskipun magnesium (Mg) telah banyak menawarkan keuntungan sebagai implan, penggunaan Magnesium (Mg) sebagai bahan implan telah dibatasi karena ketahanan korosi yang rendah, reaktivitas dalam larutan elektrokimia yang cepat dalam cairan tubuh. Kalsium (Ca) merupakan salah satu unsur paduan yang dapat ditambahkan kedalam magnesium (Mg) karena telah menunjukkan sifat kompatibilitas. Kalsium (Ca) merupakan salah satu komponen tulang manusia yang dibutuhkan dalam proses penyembuhan tulang. Selain meningkatkan



ketahanan korosi, penambahan kalsium (Ca) dapat meningkatkan karakteristik pengerasan, perbaiki struktur mikro dan berkontribusi pada pembentukan Magnesium (Mg). Selain itu, penambahan kalsium (Ca) bermanfaat karena biayanya yang rendah. *Zinc* (Zn) dianggap sebagai mineral penting dalam tubuh manusia, sehingga dapat menampilkan perilaku degradasi yang jauh lebih lambat daripada Magnesium (Mg). (Amal et al., 2016)

Paduan berbasis Mg-Zn dianggap sebagai salah satu paduan yang paling bisa memenuhi kriteria sebagai perbauran atau penggantian paduan baja dan aluminium (Al) karena harganya yang murah dan memiliki *age hardening* yang baik. Disisi lain paduan Mg-Zn memiliki sifat mekanik yang stabilitas yang relatif rendah saat digunakan pada temperatur tinggi. Solusi yang dapat dilakukan adalah penambahan unsur pendukung lain guna meningkatkan sifat mekanik paduan Mg-Zn. Perlu diketahui bahwa penambahan elemen pendukung dapat menyebabkan bentuknya fasa baru dan meningkatkan sifat fisik atau mekanik paduan. Kalsium (Ca) merupakan salah satu unsur paduan yang terbukti dapat meningkatkan sifat mekanik paduan magnesium (Mg) pada temperatur tinggi. Penambahan kalsium (Ca) membuat struktur mikro yang dihasilkan lebih halus dan jumlah fasa intermetalik meningkat dengan semakin meningkatnya kandungan kalsium (Ca). Maka dari itu, kalsium (Ca) dapat di asumsikan sebagai *grain refiner* pada system paduan Mg-Zn. (Pramasta .I & Sutarsis, 2013)

Kalsium (Ca) adalah elemen mayor yang terdapat di dalam tubuh dan penting dalam hal pemberi isyarat secara kimia pada sel. Paduan Mg-Ca juga memiliki densitas yang hampir sama dengan tulang, sedangkan magnesium (Mg) dibutuhkan untuk menyatukan kalsium (Ca) ke dalam tulang, kelarutan maksimum kalsium (Ca) dalam magnesium (Mg) yaitu sekitar 0,8% pada temperatur ruang. *Zinc* (Zn) merupakan salah satu elemen nutrisi yang melimpah di dalam tubuh dan aman untuk aplikasi biomedis. *Zinc* (Zn) juga dapat meningkatkan ketahanan korosi serta memiliki pada paduan magnesium (Mg). (Kartika et al., 2018)

mgnesium (Mg) memiliki struktur kristal berupa *Hexagonal Close Packed* kondisi ini menyebabkan magnesium (Mg) memiliki kemampuan bentuk



yang rendah pada temperatur kamar. Mekanisme yang digunakan dalam peningkatan sifat mekanik dalam magnesium (Mg) dengan cara penguatan larutan padat (*solid solution hardening*), penguatan endapan (*precipitation hardening*) dan penguatan butiram (*grain refinement hardening*). Zinc (Zn) adalah elemen yang sangat penting bagi nutrisi manusia setelah besi. Zinc (Zn) dalam tubuh manusia banyak ditemukan pada ginjal, hati, pankreas, jaringan, otot dan tulang. Unsur Zinc (Zn) juga merupakan salah satu material yang berpotensi paling baik untuk meningkatkan sifat mekanik dan ketahanan korosi dari paduan magnesium (Mg). Penambahan zinc (Zn) ke dalam magnesium (Mg) dapat memperhalus permukaan dan peningkatan sifat mekanik seiring bertambahnya kandungan zinc (Zn). Zinc (Zn) dapat meningkatkan kekuatan dan *ductility* magnesium (Mg) dengan cara penguatan presipitasi. Kalsium (Ca) adalah elemen yang banyak ditemukan pada tulang manusia yang dapat mempercepat proses penyembuhan tulang manusia. Kalsium (Ca) memiliki titik lebur pada temperature 825°C. Kalsium (Ca) memiliki densitas sebesar 1,55 g/cm³ yang mirip dengan densitas magnesium (Mg) 1,74 g/cm³. Kalsium (Ca) berfungsi sebagai agen penghalus butiran paduan magnesium (Mg) dan penstabil ukuran butir dengan penambahan lebih dari 0,5% berat kalsium (Ca). (Kartika et al., 2019)

