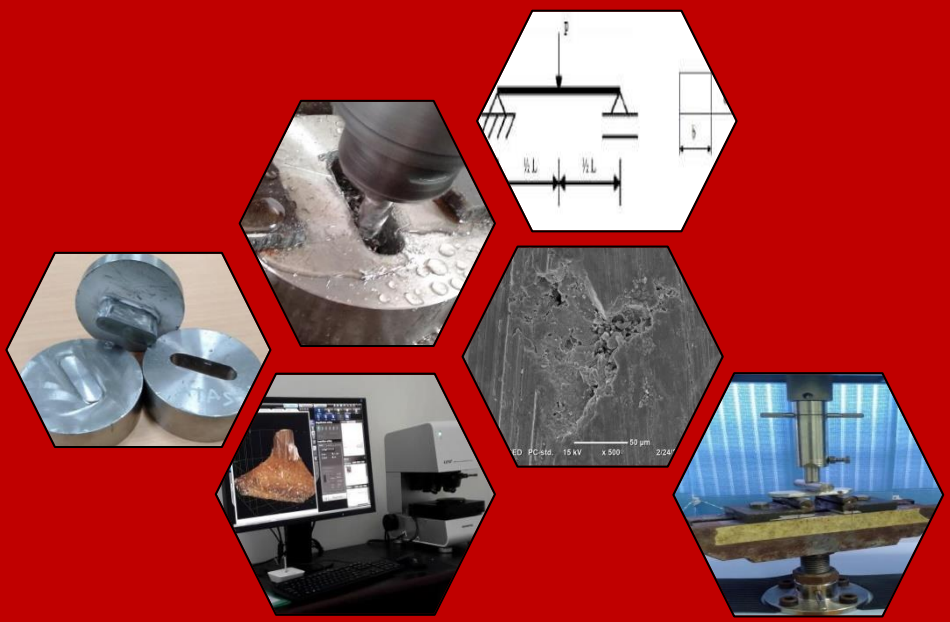
ANALISIS KARAKTERISTIK MEKANIK PADA PADUAN Mg – Zn – Ca DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI BIOMATERIAL



ARIFUDDIN PATRI
D021 18 1312

PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN
GOWA
2024

ANALISIS KARAKTERISTIK MEKANIK PADA PADUAN Mg – Zn – Ca DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI BIOMATERIAL

ARIFUDDIN PATRI

D021 18 1312

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN
GOWA
2024

ANALISIS KARAKTERISTIK MEKANIK PADA PADUAN Mg-Zn-Ca DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI BIOMATERIAL

ARIFUDDIN PATRI

D021 18 1312

Skripsi

Sebagai salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana

Teknik Mesin

Pada

Departemen Teknik Mesin

Fakultas Teknik

Universitas Hasanuddin

Gowa

DEPARTEMEN TEKNIK KELAUTAN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN
GOWA
2024

SKRIPSI

ANALISIS KARAKTERISTIK MEKANIK PADA PADUAN Mg-Zn-Ca DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI BIOMATERIAL

ARIFUDDIN PATRI
D021 18 1312

Skripsi,

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian Sarjana Pada Tanggal 2 Desember 2024

dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

pada

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS HASANUDDIN
GOWA

Mengesahkan :

Pembimbing I

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

Ketua Program Studi

Dr. Ir. Muhammad Syahid, ST., MT
NIP. 19770707 200511 1 001

PERNYATAAN KEASLIAN SKRIPSI DAN PELIMPAHAN HAK CIPTA

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama	: Arifuddin Patri
NIM	: D021 18 1312
Program Studi	: Teknik Mesin
Jenjang	: S1

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulis saya berjudul

Analisis Karakteristik Mekanik Pada Paduan Mg-Zn-Ca Dengan Metode Metalurgi Serbuk Untuk Aplikasi Biomaterial adalah karya tulisan saya sendiri dan bukan merupakan pengambil alihan tulisan orang lain dan bahwa skripsi yang saya tulis ini benar-benar merupakanhasil karya saya sendiri.

Semua informasi yang ditulis dalam skripsi yang berasal dari penulis lain telah diberi penghargaan, yakni dengan mengutip sumber dan tahun penerbitannya. Oleh karena itu semua tulisan dalam skripsi ini sepenuhnya menjadi tanggung jawab penulis. Apabila ada pihak manapun yang merasa ada kesamaan judul dan atau hasil temuan dalam skripsi ini, maka penulis siap untuk diklarifikasi dan mempertanggungjawabkan segala resiko.

Segala data dan informasi yang diperoleh selama proses pembuatan skripsi, yang akan dipublikasi oleh Penulis di masa depan harus mendapat persetujuan dari Dosen Pembimbing.

Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhan isi skripsi ini hasil karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Gowa, 2 Desember 2024

Yang Menyatakan,

ARIFUDDIN PATRI
D021 18 1312

KATA PENGANTAR

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

Gagasan utama Analisi Karakteristik Mekanik Pada Paduan Mg-Zn-Ca Dengan Metode Metalurgi Serbuk Untuk Aplikasi Biomaterial 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 skripsi, berkat bimbingan, arahan dan motivasi berbagai pihak maka skripsi ini bisa disusun sebagaimana kaidah-kaidah yang dipersyaratkan dan untuk itu penulis menyampaikan terimakasih kepada:

1. Bapak Dr. Hairul Arsyad, ST., MT sebagai pembimbing.
2. Bapak Dr. Muhammad Syahid, ST.,MT sebagai penguji dan kepala departemen Teknik Mesin.
3. Bapak Dr. Eng. Lukmanul Hakim Arma, ST., MT sebagai penguji dan kepala Laboratorium Metalurgi Fisik yang telah mengizinkan untuk melaksanakan dan menggunakan fasilitas dan peralatan di Laboratorium Metalurgi Fisik Universitas Hasanuddin.
4. 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.

Akhirnya, kepada kedua orang tua saya, kakak saya, dan semua keluarga yang membantu, 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

Arifuddin Patri

ABSTRAK

Arifuddin Patri. **Analisis Karakteristik Mekanik Pada Paduan Mg-Zn-Ca Dengan Metode Metalurgi Serbuk Untuk Aplikasi Biomaterial** (dibimbing oleh 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℃. 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℃ di tahan selama 3 jam dengan tungku yang dialiri gas argon. Hasil pengujian sifat mekanik kekuatan lentur tertinggi pada *sintering* 500℃ terdapat pada sampel paduan 89Mg-10Zn-1CA yaitu sebesar 0,579 MPa. Hasil pengujian sifat mekanik kekerasan nilai tertinggi ada pada paduan 93Mg-6Zn-1Ca dengan nilai rata-rata kekesarannya sebesar 68,8 dengan sintering 500℃. Dan hasil pengujian sifat mekanik kekasaran permukaan nilai tertinggi ada pada paduan 89Mg-10Zn-1Ca dengan nilai kekasaran permukaan sebesar 10,171 dengan sintering 500℃. Hasil uji SEM menggunakan SEM dengan pembesaran 3000x Sampel paduan Mg-Zn-Ca menunjukkan morfologi sampel paduan 89Mg-10Zn-1Ca memiliki porositas yang lebih sedikit dan memiliki diameter pori yang lebih kecil dibandingkan dengan sampel paduan 93Mg-6Zn-1Ca dan 97Mg 2Zn1Ca yang memiliki porositas yang lebih banyak dan yang memiliki diameter pori yang lebih besar. Masing-masing variasi sampel paduan tidak banyak menunjukkan perbedaan yang mana ketiga sampel mempunyai bentuk morfologi yang berupa gumpalan atau tidak beraturan yang berpori.

