

**ANALISA KOROSI MAGNESIUM AZ31B PADA
MEDIUM LARUTAN *SIMULATION BODY FLUID*
(SBF) UNTUK APLIKASI IMPLAN TULANG**

(Skripsi)

Oleh

**ELVANDHO WILIS PRADANA
NPM 1715021012**



**FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG**

2022

ABSTRAK

ANALISA KOROSI MAGNESIUM AZ31B PADA MEDIUM LARUTAN *SIMULATION BODY FLUID* (SBF) UNTUK APLIKASI IMPLAN TULANG

Oleh:

Elvandho Wilis Pradana

Paduan magnesium yang diaplikasikan untuk tulang manusia adalah Mg AZ31B. Paduan ini merupakan yang banyak digunakan untuk aplikasi biomedis salah satunya seperti plat tulang (*bone plate*) dan baut tulang (*bone screw*), karena kandungan aluminium yang lebih sedikit dan sifat mekanik yang baik sangat memungkinkan untuk produksi implan didalam tulang manusia, walaupun korosi pada Mg AZ31B tergolong tinggi. Uji korosi yang dilakukan menggunakan metode *weight loss* dengan model pengujian rendam dan aliran laminar yang mana bertujuan untuk mensimulasikan keadaan cairan disekitar tulang manusia.

Tujuan penelitian ini adalah menganalisis pengaruh setiap model pengujian terhadap laju korosi dan jenis korosi pada paduan Mg AZ31B yang digunakan dengan larutan *simulation body fluid* (SBF). Variasi lama waktu yang digunakan pada setiap metode pengujian adalah 72, 144, dan 216 jam, serta menggunakan laju aliran 10 ml/menit. Penelitian ini menggunakan analisis OM untuk mengetahui jenis korosi yang terjadi dan analisis SEM-EDX untuk mengetahui kandungan senyawa produk degradasi yang menempel pada permukaan Mg AZ31B pada pengujian rendam. Dari analisis OM terdapat jenis korosi *uniform corrosion* pada pengujian rendam dan *erosion corrosion* pada pengujian aliran laminar. Hasil nilai laju korosi yang didapat pada model pengujian rendam bernilai 0,94 mm/y dan 1,68 mm/y pada medel pengujian aliran laminar.

Kata kunci: korosi, magnesium AZ31B, *simulation body fluid*, plat tulang.

ABSTRACT

ANALYSYS OF MAGNESIUM AZ31B CORROSION IN SIMULATION BODY FLUID (SBF) MEDIUM FOR BONE IMPLANT

By:

Elvandho Wilis Pradana

The magnesium alloy applied to human bones is Mg AZ31B. This alloy is widely used for biomedical applications, one of which is bone plate and bone screw, due to its lower aluminum content and good mechanical properties, which makes it possible to manufacture implants in human bone, despite corrosion of Mg. The AZ31B is quite tall. Corrosion tests were carried out using the weight loss method with immersion and laminar flow testing models which aim to simulate the state of the fluid around human bones.

The purpose of this study was to analyze the effect of each test model on the corrosion rate and type of corrosion on the Mg AZ31B alloy used with simulation body fluid (SBF) solution. Variations in the length of time used in each test method are 72, 144, and 216 hours, and use a flow rate of 10 ml/minute. This study uses OM analysis to determine the type of corrosion that occurs and SEM-EDX analysis to determine the content of degradation product compounds attached to the surface of Mg AZ31B in the immersion test. From the OM analysis, there are types of uniform corrosion in the immersion test and erosion corrosion in the laminar flow test. The results of the corrosion rate values obtained in the immersion test model are 0.94 mm/y and 1.68 mm/y in the laminar flow test model.

Keywords: *corrosion, magnesium AZ31B, simulation body fluid, bone plate.*

**ANALISA KOROSI MAGNESIUM AZ31B PADA
MEDIUM LARUTAN SIMULATION BODY FLUID
(SBF) UNTUK APLIKASI IMPLAN TULANG**

Oleh:

ELVANDHO WILIS PRADANA

Skripsi

**Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar
SARJANA TEKNIK**

Pada

**Jurusan Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Lampung**



**FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG**

2020

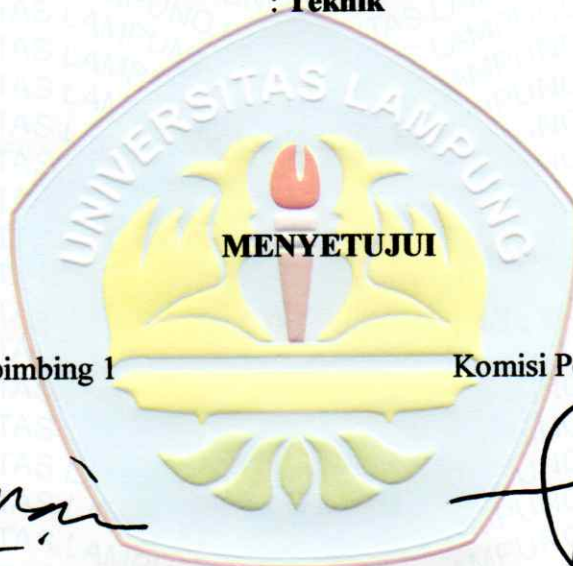
Judul Skripsi : **ANALISA KOROSI MAGNESIUM
AZ31B PADA MEDIUM LARUTAN
SIMULATION BODY FLUID (SBF)
UNTUK APLIKASI IMPLAN TULANG**

Nama Mahasiswa : **Elvandho Wilis Pradana**

Nomor Pokok Mahasiswa : **1715021012**

Jurusan : **Teknik Mesin**

Fakultas : **Teknik**



Komisi Pembimbing 1

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

Komisi Pembimbing 2

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

Ketua Jurusan
Teknik Mesin

Dr. Amrul, S.T., M.T.
NIP 19710331 199903 1 003

Ketua Program Studi
S1 Teknik Mesin

Novri Tanti, S.T., M.T.
NIP 19701104 199703 2 001

MENGESAHKAN

1. Tim Penguji

Ketua Penguji : **Irza Sukmana, S.T., M.T., Ph.D.**


.....

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


.....

Penguji Utama : **Prof. Dr. Sugiyanto, S.T., M.T.**


.....



2. Dekan Fakultas Teknik



Dr. Eng. Ir. Helmy Fitriawan, S.T., M.Sc.

NIP. 19750928 200112 1 002

Tanggal Lulus Ujian Skripsi: 31 Maret 2022

PERNYATAAN PENULIS

SKRIPSI INI DIBUAT SENDIRI OLEH PENULIS DAN BUKAN HASIL PLAGIAT SEBAGAIMANA DIATUR DALAM PASAL 36 PERATURAN AKADEMIK UNIVERSITAS LAMPUNG DENGAN SURAT KEPUTUSAN REKTOR NO. 13 TAHUN 2019.

Yang membuat pernyataan,



ELVANDHO WILIS PRADANA

NPM. 1715021012

RIWAYAT HIDUP



Penulis dilahirkan di Labuhan Ratu VI pada tanggal 3 September 1999, sebagai anak pertama dari tiga bersaudara dari pasangan Bapak Hermawan Dwi Saputra dan Ibu Sunarmiasih. Penulis menyelesaikan pendidikan Sekolah Dasar di SDN 1 Labuhan Ratu VI kecamatan Labuhan Ratu, Lampung Timur pada tahun 2011, pendidikan Sekolah Menengah Pertama di SMPN 1 Labuhan Ratu, Lampung Timur pada tahun 2014, dan pada tahun 2017 telah menyelesaikan pendidikan Sekolah Menengah Atas di SMAN 1 Way Jepara, Lampung Timur serta ditahun 2017 penulis terdaftar sebagai Mahasiswa Teknik Mesin Universitas Lampung.

Selama menjadi mahasiswa teknik mesin, penulis aktif dalam keorganisasian kampus, yaitu menjadi anggota divisi Dana dan Usaha HIMATEM periode 2018/2019, anggota divisi Kaderisasi HIMATEM periode 2019/2020, staff aksi dan propaganda BEM U KBM UNILA periode 2019/2020, dan Direktur Jendral aksi dan propaganda BEM U KBM UNILA periode 2020/2021. Penulis melaksanakan Kerja Praktik (KP) di PT. PLN (Persero) Unit Pelaksana Pembangkit Sebalang Lampung Selatan pada tahun 2020.

Kemudian di tahun 2021 penulis melakukan penelitian tugas akhir yang dilakukan pada bidang material teknik dengan judul **“ANALISA KOROSI MAGNESIUM AZ31B PADA MEDIUM LARUTAN *SIMULATION BODY FLUID* (SBF) UNTUK APLIKASI IMPLAN TULANG”** dibawah bimbingan langsung dari Bapak Irza Sukmana, S.T., M.T., P.hD. dan Bapak Zulhanif, S.T., M.T.