Magnesium (Mg) harus mampu melakukan sifat mekanik yang cukup dalam waktu yang singkat sebelum proses penyembuhan jaringan. Penambahan elemen paduan seperti Kalsium (Ca) dapat memperbaiki struktur mikro magnesium (Mg) dan meningkatkan kekuatan dan salah satu komponen tulang manusia yang sangat dibutuhkan dalam proses penyembuhan tulang. Zinc (Zn) diakui sebagai elemen penting bagi manusia. (Annur et al., 2016)

Sifat mekanik dan biokompatibilitas paduan Mg-Ca dapat disesuaikan dengan mengontrol kandungan kalsium (Ca) dan memproses perlakuannya. Namun, sifat mekanik yang tidak memadai serta ketahanan korosi yang lebih rendah adalah kelemahan utama dari paduan Mg-Ca. Paduan Mg-Zn mempunyai kelebihan karena

merupakan salah satu unsur nutrisi yang melimpah dalam tubuh manusia. Zinc (Zn) adalah elemen paduan yang sangat berpotensi meningkatkan sifat mekanik dan



ketahanan korosi paduan magnesium (Mg). Optimalisasi komposisi paduan sistem Mg-Zn-Ca untuk menyesuaikan sifat mekanik, ketahanan korosi serta biokompatibilitas sangat penting untuk aplikasi implan itu sendiri. (Sun et al., 2012)

Bahan pengganti tulang yang ideal harus bersifat osteokonduktif, dapat terurai secara hayati dan cukup kuat untuk memenuhi fungsi bantalan beban yang diperlukan. Implan logam tidak dapat terdegradasi secara spontan dan prosedur bedah kedua biasanya diperlukan untuk menghilangkan implan logam dari tubuh setelah jaringan benar-benar sembuh. Setelah tahap penyembuhan, keberadaan lempeng tulang permanen berpotensi mengakibatkan sejumlah efek samping, biasanya paling serius terjadi osteoporosis di jaringan tulang karena ketidaksesuaian dalam modulus elastisitasnya yang dapat terjadi. Magnesium (Mg) diakui sebagai biomaterial yang sangat menjanjikan untuk implan tulang karena memiliki sifat mekanik yang sangat baik. Magnesium (Mg) adalah kation terbanyak keempat dalam tubuh manusia (-1 mol/dewasa) dan ditemukan terutama di jaringan tulang, dapat menstabilkan struktur DNA dan RNA. Karena kekuatan luluh magnesium (Mg) murni kira-kira 20 MPa, jauh lebih rendah daripada tulang manusia (106-133 MPa) untuk mengendalikan laju korosinya dan untuk meningkatkan sifat mekaniknya. Zinc (Zn) tidak hanya meningkatkan ketahanan korosi saja tetapi juga meningkatkan sifat mekanik paduan magnesium (Mg). Karena zinc (Zn) diakui sebagai elemen penting dalam tubuh manusia. (Seyedraoufi & Mirdamadi, 2013)

Dalam pengganti tulang, kalsium (Ca) adalah elemen paduan yang dikenal untuk paduan magnesium (Mg). Hal ini karena kalsium (Ca) merupakan komposisi utama dalam tulang manusia dan pelepasan ion magnesium (Mg) dan kalsium (Ca) dapat meningkatkan proses penyembuhan tulang. Sangat penting mengoptimalkan kandungan kalsium (Ca) untuk membuat paduan dengan laju korosi yang lebih rendah. (Rad et al., 2012)