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

ABSTRACT

Arifuddin Patri. ***Analysis of Mechanical Characteristics of Mg-Zn-Ca Alloy by Powder Metallurgy Method for Biomaterial Application*** (supervised by Hairul Arsyad).

This research presents an experimental study on the surface and mechanical characteristics of Mg-Zn-Ca powders by powder metallurgy method for biomedical applications especially in bone implants. Bone implant is a device used as a support for body parts and bone support for fracture cases. The purpose of this study is to determine the feasibility of bone implants using Mg-Zn-Ca powder alloy on the characteristics and mechanical properties by powder metallurgy method at 500 ℃ sintering temperature. The sample variations used were 89Mg-10Zn-1Ca, 93Mg-6Zn-1Ca and 97Mg- 2Zn-1Ca. The Mg-Zn-Ca powder alloy was then mixed with a dry mixing process for 60 minutes. Furthermore, the compaction process was carried out with a load of 200 MPa. Then the sintering process is carried out at a temperature of 500 ℃ held for 3 hours with a furnace supplied with argon gas. The results of testing the mechanical properties of the highest flexural strength at 500 ℃ sintering found in the alloy sample 89Mg-10Zn-1CA which amounted to 0.579 MPa. The results of testing the mechanical properties of hardness the highest value is in the 93Mg-6Zn-1Ca alloy with an average value of 68.8 with sintering 500 ℃. And the results of testing the mechanical properties of surface roughness the highest value is in the alloy 89Mg-10Zn-1Ca with a surface roughness value of 10.171 with sintering 500 ℃. porous. SEM test results using SEM with 3000x magnification Mg-Zn-Ca alloy samples show the morphology of the 89Mg-10Zn-1Ca alloy sample has less porosity and has a smaller pore diameter compared to the 93Mg-6Zn-1Ca and 97Mg 2Zn1Ca alloy samples which have more porosity and which have a larger pore diameter. Each alloy sample variation does not show much difference in which the three samples have a morphological form in the form of clumps or irregular porous.

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

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN SKRIPSI ii
PERNYATAAN KEASLIAN SKRIPSI DAN PELIMPAHAN HAK CIPTA.....iii
KATA PENGANTAR iv
ABSTRAK v
ABSTRACT ix
DAFTAR ISI x
DAFTAR GAMBAR 2
DAFTAR TABEL 3
BAB I. PENDAHULUAN 4
1.1 Latar Belakang 4
1.2 Teori 6
1.3 Rumusan Masalah 25
1.4 Batasan Masalah 27
1.5 Tujuan Penelitian 28
1.6 Manfaat Penelitian 28
BAB II. METODOLOGI PENELITIAN 29
2.1 Waktu dan Tempat Penelitian 29
2.2 Alat dan Bahan 27
2.3 Metode Penelitian 33
2.4 Pelaksanaan Pelenitian 33
2.5 FlowChart Penelitian 39
BAB III. HASIL 41
3.1 Data Hasil Pengujian Lentur (Bending) 41
3.2 Data Hasil Pengujian Kekerasan 42
3.3 Hasil Pengamatan Pengujian Kekasaran Permukaan 43
3.4 Scanning Electron Microscope (SEM) 44
BAB IV PEMBAHASAN 50
4.1 Data Hasil Pengujian Lentur 50
4.2 Data Hasil Pengujian Kekerasan 50
4.3 Hasil Pengamatan Pengujian Kekasaran Permukaan 51
4.4 Scanning Electron Microscope (SEM) 51
BAB V KESIMPULAN 52

5.1 Kesimpulan 52
5.2 Saran 52
DAFTAR PUSTAKA 53
LAMPIRAN 55

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1 Proses Metalurgi Serbuk 11
Gambar 2 Difersi partikel fase kedua dalam campuran bubuk 13
Gambar 3 Kompaksi serbuk logam 14
Gambar 4 Struktur Tulang Manusia 17
Gambar 5 Jenis-jenis implan tulang manusia..... 19
Gambar 6 Pengujian logam dengan pengujian bending..... 24
Gambar 7 Teknik Pengujian Kekerasan..... 25
Gambar 8 Kekasaran Permukaan 26
Gambar 9 Skema SEM (Scanning Electron Microscope)..... 27
Gambar 10 Timbangan digital 29
Gambar 11 Cetakan 29

DAFTAR TABEL

Tabel 1 komposisi campuran serbuk dalam presentase volume 34
Tabel 2 Hasil uji lentur (bending) pada sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature sintering 500℃ 41
Tabel 3 Hasil uji kekerasan pada sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperature sintering 500℃..... 42
Tabel 4 Hasil uji kekasaran permukaan pada sampel paduan Mg-Zn-Ca dengan temperatur sintering 500℃ 43

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 pengelolahan 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 mempengurangi pengaruh atmosfir 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 atmosfir. 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 ½ dan ¾ titik leleh, ini dalam orde menit selama perlakuan ini partikel-partikel tergabung 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 impantasi 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 aplikasi biomedis, yaitu keramik, polimer dan logam. Menawarkan sifat biodegradable dan biokompatibiltas, 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)

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 ketahan 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 – Chomium). (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 yang menjanjikan di industri otomotif dan dirgantara. Paduan magnesium juga

merupakan kandidat yang diinginkan sebagai impan tulang yang dapat terdegradasi karena sifat mekaniknya yang baik, kemampuan terurai dan biokompatibilitas yang melekat. Sifat mekanik dan niokompatibilitas 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 ketahan 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 biokompabilitas yang baik, dinsitasnya 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 ketahan 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 “ANALISIS KARAKTERISTIK MEKANIK PADA PADUAN Mg-Zn-Ca PADA METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI BIOMATERIAL”.

1.2 Teori

1.2.1. 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 atay mengandung kemiripan sudah pernah dilakukan penelitian lain. Persamaan tersebut dapat berupa metode, objek, sampel maupun tempat. Dengan ini saya memilih beberapa penelitian yang relavan yaitu:

M.Ikhlasul 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 sinteringnya. Kalsium hidrida (CaH2) ditambahkan sebagai bahan pembusa. Komposisi paduan Mg-Zn-Ca di variasikan (1-30% wt CaH2, 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 atmosfir argon pada suhu 520℃ selama 2 jam. Karakterisasi struktur mikro menunjukkan perbedaan CaH2 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. Proses sintering dilakukan dalam tube furnace dibawah atmosfir argon selama 5 jam. Perlakuan penas dilakukan dalam dua tahap yaitu dipanaskan

pada suhu 250℃ selama 4 jam untuk mengurangi partikel spacer, dilanjutkan dengan pemanasan pada suhu 580℃ atau 630℃ 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 menggunkan pengujian kompresi. (Annur et al., 2018)