Segala puji bagi Allah SWT tempat kami memohon pertolongan dan ampunan. Segala syukur senantiasa saya haturkan kepada Allah SWT. Dzat yang Maha Agung, yang Maha Mengatur segala urusan makhluk-Nya. Sesungguhnya segala usaha yang dilakukan hamba-Nya tidak akan berhasil kecuali atas kehendak dan ridho dariNya. Do'a yang senantiasa selalu terpanjat dan ikhtiar tanpa putus asa semata-mata hanya untuk mencari petunjuk dan ridho Allah SWT.

PERSEMBAHAN

Ibu dan Bapak

Kedua orang tua, Bapak Hermawan Dwi S. dan Sunarmiasih atas segala pengorbanan yang tidak terbalaskan, doa, dukungan, kesabaran, ketabahan, cinta dan kasih sayang yang tidak ada putusnya.

Dosen Teknik Mesin

Yang selalu membimbing, mengajarkan, memberikan saran, serta pengalaman baik akademis maupun non akademis.

Teman Teknik Mesin 2017

Yang selalu memberikan saran, kritik, dan menjadikan tempat diskusi dalam suka maupun duka selama proses kehidupan perkuliahan.

MOTTO

“Sesungguhnya sholatku, ibadahku, hidupku, dan matiku hanya untuk Allah,
tuhan semesta alam. “

(QS. Al- An'am; 162)

“Yakin Usaha Sampai. “

(Himpunan Mahasiswa Islam)

“Tidak benar bahwa orang berhenti mengejar mimpi karena mereka menjadi tua,
mereka menjadi tua karena mereka berhenti mengejar mimpi. “

“Take the risk or lost the chance “

SANWACANA

Assalammualai'kum Wr. Wb.

Segala puji dan rasa syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT. yang telah memberikan rahmat dan karunianya dan tak lupa pula shalawat serta salam selalu tercurah kepada junjungan Nabi Muhammad SAW, sahabatnya, serta pengikutnya, sehingga penulis dapat menyelesaikan penyusunan laporan Tugas Akhir yang berjudul **“Analisa Korosi Magnesium AZ31B Pada Medium Larutan Simulation Body Fluid (SBF) Untuk Aplikasi Implan Tulang”** dengan sebaik-baiknya, sebagai salah satu syarat dalam memperoleh gelar Sarjana Teknik.

Dalam penyusunan tugas akhir ini penulis mendapatkan banyak bimbingan, motivasi dan bantuan baik moral maupun materi oleh banyak pihak. Oleh karena itu penulis ingin mengucapkan rasa terima kasih kepada:

1. Ibuku Sunarmiasih dan Bapakku Hermawan Dwi S. yang tidak pernah henti hentinya memberikan dukungan moral dan materilnya serta doa dan kasih sayang yang diberikan untuk penulis.
2. Bapak Dr. Eng. Ir. Helmy Fitriawan, S.T., M.Sc., selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Lampung.
3. Bapak Dr. Amrul, S.T., M.T., selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung dan serta selaku Pembimbing Akademik.
4. Ibu Novri tanti, S.T., M.T., selaku Ketua Program Studi S1 Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Lampung.

5. Bapak Irza sukmana, S.T., M.T., Ph.D., selaku Dosen Pembimbing Pertama tugas akhir ini, yang telah memberikan bimbingan, ide pikiran dan saran sehingga terselesaikannya skripsi ini.
6. Bapak Zulhanif, S.T., M.T., selaku Dosen Pembimbing Kedua, yang telah memberikan berbagai masukan dan saran sehingga terselesaikannya skripsi ini.
7. Bapak Prof. Dr. Sugiyanto, M.T., selaku Pembahas, yang telah memberikan kritik dan saran yang bermanfaat bagi penulis.
8. Seluruh dosen Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung berkat ilmu yang telah diajarkan kepada penulis selama penulis menjalani masa studi di perkuliahan.
9. Staf Akademik serta Asisten Laboratorium yang telah banyak membantu kepada penulis, sehingga dapat menyelesaikan tugas akhir ini.
10. Rekan-rekan terdekat Nabil, Dicky, Nouval, Indra, Iwang, Erry, dan Abim yang telah memberikan dukungan semangat serta masukan dalam pelaksanaan tugas akhir.
11. Keluarga Besar Teknik Mesin angkatan 2017 yang senantiasa memberikan dukungan.
12. *My precious* Nur 'Ainun Hariyanto, yang telah memberikan banyak semangat dukungan serta bantuan dalam menyelesaikan tugas akhir.
13. Teman terdekat Ardian, Nabila, Vivi dan Sida yang telah memberikan dukungan semangat serta masukan dalam pelaksanaan tugas akhir.
14. Keluarga Besar BEM U KBM Unila 2020 serta Kementrian Aksi dan Propaganda Raka, Fitria, Kartika dan Fajar yang senantiasa memberikan dukungan.
15. Keluarga besar HMI Komisariat Teknik Universitas Lampung yang senantiasa memberikan wawasan dan dukungan.
16. Dan semua pihak yang telah membantu dalam penyusunan tugas akhir ini yang tidak bisa penulis sebutkan satu-persatu.

