

**PENGARUH TEMPERATUR DAN TEKANAN TERHADAP KEKUATAN
BAHAN DASAR BAUT UNTUK TULANG BERBASIS LOGAM
MAGNESIUM DENGAN TEKNIK *SQUEEZE CASTING***

(Tesis)

Oleh

TRI CAHYO WAHYUDI



PROGRAM PASCASARJANA MAGISTER TEKNIK

FAKULTAS TEKNIK

UNIVERSITAS LAMPUNG

BANDAR LAMPUNG

2018

ABSTRACT

EFFECT OF TEMPERATURE AND PRESSURE TO THE STRENGTH OF BASIC MATERIALS FOR BONE METHOD OF MAGNESIUM WITH SQUEEZE CASTING TECHNIQUES

By
Tri Cahyo Wahyudi

In the field of orthopedics, healing of fractures cases more and more utilize bolts and support plates of metal nikarat. The advantages of the support plate and supported with bolt bolts are able to provide mechanical support to the bone to keep moving dynamically. The use of magnesium as a biodegradable stent material is also regarded as non-carcinogenic as well as the mechanical properties of the magnesium material closer to the human cortical bone type. In the AZ31 series magnesium processing research by squeeze casting to semi-solid temperature, the process is carried out to produce products having material strength and microstructure by considering the effect of pressure and temperature on mechanical properties.

The results of the test show the relation between pressure and temperature at the highest pressure variation is at 550 MPa pressure and the highest temperature variation is 5000C. The applied pressure and temperature process greatly affects the microstructure and its hardness values such as at the highest pressure of 51 HRV and the largest in the temperature range is at 49 HRV. The highest maximum stress value on pressure variation occurs at 350 MPa pressure of 128.26 MPa, and can be in temperature variation, the highest value occurs at 4000C at both the maximum stress level of 135.54 MPa.

Keywords: Material bolt, Squeeze Casting, Magnesium AZ31, Semi Solid.

ABSTRAK

PENGARUH TEMPERATUR DAN TEKANAN TERHADAP KEKUATAN BAHAN DASAR BOUT UNTUK TULANG BERBASIS LOGAM MAGNESIUM DENGAN TEKNIK *SQUEEZE CASTING*

Penulis
Tri Cahyo Wahyudi

Dalam bidang orthopedi, penyembuhan kasus patah tulang semakin banyak memanfaatkan baut dan pelat penyangga dari logam nirkarat. Keunggulan pelat penyangga dan di tunjang dengan baut tulang ini mampu memberikan dukungan mekanis terhadap tulang agar tetap bergerak secara dinamik. Penggunaan magnesium sebagai bahan stent biodegradable juga dianggap sebagai non-karsinogenik serta sifat mekanik dari bahan magnesium lebih dekat dengan jenis tulang kortikal manusia. Dalam penelitian pengolahan magnesium seri AZ31 dengan cara squeeze casting sampai temperatur semi solid, proses tersebut dilakukan untuk menghasilkan produk yang mempunyai kekuatan bahan dan struktur mikro dengan mempertimbangkan pengaruh tekanan serta temperatur terhadap sifat mekanik.

Hasil dari pada pengujian memperlihatkan hubungan antara tekanan dan temperatur pada variasi tekanan tertinggi berada pada tekanan 550 MPa serta variasi temperatur tertinggi sebesar 500⁰C. Proses tekanan dan temperatur yang diberikan sangat mempengaruhi struktur mikro dan nilai kekerasannya seperti pada tekanan tertinggi sebesar 51 HRV dan terbesar pada variasi temperatur berada pada nilai 49 HRV. Nilai stress maksimum tertinggi pada variasi tekanan terjadi pada tekanan sebesar 350 MPa sebesar 128,26 MPa, serta dapat pada variasi

temperatur, nilai tertinggi terjadi pada temperatur 400⁰C baik pada nilai stress maximum, yaitu sebesar 135,54 MPa.

Kata Kunci: Bahan baut Tulang , Squeeze Casting, Magnesium AZ31, Semi Solid

**PENGARUH TEMPERATUR DAN TEKANAN TERHADAP KEKUATAN
BAHAN DASAR BAUT UNTUK TULANG BERBASIS LOGAM
MAGNESIUM DENGAN TEKNIK *SQUEEZE CASTING***

Oleh

TRI CAHYO WAHYUDI

Tesis

Sebagai Salah Satu Syarat untuk mencapai Gelar

MAGISTER TEKNIK MESIN

Pada

Program Pascasarjana Magister Teknik Mesin

Fakultas Teknik Universitas Lampung



PROGRAM PASCASARJANA MAGISTER TEKNIK MESIN

FAKULTAS TEKNIK

UNIVERSITAS LAMPUNG

BANDAR LAMPUNG

2018

Judul Tesis : **PENGARUH TEMPERATUR DAN
TEKANAN TERHADAP KEKUATAN
BAHAN DASAR BAUT UNTUK TULANG
BERBASIS LOGAM MAGNESIUM
DENGAN TEKNIK *SQUEEZE CASTING***

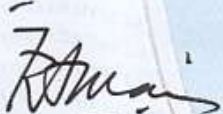
Nama Mahasiswa : **TRI CAHYO WAHYUDI**

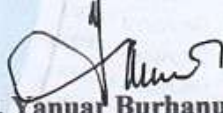
Nomor Pokok Mahasiswa : **1525021007**

Program Studi : **Magister Teknik Mesin**


Fakultas : **Teknik**




Dr. Irza Sukmana, S.T., M.T
NIP. 19721211 199803 1 002


Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T.
NIP. 196405062 000031 001

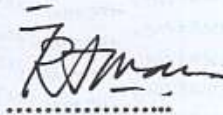
**2. Ketua Program Studi
Magister Teknik Mesin**


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

MENGESAHKAN

1. Tim Penguji

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



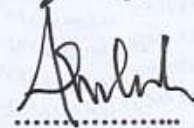
Anggota Penguji : **Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T.**



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



Penguji Utama II : **Dr. Asnawi Lubis, S.T., M.Sc.**



Dekan Fakultas Teknik

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



Direktor Pasca Sarjana Universitas Lampung

Prof. Drs. Mustofa, M.A., Ph.D.
NIP. 19570101 198403 1 020

Tanggal Lulus Ujian Tesis : **31 Januari 2018**

PERNYATAAN PENULIS

Dengan ini saya menyatakan dengan sebenar benarnya bahwa:

1. Tesis dengan judul “ Pengaruh Temperatur Dan Tekanan Terhadap Kekuatan Bahan Dasar Baut Untuk Tulang Berbasis Logam Magnesium Dengan Teknik *Squeeze Casting*” adalah karya saya sendiri dan saya tidak melakukan penjiplakan atau pengutipan atas karya penulis lain dengan cara yang tidak sesuai dengan etika ilmiah yang berlaku dalam masyarakat akademik atau yang di sebut plagiatisme.
2. Hak intelektual atas karya ilmiah ini diserahkan sepenuhnya kepada Universitas Lampung.

Atas pernyataan ini, apabila dikemudian hari ternyata ditemukan adanya ketidakbenaran, saya bersedia menanggung akibat dan sanksi yang di berikan.

Bandar Lampung , 25 Juni 2018

Yang membuat



Tri Cahyo Wahyudi

NPM. 1525021007

RIWAYAT HIDUP



Penulis dilahirkan di Desa Dayasakti Kecamatan Tumijajar Kabupaten Tulang Bawang Barat, Lampung pada tanggal 07 Mei 1991 sebagai anak terakhir dari tiga bersaudara, dari Bapak Wangsit Nurhayat dan Ibu Jariah.

Pendidikan sekolah dasar di SD N 1 Dayasakti selesai pada tahun 2003, Madrasah Tsanawiyah (MTs) Al-muhajirin Lampung Utara pada tahun 2006, Sekolah Menengah Kejuruan (SMKN 01) Tulang Bawang Barat tahun 2009 serta Pendidikan S1 di Fakultas Teknik Jurusan Teknik Mesin Universitas Muhammadiyah Metro selesai di tahun 2013. Tahun 2015, penulis terdaftar sebagai mahasiswa Pasca Sarjana Universitas Lampung pada Program Magister Teknik Jurusan Magister Teknik Mesin.

PERSEMBAHAN

Dengan kerendahan hati dan rasa syukur kepada Allah SWT, penulis persembahkan tesis ini kepada:

1. Kedua Orang Tua saya bapak Wangsit Nurhayat dan ibu Jariah yang senantiasa mendukung, memberi nasihat serta selalu berdo'a untuk kesuksesan anaknya.
2. Terimakasih buat kakak saya Sriwidiyawati beserta keluarga dan Dwi Retnosari beserta keluarga yang senantiasa memberi nasihat serta selalu berdo'a untuk kesuksesan adiknya.
3. Kepada kakak saya Muhammad Ariyadi beserta keluarga yang selalu berdo'a dan memberi dukungan, nasihat serta motivasinya untuk kesuksesan adiknya.

Motto

“Allah akan meninggikan orang-orang yang beriman di antaramu dan orang-orang yang diberi ilmu pengetahuan beberapa derajat”

(Al-Mujadilah Ayat 11)

“Sebaik-baik manusia diantaramu adalah yang paling banyak manfaatnya bagi orang lain”

(HR. Bukhari dan Muslim)

“Bekerjalah tanpa suara, dan biarkan kesuksesan Anda yang berbunyi nyaring”

(Frank Ocean)

SANWACANA

Puji syukur penulis ucapkan kehadirat ALLAH SWT karena atas rahmat dan hidayah-Nya tesis ini dapat diselesaikan. Tesis Dengan Judul “Pengaruh temperature dan tekanan terhadap kekuatan bahan dasar baut untuk tulang berbasis logam magnesium dengan teknik *squeeze casting*” adalah salah satu syarat untuk mendapatkan gelar Magister Teknik di Universitas Lampung.

Dalam kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. Bapak Prof. Suharno, selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Lampung.
2. Bapak Dr. Amrizal, selaku Ketua Program Magister Teknik Mesin.
3. Bapak Dr. Irza Sukmana, selaku Dosen pembimbing utama atas kesediaannya memberikan bimbingan, saran, dan masukan dalam proses penyelesaian Tesis ini.
4. Bapak Dr. Yanuar Burhanuddin, selaku Dosen Pembimbing kedua atas kesediaannya memberikan bimbingan, saran, dan masukan dalam proses penyelesaian Tesis ini.
5. Kepada Bapak dan ibu Dosen Magister Teknik Mesin Universitas Lampung.
6. Kepada teman Magister Teknik Mesin Universitas Lampung
7. Kawan-kawan seperjuangan Magister Teknik Mesin Universitas Lampung dan M.iqbal, Nur Wakhid.

8. Kepada dosen Fakultas Teknik Universitas Muhammadiyah Metro, serta Semua pihak yang selalu mendoakan dan memberi semangat sehingga terselesaikanya tesis ini.

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

Bandar Lampung, 25 Juni 2018
Penulis

Tri Cahyo Wahyudi

DAFTAR ISI

	Halaman
ABSTRAK	ii
HALAMAN JUDUL	v
HALAMAN PERSETUJUAN	vi
LEMBAR PENGESAHAN	vii
PERNYATAAN PENULIS	viii
RIWAYAT HIDUP	ix
PERSEMBAHAN	x
MOTTO	xi
SANWACANA	xii
DAFTAR ISI	xii
DAFTAR TABEL	xiv
DAFTAR GAMBAR	xv
I. PENDAHULUAN	
A. Latar Belakang.....	1
B. Tujuan Penelitian.....	4
C. Manfaat Penelitian.....	4
D. Batasan Masalah.....	5
E. Hipotesis.....	5
F. Sistematika Penulisan.....	6
II. TINJAUAN PUSTAKA	
A. Biomaterial Tulang.....	7
B. Bahan implan <i>Biodegradabel</i>	8
1. Biomaterial Berbasis Logam.....	9
2. Biomaterial Berbasis Keramik.....	10
3. Biomaterial Berbasis Polimer (<i>Biopolymer</i>).....	11
4. Biomaterial Berbasis Komposit.....	12
C. Sifat Mekanik Kekuatan pada Biomaterial.....	14
D. Magnesium.....	16
E. Semi Solid Casting.....	19
F. Sifat Degradasi Magnesium.....	21
G. Perkembangan Magnesium dan Paduannya.....	25
H. Mekanikal Propertis Bahan Daur Ulang.....	27
I. <i>Squeeze Casting</i>	28
1. <i>Direct squeeze casting</i> (DSC).....	30
2. <i>Indirect squeeze casting</i> (ISC).....	31
J. Pengujian Mekanik dan Metalografi.....	33
1. Microhardness.....	33
2. Pengujian Tarik.....	37
3. Metalografi.....	40

III. METODE PENELITIAN	
A. Waktu dan Tempat	43
B. Bahan dan Alat	43
C. Alat dan Pengujian	48
D. Pelaksanaan Penelitian	50
E. Metalografi	54
F. Pengujian Kualitas Squeeze <i>Casting</i>	56
G. Alur Penelitian	61
IV. HASIL DAN PEMBAHASAN	
A. Data Hasil Pengujian	62
1. Data Hasil Pengujian Tarik	62
2. Hasil Uji Mikrohardness	65
3. Data Hasil Uji Mikroskop Optik	68
B. Pembahasan	73
1. Pengaruh Temperatur dan Tekanan Terhadap Kekuatan Material pada Saat Uji Tarik	73
2. Hasil Dari Mikrohardness dari Pengaruh Variasi Tekanan dan Temperatur	81
3. Analisa Hasil Uji Metallografi	84
V. KESIMPULAN DAN SARAN	
A. Kesimpulan	91
B. Saran	92
DAFTAR PUSTAKA.....	93

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
1. Distribusi magnesium pada manusia	14
2. Sifat mekanik tulang <i>cortical</i> dan <i>concellous</i>	15
3. Implantation of biodegradable metals in animal	22
4. America nomenclature (ASTM-B275-90) and elemental content of investigated magnesium alloys typical mechanical properties of representative magnesium alloys	23
5. Typical Mechanical Properties of Representative Magnesium Alloys	25
6. Tabel <i>Shear Punch Testing</i> (SPT) dan Uji Hasil Kompresi SPS(spark plasma sintering) Daur Ulang Mg alloy AZ31	28
7. Tabel sifat kimia magnesium AZ31	44
8. Spesifikasi Mesin Bubut.....	45
9. Spesifikasi Mesin Potong	46
10. Spesifikasi dies squeeze casting	48
11. Tabel standar ASTM E-8.....	57
12. Parameter penelitian uji tarik variasi tekanan.....	58
13. Parameter penelitian uji tarik variasi temperatur	58
14. Parameter penelitian microhardness variasi tekanan.....	59
15. Parameter penelitian microhardness variasi temperatur	59
16. Parameter penelitian struktur mikro variasi temperatur	60
17. Parameter penelitian struktur mikro variasi tekanan	60
18. Tabel rencana penelitian	61
19. Hasil pengujian tarik variasi tekanan	63
20. Hasil pengujian tarik variasi temperatur	63
21. Hasil pengujian mikrohadness variasi tekanan	66
22. Hasil pengujian mikrohadness variasi temperatur.....	67
23. Tabel penyusutan material squeeze casting variasi tekanan.....	72
24. Tabel penyusutan material squeeze casting variasi temperatur.....	72