Aprilia Erryani (2018), Laju dan Morfologi Korosi Paduan Logam Berpori Mg-Ca-Zn dengan Foaming agent CaCo3. 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 yangbaik, 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 implant biocompatible berbasis Mg- Ca-Zn dengan CaCO3 sebagai foaming agnt. Mg-Ca-Zn alloy dibuat dengan metode metalurgi serbuk dengan penambahan CaCO3 sebagai foaming agent dengan tiga variasi komposisi (96Mg-Ca-3Zn- CaCO3, 91Mg-Ca-3Zn-5 CaCO3, dan 86Mg-Ca-3Zn-10 CaCO3 wt%). Proses sintering dilakukan pada 600℃ dan 650℃ dengan waktu tahan lima jam. Pengujian korosi dilakukan menggunakan Gamry Instriment 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℃. Laju korosi paduan Mg-Ca-Zn- CaCO3 meningkat seiring dengan bertambahnya jumlah CaCO3 dalam paduan dan kenaikan suhu pemanasan. Dari hasil pengujian, laju korosi paling kecil adalah 91Mg-Ca- 3Zn-CaCO3 pada pemanasan 600℃, yaitu 58,3045 mpy dan laju korosi paling besar terjadi pada paduan 86Mg-Ca-3Zn-10 CaCO3 pada pemanasan 650℃, yaitu 91,4007 mpy. (Erryani 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 CaCO3 dan temperatur sintering. Pada penelitian ini paduan Mg-Zn-Ca dengan struktur berpori memiliki potensi sebagai implan mampu luruh yang dapat mengatasi persoalan dalam dunia medis. Membuat paduan impan berpori Mg-0,5Ca-4Zn hasil proses metalurgi serbuk dengan variasi foaming agent CaCO3 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, Mg2Ca dan fasa intermetalik Ca2Mg6Zn3. Semakin mengkatnya temperatur sintering dan penambahan CaCO3 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 ysng terbentuk adalah sebesar 106,62 – 435,22 µm yang dihasilkan dalam paduan 85,5Mg-0,5Ca-4Zn-10CaCO3 pada temperatur sintering 650℃.(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 dievalusi 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 degration 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 Mg2Ca. Ultimate tensile strength (UTS) 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 impan yang dapat terurai secara hayati, karena sifat mekaniknya menjadikan kandidiat 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 hasul

oaduan 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-xCa 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) menunjukan bahwa laju korosi paduan Mg-xCa meningkat secara signifikan dengan meningkatnya kandungan Ca. Uji perendaman dalam larutan kokuba juga menunjukan laju disolusi paduan Mg-xCa meningkat dengan meningkatnya paduan Mg-xCa 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 menunjukan kekuatan puncak 297 MPa, kekuatan lulih 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) menguangkapkan 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 biokompatibiltas 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 tarikdan hemolisis darah dan toksisitas sel. Uji polaritas menunjukkan Zn dapat mempercepat pembentukkan 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 memnyebabkan 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 96.8wt% Mg, 2wt% Zn, 1.2 wt% CaH2 di siapkam dengan percampuran kering selama 6 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℃. Paduan dianalisis dengan difraksi sinar-

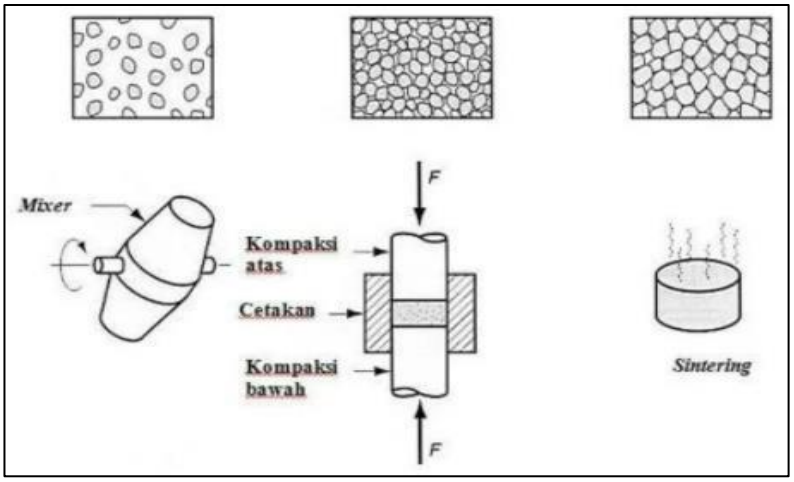
X dan SEM. Hasil analisis menunjukkan bahwa penambahan kalsium hidrida sebagai blowing agent berpengaruh terhadap pembentukkan Mg2Ca dan Mg2Zn3, serta suhu sintering dan pemurnian butiran paduan Mg-Ca-Zn. (Kartika et al., 2014)

1.2.2. 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 lainya 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 aterial magnetic lunak (soft magnetic materials) untuk aplikasi arus DC pada peralatan elektronik juga untuk magnetic permanent. Dalam beberapa 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:

1) Efesiensi pemakaian bahan yang sangat tinggi dan hamper mencapai 100%
2) 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

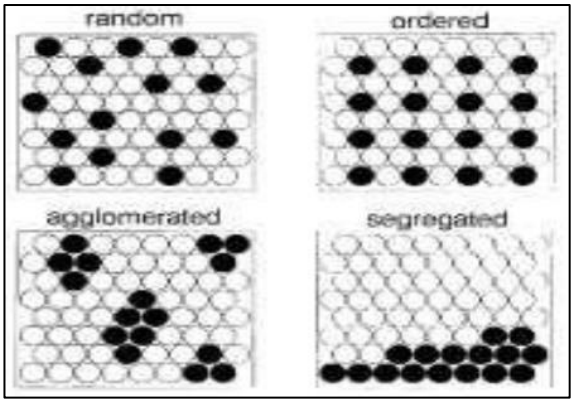
b. Keterbatasan metalurgi serbuk, antara lain:

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 tranportasi 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)

1.2.2.1 Pencampuran (*Mixing*)

Pencampuran (mixing) diartikan sebagai pencampuran bubuk dengan komposisi 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 konsentarsi komponen di sepanjang koordinat lokal. Perubahan konsentrasi terjadi karena pengangkutan partikel secara konvektif atau terdispresi. 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 pambuatan paduan. Bahan-bahan yang bebeda jenisnya atau berbeda titik leburnya harus tercampur merata. Dengan demikian akan dihasilkan benda dengan sifat yang homogen.

Ada 2 macam pencampuran dalam metalurgi serbuk, yaitu:

1) Percampuran basah (*wet mixing*)

Proses pencampuran dimana serbuk matrik dan filler dicampur terlebih dahulu dengan pelarut polar. Metode ini dipakai apabila matrik dan filler yag 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.