Penulis menyadari bahwa laporan Tugas Akhir ini tidak luput dari kekurangan dan kesalahan. Oleh karena itu penulis secara pribadi memohon maaf atas kekurangan dan kesalahan tersebut. Penulis berharap laporan Tugas Akhir ini bermanfaat bagi semua pihak.

Wassalamu'alaikum Wr.Wb.

Bandar Lampung, 15 April 2022

Penulis,

Elvandho Wilis Pradana

NPM. 1715021012

DAFTAR ISI

	Halaman
ABSTRAK	i
HALAMAN JUDUL	iii
LEMBAR PENGESAHAN	iv
LEMBAR PERNYATAAN	v
RIWAYAT HIDUP	vi
PERSEMBAHAN	vii
MOTTO	viii
SANWACANA	ix
DAFTAR ISI	xii
DAFTAR TABEL	xv
DAFTAR GAMBAR	xvi
BAB I PENDAHULUAN	
A. Latar Belakang	1
B. Tujuan Penelitian	3
C. Batasan Masalah	3
D. Sistematika Penulisan	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
A. Tulang Manusia	5
B. Klasifikasi Tulang Berdasarkan Bentuk.....	6
C. Komponen Seluler Tulang.....	9
D. Sifat Fisik Dan Mekanik Magnesium AZ31B Sebagai Material Implan ..	10

E. Magnesium Dan Paduannya	11
F. <i>Simulation Body Fluids</i>	13
G. Korosi	14
H. Laju Korosi	19
I. Faktor-Faktor Yang Mempengaruhi Laju Korosi	20
J. Biomaterial.....	21
K. Prosedur Pengujian Biomaterial.....	22
L. Pengujian Simulasi Cairan Disekitar Tulang Manusia.....	25
M. Struktur Makro.....	27
N. Sifat Mekanik.....	27
O. Penelitian Sebelumnya	27

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

A. Waktu Dan Tempat Penelitian	32
B. Alat Dan Bahan Penelitian	32
C. Diagram Alir Penelitian.....	42
D. Pelaksanaan Penelitian	43
E. Studi Literatur	43
F. Persiapan Penelitian	44
G. Uji Tarik	44
H. Persiapan Spesimen.....	47
I. Persiapan Larutan.....	49
J. Uji Laju Korosi	51
K. Pembersihan Spesimen.....	54
L. Penimbangan Berat Usai Uji.....	54
M. Analisa Berat.....	54
N. Perhitungan Laju Korosi.....	55
O. Uji Kekerasan <i>Rockwell</i>	57
P. Observasi Makrostruktur	58
Q. Pengamatan SEM-DEX.....	58
R. Analisa Dan Pembahasan	58
S. Kesimpulan Dan Saran	59

BAB IV DATA DAN PEMBAHASAN

A. Data Hasil Pengujian Tarik.....	60
B. Hasil Pengujian Korosi.....	62
C. Hasil Uji Kekerasan.....	69
D. Observasi Makrostruktur	71
E. Pengamatan SEM-DEX	74

BAB V SIMPULAN DAN SARAN

A. Simpulan	79
B. Saran	80

DAFTAR PUSTAKA**LAMPIRAN**

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
1. Sifat Mekanik Tulang Manusia	8
2. Kandungan Unsur Mineral Dalam Tulang	9
3. Sifat Fisik Magnesium AZ31B.....	10
4. Sifat Kimia Magnesium	11
5. Komposisi Kimia Magnesium AZ31B.....	13
6. Komposisi Ion-Ion Dalam <i>Blood</i> Plasma Dan SBF.....	14
7. Hubungan Laju Korosi Dan Ketahanan Korosi.....	19
8. Pengaruh degradasi terhadap sifat mekanik magnesium berpori	30
9. Perbandingan sifat mekanik tulang manusia dan logam	31
10. Nilai laju korosi pada penelitian sebelumnya	31
11. Spesifikasi Pristaltic Pump 12V Motor DC.....	35
12 Spesifikasi Kandungan Ringer Laktat Setiap 500ml	36
13. Spesifikasi SBF <i>Tank</i> Sebagai Wadah Medium Pengujian	38
14. Spesifikasi Timbangan Digital	39
15. Spesifikasi Jangka Sorong.....	40
16. Spesifikasi Alat Uji Kekerasan Rockwell	41
17. Data Hasil Uji Tarik.....	47
18. Data Hasil Perhitungan Uji Rendam.....	56
19. Data Hasil Perhitungan Uji Aliran Laminar	56
20. Data Hasil Uji Kekerasan <i>Rockwell</i>	58
21. Hasil Uji Tarik Magnesium AZ31B.....	61
22. Hasil Data Uji Rendam	65
23. Hasil Data Uji Aliran Laminar	67
24. Data Hasil Pengujian Rockwell	69