2.5 Perhitungan Fraksi Komposisi dan Fraksi Massa

Untuk fraksi komposisi dan fraksi massa dapat dilakukan dengan menggunakan *Rule of Mixture* (ROM) yang dinyatakan dengan persamaan:

$$\rho_c = \rho_m \cdot V_m + \rho_f \cdot V_f \quad \dots\dots\dots(2.1)$$

Dimana:

ρ_c = Densitas komposit

ρ_m = Densitas matriks

ρ_f = Densitas penguat

V_m = fraksi berat matriks

V_f = fraksi berat penguat

$$\rho = \frac{m}{v} \quad \dots\dots\dots(2.2)$$

Dimana:

ρ = densitas

m = massa

v = volume

Dengan menggunakan rumus densitas (2.2) dan maka akan diperoleh fraksi massa, dengan perumusan berikut:

$$M_m = a \cdot m_c \text{ dan } m_f = b \cdot m_c \quad \dots\dots\dots(2.3)$$

Dimana:

m_m = massa matriks

m_f = massa penguat

m_c = massa komposit

a = fraksi massa matriks

b = fraksi massa penguat



rbuk yang terdiri dari matriks dan massa reinforcement dibutuhkan untuk in komposit dapat dicari dengan menggunakan persamaan berikut:

➤ Massa matriks

$$m_m = a \cdot \frac{\rho_m \cdot pf}{a \cdot pm + b \cdot pf} \cdot v_c \dots\dots\dots(2.4)$$

➤ Massa reinforcement

$$m_m = b \cdot \frac{\rho_m \cdot pf}{a \cdot pm + b \cdot pf} \cdot v_c \dots\dots\dots(2.5)$$

Dimana v_c = volume komposit

Bentuk dan ukuran partikel juga memegang peranan penting dalam menentukan kualitas komposit. Semakin kecil ukuran partikel yang terikat maka kualitas kontakannya semakin baik, karena semakin luas permukaan antar partikel. Ikatan antar partikel dalam material komposit salah satunya disebabkan karena adanya interlocking antar partikel yang dipengaruhi oleh bentuk partikel yang digunakan.

2.6 Pengujian

2.6.1 Pengujian Bending

Alat uji bending adalah alat yang digunakan untuk melakukan pengujian kekuatan lengkung (*bending*) pada suatu bahan atau material. Pada umumnya alat uji *bending* memiliki beberapa bagian utama, seperti: rangka, alat tekan, *point bending* dan alat ukur. Rangka berfungsi sebagai penahan gaya balik yang terjadi pada saat melakukan uji *bending*. Rangka harus memiliki kekuatan lebih besar dari kekuatan alat tekan, agar tidak terjadi kerusakan pada rangka saat melakukan pengujian. alat tekan berfungsi sebagai alat yang memberikan gaya tekan pada benda uji pada saat melakukan pengujian. Alat penekan harus memiliki kekuatan lebih besar dari benda yang diuji (ditekan). Point bending berfungsi sebagai tumpuan benda uji dan juga sebagai penerus gaya tekan yang dikeluarkan oleh alat tekan. Panjang pendek tumpuan point bending berpengaruh terhadap hasil pengujian. alat ukur adalah suatu alat yang menunjukkan besarnya kekuatan tekan yang terjadi pada benda uji.



bending adalah suatu proses pengujian material dengan cara ditekan untuk tkan hasil berupa data tentang kekuatan lengkung (*bending*) suatu material

yang di uji. Proses pengujian bending memiliki 2 macam pengujian, yaitu *three point bending* dan *four point bending*. Perbedaan dari kedua cara pengujian ini hanya terletak dari bentuk dan jumlah *point* yang digunakan, *three point bending* menggunakan 2 *point* pada bagian bawah yang berfungsi sebagai tumpuan dan 1 *point* pada bagian atas yang berfungsi sebagai penekan sedangkan *four point bending* menggunakan 2 *point* pada bagian bawah yang sebagai tumpuan dan 2 *point* (penekan) pada bagian atas yang berfungsi sebagai penekan. Selain itu juga terdapat beberapa kelebihan dan kelemahan dari cara pengujian *three point bending* dan *four point bending*.