1.2.2.2 Penekanan (kompaksi)

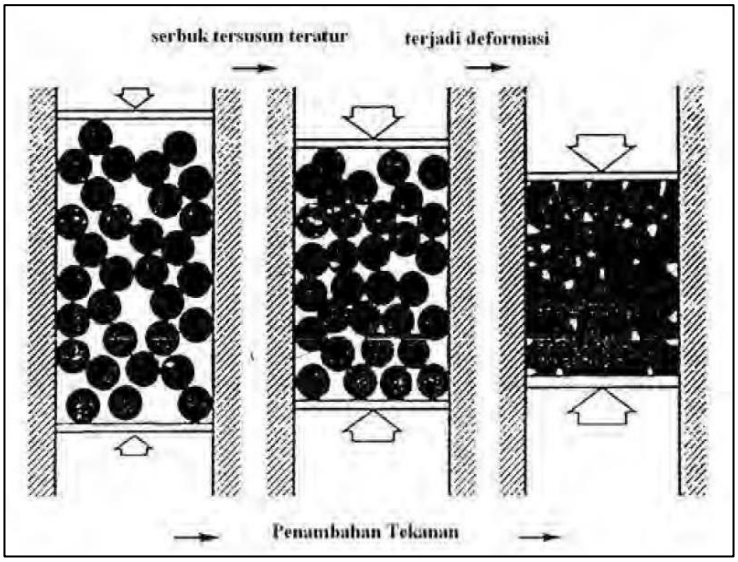
Proses kompaksi adalah suatu proses pembentukan logam dari serbuk logam dengan mekanisme penekanan setelah serbuk logam dimasukkan kedalam cetakan. Proses kompaksi pada umumnya dilakukan dengan penekanan satu arah atau dua arah. Pada penekanan satu arah atas bergerak kebawah. Sedangkan pada dua arah, 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, sepeerti 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 campiran 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 lubcricant compressing*: penekanan dengan mencampurkan lubricant pada material yang akan ditekan.

1.2.2.3 Pemanasan (*Sintering*)

Istilah sintering berasal dari bahasa jerman, sinter dalam bahasa inggris seasal dengan kata cinder yang berarti bara. Sintering merupakan metode pembuatan material dari serbuk dengan pemanasan sehingga terbentuk ikatan partikel. *Green compact* 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℃ dan untuk temperatur sinternya berkirsar antara 460℃ - 590℃. 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.

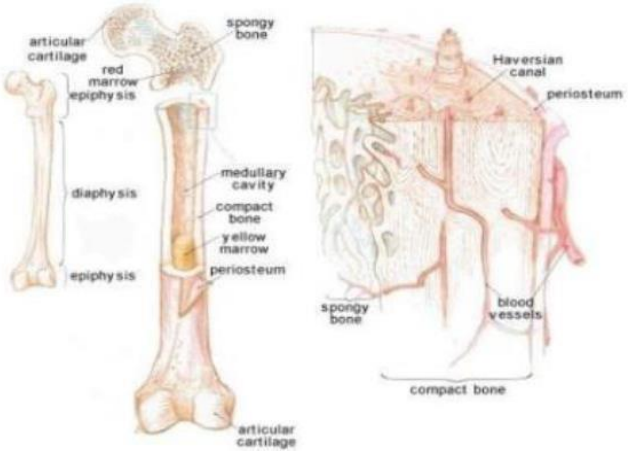
Sintering merupakan proses pemanasan produk awal hasil kompaksi pada suatu temperatur yang dilakukan untuk membentuk suatu temperatur yang dilakukan untuk membentuk suatu ikatan antar partikel melalui mekanisme difusi atom sehingga kekuatan produk awal meningkat.
Adapun parameter proses sintering yang 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*
Densitas meningkat akan mengakibatkan terjadinya penyusutan yang kecil, terbentuk 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 menusut (*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 kekasaran 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*).

1.2.3. Implan Tulang

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 berkomposisikan 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 bioloogis. 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 menyebuhkan tulang yang patah dengan jalan membentuk tulang baru diantara ujung patahan tulang. Tulang baru dibentuk oleh aktivitasi sel-sel tulang. Ada lima stadium penyembuhan tulang, yaitu:

1. Stadium satu – pembentukan hematoma
Pembuluh darah robek dan terbentuk hematoma disekitar daerah fraktur (patah). Sel-sel 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 mengabsopsi 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 frajtur (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 beberpa bulan sebelum tulang kuat untuk membawa beban yang normal.
5. Stadium lima – *remodelling*
Fraktur (patah) telah dihembatani oleh jaringan tulang yang padat. Selama beberapa bulan atau tahun, pembentukan dan pengalusan tulang dilakukan oleh proses reasorbsi 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.

Tulang memiliki jenis bervariasi yang memungkinkan untuk melakukan banyak 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.

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 popular 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.

1.2.4. 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 memiliki ketangguhan yang baik. Para ilmuwan telah mengembangkan paduan magnesium (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 manusuia memiliki toleransi inheren untuk Mg, Zn dan Ca. (Erryani 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 setres selama proses penyembuhan setelah impantasi 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 impan, 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 biokompatibilitas. Kalsium (Ca) merupakan salah satu komponen tulang manusia dan sangat 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 kriteia sebagai perbaharuan 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 maksium 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)

Magnesium (Mg) memiliki struktur kristal berupa *Hexagonal Close Packed* (HCP), 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 (s*olid 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℃. 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 kandunga 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 Zinc (Zn) merupakan salah satu unsur nutrisi yang melimpah dalam tubuh manusia. Selain itu, 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 impan 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)

1.2.5. Perhitungan Fraksi Komposisi dan Fraksi Massa

Untuk fraksi komposisi dan fraksi massa dapat dilakukan dengan menggunakan *Rule of Mixture* (ROM) yang dinyatakan dengan persamaan:
ρc = ρm . Vm + ρf . Vf (2.1)

Dimana:
ρc = Densitas komposit
ρm = Densitas matriks
ρf = Densitas penguat
Vm = fraksi berat matriks
Vf =fraksi berat penguat

Dimana:

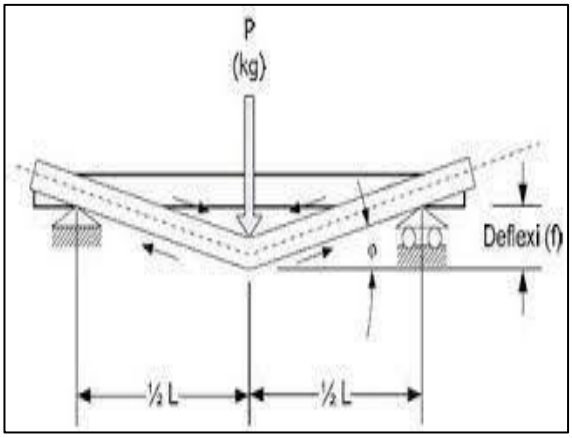
$\rho = \frac{m}{v}$ (2.2)

ρ = densitas
m =massa
v =volume
Dengan menggunakan rumus densitas (2.2) dan maka akan diperoleh fraksi massa, dengan perumusan berikut:
Mm = a . mc dan mf = b.mc (2.3)
Dimana:
mm = massa matriks
mf = massa penguat
mc = massa komposit
a = fraksi massa matriks
b = fraksi massa penguat
Massa serbuk yang terdiri dari matriks dan massa reinforcement dibutuhkan untuk pembuatan komposit dapat dicari dengan menggunakan persamaan berikut:
Massa matriks
mm = a . ρm .pf . uc (2.4)
$a.pm+b.\rho f$
Massa reinforcement

mm = b . ρm .pf . uc (2.5)
$a.pm+b.\rho f$
Dimana vc= volume komposit
Bentuk dan ukuran partikel juga memegang peranan penting dalam menentukan kualitas komposit. Semakin kecil ukuran partikel yang trikat maka kualitas kontaknya 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.