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Halaman
1. Histologi Susuna Jaringan Tulang Panjang.....	8
2. <i>Bimetalic Corrosion</i>	16
3. <i>Crevice Corrosion</i>	16
4. <i>Pitting Corrosion</i>	17
5. <i>Integranular Corrodion</i>	17
6. <i>Selective Leaching Corrosion</i>	18
7. <i>Erosion/ Abrassion Corrosion</i>	19
8. <i>Road Map Biomaterial</i>	22
9. Simulasi Metode Pengujian Redam Statik	26
10. Simulasi Metode Pengujian	27
11. Skema Standar Uji Tarik ASTM E8M.....	28
12. Material Magnesium AZ31B Yang Didapatkan Dari Pasaran	34
13. <i>Pristaltic Pump</i> 12V Motor DC.....	35
14. Ringer Laktat Sebagai Simulation Body Fluid (SBF)	36
15. Wadah SBF Digunakan Untuk Pengujian Aliran Laminar Dan Rendam	37
16. Timbangan Digital	38
17. Jangka Sorong.....	39
18. <i>Hydraulic Servopulser</i> Mesin <i>Landmark</i> MTS 100 kN.....	40
19. Alat Uji Kekerasan Rockwell	41
20. Diagram Alir Penelitian.....	42
21. Spesimen Uji Tarik	45
22. Spesimen Uji Tarik Yang Telah Dibentuk	45

23. Pengujian Tarik Spesimen Magnesium AZ31B	46
24. Skema Dimensi Spesimen Dan Lubang	48
25. Spesimen Yang Telah Siap Untuk Dilakukan Pengujian.....	48
26. Penimbangan Berat Awal Spesimen	49
27. Penuangan Larutan SBF Kedalam Gelas Ukur 100ml.....	51
28. Pengujian Uji Rendam	52
29. Pengujian Aliran Laminar	53
30. Model Alat Uji Korosi Aliran Laminar	53
31. Kurva Tegangan Versus Regangan Pada Magnesium AB31B	60
32. Spesimen Uji Tarik Usai Pengujian	62
33. Grafik Hubungan Kehilangan Berat Terhadap Waktu Peredaman.....	63
34. Kurva Hubungan Laju Korosi Terhadap Lama Waktu Peredaman	64
35. Bentuk Korosi Uji Rendam Pada Waktu Perendaman 72, 144, 216 Jam	66
36. Bentuk Korosi Aliran Laminar Perendaman 72, 144, 216 Jam.....	68
37. Diagram Batang Hasil Pengujian Kekerasan <i>Rockwell</i>	70
38. Hasil Pengamatan Makrostruktur Uji Rendam 72,144,216 Jam	72
39. Hasil Pengamatan Makrostruktur Aliran Laminar 72,144,216 Jam	73
40. Hasil Sem 750x Setelah Uji Rendam 216 Jam	74
41. Hasil Sem 300x Setelah Uji Rendam 216 Jam	75
42. Area Penembakan EDX.....	76
43. Grafik Analisa Kualitatif EDX Pada Area Permukaan	76
44. Titik Penembakan EDX Pada Endapan Putih.....	77
45. Grafik Analisa Kualitatif EDX Pada Titik Endapan.....	77

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Pada saat ini ilmu pengembangan material sangatlah maju baik dalam bidang otomotif, perkakas maupun dalam hal perancangan. Dengan semakin pesatnya perkembangan teknologi, material tidak hanya digunakan dalam hal pemesinan tetapi sampai digunakan dalam kebutuhan alat medis. Aplikasi material di dunia medis mengenal adanya implantasi dalam ilmu tertentu seperti alat bantu yang dipergunakan untuk penyambungan tulang patah antara lain sekrup tulang (*bone screw*), plat tulang (*bone plate*), *nail plate*, *total hip prosthesis* sesuai dengan fungsi dan kebutuhannya masing-masing.