Tabel 2 Kelebihan dan kekurangan mode uji *three point bending* dan *four point bending*

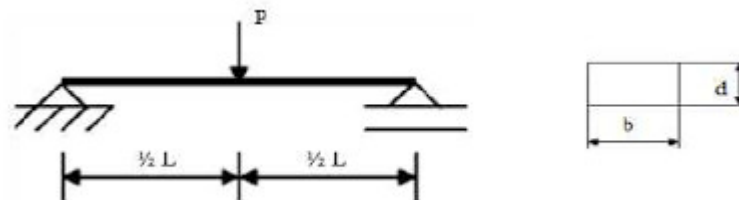
<i>Three point bending</i>	<i>Four point bending</i>
Kelebihan	
➤ Kemudahan persiapan spesimen dan pengujian	➤ Penggunaan rumus perhitungan lebih mudah
➤ Pembuatan point lebih mudah	➤ Lebih akurat hasil pengujiannya
Kekurangan	
➤ Kesulitan menentukan titik tengah persis, karena jika posisi tidak di tengah persis penggunaan rumus berubah	➤ Pembuatan point lebih rumit
➤ Kemungkinan terjadi pergeseran, sehingga benda yang diuji pecah/patah tidak tepat di tengah maka rumus yang digunakan kombinasi tegangan lengkung dengan tegangan geser	➤ 2 <i>point</i> atas harus bersamaan menekan benda uji. Jika salah satu point lebih dulu menekan benda uji maka terjadi <i>three point bending</i> , sehingga rumus yang digunakan berbeda



pengujian bending merupakan salah satu pengujian mekanik yang dilakukan pada spesimen dari bahan yang akan digunakan sebagai konstruksi atau

komponen yang akan menerima pembebanan lengkung. Bending merupakan proses pembebanan terhadap suatu bahan pada suatu titik, tepat ditengah dari bahan yang ditahan dua tumpuan. Dengan pembebanan ini, material akan mengalami deformasi dengan dua gaya yang bekerja berlawanan pada saat yang bersamaan.

Pada gambar 2. Memperhatikan proses uji bending.



Gambar 6 Proses pengujian bending

Untuk menghitung nilai kekuatan bending maka digunakan persamaan sebagai berikut:

$$\sigma = \frac{3PL}{2bd^2} \dots\dots\dots (2.6)$$

Keterangan:

- σ = Tegangan Lentur (MPa)
- P = Beban/gaya yang terjadi (N)
- L = Jarak point/span (mm)
- b = Lebar spesimen (mm)
- d = Ketebalan Spesimen (mm)

2.6.2 Uji Metalografi

Metalografi adalah studi struktur fisik dan komponen logam yang menggunakan mikroskop atau mengetahui perkiraan sifat-sifat fisik dengan mengenali ciri-ciri khusus dari struktur mikronya ataupun sebagai karakterisasi bahan. Sifat mikro merupakan struktur yang diamati dibawah mikroskop optik.



1 dapat pula diartikan sebagai hasil dari pengamatan menggunakan *Electron Microscope* (SEM). Mikroskop optik dapat memperbesar hingga 5000 kali. Struktur mikro suatu logam dapat dilihat melalui diagram

fasanya. Dengan melihat diagram fasa, kita dapat mengetahui komposisi dari paduan dan juga dapat mengetahui pada temperatur berapa butir akan terbentuk. Setelah benda uji struktur mikro mengalami proses deformasi dan perlakuan panas, butir-butiran mengalami perubahan bentuk dan ukuran.

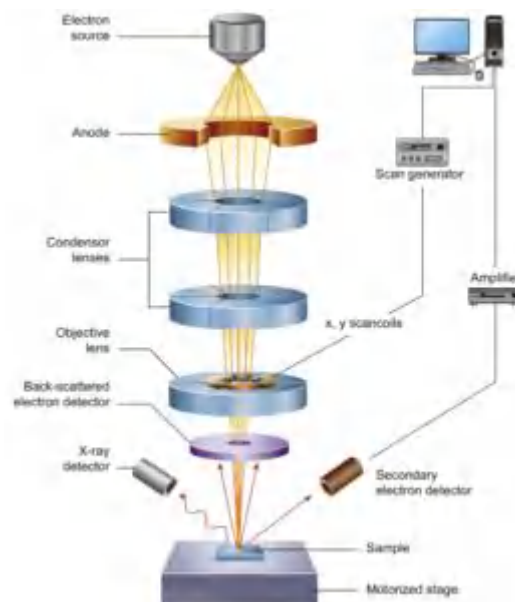
Setelah struktur mikro dapat diperlihatkan oleh suatu permukaan logam, maka Langkah selanjutnya adalah pengamatan mikrokopis, pengambilan foto atau perekaman struktur mikro, analisis foto struktur mikro tanpa atau dengan perangkat lunak tertentu dan penarikan kesimpulan. (Sultan Achmad Dodo & Mahadi S.T., M.T, 2020)