1.2.6. Pengujian *Bending*

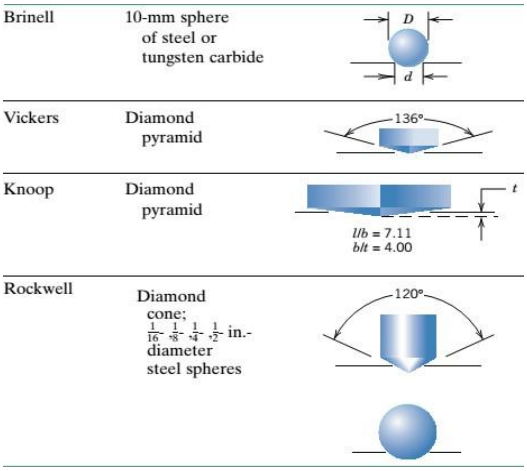
Uji tekuk (*bending test*) merupakan salah satu bentuk pengujian untuk menentukan mutu suatu material secara visual. Proses pembebanan menggunakan mandrel atau pendorong yang dimensinya telah ditentukan untuk memaksa bagian tengah bahan uji atau spesimen tertekuk diantara dua penyangga yang dipisahkan oleh jarak yang telah ditentukan. Selanjutnya bahan akan mengalami deformasi dengan dua buah gaya yang berlawanan bekerja pada saat yang bersamaan. Setelah menekuk, permukaan spesimen yang berbentuk cembung harus diperiksa dari kemungkinan adanya retak atau cacat permukaan yang lain. Apabila spesimen mengalami patah (*fracture*) setelah ditekuk, maka spesimen dinyatakan gagal uji (*rejected*). Namun jika tidak patah maka kriteria keberterimaan seperti jumlah retak, dimensi retak atau cacat permukaan lain yang terlihat pada permukaan harus disesuaikan dengan standar yang diacu. Adanya retak pada sisi ketebalan atau sudut-sudut spesimen tidak dinyatakan sebagai kegagalan pengujian.
Kecuali dimensinya melebihi ukuran yang ditentukan oleh standar. Berdasarkan posisi pengambilan spesimen, uji tekuk bending dibedakan menjadi 2, yaitu transversal bending dan longitudinal bending. Apabila kedua jenis pengujian tersebut digunakan pada benda hasil pengelasan, maka pemotongan area pengelasan harus disesuaikan dengan jenis pengujiannya. Hal tersebut bertujuan untuk mengetahui kualitas hasil pengelasan secara visual setelah benda ditekuk. (Jamaludin Achmad, 2016)



Gambar 6 Pengujian logam dengan pengujian bending

1.2.7. Uji Kekerasan

Pengujian kekerasan merupakan pengujian yang mengukur ketahanan suatu material terhadap adanya deformasi plastis pada suatu titik tertentu. Pengujian kekerasan adalah sederhana, sehingga banyak dilakukan dalam pemilihan bahan. Uji kekerasan dilakukan pada bahan yang mengalami gesekan. Kekerasan bahan melibatkan identitas atau penggoresan permukaan bahan, makin keras suatu bahan makin sulit identasi atau penggoresannya. Ada beberapa macam alat pengujian kekerasan sesuai dengan: bahan, kekerasan, ukuran dan lain-lain. Cara-cara pengujian kekerasan adalah sebagai berikut:



Gambar 7 Teknik Pengujian Kekerasan

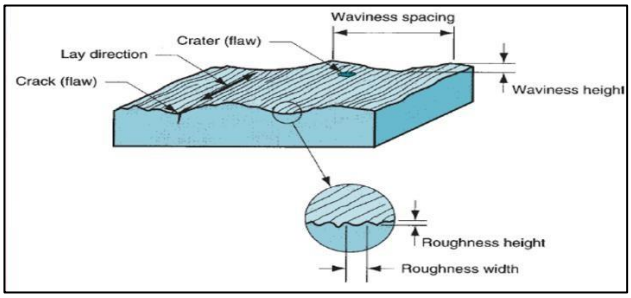
1.2.8. Uji Kekasaran

Pengujian kekasaran permukaan adalah komponen tekstur dari permukaan. Nilai kekasaran sendiri dinyatakan dalam Roughness Average atau Ra. Nilai kekasaran Ra adalah parameter kekasaran yang paling umum dan sering digunakan di berbagai negara. Ra sendiri bisa diartikan sebagai rata-rata aritmatika serta adanya penyimpangan pada profil kekasaran.

Kekasaran permukaan berperan penting ketika menentukan objek yang berinteraksi dengan lingkungannya. Permukaan kasar sendiri biasanya bisa lebih aus dan memiliki gaya gesek dan memiliki tingkat lebih tinggi di permukaan halus. Nilai kekasaran yang tinggi sering tidak diinginkan karena bisa menjadi lebih sulit untuk mengontrol pembuatannya.

Dalam *surface roughness* atau pengukuran kekasaran permukaan, terdapat besaran kekasaran yang digambarkan dengan simbol Ra, Rt dan Rmax. Ra (rou*ghness average*) adalah rata-rata permukaan yang didapatkan dari titik tengah serta diukur dari titik awal hingga titik akhir. Rt (*roughness total*) adalah jarak antara perbedaan gelombang tertinggi dengan gelombang terendah. Sedangkan, Rmax

(*roughness maximal*) adalah gelombang tertinggi yang diukur dari titik nol. (Pramasta .I, & Sutarsis, 2013)



Gambar 8 Kekasaran Permukaan

1.2.9. Uji Metalografi

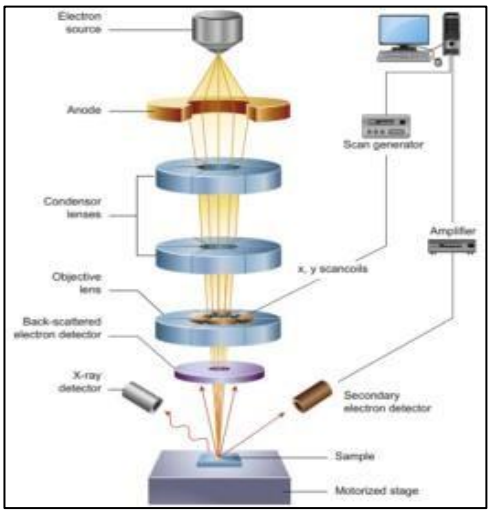
Metalografi adalah studi struktur fisik dan komponen logam yang menggunakan mikroskop atau mengetahui perkiraan sifat-sifat fisik dengan mengenali ciri-ciri khusus dari struktur mikronya ataupun sebagai karakterisasi bahan. Sifat mikro merupkan struktur yang diamati dibawah mikroskop optik. Meskipun dapat pula diartikan sebagai hasil dari pengamataan menggunkan *scanning electron microscope* (SEM). Mikroskop oprik dapat memperbesar struktur hingga 1500 kali. Struktur mikro suatu logam dapat diramalkan melalui diagram fasanya. Dengan melihat diagram fasa, kita dapat mengetahui komposisi dari paduan dan juga dapat mengetahui pada temperatur berapa butir akan tumbuh. Setalah benda uji struktur mikro mengalami proses deformasi dan perlakuan panas, butir-butiran mengalami perubahan bentuk dan ukuran.

Setalah 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 electron sebagai pengganti gelombang cahaya serta berguna untuk menentukan permukaan sampel. Material yang dikarakterisasi SEM yaitu berupa lapisan tipis yang memiliki ketebalan 20µm 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 yag berbeda dari SEM memungkinkan penggunaan yang berbeda-beda antara lain untuk studi morfologi, analisis komposisi dengan kecepatan tinggi, kekasaran permukaan, porositas, distribusi ukuran partikel, himogenitas material atau untuk strudi 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 dihasilkan dalam penelitian ini.