Material yang mengalami kontak langsung dengan sistem biologis pada makhluk hidup disebut dengan biomaterial (Sukmana, 2017). Biomaterial dalam aplikasinya digunakan untuk menggantikan atau mengembalikan fungsi dari organ yang mengalami kegagalan/kerusakan, biomaterial tersebut diharapkan memiliki beberapa persyaratan, antara lain *biocompatible* material harus dapat menyatu dengan tubuh jangan sampai terjadi penolakan dari tubuh terhadap material yang diimplan (Sukmana *et al.*, 2020). Material tahan korosi, material yang akan diimplan harus dapat bertahan lama di dalam tubuh saat fase penyembuhan, karena di dalam tubuh manusia itu sendiri lingkungannya sangat korosif, sehingga dibutuhkan material yang tahan terhadap korosi. *Mechanical properties* yang sama antar implan dengan tulang-tulang manusia itu sendiri, ketika sedang bekerja mengalami beberapa pembebanan, hal ini dimaksudkan ketika implan tersebut bekerja dan

mengalami pembebanan maka implan tersebut dapat memenuhi fungsinya sebagai pengganti dari sendi tulang yang rusak tersebut.

Ketahanan korosi tinggi merupakan salah satu syarat yang harus dimiliki oleh suatu biomaterial. Korosi merupakan suatu bentuk degradasi kualitas material akibat adanya reaksi kimia dengan lingkungan. Perbaikan kinerja material terkait dengan sifat-sifatnya dapat dilakukan melalui beberapa cara, salah satu diantaranya adalah memvariasi komposisi dengan mengubah konsentrasi atau menambahkan elemen pepadu. Sehingga dalam segi *medical*/kesehatan maka dibutuhkan material atau rekayasa teknologi yang mampu menangani atau membantu menyembuhkan tanpa adanya efek samping yang diterima oleh pasien.

Pemilihan material yang baik harus memiliki sifat mekanik maupun sifat fisik yang baik karena sangat penting untuk rekayasa jaringan pada tubuh manusia. Magnesium dipilih karena memiliki sifat mekanik menyerupai tulang dan mampu terdegradasi, dimana produk degradasinya dapat terurai ke dalam tubuh dan tidak berbahaya (*non-toxic*) bagi metabolisme tubuh serta merupakan material yang *biokompatibilitas* (Sukmana *et al.*, 2016).

Dalam pengaplikasiannya tingkat korosif dari magnesium menjadi salah satu masalah karena melihat cairan dalam tubuh manusia yang kandungannya sangat variatif. Pada penelitian yang dilakukan ini menggunakan *simulation body fluid* (SBF) untuk mengetahui laju korosi pada magnesium ketika digunakan sebagai implan tulang, salah satu metode yang digunakan pada penelitian ini adalah metode *weight loss* dengan teknik rendam.

Dalam kondisi aplikasinya, implan dapat menerima beban dinamis dan berinteraksi dengan cairan tubuh manusia. Yang dapat menyebabkan kegagalan implan disebabkan retak fatik dan korosi. Karena secara alami implan mengalami pergerakan sesuai gerak bagian tubuh, sehingga timbul konsentrasi tegangan pada bagian struktur yang lemah. Disinilah awal laju retak fatik dan laju korosi akan cepat meningkat. Walaupun produk degradasi magnesium sebagai implan dapat terurai dalam tubuh, jika terjadi secara terus menerus

kurun waktu yang cepat akan mengakibatkan kerusakan pada bentuk serta fungsi implan tersebut. Oleh karena itu, laju korosi sangat penting untuk diketahui pada magnesium yang berperan sebagai implan tulang. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh yang terjadi dari variasi pengujian spesimen magnesium terhadap laju korosi yang terjadi.

B. Tujuan Penelitian

Adapun tujuan pada tugas akhir ini sebagai berikut:

1. Menganalisis pengaruh model pengujian terhadap laju korosi, pada kondisi uji rendam dan aliran laminar terhadap jenis korosi pada magnesium AZ31B.
2. Menganalisis nilai laju korosi rata-rata yang terjadi pada setiap variasi pengujian.
3. Menganalisis nilai kekerasan magnesium AZ31B sebelum dan sesudah dilakukan pengujian.
4. Menganalisis hasil observasi SEM-EDX pada sampel pengujian.