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Halaman
1. Ilustrasi Dari Stent Koroner	10
2. Proses Hidrogell Bubuk Hidroksiapatit.....	11
3. Contoh Implan Logam	12
4. Diagram Phasa Al-Mg	18
5. Struktur Mikro SSM AZ91.....	20
6. Diagram Fase Biner Mg-Al	21
7. Alat Uji <i>Squeeze Casting</i>	29
8. Alur Pembuatan Material Menggunakan Metode <i>Squeeze Casting</i>	30
9. Mekanisme Direct <i>Squeeze Casting</i>	31
10. Mekanisme Indirect <i>Squeeze Casting</i>	32
11. Mechanical Behavior, Testing, and Manufacturing Properties of Materials	35
12. Mesin Uji Tarik	38
13. Batas Elastik dan Tegangan Luluh.....	39
14. Micrographs Of AZ31 Specimens Cooled From Various Temperature After Isothermal Holding for 1800 s.....	42
15. Magnesium AZ31	44
16. Mesin Bubut	45
17. Mesin Potong	46
18. Alat Uji <i>Squeeze Casting</i>	48
19. Alat Uji Microhardness	49
20. Alat Uji Tarik	50
21. Gambar Hasil Potongan Magnesium	50
22. Magnesium Silinder	51
23. Mengatur Temperatur.....	51
24. Gambar Posisi Selang Nozel argon	52
25. Alur Perlakuan di dalam Cetakan	52
26. Memasukan Material ke dalam Dies	53
27. Gambar Proses <i>Squeeze</i> atau Menekan	53
28. Pembubutan Spesimen Uji Tarik.....	54
29. Standar ASTM E-8	57
30. Kurva Hasil Uji Tarik Variasi Tekanan	64
31. Kurva Hasil Uji Tarik Variasi Temperature.....	64
32. Gambar Grafik Mikrohadness Variasi Tekanan.....	66
33. Gambar Grafik Mikrohadness Variasi Temperatur	67
34. Struktur Mikro Variasi Tekanan.....	70
35. Struktur Mikro Variasi Tekanan.....	71
36. Grafik Hasil Uji Tarik Variasi Tekanan	74
37. Grafik Hasil Uji Tarik Variasi Temperatur	78
38. Gravik Hasil Uji Mikrohardness Variasi Temperatur	81
39. Gravik Hasil Uji Kekerasasn Variasi Tekanan.....	83
40. Gambar Struktur Mikro Varisai Temperatur	85
41. Gambar Struktur Mikro Varisai Tekanan	87

I. PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Beberapa tahun terakhir permintaan dan penggunaan biomaterial berbasis logam sangat meningkat. Perubahan jumlah penduduk dunia yang lanjut usia serta tingginya angka kecelakaan baik darat, laut maupun udara merupakan salah satu penyebab fraktur tulang. Sebagai contoh, berdasarkan (*Junaid, 2009*) permintaan dan penggunaan biomaterial dari logam mencapai US\$ 212,8 juta pada tahun 2008, bahkan penggunaan biomaterial dari logam sebagai pengganti tulang pangkal paha akan mencapai jumlah 272.000 buah pada tahun 2030. Banyaknya kerusakan yang terjadi pada berbagai kasus semakin meningkatkan kebutuhan akan bahan implan yang mampu menggantikan fungsi dan jaringan yang rusak. Biomaterial merupakan suatu material, baik bersifat alamiah maupun buatan yang dapat berinteraksi dengan sistem tubuh dengan tujuan memperbaiki, memulihkan dan menggantikan jaringan yang rusak atau sebagai penghubung jaringan tubuh.

Dalam bidang ortopedi, penyembuhan kasus patah tulang semakin banyak memanfaatkan baut dan pelat penyangga dari logam anti karat, metode ini lebih unggul dibandingkan dengan menggunakan gips atau bambu penyambungan secara tradisional. Keunggulan pelat penyangga yang di kombinasi dengan baut tulang ini mampu memberikan dukungan mekanis

terhadap tulang agar tetap bergerak secara dinamik, namun ada kekurangan pada pelat penyangga yaitu harus melakukan operasi kedua kalinya untuk mengangkat kembali baut serta pelat penyangga, untuk menghindari hal itu, saat ini dikembangkan implan yang dapat terdegradasi secara alami.

Material yang umumnya digunakan untuk pembuatan baut tulang hingga saat ini merupakan material tahan karat (*non degradable*), walaupun penggunaan material tahan karat ini memiliki kelebihan karena dapat memberikan stabilitas yang maksimal (Witte et al, 2009). Akan tetapi secara klinis ternyata ditemukan beberapa kekurangannya, seperti kesulitan dalam proses pengambilan gambar sinar-X maupun MRI (*magnetic resonance imaging*) dan harus dilakukan operasi kedua untuk pengambilan baut tulang yang telah diimplan. Sehingga penggunaan bahan tahan karat juga dapat mengganggu dan memberikan trauma tersendiri lagi pada pasien, serta terdapat lobang dari baut tulang yang dapat menimbulkan atau berpotensi terjadinya fraktur tulang lanjutan.

Penggunaan magnesium sebagai bahan stent biodegradable juga didasarkan pada jaringan struktur yang tetap yang merupakan elemen penting dalam organ tubuh, magnesium adalah kation antar substansial yang terlibat lebih dari 300 reaksi biologis sel, magnesium juga dianggap sebagai non-karsinogenik elemen. Hasil dari implantasi material stent bahwa sifat mekanik dari bahan tersebut dapat bertahan selama proses implantasi tanpa adanya menunjukkan kegagalan (Moravej, 2011).

Agar magnesium dapat dianggap sebagai suatu biomaterial yang diterima untuk penggantian jaringan tulang dan regenerasi, perbaikan ketahanan terhadap korosi diperlukan. Paduan magnesium *alloy* mempunyai sifat mekanik dan biokompatibilitas yang sangat baik, serta sifat *biodegradable* dan juga memiliki potensi besar sebagai generasi baru dalam bahan kesehatan. Didalam logam aluminium yang mengandung paduan magnesium dianggap paling rentan terhadap *stress corrosion cracking* (SCC), dimana menunjukkan kerentanan yang tinggi pada kandungan aluminium logam paduan AZ61, AZ80, serta AZ91 terhadap *Stress Corrosion Cracking* di laboratorium. Sementara AZ31 aluminium alloy 3 % digunakan dalam aplikasi tempa dianggap menunjukkan ketahanan yang baik (Friedrich, 2006).

Menurut Johnson *et al*, (2013) menyatakan bahwa magnesium murni terdegradasi lebih cepat di *phosphate buffered saline* (PBS) dari pada di *air deionized* (DI), sedangkan *magnesium alloy* pada permukaan logam terdegradasi lebih lambat. (Farraro, 2014) dalam penelitiannya menuliskan sifat mekanik dari bahan magnesium lebih dekat dengan jenis tulang kortikal manusia dan bisa mengurangi tingkat *stres*. Dalam hal kekuatan tarik, bahan berbasis magnesium mempunyai kekuat antara 3-16 kali lebih kuat dari bahan polimer (160-250 MPa vs 16-69 MPa) dan lebih ulet serta memiliki *strain* yang lebih tinggi yang mencapai 16%, yang dapat mengurangi resiko patah tulang selama bahan implant terpasang. Banyak metode yang digunakan dalam pembuatan baut tulang, seperti teknik pembentukan logam (*metal forming*) rol, *die casting* serta *squeeze casting*.

Pada proses *squeeze casting* pada aluminium mampu meningkatkan kekerasan permukaan sebesar 22%. Hasil dari kekerasan permukaan dipengaruhi oleh proses suhu dalam penuangan, tekanan waktu dan gaya. Struktur mikro dari bahan cenderung untuk berubah bentuk seiring meningkatnya tekanan dilakukan (Taufikkurrohma et al, 2013).

Berdasarkan latar belakang di atas, maksud dari proposal ini merupakan penelitian pengolahan magnesium seri AZ31 dengan cara membentuk material sesuai ukuran cetakan lalu dimasukan kemudian dipanaskan sampai temperatur semi solid, proses tersebut dilakukan menggunakan metode *squeeze casting* untuk menghasilkan produk yang mempunyai kekuatan bahan dengan mempertimbangkan pengaruh tekanan serta temperatur terhadap sifat mekanik magnesium setelah di *squeeze casting*.

B. Tujuan Penelitian

Pada proses ini penulis memvariasikan tekanan dan temperatur untuk menghasilkan baut untuk tulang, kemudian diuji sifat mekaniknya serta struktur mikro setelah dilakukan proses *squeeze casting* sehingga nantinya hasil dari pengujian ini dapat diaplikasikan sesuai kebutuhan yang diharapkan.

C. Manfaat penelitian

Adapun manfaat dari penelitian ini adalah

1. Hasil penelitian ini diharapkan dapat dimanfaatkan seerta memberikan informasi bahwa material logam magnesium dapat digunakan untuk aplikasi di bidang kedokteran khususnya *orthopedi*

2. Untuk menghasilkan baut tulang berbahan magnesium dengan menggunakan metode *squeeze casting*, karena metode ini bisa digunakan untuk produk dan komponen-komponen kecil.

D. Batasan Masalah

Untuk mendapatkan pembahasan yang maksimal bahan magnesium seri AZ31 untuk pembuatan baut tulang menggunakan teknik *Squeeze Casting*. Dengan memvariasikan tekanan 250 MPa, 350 MPa, 500 MPa dan 550 MPa, serta variasi temperatur 350⁰C, 400⁰C, 450⁰C dan 500⁰C untuk lama waktu penekanan 1 menit, dengan holding time 5 menit serta tekanan gas argon 1 bar.

E. Hipotesis

Kandungan yang terdapat dimagnesium AZ31 dapat dimanfaatkan sebagai starting material untuk dijadikan bahan baut untuk tulang menggunakan teknik *squeeze casting*, harapannya mempunyai sifat mekanik yang sama dengan tulang manusia, temperatur dan tekanan sangat mempengaruhi pada sifat mekaniknya.

F. Sistematika Penulisan

tesis ini disusun menjadi lima bab, adapun sistematika penulisannya sebagai berikut:

BAB I Pendahuluan

Berisi tentang latar belakang, tujuan penelitian, batasan masalah, hipotesis serta sistematika penulisan.

BAB II Landasan Teori

Berisi tentang biomaterial tulang, bahan implan *biodegradabel*, sifat mekanik kekuatan pada material, magnesium, semi solid, sifat degradasi magnesium, perkembangan magnesium dan paduannya, mekanikal properties bahan daur ulang, *squeeze casting*, serta pengujian mekanik dan metalografi

BAB III Metodologi Penelitian

Metodologi penelitian terdiri dari waktu dan tempat, alat dan bahan, serta alur penelitian. Rencana penelitian, pengambilan data yang digunakan dalam penelitian.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil dan pembahasan berisi hasil dari penelitian yang dilakukan meliputi pengujian sifat mekanik dan metalografi.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

Isi dari kesimpulan merupakan ringkasan dari semua penelitian.

II. TINJAUAN PUSTAKA

A. Biomaterial Tulang

Tulang merupakan salah satu bagian yang terpenting dan paling kuat serta keras di dalam tubuh yang berfungsi menopang serta melindungi organ yang ada di dalamnya, ketika tulang mengalami cedera akibat terbenturnya dengan benda asing sehingga mengalami fraktur tulang. Untuk mencegah terjadinya pendarahan pada proses penyembuhan dilakukan operasi pemasangan baut tulang. Paduan *stainless steel* dan titanium telah banyak digunakan karena memiliki sifat mekanik kekuatan serta tahan terhadap korosi. Dimana logam tersebut memiliki kelebihan karena dapat memberikan stabilitas yang maksimal, namun ditemukannya juga kesulitan dalam pengambilan gambar sinar-X maupun MRI (*magnetic resonance imaging*) dan diperlukannya operasi kedua untuk pengambilan baut tulang yang telah diimplan (*Witte, et al 2013*).

Seiring perkembangan zaman terdapat cara penyambungan tulang dengan bahan *biodegradabel*. Biomaterial merupakan bahan teknik yang sangat berperan penting dalam aplikasi pada sistem tubuh dengan tujuan memperbaiki, memulihkan serta menggantikan jaringan tubuh yang rusak, seperti pemasangan implan pada kasus ortopedi serta stent jantung, dimana kekuatan sifat mekaniknya yang tinggi dibandingkan keramik ataupun polimer (*Tian and Xuang, 2015*). Dalam beberapa tahun terakhir penelitian difokuskan pada pengembangan implan magnesium terdegradasi. Magnesium sebagai bahan

biomaterial karena sangat ringan, memiliki kepadatan mirip dengan tulang manusi, serta memiliki modulus elastisitas yang hampir sama dengan tulang alami (*Zhuang et al, 2016*).

B. Bahan Implan *Biodegradable*

Kemajuan perkembangan teknologi medis sekarang ini mengalami perubahan yang sangat cepat, terutama dibidang *orthopedi*, banyak implan tersedia yang berfungsi untuk mengembalikan jaringan yang rusak atau membantu meregenerasi jaringan dengan bahan sintesis, bahan sintesis ini harus mempunyai atau memenuhi fungsinya secara fisik serta tidak boleh menyebabkan efek berbahaya pada tubuh selama proses pemasangan, atau berlangsungnya masa penyembuhan, karna bahan tersebut harus biokompatibilitas atau material tersebut menyatu dengan tubuh, meskipun tidak semua mekanisme yang berinteraksi dengan biomaterial dengan tubuh dipahami sepenuhnya, ada tingkat pemahaman yang baik tentang kebutuhan biokompatibilitas, materi yang harus ditempatkan di dalam tubuh tidak boleh beracun atau menyebabkan iritasi pada jaringan atau organ tubuh.

Material yang sering digunakan untuk proses penyembuhan fraktur tulang saat ini merupakan material yang terbuat dari bahan karat atau *non degradable*, sekalipun penggunaan material ini mempunyai keuntungan yaitu memberikan stabilitas yang maksimal, akan tetapi secara klinis ditemukan kekurangannya seperti kesulitan dalam pengambilan gambar sinar X maupun MRI (*magnetic resonance imaging*) dan harus dilalukan operasi kedua, material yang digunakan untuk baut tulang hingga saat ini pengambilan baut tulang yang ada

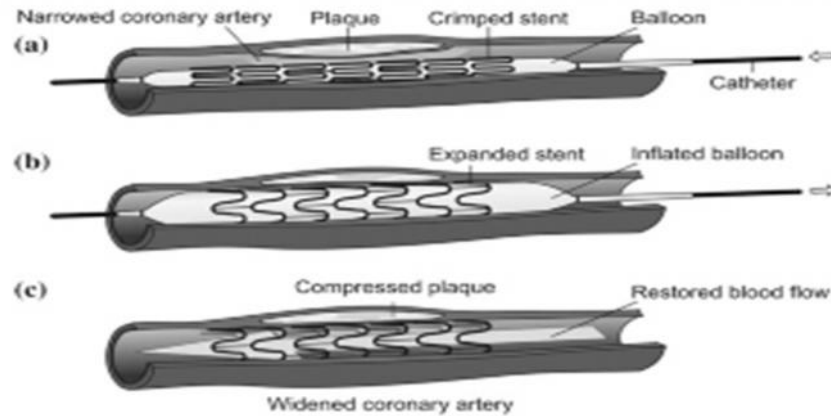
di dalam tubuh sehingga dapat berpotensi terjadi fraktur baru pada tulang lanjutan (*Zhao et al, 2009*). Karena hal tersebut para ahli medis khususnya di bidang ortopedi berupaya untuk mengembangkan baut tulang yang mampu terdegradasi, yang nantinya baut ini akan dengan sendirinya terdegradasi atau luruh secara teratur dimana proses degradasinya disesuaikan dengan proses penyembuhan fraktur tulang, sehingga nantinya tidak memerlukan lagi operasi ke dua.