Gambar 9 Skema SEM (Scanning Electron Microscope)

1.3 Rumusan Masalah

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

a. Bagaimana pengaruh variasi kandungan Zn terhadap pengujian *bending* pada paduan Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk?
b. Bagaimana pengaruh variasi kandungan Zn terhadap kekerasan dan kekasaran pada paduan Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk?
c. Bagaimana pengaruh variasi kandungan Zn terhadap struktur mikro pada paduan Mg-Zn-Ca dengan 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:

a. Bahan yang dipakai pada penelitian ini adalah serbuk Magnesium (Mg), serbuk *Zinc* (Zn) dan serbuk Kalsium (Ca)..
b. Komposisi bahan menggunakan serbuk Magnesium (Mg), *Zinc* (Zn) dan Kalsium (Ca) adalah 89Mg – 10Zn – 1Ca, 93Mg – 6Zn – 1Ca dan 97Mg – 2Zn – 1Ca.

c. Tekanan kompeksi yang digunakan adalah 200 Mpa.
d. Waktu sintering yang dilakukan selama kurang lebih 5 jam pada temperature 500℃.
e. Pengujian yang dipakai adalah pengujian *bending,* pengujian kekerasan, pengujian kekasaran permukaan, dan *Scanning Electron Microscope* (SEM).

1.5 Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk:

a. Menganalisa pengaruh variasi kandungan Zn pada paduan Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk terhadap kekuatan bending.
b. Menganalisa pengaruh variasi kandungan Zn pada paduan Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk terhadap kekerasan dan kekasaran.
c. Menganalisa pengaruh variasi kandungan Zn pada paduan Mg-Zn-Ca dengan metode metalurgi serbuk terhadap struktur mikro.

1.6 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 biomaterial.
b. Diharapkan hasil dari penelitian ini dapat memberikan pertimbangan menjadi referensi lebih lanjut yang berkaitan dengan metalurgi serbuk Mg- Zn-Ca untuk aplikasi biomaterial.

BAB II. METODOLOGI PENELITIAN

2.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Lokasi penelitian ini di lakukan di Laboratorium Metalurgi Fisik dan Laboratorium Pengecoran Fakultas Teknik Universitas Hasanuddin Gowa sebagai tempat pembuatan bahan uji serta pengujian spesimen. Adapun waktu penelitian pelaksanaan dimulai pada bulan September 2022.

2.2 Alat dan Bahan

1. Alat yang digunakan

a. Timbangan Digital

Timbangan digital untuk menghitung massa dari sampel setelah dicetak.

Gambar 10 Timbangan digital

b. Cetakan Sampel

Cetakan sampel merupakan tempat untuk mencetak sampel yang berbentuk sampel persegi panjang dengan panjang 70 mm dan lebar 20 mm

Gambar 11 Cetakan

c. Mesin Uji *bending*

Mesin uji bending digunakan untuk menguji ketahan dan kekuatan tekuk suatu bahan material.

Gambar 11 Mesin uji *bending*

d. Tungku

Tungku (furnace) merupakan alat untuk perlakuan panas pada sampel serbuk.

Gambar 4 Tungku

e. Jangka Sorong

Jangka sorong digunakan untuk mengukur diameter dan tinggi sampel.

Gambar 12 Jangka sorong

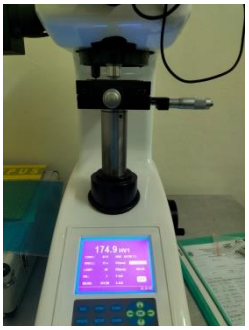
f. Gas Argon

Gas argon digunakan untuk menghindari oksidasi pada sampel yang akan di sintering. Gas argon yang digunakan waktu sintering 2 L/min.

Gambar 13 Tabung argon

g. Alat uji kekerasan

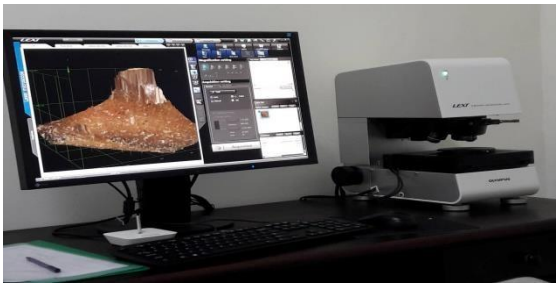
Alat uji kekerasan digunakan untuk menguji nilai kekerasan pada sampel.



Gambar 14 Alat uji kekerasan

h. Alat pengujian metalografi

Alat pengujian metalografi digunakan untuk menguji nilai kekasaran pada sampel.



Gambar 15 Mikroskop Optik untuk logam

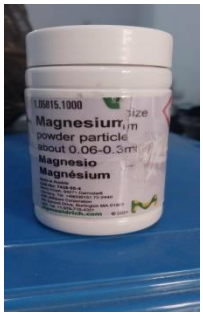
i. Alat uji *Scanning Electron Microscopy* (SEM)

Alat uji *Scanning Electron Microscopy* (SEM) digunakan untuk melihat struktur mikro pada sampel serbuk.

Gambar 16 Alat uji *Scanning Electron Microscopy* (SEM)

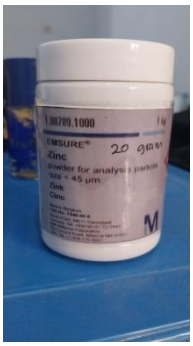
2. Bahan yang digunakan

a. Serbuk Magnesium (Mg)



Gambar 17 Serbuk Magnesium (Mg)

b. Serbuk Zinc (Zn)



Gambar 18 Serbuk Zinc (Zn)

c. Serbuk Kalsium (Ca)

Gambar 19 Serbuk Kalsium (Ca)

2.3 Metode Penelitian

Metode penelitian yang dilakukan dalam penelitian ini, yaitu:

1. Studi literatur

Studi literatur merupakan proses pembelajaran materi yang berkaitan dengan penelitian yang akan dilakukan yang berasal dari berbagai sumber seperti buku, e-book, jurnal, artikel ilmiah, skripsi dan internet.

2. Pembuatan spesimen

Pembuatan spesimen uji bertujuan untuk mengklasifikasikan spesimen sesuai dengan spesimen yang dibutuhkan dan melakukan pengujian bending, pengujian kekerasan, pengujian kekasaran permukaan, dan pengujian SEM.

3. Analisis pengujian bending spesimen

Analisis pengujian bending spesimen dilakukan untuk menganalisis uji tekuk atau elastisitas spesimen.

4. Analisis uji kekasaran specimen

Analisis uji kekarasan specimen dilakukan untuk menganalisis kekasaran permukaan specimen.

5. Analisis uji kekerasan spesimen

Analisis uji kekerasan spesimen dilakukan untuk menganalisis kekerasan specimen.

6. Analisis struktur mikro spesimen

Setelah analisis pengujian bending spesimen didapatkan, spesimen uji akan mengalukan pengujian struktur mikro dengan menggunakan alat Scanning Electron Microscopy (SEM), kemudian dilakukan analisis data yang diperoleh.