C. Batasan Masalah

Adapun batasan masalah yang digunakan pada tugas akhir ini sebagai berikut:

1. Material yang digunakan adalah magnesium AZ31B dengan ketebalan 3 mm berbentuk persegi sesuai standar ASTM G31.
2. Fluida yang digunakan untuk pengujian laju korosi menggunakan ringer laktat (cairan infus) yang berperan sebagai *simulation body fluid* (SBF).
3. Metode yang digunakan dalam menentukan laju korosi adalah metode *weight loss*.
4. Variasi parameter setiap pengujian adalah lama waktu pengujian.
5. pH pada larutan diabaikan.

D. Sistematika Penulisan

Adapun sistematika penulisan dari laporan penelitian tugas akhir ini yaitu sebagai berikut:

BAB I. PENDAHULUAN

Memuat tentang latar belakang, tujuan, batasan masalah dan sistematika penulisan.

BAB II. TINJAUAN PUSTAKA

Membahas tentang tulang manusia, magnesium AZ31B, *simulation body fluid* (SBF), korosi, biomaterial, jenis pengujian, struktur makro, dan sifat mekanik spesimen.

BAB III. METODOLOGI PENELITIAN

Berisikan tentang waktu dan tempat penelitian, alat dan bahan penelitian, dan diagram alir serta uraian tahap-tahap dalam penelitian seperti studi literatur, persiapan penelitian, uji tarik, uji laju korosi, uji kekerasan *rockwell*, observasi OM dan SEM, analisa dan pembahasan serta simpulan.

BAB IV. DATA DAN PEMBAHASAN

Memuat data-data yang diperoleh dari hasil pengujian laju korosi dengan semua metode yang digunakan.

BAB V. PENUTUP

Memuat kesimpulan dan saran penelitian.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

A. Tulang Manusia

Tulang adalah jaringan hidup yang strukturnya dapat berubah apabila mendapat tekanan. Seperti jaringan ikat lain, tulang terdiri atas sel-sel, serabut-serabut, dan matriks. Tulang bersifat keras oleh karenanya matriks ekstraselularnya mengalami kalsifikasi, dan mempunyai derajat elastisitas tertentu akibat adanya serabut-serabut organik (Tortora *and* Derrickson, 2011).

Jaringan tulang merupakan penyusun utama kerangka pada manusia. Berat jaringan tulang yaitu sekitar 18% dari keseluruhan berat badan manusia. Tulang memiliki fungsi utama yaitu sebagai melindungi jaringan lunak, sebagai penampung sum-sum tulang, melindungi organ-organ manusia yang penting serta mempermudah tubuh manusia untuk bergerak.

Tulang mengandung jaringan *matriks ekstraseluler* yang dominan dan mengelilingi sel-sel tulang (osteoblas) yang terpisah. *Matriks ekstraseluler* pada jaringan tubuh manusia mengandung 15 % air, 30 % serat *kolagen*, serta 55 % serat mineral kristal. Garam mineral disimpan dalam rangka yang dibentuk oleh serat-serat *kolagen matriks ekstraseluler* (Tortora *and* Derrickson, 2011).

Tulang tersusun dari beberapa jaringan yang berbeda, yaitu jaringan tulang, tulang rawan (tulang rawan), jaringan ikat, jaringan lemak, dan jaringan saraf yang tersusun menjadi satu. Keseluruhan tulang dan tulang rawan bersama

dengan ligamen dan tendon membentuk sistem kerangka. Hubungan antara tulang dan tulang rawan dalam rangka berubah seiring dengan pertumbuhan tubuh. Semakin muda seseorang, semakin besar bagian tulang rawan dari kerangka. Tulang adalah jaringan hidup yang strukturnya dapat berubah di bawah tekanan. Seperti jaringan ikat lainnya, tulang terdiri dari sel, serat, dan matriks. Tulang bersifat keras, oleh karena itu matriks ekstraseluler mengalami kalsifikasi, dan memiliki tingkat elastisitas tertentu karena adanya serat organik (Tortora *and* Derrickson, 2011).

Dua jenis tulang dapat dibedakan, yaitu tulang kompak dan tulang spons. Perbedaan antara kedua jenis tulang ditentukan oleh jumlah materi padat dan jumlah serta ukuran rongga yang dikandungnya. Semua tulang memiliki kulit luar dan lapisan dalam dari zat spons, kecuali jika spons berubah menjadi rongga meduler (rongga meduler) (Moore *and* Agur, 2002).