a) *Scanning Electron Microscope (SEM)*

Scanning Electron Microscope (SEM) merupakan salah satu tipe mikroskop electron yang mampu menghasilkan resolusi tinggi dari gambaran suatu permukaan sampel. Oleh karena itu gambar yang dihasilkan oleh SEM mempunyai karakteristik secara kualitatif dalam dua dimensi karena menggunakan elektron sebagai pengganti gelombang cahaya serta berguna untuk menentukan permukaan sampel. Material yang dikarakterisasi SEM yaitu berupa lapisan tipis yang memiliki ketebalan 20 μ m dari permukaan. SEM atau mikroskop elektron ini memfokuskan sinar elektron (*electron beam*) dipermukaan objek dan mengambil gambar dengan mendeteksi elektron yang muncul pada permukaan objek. Perbedaan tipe yang berbeda dari SEM memungkinkan penggunaan yang berbeda-beda antara lain untuk studi morfologi, analisis komposisi dengan kecepatan tinggi, kekasaran permukaan, porositas, distribusi ukuran partikel, homogenitas material atau untuk studi lingkungan tentang masalah sensitifitas material.

Scanning Electron Microscopy (SEM) merupakan mikroskop electron yang dapat digunakan untuk mengamati morfologi permukaan dalam skala mikro dan nano. Teknik analisis SEM menggunakan elektron sebagai sumber pencitraan dan medan elektromagnetik sebagai lensa. SEM yang dilengkapi dengan *Energy Dispersive X-Ray (EDX)* dapat mengetahui struktur mikro serbuk material yang n dalam penelitian ini.





Gambar 7 Skema SEM (*Scanning Electron Microscope*)

Cara kerja SEM (*Scanning Electron Microscope*):

1. Pistol elektron, biasanya berupa filamen yang terbuat dari unsur-unsur yang mudah lepas elektron misal tungsten.
2. Lensa untuk elektron, berupa lensa magnetis karena elektron yang bermuatan negative dapat dibelokkan oleh medan magnet.
3. Sistem vakum, karena elektron sangat kecil dan ringan maka jika ada molekul udara yang lain elektron yang berjalan menuju sasaran akan terpecar oleh tumbukan sebelum mengenai sasaran sehingga menghilangkan molekul udara menjadi sangat penting. Tekanan pada sistem vakum mencapai 2×10^{-6} Torr.

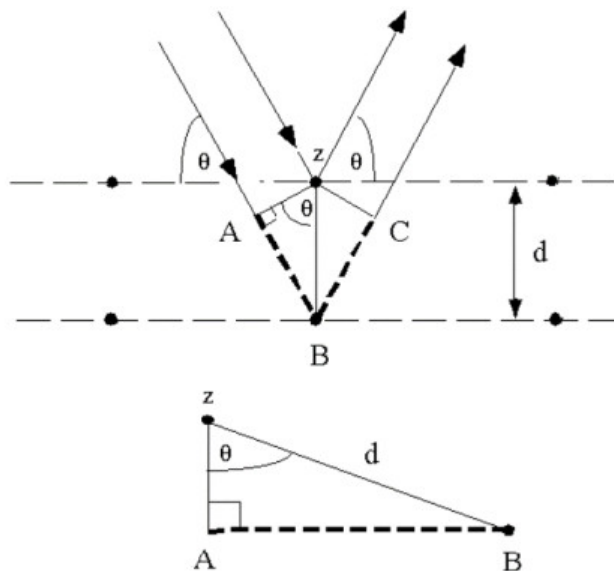
b) X-Ray Diffraction (XRD)

XRD merupakan alat yang digunakan untuk mengkarakterisasi struktur kristal, ukuran kristal dari suatu bahan padat. Semua bahan yang mengandung kristal tertentu Ketika dianalisa menggunakan XRD akan memunculkan puncak-puncak yang spesifik. Sehingga kelemahan alat ini tidak dapat untuk mengkarakterisasi bahan yang bersifat amorf. (Aji, 2020)