7. Analisis seluruh data dan spesimen uji

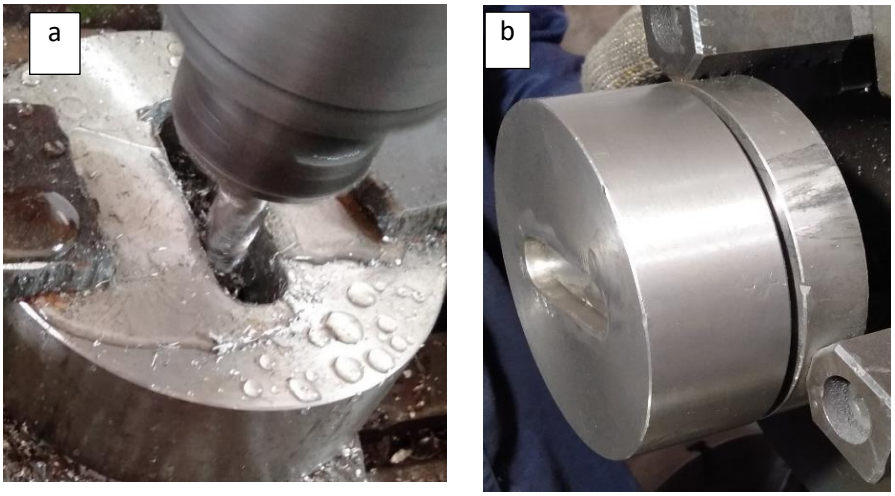
Dari analisis data-data diatas, maka akan didapatkan kesimpulan terhadap pengujian spesimen yang dilakukan, untuk kemudian dapat dijadikan referensi pengembangan ilmu dan teknologi bidang rekayasa material khusnya metalurgi serbuk.

2.4 Pelaksanaan Pelenitian

Langkah-langkah yang dilakukan dalam pembuatan paduan Mg-Zn-Ca adalah sebagai berikut :

1. Persiapan alat dan bahan

Mempersiapkan alat dan bahan sesuai dengan yang digunakan dalam penelitian ini.



Gambar 20 Proses pembuatan cetakan sampel : (a) pengeboran cetakan sampel, (b) finishing

2. Penentuan fraksi komposisi dan fraksi massa

Pembuatan sampel dalam penelitian ini menggunakan bahan serbuk paduan Magnesium (Mg), Kalsium (Ca) dan Zink (Zn). Penimbangan serbuk berdasarkan presentase berat yang telah ditentukan. Penentuan serbuk menggunakan persamaan 2.4 dan 2.5. Komposisi yang digunakan yaitu Mg-Ca-Zn. Ketika bahan tersebut dicampur dengan komposisi.

Tabel 1 komposisi campuran serbuk dalam presentase volume

No.	**Komposisi**	**Fraksi (% Volume)**			**Densitas Teoritis (g/cm^3)**
		Mg	**Zn**	**Ca**	
1	89Mg-10Zn-1Ca	89%	10%	1%	17,94
2	93Mg-6Zn-1Ca	93%	6%	1%	16,248
3	97Mg-2Zn-1Ca	97%	2%	1%	14,45

*berat jenis: Mg = 1,738g/cm3: Zn = 7,14 g/cm3: Ca = 1,55 g/cm3

3. Pencampuran (*Mixing)*

Serbuk Mg-Zn-Ca yang masing-masing massanya telah dihitung, lalu dicampurkan dengan cara pencampuran biasa (*dry mixing*) dengan menggunakan blender sampai homogen kurang lebih selama 60 menit.

Gambar 21 Proses *Mixing* dengan menggunakan mortar

4. Percetakan sampel

Percetakan sampel uji dilakukan dengan cara cold compation dengan menggunakan pompa penekanan hidrolik. Campuran serbuk Mg-Zn-Ca dimasukkan ke dalam cetakan dan dilakukan penekanan (kompaksi) menggunakan pompa hidrolik sebesar 200 MPa dengan waktu tahan selama 3 menit hingga menjadi green compact dengan panjang 70mm, lebar 20mm, dan ketebalan 3mm untuk memperoleh sampel dengan kekuatan yang memenuhi, supaya mudah dikeluarkan dari cetakan dan tidak hancur saat di pegang.

Gambar 22 Proses percetakan sampel (*kompaksi*)

Gambar 23 Sampel yang telah dikompaksi

Tahapan proses percetakan sampel (kompaksi) pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

a. Recharging adalah proses pengisian campuran ke dalam cetakan sesuai volume sampel.
b. Compaction adalah proses penekanan pada tekanan 200 Mpa atau 28 ton.
c. Ejecting adalah proses pengeluaran green compact dari cetakan sampel.
d. Observation adalah pengecekan visual terhadap kelayakan dari bentuk sampel, kondisi sampel dan dimensi sampel. Proses selanjutnya adalah proses sintering.

5. *Sintering*

Setalah mendapatkan sampel dengan bentuk yang sesuai yaitu oval, kemudian dilakukan proses sintering. Sintering merupakan proses pemanasan produk awal hasil kompaksi pada suatu temperatur yang dilakukan untuk membentuk suatu ikatan antar partikel melalui mekanisme difusi atom sehingga kekuatan produk awal meningkat. Proses sintering dilakukan dengan tungku vakum dan diatur sesuai dengan suhu pembakaran yang telah ditentukan waktu penahanan selama 5 jam pada temperatur 500℃

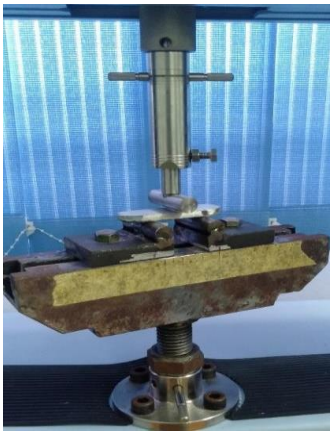
Gambar 24 Proses sintering 500℃

6. Uji Sampel

Uji sampel dilakukan dengan empat metode yaitu :

- Pengujian *bending*

Pengujian bending dilakukan menggunakan mesin pengujian bending untuk mengetahui data tentang kekuatan tekuk pada paduan Mg-Zn-Ca.



Gambar 25 Proses pengujian *bending*

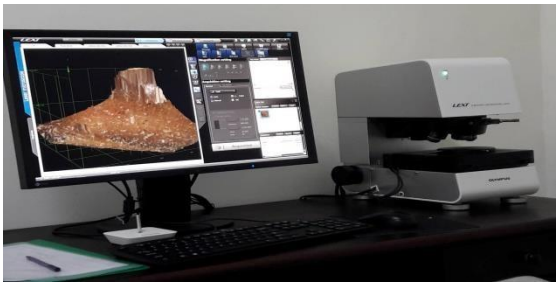
- Uji kekerasan

Pengujian kekerasan dilakukan dengan menggunakan alat uji kekerasan untuk mengetahui data tentang kekerasan pada paduan Mg-Zn-Ca.

Gambar 26 Proses pengujian kekerasan

- Uji kekasaran permukaan

uji kekasaran dilakukan dengan menggunakan alat uji kekasaran untuk mengetahui data tentang kekasaran permukaan pada paduan Mg-Zn-Ca.