Setelah melakukan proses pengimplanan tersebut, material dilepas atau dikeluarkan dari dalam tubuh dengan demikian memberikan kesempatan tulang untuk meregenerasi jaringan tulang baru untuk terbentuk, misalnya melalui proses degradasi, banyak produk material yang mampu terdegradasi menimbulkan efek samping peradangan yang dapat menghancurkan jaringan yang baru terbentuk, menurut (*Widyastuti, 2009*) biomaterial sendiri diklasifikasikan menjadi empat yaitu:

1. Biomaterial Berbasis Logam

Biomaterial logam yang banyak diteliti serta dikembangkan saat ini merupakan biomaterial yang mampu luruh, dimana logam yang di implan ke dalam jaringan tubuh mampu terdegradasi secara alami, karena keberadaannya tidak diperlukan secara permanen dalam tubuh, contohnya seperti *stent* jantung, dan pada penelitian sejauh ini telah dikembangkan dua jenis biomaterial logam yaitu paduan magnesium dan paduan besi implantasi pertama dari *stent* logam *biodegradable* pada manusia dilakukan Pada organ arteri paru-paru kiri bayi prematur dengan penyakit jantung bawaan, bahan yang di pakai dalam *stent*

biodegradable yaitu magnesium. Gambar 1 di bawah ini merupakan ilustrasi pemasangan implan untuk membuka arteri yang menyempit.

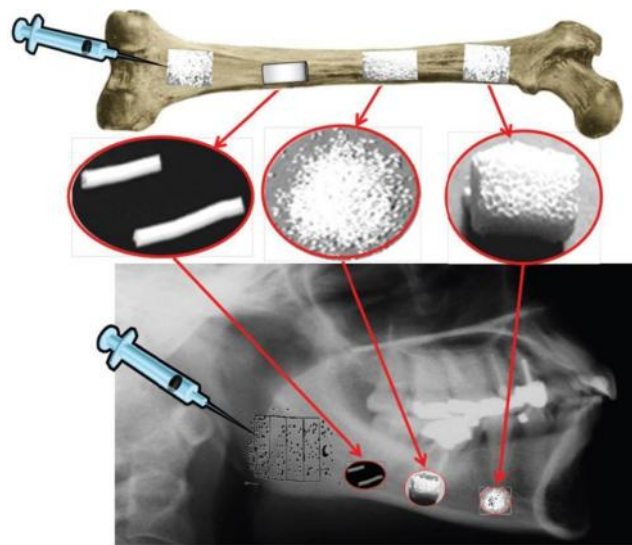


Gambar 1. Ilustrasi dari *stent* koroner: **a)** pengiriman ke arteri menyempit oleh kateter, ekspansi. **b)** untuk membuka arteri, **c)** memulihkan darah aliran. (Hermawan, 2012).

2. Biomaterial Berbasis Keramik

Aplikasi biomaterial keramik pada aplikasinya biasanya digunakan untuk mengisi cacat pada gigi atau tulang, melengkapi grafit tulang, patahan, atau untuk menggantikan jaringan yang rusak. Biomaterial keramik harus memiliki sifat biokompatibilitas yang tinggi dan *antithrombogenic*, harus tidak beracun, tidak menimbulkan alergi, tidak memiliki sifat karsinogen atau *tetratogen* dan tahan lama seperti banyak implan biomedis, bahan yang digunakan dalam aplikasi klinis pada awalnya dirancang untuk tujuan yang sangat berbeda dan pengembangan beberapa paduan logam. Namun saat ini telah mengarah sifat keramik yang menguntungkan karena memiliki ketahanan kimia, kuat tekan dan ketahanan aus (Best et al, 2008).

Proses cangkok tulang dapat diusulkan sebagai bahan non pengerasan dengan cara disuntik dan pasta umumnya terdiri dari campuran bubuk *ortofosfat* kalsium atau butiran dan “lem”, sehingga membentuk *hidrogel* yang kental, berbagai jenis aplikasi biomedis kalsium *ortofosfat* biokeramik (dorozhkin, 2016)



Gambar 2 Proses *hidrogel* bubuk hidroksiapatit (Dorozhkin, 2016).

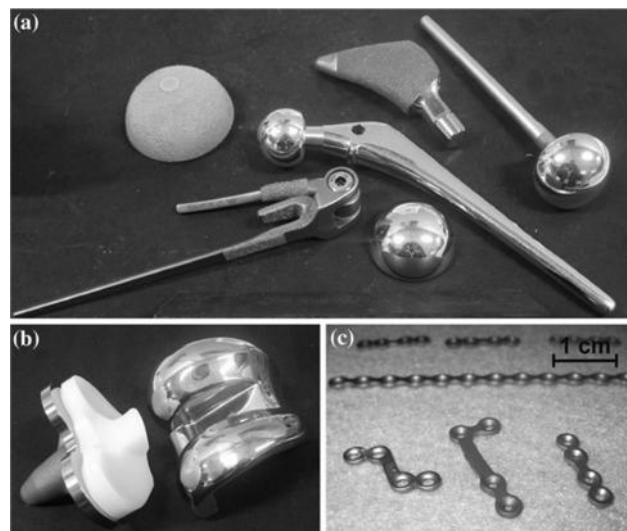
3. Biomaterial Berbasis Polimer (*Biopolymer*)

Berbagai jenis polimer banyak digunakan untuk obat-obatan sebagai biomaterial. Aplikasinya mulai dari wajah buatan sampai pada pipa tenggorokan, dari ginjal dan bagian hati sampai pada komponen-komponen dari jantung, serta material untuk gigi buatan sampai pada material untuk pangkal paha dan tulang sendi lutut. Material polimer untuk biomaterial ini juga digunakan untuk bahan perekat medis dan penutup, serta pelapis yang digunakan untuk berbagai tujuan biomaterial polimer contohnya adalah nilon, silikon, karet alam dan polyester. Pada aplikasinya biomaterial polimer

biasanya digunakan dalam penggantian jaringan yang rusak pada tubuh manusia.

4. Biomaterial Berbasis Komposit

Biomaterial komposit yang sangat cocok dan baik digunakan di bidang kedokteran gigi adalah sebagai material pengganti atau tambalan gigi, walaupun masih terdapat material komposit lain seperti komposit karbon-karbon dan komposit polimer berpenguat karbon yang dapat digunakan pada perbaikan tulang dan penggantian tulang sendi karena memiliki nilai elastis yang rendah, tetapi material ini tidak menampakan adanya kombinasi dari sifat mekanik dan biologis yang sesuai untuk aplikasinya. Tetapi juga, material komposit sangat banyak digunakan untuk *prosthetic limbs* (tungkai buatan), dimana terdapat kombinasi dari densitas yang rendah dan kekuatan yang tinggi sehingga membuat material ini cocok untuk aplikasinya.



Gambar 3. Contoh implan logam untuk: a) pinggul dan siku, b) lutut, c) *craniofacial*

(Hermawan, 2012)

Dalam proses penelitian untuk mengembangkan implan logam *biodegradabel* merupakan masalah yang sangat kompleks karena membutuhkan pengetahuan teknik maupun pengetahuan medis. Implan *biodegradabel* dapat diprediksi dan telah terbukti bermanfaat untuk meregenerasi jaringan tulang pada aplikasi biomedis, dan diharapkan bisa beradaptasi dengan tubuh pasien karena hal tersebut, sehingga menjadikan pengembangan implan yang mampu terdegradasi banyak diteliti.

Telah banyak peneliti yang melakukan penelitian tentang magnesium paduan untuk perangkat keras fiksasi aplikasi tulang *kardiovaskular*, magnesium dianggap sebagai bahan yang dapat memberikan alternatif untuk aplikasi karena menunjukkan *sitocompatibilitas* serta sifat mekanik yang sangat mirip dengan tulang manusia. Implan berbasis magnesium memiliki potensi awal yang baik serta memiliki stabilitas yang sebelum akhirnya menurunkan *in vivo*, menghilangkan operasi ekstra untuk penghilangan implan. Selama magnesium mengalami degradasi dan elemen paduan dilepaskan sebagai ion, ion magnesium yang dilepaskan karena proses degradasi tidak menunjukkan potensi alergi.

Magnesium yang sedang terdegradasi dapat disimpan dan terbentuk di sekitar lokasi fraktur tulang atau pada tulang yang baru terbentuk atau larut dan hilang mengalir dan keluar bersama *urine* tanpa menyebabkan hiper-magnesium. Karena degradasinya yang cepat, magnesium *alloy* cenderung membentuk celah pada antarmuka tulang dan implan, upaya signifikan dimasukkan kedalam pengembangan metode yang mencegah degradasi magnesium *in vivo* secara cepat, paduan adalah salah satu pendekatan namun elemen yang dapat

digunakan sangat terbatas namun, mayoritas magnesium ada pada otot dan tulang sebagaimana tabel 4. Sekitar setengah dari magnesium dalam tubuh hadir secara *intraselular* pada jaringan lunak, sementara hampir setengahnya menyatu dalam tulang. Kurang dari 1% magnesium tubuh hadir dalam darah rata-rata tubuh manusia mengandung kira-kira satu mol magnesium. Pada Tabel 1 di perlihatkan distribusi magnesium pada manusia dewasa.

Tabel 1. Distribusi magnesium pada manusia

Body magnesium content [% total]	
Serum	0,3
Red blood cell	0,5
Soft tissue	19,3
Muscle	27
Bone	52,9

Magnesium merupakan faktor penting dalam metabolisme tulang secara langsung karena mempengaruhi *osteoklas*. Kehadiran magnesium bermanfaat bagi kekuatan dan pertumbuhan tulang. Magnesium dapat mengikat kuat fosfat sehingga mempengaruhi mineralisasi jaringan tulang melalui kontrol pembentukan hidroksiapatit kalsium fosfat. Magnesium adalah salah satu ion yang paling penting untuk pembentukan apatit biologis.

C. Sifat Kekuatan Mekanik Pada Biomaterial

Di dalam pembuatan alat untuk menunjang kebutuhan orthopedi diperlukan kemampuan bagaimana alat tersebut mampu bekerja dengan baik, karena itu harus dipertimbangkan sifat mekanik dari bahan tersebut. Sifat-sifat mekanik

yang dimiliki tergantung pada beberapa faktor, seperti gaya-gaya yang nantinya akan bekerja padanya, beban mekanik pada gaya-gaya tadi akan bekerja secara internal dalam material tersebut, dan kemampuan yang dimiliki material untuk menahan beban tersebut dalam rentang waktu usia yang dimiliki implant tersebut.

Tabel 2. Sifat-sifat mekanik tulang *cortical* dan *cancellous* (Hermanto, 2016).

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

Dalam penelitian *Tan et al* (2014), menunjukkan bahwa AZ31 dengan lapisan Si menunjukkan kemampuan degradasi lebih lambat dibandingkan AZ31 tanpa pelapisan, serta kekuatan pada permukaan tulang AZ31 yang dilapisi meningkat selama implantasi, lebih tinggi dari pada tanpa dilapisi. Dengan demikian dalam penelitian ini dapat dituliskan bahwa penambahan Si mampu melindungi dan dapat mengontrol laju degradasi AZ31 selama implantsi untuk meyesuaikan kontruksi tulang. Penelitian *Paraskevas et al*, (2016) magnesium AZ31 daur ulang menyatakan, material dari hasil permesinan tersebut ditekan sehingga hasil dari pada penelitian mempunyai kekuatan tekan lebih tinggi

dibandingkan material terdahulu, kekuatan tekan untuk magnesium AZ31 meningkat dari 35 MPa menjadi 105 MPa serta kekuatan *strain* juga meningkat dari 22 % menjadi 61 %, selain nilai akhir akhir yang berbeda. Sifat mekanik dari metalurgi serbuk magnesium berpori tidak hanya di pengaruhi oleh porositas sepenuhnya tetapi juga dari ukuran pori, distribusi serta bentuk dan hubungan antara partikel magnesiumnya, struktur dari karakteristik dapat disesuaikan dengan memilih waktu sintering secara optimal, suhu, tekanan pada saat kompaksi serta bentuk dan ukuran, rasio volume dari bahan awal. Pada suhu di bawah lingkungan argon proses sintering yang lama menghasilkan koneksi difusi antara partikel magnesium serta sifat mekanik dari sampel. Sedangkan permukaan partikel yang teroksidasi mengalami penurunan sifat mekaniknya. Suhu lingkungan yang tenang diperlukan untuk meningkatkan sifat mekanik dari magnesium berpori

D. Magnesium

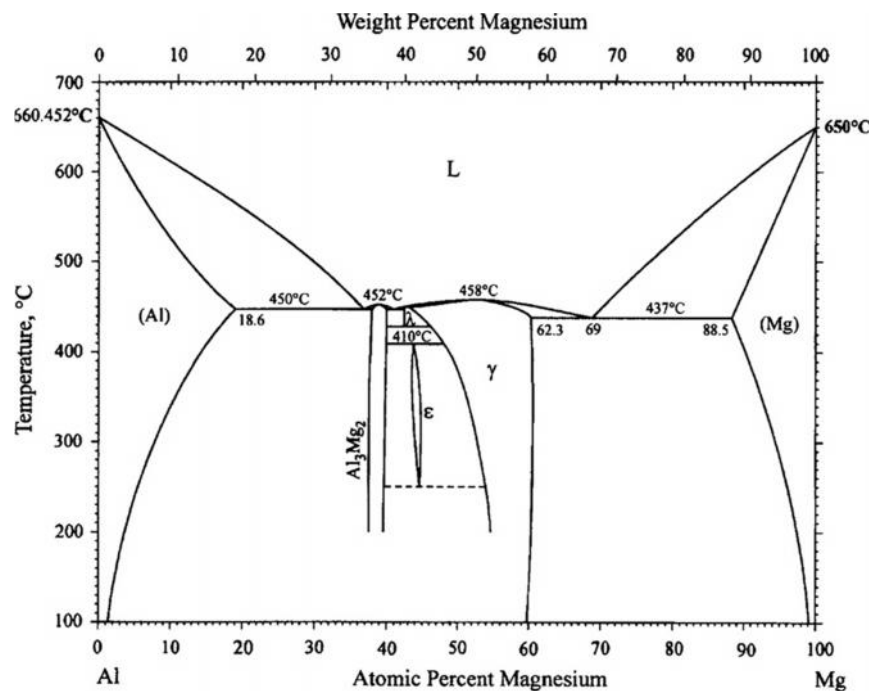
Magnesium adalah logam ringan dengan kepadatan sekitar 1.74 g/cm^3 yang sedikit lebih rendah dari pada tulang alami yang berkisar $1,8\text{-}2,1 \text{ g/cm}^3$, modulus elastisitas dari magnesium murni adalah 45 GPa dan tulang manusia bervariasi antara 40 dan 57 GPa. Karena kesamaan pada elastisitas magnesium diaplikasikan kedalam jaringan tulang yang keras sehingga mengurangi kemungkinan terjadinya tegangan pada permukaan, dengan mempertimbangkan sifat mekanik tersebut, magnesium adalah pilihan terbaik untuk implan *ortopedi biodegradable* (Tian et al, 2015).

Material magnesium merupakan salah satu elemen penting dalam metabolisme tubuh, berkisar antara 300-400 mg/hari. Magnesium juga merupakan logam

ringan yang mempunyai peranan penting diberbagai aplikasi dalam industri transportasi. Mengingat magnesium mempunyai kemampuan *biodegradabel*, biokompabilitas serta kekuatan mekanik menjadi salah satu material yang menjanjikan untuk dikembangkan. Kelayakan baut magnesium dapat dibuktikan dan bisa ditanamkan secara cepat dan mudah tanpa resiko kegagalan, degradasi lebih lambat meskipun terdapat deformasi plastis selama aktivitas, lapisan pada permukaan efektif menunda degradasi dan meningkatkan lepadatan tulang disekitar implan, tidak ada tanda-tanda signifikan yang merugikan selama implantasi baut (*Schaller et al, 2016*).