Penentuan struktur kristal dapat dilakukan dengan metode difraksi. Difraksi metode eksperimen hamburan elastis, dimana proses transfer/perubahan

energi dapat diabaikan dalam proses hamburan tersebut. Informasi yang diperoleh dari metode difraksi ini yakni data koordinat atom-atom dalam kristal yang mendasari sifat dan karakteristik bahan pada umumnya. XRD digunakan untuk analisis komposisi fasa dan senyawa pada material dan juga karakteristik kristal. Prinsip XRD adalah mendifraksi cahaya yang melalui celah kristal. Difraksi cahaya oleh kisi-kisi atau kristal ini dapat terjadi apabila difraksi tersebut berasal dari Angstrom. Radiasi yang digunakan berupa radiasi sinar-X, elektron dan neutron. Sinar-X merupakan foton dengan energi tinggi yang memiliki panjang gelombang berkisar antara 0,5 sampai 2,5 angstrom. Ketika berkas sinar-X berinteraksi dengan suatu material, maka sebagian berkas akan diabsorpsi, ditransmisikan dan sebagian lagi dihamburkan terdifraksi. Hamburan terdifraksi inilah yang dideteksi.



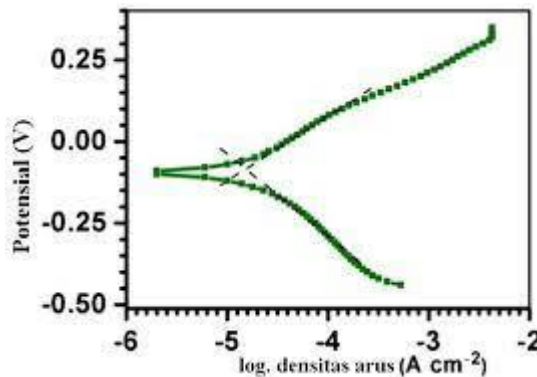
Gambar 8 Skema XRD (*X-Ray Diffraction*)

2.6.3 Uji Polarisasi

Evaluasi korosi mempunyai dua peran penting, yaitu: untuk memprediksi kesesuaian sebelum material digunakan dan untuk mengetahui mekanisme interaksi material dengan lingkungan. Metode elektrokimia merupakan salah satu



teknik yang banyak diamati untuk mengevaluasi korosi karena proses evaluasinya yang relatif singkat dibandingkan metode pengukuran berat.



Gambar 9 Kurva polarisasi potensiodinamik

Metode elektrokimia mengukur sifat listrik pada hubungan antar muka logam dengan lingkungan. Metode elektrokimia melibatkan penentuan sifat antar muka yang spesifik dapat dibagi menjadi tiga kategori, yaitu: (a) perbedaan potensial pada antarmuka. Potensial pada permukaan korosi diperoleh dari polarisasi anodik-katodik. Potensial merupakan parameter yang mudah diamati. Nilai potensial ini berhubungan dengan sistem termodinamika, yang memberikan informasi tentang keadaan suatu sistem; (b) Laju reaksi sebagai densitas arus. Densitas arus dapat diketahui melalui polarisasi anodik-katodik logam, sehingga diperoleh densitas arus i_{kor} ; (c) Impedansi permukaan. Permukaan logam yang terkorosi dan tidak terkorosi dapat dibedakan melalui karakteristik impedansinya.

2.6.4. Uji *Potential Hydrogen* (pH)

pH atau *Potential Hydrogen* merupakan konsentrasi ion hidrogen dalam suatu zat yang menentukan tingkat keasaman atau basa. Tubuh manusia memang sedikit basa. Dengan pH ideal tubuh akan lebih kuat menahan penyakit. Tes uji pH bisa dilakukan dengan urine atau air liur. Darah manusia terdiri dari unsur asam dan basa. Kadar atau asam dan basa dalam darah diukur melalui pemeriksaan darah dengan skala pH. Asam basa larutan apapun termasuk darah berikisar antara angka 0 (sangat asam) hingga 14 (sangat basa). Sementara itu, angka pH ideal atau normal manusia adalah 7 – 7,4.