Gambar 27 Mikroskop Optik untuk logam

- Uji *Scanning Electron Microscopy* (SEM)

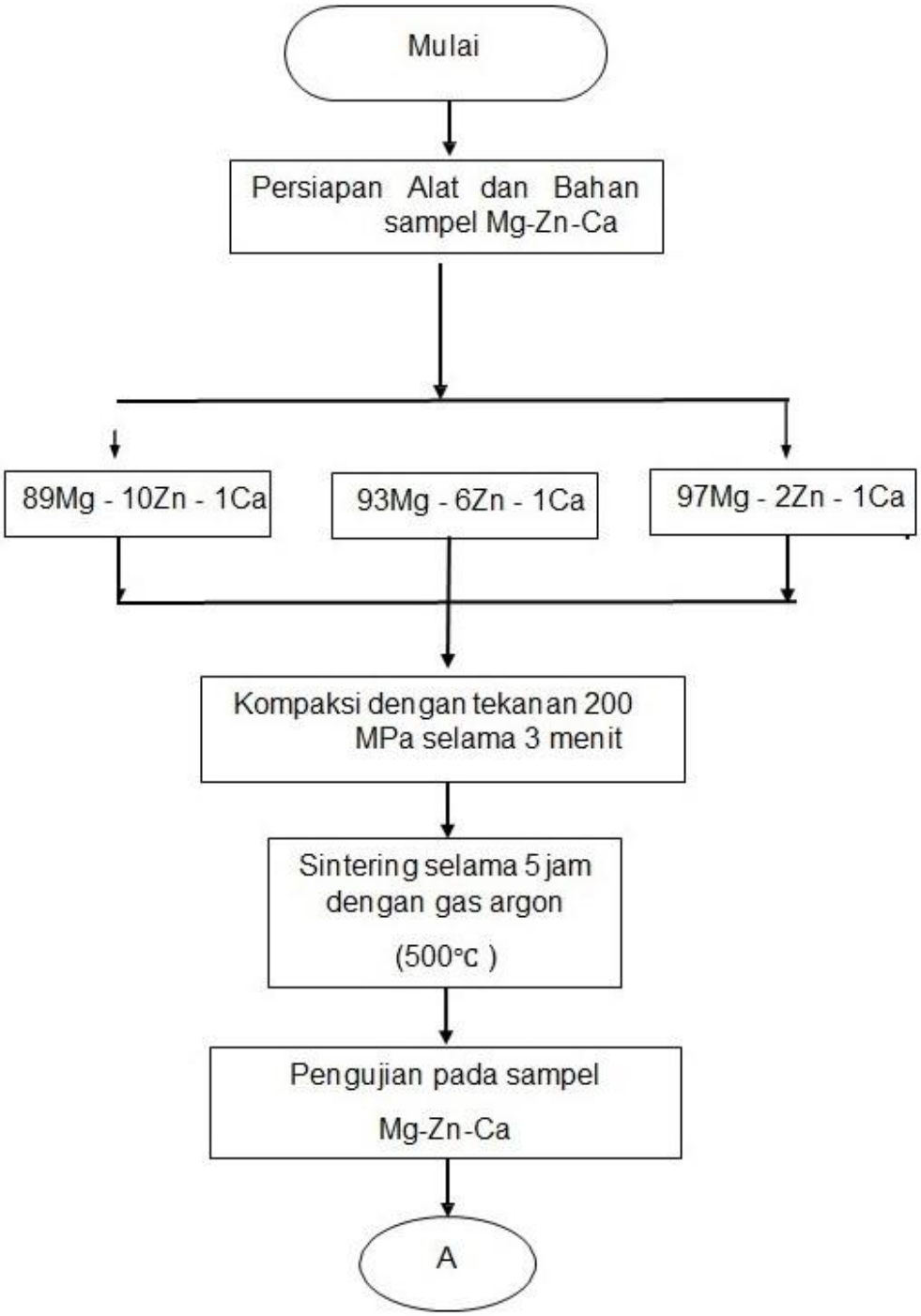
pengamatan struktur mikro yang dilakukan untuk mengetahui pengaruh tekanan kompaksi dan temperatur sinter terhadap jumlah dan ukuran pori yang terdapat pada struktur mikro pada paduan Mg-Zn-Ca.

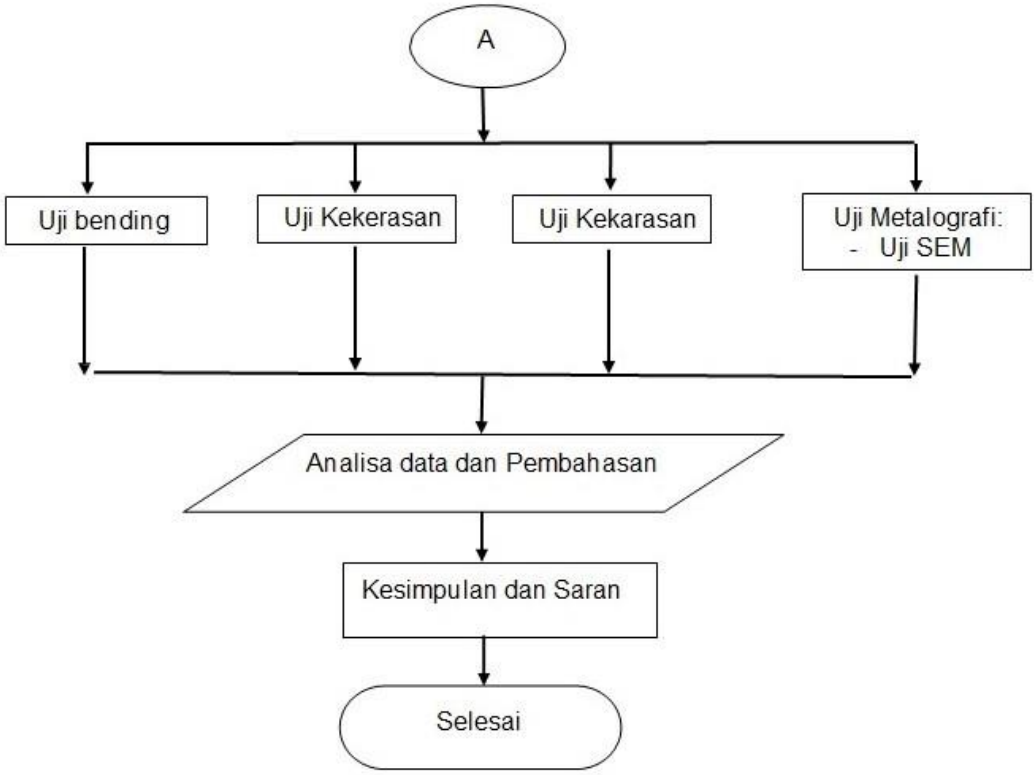
Gambar 28 Alat uji SEM yang beroperasi

7. Analisis data sampel

Setelah dilakukan uji sampel, setiap sampel mendapatkan data pada pengujian bending, uji kekerasan dan kekasaran dan uji Scanning Electron Microscopy (SEM), lalu dianalisis dengan data yang didapatkan pada masing-masing sampel.

2.5 FlowChart Penelitian




A
Uji bending
Uji Kekerasan
Uji Kekarasan
Uji Metalografi:
- Uji SEM
Analisa data dan Pembahasan
Kesimpulan dan Saran
Selesai