Salah satu seri Magnesium yang banyak dijual untuk kebutuhan medis adalah seri AZ31 banyak dipakai untuk manufaktur pesawat, dan lainnya yang dicetak dalam bentuk batangan, lembaran atau pada magnesium paduan ada beberapa material yang dicampur untuk menghasilkan material baru yang diinginkan komposisi kandungan 3% Al dan 1% *zink* dari tiap beratnya, pada diagram fase yang terdapat pada gambar 4 paduan yang mengandung aluminium umumnya memiliki kombinasi kualitas sifat mekanik yang tinggi, serta meningkatkan kekuatan cor, aluminium cenderung cepat menyebar dari matriks material yang berkontribusi terhadap *deformation creep*. Aluminium memiliki kerapatan rendah dan mempunyai sifat tahan korosi. Dalam dosis yang tinggi toksisitas aluminium yang berada dalam tubuh akan mengakibatkan kerugian dan menyebabkan *neurotoksisitas*, penambahan sedikit paduan aluminium 3% diharapkan mampu meningkatkan kekerasan pada temperatur kerjanya, dan kekuatannya. Sedangkan *zink*, material ini umumnya

dipergunakan sebagai material paduan pada magnesium yang fungsinya untuk meningkatkan kekuatan, tantangan dalam menggunakan material ini adalah adanya perubahan gas hidrogen dimana gas hidrogen menumpuk dan menyebabkan pertumbuhan tulang kurang baik, sehingga ini menjadi perhatian khusus. Jika *zink* digunakan sebagai elemen paduan di sebuah implan biomedis, Paduan magnesium dengan *zink* hampir tidak membentuk gas hidrogen dan ion *zink* tersebut akan larut dan keluar bersama urin, sehingga tidak merugikan pada tubuh pasien karena *zink* mudah diserap oleh fungsi biologis di dalam sel. Jumlah *zink* yang berlebihan memiliki berpotensi bersifat korosif jika tertelan. penambahan *zink* pada paduan magnesium AZ31 untuk meningkatkan tegangan tarik maksimumnya.



Gambar 4. Diagram phase Mg-Al (Horynová et al, 2013).

Selanjutnya magnesium lebih bisa membantu dalam proses pembentukan tulang dibandingkan dengan polimer, yang membantu bahan untuk

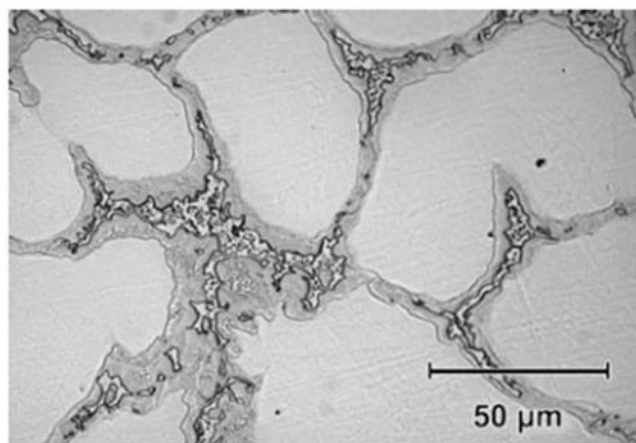
mengintegrasikan dengan baik pada tulang serta berpotensi meregenerasi penuh setelah degradasi. Kelebihan sifat dari bahan berbasis magnesium bisa mengatasi beberapa kelemahan yang terkait dengan logam dan polimer. Penelitian menunjukkan bahwa pengamatan penyembuhan tulang sekitar 16 minggu. Magnesium memberikan stabilisasi dalam proses penyembuhan serta merangsang pembentukan tulang baru (*Chaya et al, 2015*).

E. Semi Solid Casting

Semi solid merupakan bahan yang diproses dalam kondisi fasa cair dan padat (*semisolid atau semiliquid*), dan metoda pengerjaannya menggunakan metoda pengecoran atau pembentukan. Kelebihan proses *semisolid forming* antara lain adalah dapat dicapai kompleksitas bentuk produk dan kecepatan produksi yang relatif tinggi seperti halnya proses die *casting*, cacat porositas dan segregasi makro yang relatif rendah sehingga kekuatan dan keuletannya relatif tinggi, kondisi *semisolid* bahan baku pada proses *semisolid* diperoleh dengan cara memanaskannya di atas temperatur solid. Pada saat dipanaskan di atas temperatur *solid*, bahan baku terdiri atas fasa padat berbentuk *globular (spheroidal)* dan fasa cair yang berada di antara fasa padat, dengan istilah fase *dendrit*, dan logam yang berfasa cair berada diantara *dendrit* atau lengan dendrit. Selanjutnya, fasa cair bertransformasi menjadi fasa *eutektik* ketika pendinginan mencapai temperatur solidus atau eutektik. Secara umum, struktur *dendrit* ini merupakan ciri produk proses pengecoran logam.

Pada temperatur proses yang lebih rendah menyebabkan gas hidrogen yang terlarut ke bahan baku menjadi lebih rendah sehingga dengan proses *semisolid forming* cacat porositas yang disebabkan gas hidrogen dapat dikurangi.

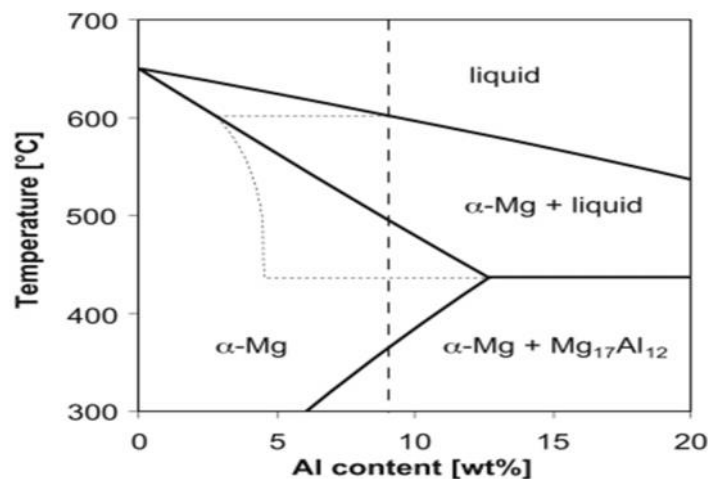
Temperatur pemanasan yang terlalu tinggi menghasilkan viskositas logam semisolid yang terlalu rendah viskositasnya, oleh karena itu pada proses semisolid (Friedrich *et al*, 2006) menjelaskan salah satu alasan untuk berbagai penelitian dan pengembangan SSM (*semi solid metal*) untuk aluminium dan magnesium mungkin merupakan perbedaan metalurgi mendasar dari aluminium dan paduan magnesium casting. Sementara paduan casting aluminium Al-Si-Mg biasa paduan hypoeutectic mengandung kira-kira 50% *eutektik*, Mg-Al yang umum dan Paduan paduan Mg-Al-Zn menguatkan sebagai paduan fase tunggal dalam kondisi kesetimbangan. Proses pengecoran komersial melibatkan tingkat pendinginan, yang tidak memungkinkan kesetimbangan dan untuk alasan inilah titik *eutektik non-ekuilibrium* ditemukan pada penuangan Mg-Al pada gambar 5 dibawah ini .



Gambar 5. Struktur mikro SSM yang diproses AZ91 menunjukkan *eutektik non-ekuilibrium* antara partikel Al-Mg (Friedrich *et al*, 2006).

Fase *eutektik* paduan pengecoran magnesium kemurnian tinggi yang sebenarnya mengandung aluminium berat 2 sampai 9%, dan paduan AZ dan

AM ini telah menarik minat kebanyakan pemrosesan SSM. Diagram fase *biner* pada gambar 6 dibawah ini adalah dasar untuk memperkirakan kesesuaian paduan yang berbeda untuk pemrosesan SSM. Fraksi cair yang memadai adalah syarat dalam pengolahan SSM. Secara umum diterima bahwa fraksi cair (f_c) 40-60% cocok untuk pengecoran semi padat, dua kriteria yang sangat mirip untuk *processability* dari sebuah paduan dalam keadaan semi padat telah terbentuk, yaitu suhu rentang $T^{40/60}$ sesuai dengan fraksi cair 40-60% sebagai teknis pendekatan dan sensitivitas suhu sebagai pendekatan yang lebih ilmiah.



Gambar 6. Diagram fase biner Mg-Al, garis putus-putus mewakili solidifikasi non-ekuilibrium paduan Mg-9% Al (*Friedrich et al, 2006*)

F. Sifat Degradasi Magnesium

Di dalam teknik kedokteran ketika terjadi fraktur tulang pada pasien terdapat salah satu cara dalam penyembuhanya dengan cara menggunakan suatu alat yang berfungsi untuk menyangga tulang. Umumnya alat penyangga tersebut terbuat dari logam, dimana logam yang sering dipakai yaitu paduan titanium maupun platinum yang memiliki sifat mekanik yang mampu bergerak secara dinamis, yang dikenal sebagai sebagai pelat kompresi dinamis atau dynamic

compression plate (DCP). Dimana di dalam proses nya DCP di bantu dengan baut tulang dalam mengikat pelat ke ke tulang, proses ini jauh lebih baik di bandingkan dengan cara yang tradisonal ataupun konvesial yang menggunakan balutan kain ataupun gips (*Denkana et al, 2013*).

Bahan yang mampu degradasi harus luruh dan keluar dari tubuh serta tidak menyebabkan penumpukan secara sistemik. Tabel 3 merangkum implantasi diterbitkan studi logam biodegradable ditujukan untuk implan ortopedi pada hewan.

Tabel 3. Implantasi logam biodegradabel pada hewan

Bahan	Mg Al/Y/Li/RE Alloys pins (<i>Wite et al , 2005</i>) tidak ada daftar pustaka	Mg -Zn Mn alloy rods (<i>Zang et al, 2009</i>) tidk ada daftar pustaka	Mg-Zn-Caalloy Rods (<i>Chen et al, 2012</i>) tidk ada daftar pustaka
Metode	Implantasi pada 4 hewan babi deng an jangka waktu 18 minggu,	Implantasi pada 18 tik us untuk jangka waktu 26 minggu, serta pengujian tes darah	Implantasi pada tulang paha kelinci untuk jang ka waktu 50 minggu, serta pengujian radiografi, mikro CT
Hasil	Gelembung gas muncul dalam waktu 1 minggu setelah oper asidan menghilang setelah 2 sampai 3 minggu. Tidak ada efek yang merugikan kepada hewan sel ama proses pengam ata	Jaringan tulang baru terbentuk di sekitar implan magnesium setelah 6 m inggu. setelah 26 ming gu, semakin banyak jari ngan tulang yang ditem ukan di sekitar implan, degradasi Magnesium p ada in vivo menyebabk an sedikit perubahan ko mposisi darah dan tidak ada gangguan pada hati atau ginjal	HA sebagai pelapis komposit yang diimplan untuk menyelidiki laju degradasi dalam waktu 50 minggu. Dan hasilny a menunjukkan bawa sa mpel yang di lapisi men galami degraasi yang lambat, lapisan komposi t mencegah degradasi ce pat dari material magne sium. Jaringan tulang ba ru terbentuk lebih cepat di Sekitar sampel yang terlapisi

Seperti yang dipahami, ion terlarut dari implan logam selalu menjadi perhatian untuk respon alergi. Namun pada penelitian ini menunjukkan magnesium paduan, seperti AZ31, AZ91, WE43 dan LAE442, tidak akan menyebabkan reaksi alergi dalam metode yang digunakan dalam pengujian. Selain itu, produk korosi utama magnesium telah terbukti berkaitan erat dengan peningkatan pembentukan tulang dan penurunan sementara pada resorpsi tulang (*Janning et al, 2010*). Pada tabel 4 dibawah ini merupakan standar dalam material magnesium alloy beserta komposisi kimianya.

Tabel 4. American Nomenclature (ASTM-B275-90) and Elemental Content of Investigated Magnesium Alloys (*Wite et al, 2007*).

A	Aluminium
Z	Zinc
L	Lithium
W	Yttrium
E	Rare earth elements (RE)
AZ31 ^a	MgAl (2.4–3.6) Zn(0.5–1.5) Mn (0.15–1.0)Si0.1,Cu0.1
AZ91 ^a	MgAl (8.1–9.3) Zn(0.4–1.0) Mn (0.17–0.35)Si0.2
LAE442 ^a	MgLi4Al (3.4–4.6) RE(1.8–3.0) Mn(min:0.25)Zn(max:0.22)
WE43 ^a	MgY(3.7–4.3)RE(2.4–4.4) Zr(min:0.4–1.0)Li0.2,Mn0.15

^a Nomor-nomor berikut mewakili persentase kandungan unsur dalam paduan magnesium ditampilkan dalam persen berat (wt%). Keseimbangan di setiap magnesium alloy terdiri dari magnesium murni (Mg). kandungan logam ional

dikonfirmasi oleh induktif ditambah plasma atom *spektrometri* emisi (ICP-AES).

Studi implantasi hewan menghasilkan bahwa logam implan *biodegradable* diharapkan terdegradasi di bawah lingkungan *in vivo*. Dalam lingkungan kardiovaskular, umumnya implan menunjukkan kemampuan terdegradasi setelah implantasi. Implan magnesium *alloy* menurunkan lebih cepat dari pada Fe murni, sedangkan magnesium paduan stent benar terdegradasi dalam waktu kurang dari 6 bulan (*Waksman et al, 2008*).

Sementara bagian Fe murni stent masih terlihat setelah satu tahun implantasi (*Puester et al, 2001*), pada tulang magnesium paduan terdegradasi dalam waktu 3 bulan dan digantikan oleh jaringan tulang yang baru, pemeriksaan darah menunjukkan bahwa degradasi implan magnesium hanya mengalami sedikit perubahan komposisi tanpa gangguan hati atau ginjal. Dengan cara yang serupa menunjukkan tidak ada perbedaan signifikan secara statistik dari serum magnesium sebelum operasi dan pada satu sampai tiga bulan pasca-operasi, sehingga kejadian hiper-magnesium jarang karena ekskresi efisien ion magnesium yang berlebih keluar melalui urin (*Li et al, 2008*).

Sementara itu aluminium yang mengandung paduan magnesium umumnya dianggap paling rentan terhadap *stress corrosion cracking*, dengan kecenderungan meningkat dengan kandungan aluminium. Jadi paduan AZ61, AZ80, dan AZ91 dengan 6, 8, dan 9% aluminium, masing-masing, dapat menunjukkan kerentanan yang tinggi terhadap *stress corrosion cracking* di laboratorium dan atmosfer eksposur, sementara AZ31, aluminium alloy 3%

digunakan dalam aplikasi produk tempa, dianggap menunjukkan ketahanan yang baik (*Friedrich et al, 2006*).

G. Perkembangan Magnesium dan Paduannya

Penelitian mengenai magnesium paduan mempunyai kelebihan yang banyak di bidang kedokteran khususnya ortopedi. Konsep yang akan diterapkan dalam aplikasi yaitu mampu luruh antara baut tulang dengan lama proses penyembuhannya, dimana saat baut tulang berbahan paduan magnesium mengalami degradasi di dalam tubuh, sehingga tidak memerlukan tindakan pengangkatan baut tulang lagi, untuk memberikan hasil yang maksimal para peneliti melakukan berbagai penelitian untuk meningkatkan sifat mekanik dengan penambahan unsur di dalamnya, seperti yang di jelaskan pada Tabel 5 merupakan tipe mekanikal propertis dari berbagai jenis paduan magnesium.

Tabel 5. Typical Mechanical Properties of Representative Magnesium Alloys

(*Campbell et al, 2006*).

Aloy	Temper	UTS (ksi)	YS (ksi)	Elongations (%)
Sand and permanent mold casting				
AM100A	T61	40	22	1
AZ91C and E	T6	40	21	6
AZ92A	T6	40	22	3
EZ33A	T5	23	16	2

QE22A	T6	38	28	3
WE43A	T6	36	24	2
ZE41A	T5	30	20	3.5
ZK-61A	T6	45	28	10
Extrusions				
AZ31B-C	F	38	29	15
AZ61A	F	45	33	16
ZK60A	T5	53	44	11
Sheet and Plate				
AZ31B	H24	42	32	15

Seperti kemajuan terbaru dalam magnesium paduan metode baru dengan pelapisan, perlakuan permukaan, dan pengolahan telah dikembangkan. Logam seperti Zn, Al, Ag, Y, Zr, Nd, dan Mn. Sebuah contoh Mg-Y paduan, yang telah meningkat sifat mekanik dibandingkan dengan Magnesium murni (dua kali lipat peningkatan kekuatan tarik) sambil mempertahankan laju degradasi. Selain itu, struktur mikro bahan magnesium dapat dibuat menjadi bentuk *porous* atau berpori untuk memiliki sifat mekanik yang mirip dengan tulang *cancellous* ataupun *cortical* sehingga cocok digunakan sebagai pengganti tulang (Da-Tren et al, 2013).

Sebagian besar penelitian pada logam biodegradable meliputi pengembangan bahan, propertis bahan, studi degradasi dan implantasi *in vivo* material. Proses kerja yang mengubah logam *biodegradable* dalam implan atau *prototype* terbatas. Diantara implan logam dikembangkan adalah Fe-Mn paduan *stent coroner* (Hermawan, 2012).

Pada penelitian *Bolzomi et al, (2013)* pada pengujian Serbuk yang ditekan secara uniaksial dan disinter didalam vakum tekanan tinggi dengan memvariasikan waktu serta temperatur, ditemukanya kepadatan yang relatif meningkat dengan suhu dan waktu, kemampuan mekanik dari Ti-3Al-2.5V meningkat karena pengurangan sisa dari porositas. Selain itu waktu temperatur dipilih untuk mendapatkan sifat termal dengan cara paduan tempa. Kelayakan magnesium yang dibentuk menjadi keling sekrup pada ekspansi dapat dibuktikan. Semua keling sekrup bisa ditanamkan dengan cepat dan mudah tanpa risiko kegagalan, degradasi itu lebih lambat dari yang diharapkan meskipun deformasi plastik pada kerja dari paku keling. Lapisan permukaan efektif dalam menunda degradasi dan dalam meningkatkan kepadatan tulang di sekitar implan. Tidak ada tanda-tanda signifikan yang merugikan efek yang ditemukan untuk kedua jenis keling-sekrup (*Benoit et al, 2016*).

H. Mekanikal Propertis Bahan Daur Ulang

Material daur ulang memiliki kekuatan luluh tekan yang tinggi dan kekuatan tekan yang tinggi pada semua pengujian dibandingkann bahan ingot. SPS (*spark plasma sintering*) merupakan cara alternatif yang efektif pada daur ulang *solid state of magnesium alloy scrap*. Untuk kekuatan tekan material magnesium AZ31 meningkat pada semua strain dari 22 % sampai 61%. Hasil dari kekuatan pada daur ulang berkaitan juga pada hasil srtuktur mikronya. Nilai dari peningkatan kekuatan geser untuk magnesium murni yaitu 5-11% sedangkan untuk nilai dari paduan AZ31 pada daur ulang mempunyai nilai 15-22% pada setiap permukaan dan penampang. Dengan demikian hasil dari Mg dan Mg-alloy chip diperoleh dengan SPS menunjukkan

potensi daur ulang solid state. Selain itu penyimpangan dalam kompresi dan kekuatan geser yang relatif rendah, menunjukkan distribusi homogen termal selama SPS proses pemadatan secara dinamis, seperti yang di jelaskan pada Tabel 6 dibawah ini.

Tabel 6. *Shear Punch Testing (SPT) dan uji kompresi hasil spark plasma sintering daur ulang magnesium dan AZ31 paduan (Paraskevas et al, 2016).*

<i>Mg system</i>	<i>Propertis</i>	<i>Reference</i>	<i>SPA side Surface</i>	<i>SPA Top Surface</i>
Pure Mg	Density (g/m ³)	1.73	1.74	
	σ_{ucs} (MPa)	164 ± 9	183 ± 9	
	τ_{uss} (MPa)	70 ± 5	74 ± 3	78 ± 3
Az31 Mg	Density (g/m ³)	1.77	1.77	
	σ_{ucs} (MPa)	350 ± 40	385 ± 41	
	τ_{uss} (MPa)	98 ± 6	113 ± 5	1194

I. Squeeze Casting

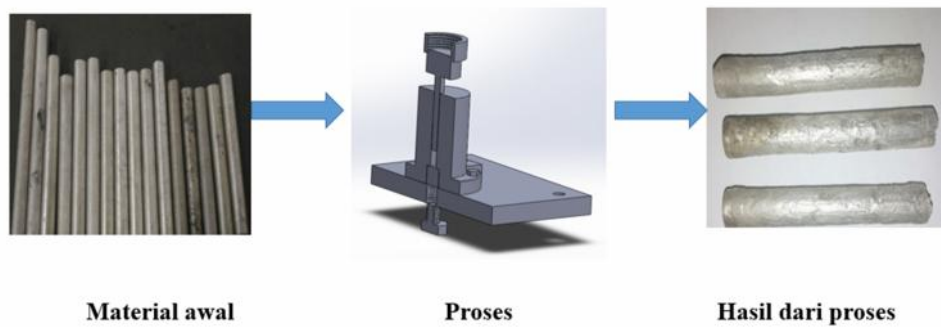
High pressure casting merupakan proses pengecoran yang lebih dikenal sebagai pengecoran squeeze, dimana logam cair dituang dan diberikan tekanan sampai proses pemadatan selesai dengan menggunakan tekanan hidrolik, teknik ini mampu meningkatkan sifat fisis dan mekanis terutama pada material paduan dasar aluminium dan magnesium (*Hong et al, 2012*) perlakuan tekanan yang diberikan akan kontak langsung terhadap logam cair dengan dinding cetakan

serta menyebabkan perpindahan panas yang akan mempengaruhi kepadatan struktur mikro logam tersebut, dibawah ini merupakan alat *squeeze casting* yang di tunjukan pada gambar 7.



Gambar 7. Alat *squeeze casting*

Pada penelitian *Taufikurrahma et al, (2013)* melakukan penelitian menggunakan teknik *direct squeeze casting* dengan cara material aluminium cair di tuang ke dalam dies/cetakan pada suhu 750°C , kemudian ditekan selama 60 sampai 70 detik. Proses tekanan 30 MPa selama 75 detik. Proses tekanan diulang pada 50,70,90,110 MPa, 130 dan 150 MPa. Komposisi hasil uji aluminium daur ulang adalah 84,75% Al dan 8,985% Si, dengan kekerasan permukaan 89,74 HBN pada tekanan 130 MPa. Proses ini mampu menghasilkan kekerasan permukaan dengan presentase sampai 22 % Dimana Kekerasan permukaan tekan dipengaruhi oleh suhu penuangan, tekanan waktu dan gaya penekanan.



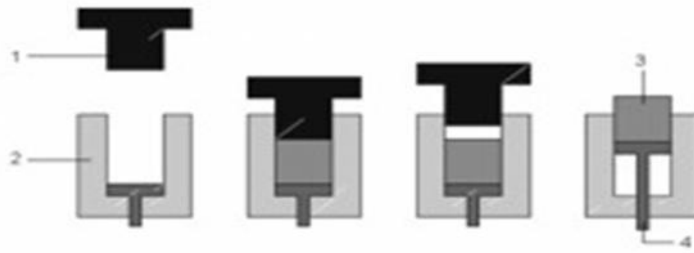
Gambar 8. Alur pembuatan squeeze casting

Pada gambar 8 merupakan alur pembuatan material squeeze casting, dimana material awal ketika sudah berbentuk silinder dimasukkan ke dalam dies lalu di squeeze, selama proses squeeze casting tersebut material dalam kondisi semi solid, setelah proses selesai barulah material dikeluarkan dari dies.

Berdasarkan mekanisme penuangan logam cair ke dalam cetakan, squeeze casting umumnya dikelompokkan menjadi dua jenis, yaitu: *direct squeeze casting* dan *indirect squeeze casting*.

1. *Direct Squeeze Casting (DSC)*

Direct squeeze casting merupakan sebuah proses bisa dikatakan sebuah proses liquid metal forging, squeeze forming, extrusion casting dan *pressure crystallisation*, (DSC) adalah proses dimana logam cair didinginkan dengan memberikan tekanan secara langsung yang bertujuan untuk mencegah terjadinya porositas gas serta penyusutan pada sebuah material. Seperti yang diperlihatkan pada gambar 9 dibawah ini.

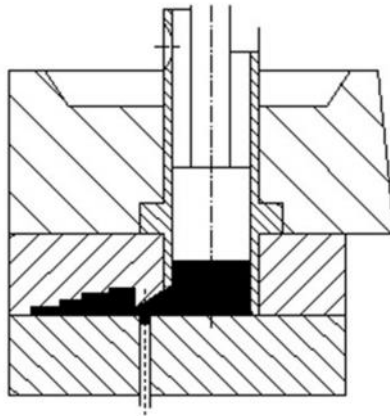


Gambar 9. Mekanisme (DSC) direct squeeze casting

Proses *direct squeeze casting* (DSC) mempunyai keuntungan yaitu memperkecil terjadinya porositas gas dan penyusutan, menghilangkan *gating system*, sehingga tidak terjadi pembuangan material. Sifat mekanik hasil pengecoran menggunakan komposisi yang sama, dapat menghasilkan coran yang baik bahkan lebih baik bila dibandingkan dengan produk coran teknik yang lain melalui perilaku isotropik, Untuk itu faktor pengecoran dianggap satu kesatuan.

2. *Indirect Squeeze Casting (ISC)*

Indirect Squeeze casting adalah sebuah proses pengecoran logam yang memiliki kelebihan yang kompleks dengan beberapa sistem pengeluaran inti (*core pull*). Proses tersebut menggabungkan antara *low pressure* dan *high pressure die casting*. Pada proses *indirect squeeze casting* logam cair diinjeksikan atau ditekan ke dalam rongga die menggunakan punch yang berbentuk diameter, mekanisme dari proses ini mempertahankan logam cair hingga membeku di dalam cetakan .Seperti yang diperlihatkan pada gambar 10 di bawah ini.



Gambar 10. Mekankisme (ISC)indirect squeeze casting

Setelah mengetahui kelebihan dari ISC, terdapat dua kelemahan pada proses ISC bila dibandingkan direct antara lain, bahan baku yang digunakan kurang efisien pada pembuatan runner dan gating system, efisiensi bahan yang digunakan sebesar 28 %, sebagai contoh dalam pengaplikasian pembuatan piston seberat 0,62 kg membutuhkan bahan cor dengan berat 2,2 kg. Untuk memaksimalkan *indirect squeeze casting*, pada saat penuangan logam cair ke dalam cetakan harus stabil dan mulus yang bertujuan agar aliran logam cair mengalir secara laminar sehingga tidak mengakibatkan aliran turbulen. Beberapa hal yang perlu diperhatikan dari proses tersebut adalah kecepatan dalam penuangan, kecepatan penuangan yang rendah dapat menyebabkan hilangnya panas (*heat loss*) pada logam cair, dan berakibat pada terjadinya kurangnya aliran pengisian sehingga menjadi laminar dan tidak terjadi aliran turbulen.

Sifat leleh pada *squeeze cast magnesium alloy* secara signifikan dapat di tingkatkan dibandingkan bahan yang lain dengan metode yang sama, pada proses melalui *squeeze cast* dapat membuat bentuk yang rumit serta menghemat biaya pembuatan (Horynova et al, 2013), pada proses pengecoran

squeeze menghasilkan produk akhir dengan kualitas yang baik. Hasil dari proses cor dilihat dengan struktur mikro lebih dan homogen serta memiliki sifat mekanik yang baik. Proses pengecoran dilakukan dengan cara logam cair dituangkan ke dalam cetakan pada suhu 750°C dan kemudian ditekan selama 60 sampai 70 detik dengan tekanan antara 30 Mpa sampai 150 Mpa. Hasil dari kekerasan permukaan meningkat sebesar 22% dipengaruhi oleh proses suhu dalam penuangan, tekanan waktu serta gaya. Hasil struktur mikro dari material tersebut cenderung untuk bergerak keatas seiring meningkatnya tekanan yang dilakukan (Taufikurrahman et al, 2013).

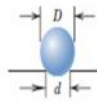



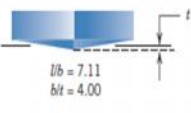

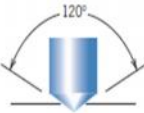

J. Pengujian Mekanik dan Metalografi

1. Microhardness

Pengujian kekerasan adalah satu dari sekian banyak pengujian yang dipakai, karena dapat dilaksanakan pada benda uji yang kecil tanpa kesukaran mengenai spesifikasi. Kekerasan atau *hardness* merupakan salah satu sifat mekanik dari suatu material, kekerasan suatu material harus diketahui khususnya untuk material yang dalam penggunaannya akan mengalami gesekan (*frictional force*) dan dinilai dari ukuran sifat mekanis material yang diperoleh dari deformasi plastis, deformasi yang diberikan dan setelah dilepaskan, tidak kembali ke bentuk semula akibat indentasi oleh suatu benda sebagai alat uji. Dalam hal ini bidang keilmuan yang berperan penting untuk mempelajarinya adalah ilmu bahan teknik (*Metallurgy Engineering*). Pengujian kekerasan merupakan cara yang paling umum digunakan karena beberapa alasan yaitu, tidak bersifat merusak sehingga spesimen material terhindar dari fraktur atau terjadinya deformasi yang tinggi, pengujian

menggunakan indentasi kecil pada permukaan spesimen uji, pengujian relatif lebih mudah dan sederhana serta memperkecil biaya yang dikeluarkan, selanjutnya pengujian kekerasan memiliki keuntungan dan kemudahan mengkonversikan kekerasan dengan perhitungan menggunakan skala, pengujian yang paling banyak dipakai adalah dengan menekankan penekan tertentu kepada benda uji dengan beban tertentu dan dengan mengukur ukuran bekas penekanan yang terbentuk di atasnya, cara ini dinamakan cara kekerasan dengan penekanan.

Pada penelitian *Taufikurrahman et al* (2013), menuliskan bahwa hasil material aluminium yang dilakukan pengecoran squeeze casting dapat menghasilkan kenaikan kekerasan permukaan sebanyak 22 % dengan tekanan antara 30 MPa sampai 150 MPa, hasil struktur mikro dari material tersebut cenderung untuk bergerak ke atas seiring meningkatnya tekanan yang dilakukan. Ada beberapa cara untuk mengetahui nilai kekerasan pada material diantaranya yaitu uji kekerasan gores, uji kekerasan pantul (dinamis) dan uji kekerasan indentasi. Uji kekerasan gores tergantung pada kemampuan gores material yang satu terhadap material lainnya. Uji kekerasan pantul mencakup deformasi dinamis dari permukaan material yang dinyatakan dalam jumlah energi impak yang diserap permukaan logam pada saat benda penekan jatuh. Uji kekerasan indentasi berupa penjejakan oleh sebuah indenter yang keras ditekan ke permukaan logam yang diuji macam-macam teknik pengujian kekerasan

Test	Indenter	Shape of Indentation		Load	Formula for Hardness Number ^a
		Side View	Top View		
Brinell	10-mm sphere of steel or tungsten carbide			P	$HB = \frac{2P}{\pi D [D - \sqrt{D^2 - d^2}]}$
Vickers microhardness	Diamond pyramid			P	$HV = 1.854P/d_1^2$
Knoop microhardness	Diamond pyramid			P	$HK = 14.2P/l^2$
Rockwell and Superficial Rockwell	<ul style="list-style-type: none"> ⎧ Diamond cone; ⎧ $\frac{1}{16}, \frac{1}{8}, \frac{1}{4}, \frac{1}{2}$ in. diameter steel spheres 			<ul style="list-style-type: none"> 60 kg } Rockwell 100 kg } 150 kg } 15 kg } Superficial Rockwell 30 kg } 45 kg } 	

Gambar 11. Mechanical Behavior, Testing, and Manufacturing Properties of Materials (Callister et al, 2007).

Uji kekerasan indentasi menggunakan alat model *Leitz Micro Hardness*. Perbedaan kekerasan dapat diketahui dari bentuk indenter yang ditekan pada permukaan material. Sesuai gambar 11 di atas alat pengujian kekerasan ini memakai indenter berbentuk piramida yang membuat jejak pada material dengan pembebanan tertentu. Masa penjeakan berlangsung 30 detik dan dapat menghasilkan ketelitian antara 2-3 μm . Panjang diagonal jejak yang diukur pada arah horisontal ditandai sebagai d-1 dan panjang diagonal jejak pada arah vertikal ditandai sebagai d-2, lalu dihitung d-rerata sebagai panjang diagonal jejak. Nilai kekerasan berkaitan dengan kekuatan luluh atau tarik logam, hal ini disebabkan selama indentasi (penjeakan) logam mengalami deformasi sehingga terjadi regangan dengan persentase tertentu. Nilai kekerasan Vickers didefinisikan sama dengan beban dibagi luas jejak piramida (indenter) dalam kg/mm^2 dan besarnya kurang lebih tiga kali besar

tegangan luluh untuk logam-logam yang tidak mengalami pengerjaan pengerasan. Bahan yang digunakan untuk indenter adalah Intan. Intan merupakan bahan yang mempunyai tingkat kekerasan paling tinggi. Dalam menguji kekerasan suatu material. Kesalahan pemilihan beban akan berdampak pada ketidak akurasian data kekerasan suatu material dan selanjutnya menimbulkan salah interpretasi terhadap sifat material yang diuji. Fenomena demikian tentu saja sangat tidak diharapkan.

Hasil dari proses pengujian keras atau pun lunak permukaan material logam di setiap lokasi penjejakan akan berbeda-beda karena faktor kehalusan permukaan, porositas, jenis perlakuan, dan perbedaan unsur-unsur paduan. Diagonal jejak (d) yang lebih panjang pada suatu material uji memberikan pengertian bahwa nilai kekerasan material rendah, sebaliknya diagonal jejak yang lebih pendek memberikan pengertian bahwa nilai kekerasan material tinggi. Makin besar beban, diagonal indentasi (d) makin besar pula, di sisi lain makin besar diagonal indentasi, nilai kekerasan makin rendah. Hal ini tentu saja terkait dengan ketahanan material terhadap deformasi yang dilakukan indenter. Kekerasan juga didefinisikan sebagai kemampuan suatu material untuk menahan beban indentasi atau penetrasi (penekanan). Di dunia teknik, umumnya pengujian kekerasan menggunakan 4 macam metode pengujian kekerasan yakni *Rockwell* (HR / RHN), *Brinell* (HB / BHN), *Vickers* (HV / VHN). Pemilihan masing-masing skala (metode pengujian) tergantung pada permukaan material, jenis dan dimensi material, jenis data yang diinginkan dan ketersediaan alat uji.

Pengujian kekerasan dengan metode *Brinell*, *Rockwell* dan *Vickers* menggunakan alat/ pengujian benda uji (*test specimen*) yang bertujuan untuk memahami cara menguji mekerasan logam dengan ketiga Metode tersebut. Dalam pengujian kekerasan seperti pada pengujian statik lainnya, diukur ketahanan terhadap deformasi, tetapi ukuran penekan, beban dan ukuran penekanan, derajat pengerasan regangan, berbeda. Jadi pertama korelasi antara kekerasan yang diperoleh dengan berbagai cara pengujian kekerasan menjadi permasalahan. Tidak ada cara lain kecuali mendapatkan hubungan tersebut secara eksperimen, jadi kekerasan yang diperoleh dengan berbagai cara ditulis sebagai tabel konversi kekerasan. Tetapi hal yang diutarakan di atas berbeda menurut bahan, oleh karena itu untuk baja atau paduan tembaga perlu memakai tabel yang berlainan sesuai dengan paduan masing-masing. Sejumlah data tersedia berkenaan dengan hubungan antara kekerasan dan kekuatan tarik atau kekuatan lelah. Hubungan ini sangat memudahkan untuk mengetahui kekuatan bahan dengan pengujian sederhana dari kekerasan. Tetapi karena hubungan itu memuat banyak faktor variabel, perlu berhati-hati dalam penggunaannya. Sebagai tambahan dalam penggunaan bagi bahan yang sama jenisnya, disarankan untuk memperhatikan metalografinya.

2. Pengujian Tarik

Pengujian tarik merupakan sebuah metode yang bertujuan untuk mengetahui sifat suatu material.dengan cara mencekam di kedua ujung spesimen sehingga menyebabkan pemanjangan pada spesimen uji dan sampai terjadinya patah. Kekuatan tarik dapat dikatakan sebagai daya tahan suatu material terhadap

tegangan yang berusaha untuk memisahkan. Kekuatan tarik suatu material berhubungan dengan modulus elastis material tersebut. Nilai-nilai penting pada pengujian yang dapat dilihat dan disampaikan pada pengujian tarik antara lain:

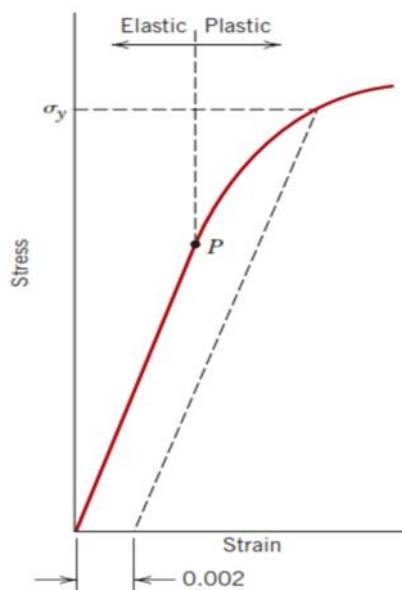
- a. Batas proporsional (*proportionality limit*).
- b. Batas elastis (elastis limit).
- c. Titik luluh (*yield point*) dan kekuatan luluh (*yield strength*).
- d. Kekuatan tarik maksimum (*ultimate tensile strength*).
- e. Kekuatan putus (*breaking strength*).
- f. Keuletan (*ductility*).
- g. Modulus elastisitas (E).



Gambar 12. Mesin uji tarik

Pada gambar 12 merupakan gambar alat uji tarik yang terdapat, besarnya beban dan pertambahan panjang suatu spesimen pengujian disambungkan langsung dengan plotter, selanjutnya diperoleh sebuah grafik tegangan (MPa) dan regangan (%) dimana berfungsi untuk menyampaikan informasi data yang berupa tegangan luluh (σ_{ys}) tegangan *Ultimate* (σ_{ult}) modulus elastisitas bahan

(E). Ketangguhan serta keuletan suatu spesimen yang diuji tarik. Tujuan dari pengujian ini untuk melengkapi informasi atau data-data rancangan dasar kekuatan suatu material dan sebagai penunjang bagi spesifikasi. Dalam pengujian, perlakuan pembebanan pada material spesimen dengan menaikkan kekuatan luluh dan modulus elastisnya yang dapat ditentukan dan besar sebuah beban pada pengujian ini disebut kekuatan tarik maksimum. Setelah material spesimen patah panjang akhir dan *cross-sectional area* yang digunakan untuk menghitung persentase dan pengurangan laus beban secara perlahan hingga material pengujian tersebut rusak atau patah.



Gambar 13. Batas elastik dan tegangan luluh (*Callister et al , 2007*)

Pada gambar 13 diatas tegangan yang digunakan pada kurva tegangan-regangan diperoleh dengan cara membagi beban dengan luas awal penampang benda uji. Sedangkan regangan yang digunakan diperoleh dengan cara membagi perpanjangan benda uji dengan panjang awal benda uji. Tegangan dan regangan tersebut dinyatakan dengan persamaan berikut (*Callister et al, 2007*)

Tegangan: $= F/A_0$ (Kg/mm²)

Dimana: F = beban (Kg)

A₀ = luas awal dari penampang benda uji (mm²)

Regangan: $\epsilon = \frac{L-L_0}{L_0} \times 100 \%$

Dimana: L₀ = panjang awal dari batang uji (mm)

L = panjang batang uji yang dibebani (mm)

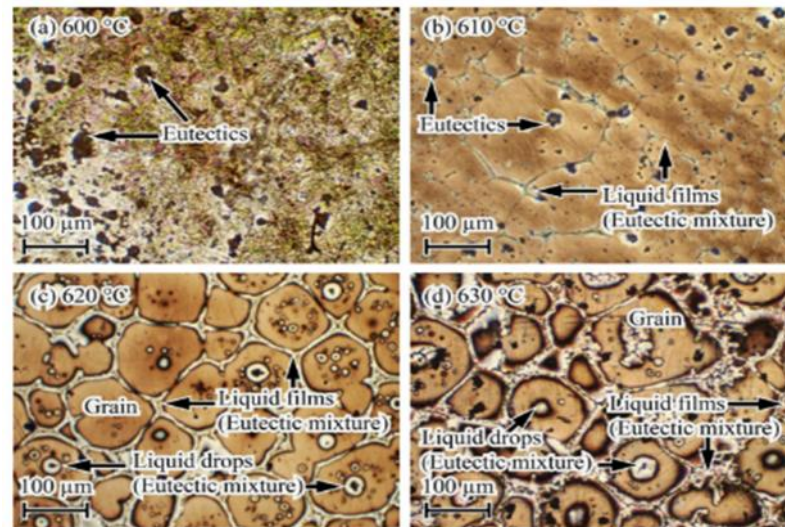
Data hasil pengujian tarik akan tercatat pada grafik hasil pengujian tarik, dengan hasil titik ultimate *tensile strength* (UTS), yaitu tegangan maksimum yang dapat ditanggung material sebelum terjadinya perpatahan.

3. Metalografi

Metalografi merupakan disiplin ilmu yang mempelajari karakteristik mikrostruktur dan makrostruktur suatu logam, paduan logam dan material lainnya serta hubungannya dengan sifat-sifat material atau biasa juga dikatakan suatu proses mengukur suatu material bahan secara kualitatif maupun kuantitatif berdasarkan informasi-informasi yang didapatkan dari material yang diamati. Dalam ilmu metalurgi struktur mikro merupakan hal yang sangat penting untuk dipelajari karena struktur mikro sangat berpengaruh pada sifat-sifat mekanik suatu logam. Struktur mikro yang kecil akan membuat kekerasan logam meningkat dan juga sebaiknya, struktur mikro yang besar akan membuat logam menjadi ulet atau kekerasannya menurun. Struktur mikro itu sendiri dipengaruhi oleh komposisi kimia dari logam tersebut, metalografi bertujuan mendapatkan struktur makro dan mikro

dari suatu logam sehingga dapat dianalisa sifat mekanik dari suatu logam tersebut.

Menurut penelitian (*Men et al, 2015*) pada gambar 14 yaitu struktur mikro Dari spesimen AZ31 didinginkan dengan berbagai suhu setelah menahan isothermal selama 1800 detik pada gambar (a). Ukuran eutektika yang lebih besar ini dikaitkan dengan temperatur rendah saat proses pemanasan, Menurut hasil analisis EDS eutektik hitam yang kaya akan Al dan Mn. gambar (b) menunjukkan kondisi eutektik kasar tetap berada di dalam butiran spesimen pada tempetur ini. Berbeda pada gambar (c) ini membuktikan bahwa remelting terjadi tidak hanya pada batas butir. Beberapa cairan ditemukan di dalam gambar tersebut. Saat suhu reheating meningkat menjadi 630°C dan peleburan lebih lanjut terjadi mengakibatkan jaringan cair lebih tebal dengan fraksi cair sekitar 38% partikel padat dengan ukuran $84\ \mu\text{m}$ memiliki bola lebih bulat morfologi, seperti ditunjukkan pada gambar (d). Campuran putih eutektik diamati pada batas butir. Menurut hasil analisis EDS menunjukkan, campuran putih eutektik ini disimpulkan $\text{Mg}_{32}(\text{Al}, \text{Zn})_{49}$ dan $\text{Mg}_{17}\text{Al}_{12}$ yang kaya akan Mg, Al dan Zn. Campuran putih eutektik ini dihasilkan dari solidifikasi fase cair selama pendinginan.



Gambar 14. Struktur mikro Dari spesimen AZ31 didinginkan dengan berbagai suhu setelah menahan isothermal selama 1800 detik

Untuk mengamati struktur mikro yang terbentuk pada logam yang diamati biasanya memakai mikroskop optik. Sebelum benda uji diamati dengan mikroskop optik, benda uji tersebut harus melewati tahap-tahap preparasi. Tujuannya agar pada saat mengamati benda yang diuji, struktur mikronya terlihat dengan jelas. Semakin sempurna preparasi benda yang akan diuji, semakin sempurna gambar yang akan diperoleh. Pada Skala pengamatan mikro yaitu pengamatan 100 kali atau lebih besar yang diamati pada fasa, besar butir dan endapan. Pada metalografi yang diperoleh dengan suatu analisa kimia dan metalografi logam atau paduannya dan potongannya disebabkan oleh logam tersebut. Pembawaan ketidak homogenan dalam suatu logam lebih ditentukan dengan *macroetching* dan pemasarannya dapat dilakukan dengan menggunakan luas power mikropis, ini dinotasikan olah jenis metalografi data yang diperlukan atau dibutuhkan.

III. METODOLOGI PENELITIAN

A. Waktu dan Tempat

Pada tesis ini, pelaksanaan waktu penelitian dimulai pada bulan Mei 2017 sampai dengan bulan Desember 2017.

Penelitian ini dilakukan di beberapa tempat, yaitu sebagai berikut:

1. Proses persiapan alat pengecoran *squeeze* dan pembuatan spesimen pengecoran dilakukan di Laboratorium Teknologi Produksi Universitas Lampung.
2. Pengujian tarik dan pengujian kekerasan dilakukan di Laboratorium BPPT Badan Pengkajian dan Penerapan Teknologi material puspitek Serpong.
3. Pengujian *microhardness* dengan struktur mikro di laboratorium material ITB.

B. Bahan dan Alat

Selama proses penelitian, peneliti menggunakan beberapa alat, dimana alat tersebut untuk mempermudah selama penelitian serta menggunakan material yaitu magnesium AZ31 sebagai bahan penelitian, adapun bahan serta alat adalah sebagai berikut :

1. Bahan :

a. Magnesium seri AZ31 dalam bentuk balok.



Gambar 15. Magnesium AZ31

Tabel 7. Sifat kimia magnesium AZ31

Jenis Material	Komposisi Kimia
AZ31	MgAl (2.4–3.6) Zn (0.5–1.5) Mn (0.15–1.0) Si0.1 Cu0.1

b. Gas Argon

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

c. Mesin bubut



Gambar 16. Mesin bubut

Tabel 8. Spesifikasi mesin bubut

Merk	PINACHO
Type	s-90/200
Buatan	Spain, July 1999
Main motor power	4 Kw
Pump motor power	0,06 Kw
Cebtral hight	200 mm
Central distance	750-1150
Swing over bed	400mm
Swing over grap	600 mm
Swing over carriage	370 mm
Swing cross slide	210 mm
Bed width	

d. Peralatan pemotong



Gambar 17. Gambar mesin pemotong

Tabel 9. Mesin pemotong

MODEL	G7016
Cutting Capacity(round/square)(mm)	160/160x160
Hack saw blade(mm)	350x25x1.25mm
Number of reciprocating motion	85/min
Blade stroke length(mm)	100-190
Electric Motor single phase or 3 phase (kw)	0.37
Coolant pump	CB-K1.2J gear pump
Machine Net Weight/G.W.(kg)	160/190
Overall dimension(LXWXH)(mm)	910x330x640
Packing(LxWxH)(mm)	100x430x765

e. Alat Uji *Squeeze Casting*

Pada proses pengecoran *squeeze casting* dimana logam cair dituang dan diberikan tekanan menggunakan hidrolik selama proses berlangsung. Fungsi dari pemberian tekanan ini untuk meningkatkan sifat fisis dan mekanis serta menyebabkan perpindahan panas yang mempengaruhi kepadatan struktur mikro pada material tersebut,. Berikut ini adalah alur penjelasan proses *squeeze casting*.

- 1) Siapkan material atau bahan yang akan di lakukan proses *squeeze casting*, dimana material tersebut sudah di bubut sesuai dimensi cetakan.
- 2) Nyalakan stop kontak yang berhingna dengan arus listrik untuk memanaskan cetakan atau dies
- 3) Pasangkan ejector pada lobang cetakan di bagian bawah lalu kencangkan menggunakan baut.
- 4) Atur temperatur cetakan sesuai yang diperlukan.
- 5) Ketika temperatur sudah sesuai, masukan spesimen ke dalam cetakan sebun lalu kencangkan punch.
- 6) Selama proses tersebut arahkan gas argon ke bagian cetakan di sertkan mengatur *holding time*, lama *holding time* di sesuaikan dari penelitian.
- 7) Ketika semua proses sudah di lakukan kemudian di tekan, setelah itu di buka baut ejector nya untuk menarik ejector, kemudian material di keluarkan dengan cara di tekan pada cetakan nya.
- 8) Lakukan proses berulang ulang tersebut sampai sesuai keutuhan.



Gambar 18. Alat Uji Squeeze Casting.

Tabel 10. Spesifikasi alat :

Dies	ss 304
Heater	30 – 700 ⁰ C
Hydroulic	200 Psi, 72 MPa
Punch	panjang 80 mm
Argon	Tekanan 1 bar
Kapasitas tekanan hidrolik	2300 /15,85 MPa, 160 Kg/Cm ²

C. Alat Dan Pengujian:

1. Alat Uji Micro *Hardness Tester*

Pengujian Kekerasan adalah satu dari sekian banyak pengujian yang dipakai, karena dapat dilaksanakan pada benda uji yang kecil tanpa kesukaran mengenai spesifikasi. Kekerasan (*hardness*) adalah salah satu sifat mekanik (*mechanical properties*) dari suatu material. Kekerasan suatu material harus diketahui khususnya untuk material yang dalam penggunaannya akan mangalami gesekan (*frictional force*) dan dinilai dari ukuran sifat mekanis material yang diperoleh dari deformasi plastis, deformasi yang diberikan dan setelah dilepaskan, tidak kembali ke bentuk

semula akibat indentasi oleh suatu benda sebagai alat uji. Dalam hal ini bidang keilmuan yang berperan penting mempelajarinya adalah ilmu bahan teknik (*metallurgy engineering*). Penguian yang paling banyak dipakai adalah dengan menekankan penekan tertentu kepada benda uji dengan beban tertentu dan dengan mengukur ukuran bekas penekanan yang terbentuk di atasnya, cara ini dinamakan cara kekerasan dengan penekanan. Berikut ini cara penggunaan *microhardness*.



Gambar 19. Alat uji kekerasan tipe *Leitz Microhardness Tester*.

2. Mesin uji tarik



Gambar 20. Alat uji tarik

D. Pelaksanaan Penelitian

Adapun beberapa persiapan beserta prosedur pelaksanaan penelitian yang akan dilakukan sebagai berikut:

1. Prosedur Persiapan Awal

- a. Menyiapkan magnesium spesimen uji



Gambar 21. Pemotongan magnesium

- b. Memotong dan membentuk magnesium menjadi batang silinder dengan diameter 10,5 mm dan tinggi 75 mm.



Gambar 22. Magnesium silinder

2. Prosedur Squeeze Casting.

- a. Memasang dan mengintalasi peralatan yang diperlukan dalam penelitian.
- b. Mengatur tekanan gas argon
- c. Menghidupkan kontrol dan mengatur temperatur yang dibutuhkan.



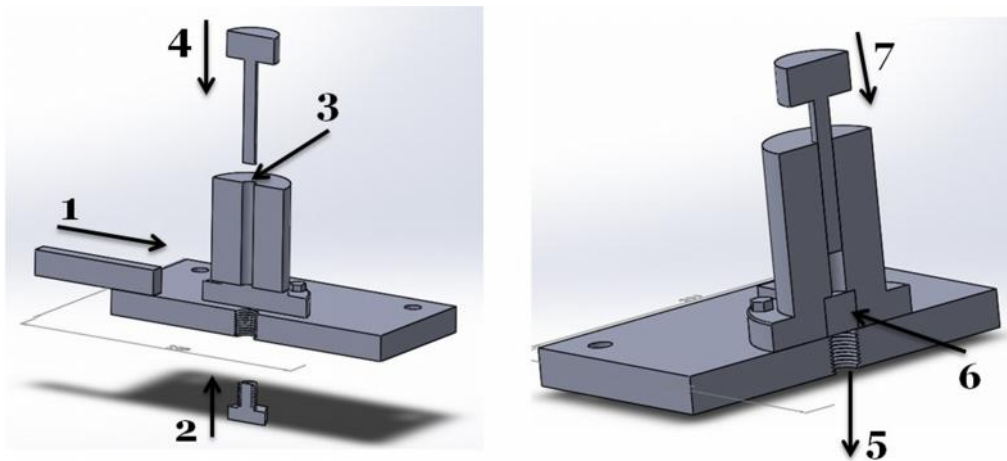
Gambar 23. Mengatur temperature

- d. Memposisikan nozel gas pada bagian atas dies (cetakan).



Gambar 24. Posisi selang nozel

- e. Memproses pengecoran *squeeze* di dalam (cetakan) yang akan di jelaskan pada gambar 25.



Gambar 25. Alur pelakuan di dalam cetakan

- 1) Memasang penahan dies (Cetakan)
- 2) Memasang pengunci penahan pada dudukan cetakan
- 3) Memasukan magnesium sebagai bahan pengujian
- 4) Menekan pompa hidrolik sebagai salah satu parameter penelitian.

- 5) Membuka baut pengunci dan melepaskan tutup dies bagian bawah.
- 6) Mengeluarkan penahan dies (Cetakan)
- 7) Menekan kembali pompa hidrolik sampai spesimen keluar dari dies



Gambar 26. Proses penekanan logam

f. Pembuatan spesimen pengujian

Selanjutnya mempersiapkan spesimen yang akan dilakukan pengujian yang bertujuan untuk mengetahui karakteristik material magnesium AZ31 setelah proses pengecoran *squeeze*.

1) Pembubutan pada spesimen pengujian tarik



Gambar 27. Pembubutan pada spesimen uji Tarik

2) Meresin spesimen pengujian *mikrohardnes*



Gambar 28. Meresin spesimen pengujian kekerasan

E. Metalografi

Pengamatan metalografi adalah pengamatan material dengan cara melihat struktur mikro dengan menggunakan mikroskop, mikroskop yang digunakan adalah mikroskop optik. Tujuan metalografi ini untuk mengutarakan sifat – sifat materialnya berdasarkan bentuk dan gambar struktur mikro, menyatakan benar tidaknya bentuk struktur mikromaterial yang sebelumnya yang telah mengalami perlakuan temperatur serta tekanan, dan mengutarakan sebab – sebab terjadinya penyimpangan struktur material selama proses tersebut.

1. Pemotongan (*Sectioning*)

Proses Pemotongan merupakan pemindahan material dari sampel yang besar menjadi spesimen dengan ukuran yang kecil. Pemotongan yang salah akan mengakibatkan struktur mikro yang tidak sebenarnya karena telah mengalami perubahan.

Pada beberapa spesimen, kerusakan yang ditimbulkan tidak terlalu banyak dan dapat dibuang pada saat pengamplasan dan pemolesan.

2. Pembungkaihan (*Mounting*)

Pembungkaihan seringkali diperlukan pada persiapan spesimen metalografi, meskipun pada beberapa spesimen dengan ukuran yang agak besar, hal ini tidaklah mutlak. Akan tetapi untuk bentuk yang kecil atau tidak beraturan sebaiknya dibungkai untuk memudahkan dalam memegang spesimen pada proses pengamplasan dan pemolesan. Sebelum melakukan pembungkaihan, pembersihan spesimen haruslah dilakukan dan dibatasi hanya dengan perlakuan yang sederhana detail yang ingin kita lihat tidak hilang. Pembersihan ini bertujuan agar hasil pembungkaihan tidak retak atau pecah akibat pengaruh kotoran yang ada.

3. Pengerindaan, Pengamplasan, dan Pemolesan

Perbedaan antara pengerindaan dan pengamplasan terletak pada batasan kecepatan dari kedua cara tersebut. Pengerindaan adalah suatu proses yang memerlukan pergerakan permukaan abrasif yang sangat cepat, sehingga menyebabkan timbulnya panas pada permukaan spesimen. Sedangkan pengamplasan adalah proses untuk mereduksi suatu permukaan dengan pergerakan permukaan abrasif yang bergerak relatif lambat sehingga panas yang dihasilkan tidak terlalu signifikan.

Pemolesan bertujuan untuk lebih menghaluskan dan melicinkan permukaan sampel yang akan diamati setelah pengamplasan. Seperti halnya pengamplasan, pemolesan dibagi dua yaitu pemolesan kasar dan halus. Pemolesan kasar menggunakan abrasive dalam

range sekitar 30 - 3 μm , sedangkan pemolesan halus menggunakan abrasive sekitar 1 μm atau dibawahnya.

4. Pengetsaan (*Etching*)

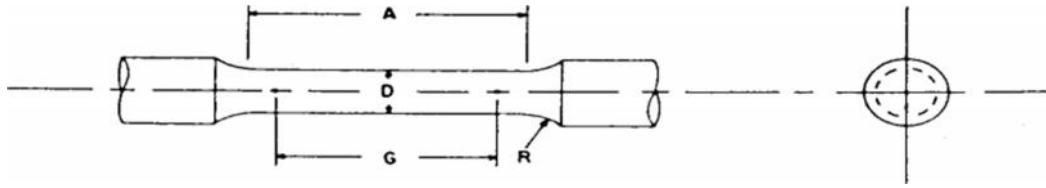
Pengetsaan dilakukan dalam proses metalografi adalah untuk melihat struktur mikro dari sebuah spesimen dengan menggunakan mikroskop optik. Spesimen yang cocok untuk proses etsa harus mencakup daerah yang dipoles dengan hati-hati, yang bebas dari deformasi plastis karena deformasi plastis akan mengubah struktur mikro dari spesimen tersebut.

F. Pengujian Kualitas *Squeeze Casting*

Adapun beberapa pengujian yang akan dilakukan sebagai berikut:

1. Pengujian tarik

Pengujian tarik yang dilakukan menggunakan *universal testing machine* (UTM) yang bertujuan memperoleh grafik tegangan (MPa) dan regangan (%) sehingga menyampaikan informasi berupa data modulus elastisitas bahan () dan ultimate (σ_{ult}). Pengujian menggunakan standar ASTM E-8. Kemudian spesimen pengujian dijepitkan pada pencekam mesin uji tarik, selanjutnya mengukur spesimen uji dengan menggunakan tenaga hidrolik yang dimulai dari beban 0 kg sehingga benda putus pada beban maksimum. Setelah spesimen uji putus kemudian pengukuran besar penampang dan panjang spesimen setelah putus, dan mencatat beban dan gaya maksimum spesimen uji. Setelah memperoleh semua data yang diperlukan, kemudian menghitung kekuatan tarik, kekuatan luluh dan perpanjangan spesimen.



Gambar 29. Standart ASTM E-8

Tabel 11 . Standart ASTM E-8

Bagian-bagian	Spesimen 1	Spesimen 2	Spesimen 3	Spesimen 4	Spesimen 5
<i>Gage length</i> (G)	62,5 ± 0,1 [2.500 ± 0,005]	45,0 ± 0,1 [1,750 ± 0,005]	30,0 ± 0,1 [1,250 ± 0,005]	20,0 ± 0,1 [0,800 ± 0,005]	12,5 ± 0,1 [0,565 ± 0,005]
<i>Diameter</i> (D)	12,5 ± 0,2 [0.500 ± 0,010]	9,0 ± 0,1 [0.350 ± 0,007]	6,0 ± 0,1 [0.250 ± 0,005]	4,0 ± 0,1 [0.160 ± 0,003]	2,5 ± 0,1 [0.113 ± 0,002]
<i>Radius (fillet)</i> (R)	10 [0,375]	8 [0.25]	6 [0.188]	4 [0.156]	2 [0.094]
<i>Length</i> (A)	75 [3,0]	54 [2,0]	36 [1,4]	24 [1,0]	20 [0.75]

Tabel 12. Parameter penelitian variasi tekanan

No	Temperatur (°C)	Tekanan (MPa)	Holding Time (Menit)	Durasi penekanan (Menit)	Stress Maksimum (MPa)	Strain maksimum (%)	Yield point (MPa)
0	0	0	0	0			
1	400	250	5	1			
2	400	350	5	1			
3	400	500	5	1			
4	400	550	5	1			

Tabel 13. Parameter penelitian variasi temperatur

No	Tekanan (MPa)	Temperatur (°C)	Holding Time (Menit)	Durasi penekanan (Menit)	Stress Maksimum (MPa)	Strain Maksimum (%)	Yield point (MPa)
0	0	0	0	0			
1	350	350	5	1			
2	350	400	5	1			
3	350	450	5	1			
4	350	500	5	1			

2. Pengujian *microhardness*

Pengujian kekerasan merupakan cara yang paling umum digunakan dikarenakan beberapa alasan yaitu, tidak bersifat merusak sehingga spesimen material terhindar dari fraktur atau terjadinya deformasi yang tinggi, pengujian menggunakan indentasi kecil pada permukaan spesimen

uji, pengujian relatif lebih mudah dan sederhana serta memperkecil biaya yang dikeluarkan. Pada suatu material memiliki nilai homogen, selanjutnya pengujian kekerasan memiliki keuntungan dan kemudahan mengkonversikan kekerasan dengan perhitungan menggunakan skala.

Tabel 14. Parameter penelitian *mikrohardness* variasi tekanan

No	Temperatur (°C)	Tekanan (MPa)	Jumlah titik indentor					Nilai rata – rata kekrasan
			1	2	3	4	5	
0	0	0						
1	400	250						
2	400	350						
3	400	500						
4	400	550						

Tabel 15. Parameter penelitian *mikrohardness* variasi temperatur

No	Tekanan (MPa)	Temperatur (°C)	Jumlah titik indentor					Nilai rata – rata kekrasan
			1	2	3	4	5	
0	0	0						
1	350	350						
2	350	400						
3	350	450						
4	350	500						

3. Pengujian struktur mikro

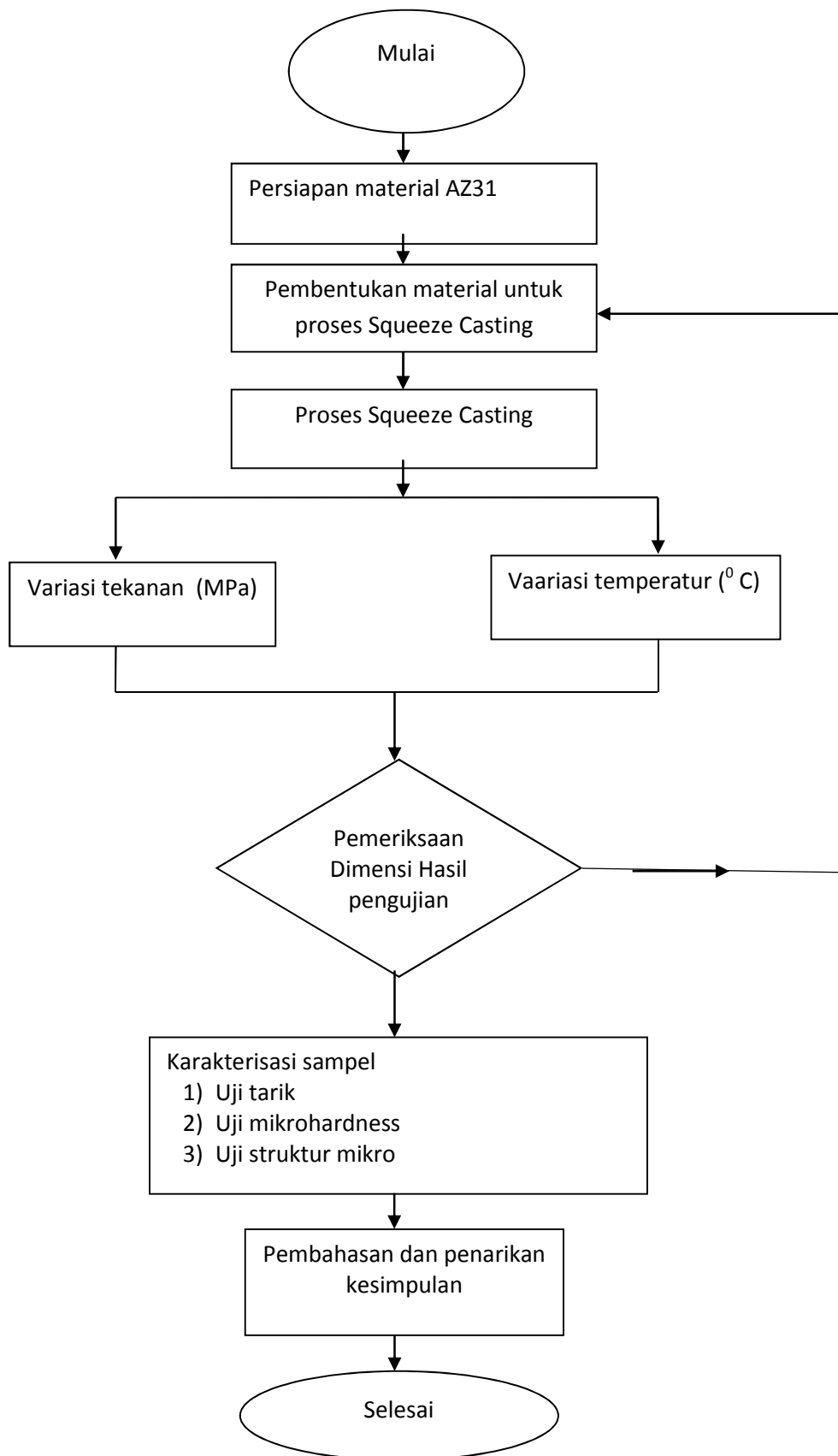
Tabel 16. Parameter penelitian struktur mikro variasi tekanan

No	Temperatur (°C)	Tekanan (MPa)	Jumlah pembesaran		Nilai rata – rata kekerasan
			100 μ	500μ	
0	0	0			
1	400	250			
2	400	350			
3	400	500			
4	400	550			

Tabel 17. Parameter penelitian struktur mikro variasi temperatur

No	Temperatur (°C)	Tekanan (MPa)	Jumlah pembesaran		Nilai rata – rata kekerasan
			100 μ	500μ	
0	0	0			
1	350	350			
2	350	400			
3	350	450			
4	350	500			

G. Alur Penelitian



V. KESIMPULAN DAN SARAN

A. Kesimpulan

1. Dalam penelitian ini disimpulkan bahwa variasi tekanan dan temperatur sangat mempengaruhi hasil dari struktur mikro pada pengujian ini terlihat semakin tinggi temperatur dan tekanan semakin besar, semakin banyak pula melting pada sampel, hal ini terlihat terlihat pada tekanan 550 MPa serta temperatur 500⁰C sehingga meningkatkan nilai kekerasan. Nilai kekerasan pada variasi tekanan terdapat pada tekanan 550 MPa sebesar 51 HRV dan nilai terbesar pada variasi temperatur berada pada 500⁰C sebesar 49,2 HRV
2. Dalam penelitian ini didapatkan bahwa pada variasi tekanan, nilai pada stress maximum nilai yang tertinggi pada tekanan 350 MPa sebesar 128,44 MPa. Nilai strain tekanan 500 MPa sebesar 0,3820 %, begitupun dengan nilai yeildnya nilai terbaik pada tekanan 550 MP sebesar 18,45 MPa.
3. Pada variasi temperatur, nilai tertinggi terjadi pada temperatur 400⁰C baik pada nilai stress maximum ataupun strain, yaitu sebesar 135,54 MPa dan 0,3166 %, pada nilai yield point menunjukkan selisih nilai yang begitu jauh, pada yeild point temperatur 400⁰C 21,03 MPa di bandingan pada nilai yeild point material awal 13,36 Mpa

B. Saran

Perlu optimasi pada alat *squeeze casting* serta dilakukan penelitian lebih lanjut pada material magnesium AZ31 agar kedepanya bisa digunakan dan bermanfaat untuk masyarakat.

DAFTAR PUSTAKA

- Best, S. M. Porter, A. E. Thian, E. S. Huang, J. 2008. Bioceramics Past present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society*. 28. 1319–1327.
- Bolzoni, L. Ruiz-Navas, E.M. Gordo, E. 2013. Influence of Sintering Parameters on the Properties of Powder Metallurgy Ti-3Al-2.5V Alloy. *Materials Characterization*. vol. 84, pp. 48-57.
- Chen, S. Guan, S. Li, W. Wang, H. Chen, J. Wang, Y. 2012. In vivo degradation and bone response of a composite coating on Mg-Zn-Ca alloy prepared by microarc oxidation and electrochemical deposition. *J Biomed Mater Res B* 100:533–543.
- Chaya, A. Yoshizawa, S. Verdelis, K. Myers, N. Costrllo, B. Chou, D. T. Pal, S. Maiti, S. Kumta, P. N. Sfier, C. 2015. In Vivo Study Of Magnesium Plate And Screw Degradation And Bone Fracture Healing. *Acta Biomaterial*. xxx-xxx
- Chen, C. Guan, S. Li, W. Wang, H. Chen, J. Wang, Y. Wang, H. 2012. In vivo degradation and bone response of a composite coating on Mg–Zn–Ca alloy prepared by microarc oxidation and electrochemical Deposition. *J Biomed Mater Res Part B* :100B:533–543.
- Campbell, F.C. 2006. Manufacturing Technology for Aerospace Structural Materials. *Elsevier*. UK. 616 hlm.
- Callister, W.D. Jr. Rethwisch, D.G. 2009 *Materials science and engineering: an introduction*. John Wiley & Sons, Inc, United States of America. 1000 hlm
- Chou, D.T. Hong, D. Saha, P. Ferrero, J. Lee, B. Tan, Z. Dong, Z. N. Kumta, P.N. 2013 In vitro and in vivo corrosion, cytocompatibility and mechanical properties of biodegradable Mg–Y–Ca–Zr alloys as implant materials. *Acta Biomaterialia*. 9. 8518–8533
- Denkena, B. Lucas, A. Thorey, F. Waizy, H. Angrisani, N. and Lindenberg, A, M. *Biocompatible Magnesium Alloys as Degradable Implant Materials – Machining Induced Surface and Subsurface Properties and Implant*

- Performance*. Special Issues on Magnesium Alloys. InTech China. 128 hlm.
- Dorozhkin, S, V. 2016. Calcium Orthophosphates (CaPo) and Dentistry. *Bioceramics Development and Applications*. 6:2
- Friedrich, H. E. Mordike, B. L. 2006. Magnesium Technology Metallurgy, Design Data, Applications. Germany. 665 hlm
- Farraro, K. F. Kim, K. E. Woo, S.L.V. Flowers, J.R. Mccullough, B. 2014. Revolutionizing Orthopaedic Biomaterial The Potential Of Biodegradabel And Bioresorbable Magnesium – Based Materials For Functional Tissue Engineering. *J biomech june*. 27. 47(9):1979-1986.
- Hasan, A.2006. Dampak penggunaan klorin. Teknologi lingkungan. P3TL-BPPT. (1):90-96.
- Hong,G.Z. Hua, H. Hong, Z. Y. Wei, Q.U.S. 2012. Optimization of AZ80 Magnesium Alloy Squeeze Cast Process Parameters Using Morphological Matrix. *Trans.nonferrous Met.Soc. China*. 22. 411-418.
- Hermanto, A. 2016. Pemanfaatan Bahan Limbah Permesinan Magnesium Untuk Aplikasi Baut Tulang Mampu Terdegradasi (Biodegradabe Bone Screw) Dengan Metodologi Serbuk Logam (Powder Metallurgy). Universitas Lampung.
- Hermawan, H. 2012. Biodegradable Metals From Concept to Applications. Chapter 2. *Biodegradable Metals. state of the art*, Malaysia. 73 hlm.
- Horynová, M. Zapletal, J. Dolez, P. Gejdoš, P. 2013. Evaluation of fatigue life of AZ31 magnesium alloy fabricated by squeeze casting. *Material and Design*. 45. 253-264.
- Horynova, M. Zapletal, J. Dolez'al, P. Gejdoš,P. 2013. Evaluation of fatigue life of AZ31 magnesium alloy fabricated by squeeze casting. *Materials and Design*. 45. 253–264.
- Johnson,I. Liu, H. 2013. A Study on Factors Affecting the Degradation of Magnesium and a Magnesium-Yttrium Alloy for Biomedical Applications. *PloS One*. 8(6): e65603.
- Janning, C.Willbold, E. Vogt, C. Nellesen. Lindenberg, A.M. Windhagen, H. Thorey, F. Witte, F. 2010. Magnesium hydroxide temporarily enhancing osteoblast activity and decreasing the osteoclast number in peri-implant bone remodelling. *Acta Biomaterialia*. 6. 1861–1868
- Junaidi, S. Biomaterial Berbasis Logam, 13 Agustus 2009. Infometrik [Http://Www.Infometrik.Com](http://Www.Infometrik.Com) .Diakses 14 Maret 2017.

- Kleiner, S. Beort O, Wahlen A, Uggowitz, P, J. 2002. Microstructure and mechanical properties of squeeze cast and semi-solid cast Mg–Al alloys. *Journal of Light Metals* 2. 277–280.
- Li, Z. Gu, X. Lou, S. Zheng, Y. 2008. The development of binary MgCa alloys for use as biodegradable materials within bone. *Biomaterials*. 29. 1329e1344.
- Moravej, M. Diego, M. 2011. Biodegradable Metals for Cardiovascular Stent Application: Interests and New Opportunities. *International Journal of Molecular Sciences*. 12. 4250-4270.
- Peuster, M. Wohlsein, P. Brüggemann, M. Ehlerding, M. Seidler, K. Fink, C. Brauer, H. Fischer, A. Hausdorf, G. 2001. A novel approach to temporary stenting: degradable cardiovascular stents produced from corrodible metal—results 6–18 months after implantation into New Zealand white rabbits. *Heart*. **86**:563–569
- Paraskevas, D. Dadbakhsh, S. Vleugels, J. Kim, V. Dewulf, W. Duflou J.R. 2016. Solid State Recycling Of Pure Mg And AZ31 Mg Machining Chips Via Spark Plasma Sintering. *Materials and Design*. 109. 520–529.
- Schaller, B. Saulacic, N. Beck, S. Imwinkelried, T. Goh, B.T. Nakahara, K. Hofstetter, W. Lizuka, T. 2016. In Vivo Degradation Of A New Concept Of Magnesium-Based Rivet-Screws In The Minipig Mandibular Bone. *Material Science And Engineering*. C 69. 247-254.
- Men, Y. Fukushima, S. Sugiyama, S. Yanagimoto, J. 2015. Cold Formability Of AZ31 Wrought Magnesium Alloy Undergoing Semisolid Spheroidization Treatment, *Materials Science & Engineering A* 624 148-156.
- Taufikurrahman. Nukman. Yanis M. 2013. Effect Of The Squeeze Process On The Hardness And Micro Structure Of Recycled Aluminium Materials. *Journal Of Mechanical Science And Engineering*. Vol.1 no.1 October
- Tian, P. Xuang, L. 2015. Surface Modification Of Biodegradable Magnesium And Its Alloys For Biomedical Applications. *Regenerative Biomaterials*. 135-15.
- Tan, L. Wang, Q. Lin, X. Wan, P. Zhang, G. Zhang, Q. 2014. Loss Of Mechanical Properties In Vivo And Bone–Implant Inter.Face Strength Of AZ31B Magnesium Alloy Screws With Si-Containing Coating. *Acta Biomaterialia*. 10. 2333-2340.
- Witte, F. Abeln, I. Switzer, E. Kaese, V. Meyer, L. A. Windhagen, H. 2007. Evaluation Of The Skin Sensitizing Potential Of Biodegradable Magnesium Alloys. *J Biomed Mater. Res A* 2008;86: 1041–1047.

- Waksman, R. Pakala, R. Baffour, R. Seabron, R. Hellinga, D. Tio, F.O. 2008. Short-Term Effects Of Biocorrosible Iron Stents In Porcine Coronary Arteries, *J. Cardiol.* Vol. 21:15–20.
- Witte, F. Hort, N. Vogt, C. Cohen, S. Kainer, K.U. Willumeit, R. Feyerabend, F. 2009. Degradable biomaterials based on magnesium corrosion. In: *Current Opinion in Solid State and Materials Science*. Elsevier.
- Witte, F. Kaese, V. Haferkamp, H. Switzer, E. Linderberg, A.M. Wirth, C.J. Windhagen, H. 2005. In Vivo Corrosion Of Four Magnesium Alloys And The Associated Bone Response. *Biomaterials*. 26:3557–3563
- Witte, F. Kaese, V. Haferkamp, H. Switzer, E. Meyer-Lindenberg, A. Wirth, C.J. Windhagen, H. 2013. Application : Use Of Magnesium In Medical Application, *Woodhead Publishing Limited*, p. 342-345.
- Widyastuti. 2009. Synthesis and Characterization of Carbonated Hydroxyapatite as Bioceramic Material . *Tesis*. Universiti Sains Malaya.
- Zhuang, J. Jing, Y. Wang, Y. Zhang, J. Xie, H. Yan, J. 2016. Degraded And Osteogenic Propertis Of Coated Magnesium Alloy AZ31, An Experimental Study. *Journal Of Orthopaedic Surgery And Research*.
- Zhao J, Zhiyuan Z, Shaoyi W. Xiaojuan S, Xiuliz, Chen J., Kaplan D, Jiang X. 2009. Apatite-Coated Silk Fibroin Scaffolds to Healing Mandibular Border Defect in Canines, *Bone* 45, 517-527
- Zhang, E. Xu, L. Yu, G. Pan, F. Yang, K. 2008. In vivo evaluation of biodegradable magnesium alloy bone implant in the first 6 months implantation. *Journal Biomed Mater. Res A* 90:882–893.