B. Klasifikasi Tulang Berdasarkan Bentuk

Adapun klasifikasi tulang manusia berdasarkan bentuknya sebagai berikut (Tortora *and* Derrickson, 2011):

a. Tulang pendek

Tulang pendek terdapat pada tangan dan kaki. Contoh tulang-tulang ini termasuk tulang skapoid, tulang bulan sabit, dan talus. tulang ini terdiri dari tulang spons yang dikelilingi oleh lapisan tipis tulang kompakta. Tulang pendek ditutupi oleh periosteum dan permukaan sendi dilapisi oleh tulang rawan hialin.

b. Tulang pipih

Bagian dalam dan luar tulang ini terdiri dari lapisan tipis tulang kompak, itu disebut tabula, yang dipisahkan oleh selaput tipis tulang cancellous diploe. Namun, skapula termasuk dalam kelompok tulang ini formulir tidak memiliki

aturan standar. Selain itu, tulang pipih ditemukan di cangkang kepala sebagai tulang frontal dan parietal.

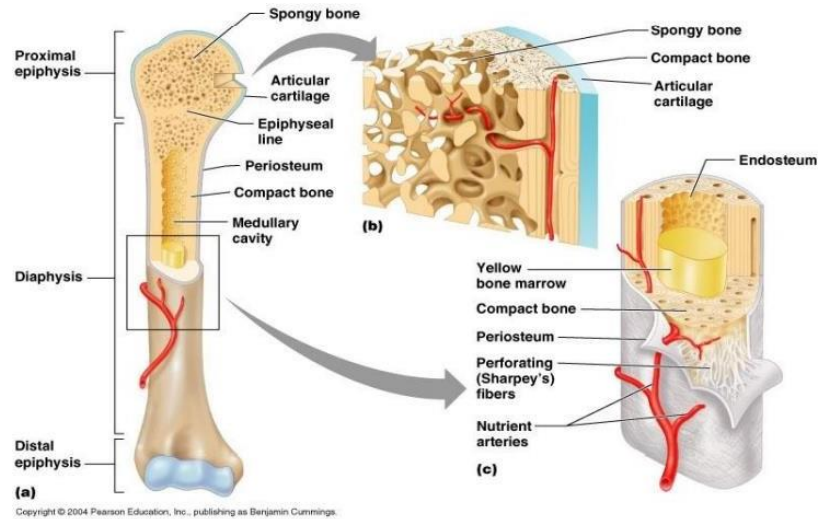
c. Tulang tidak beraturan

Tulang tidak beraturan adalah tulang yang tidak termasuk didalamnya kelompok ini (misalnya tulang tengkorak, vertebra, dan *os coxae*). Tulang ini terdiri dari lapisan tipis tulang kompak di luar dan di dalam dibentuk oleh tulang spons.

d. Tulang Panjang

Pada tulang ini, panjangnya lebih besar dari kedalamannya. tulang ini memiliki tubuh berbentuk tabung, poros dan biasanya terletak epifisis di belakang. Selama masa pertumbuhan, diafisis dipisahkan dari epifisis oleh kartilago epifisis. Bagian diafisis ditemukan berbatasan dengan tulang rawan epifisis disebut metafisis. sebelumnya Corpus rongga medula dalam media yang mengandung sumsum tulang. Bagian luar tubuh terdiri dari tulang kompak yang ditutupi dengan selubung jaringan ikatnya adalah periosteum. Ujung tulang panjang terdiri dari tulang *cancellous* dikelilingi oleh lapisan tipis tulang kompak. Wajah ujung sendi tulang ditutupi dengan tulang rawan hialin. Tulang panjang yang terdapat pada ekstremitas antara lain: humerus, tulang paha, tulang metakarpal, tulang metatarsal dan falang.

Histologi susunan tulang panjang dapat dilihat pada gambar 1 sebagai berikut.



Gambar 1. Histologi susunan jaringan tulang panjang (Tortora and Derrickson, 2011)

Di bawah ini merupakan tabel 1 yang menjelaskan tentang *mechanical properties* tulang manusia.

Tabel 1. Sifat mekanik tulang manusia (Abdulmalik, 2012)

Bone	Kekuatan tekan (MPa)	Kekuatan Lentur (MPa)	Kekuatan Tarik (MPa)	Modulus (GPa)	Porositas (%)	Densitas (g/cm ³)	Kekerasan (VHN)
Cortical Bone	130-180	135-193	50-150	12-18	5-13	3.1 – 3.2	85-89
Cancellous Bone	4-12	-	1-5	0.1-0.5	30-90	-	40-63
Tulang gigi	40-275	-	90-300	11	-	1.9	71

C. Komponen Seluler Tulang

Komposisi utama jaringan tulang jumlahnya bergantung pada spesies, umur, jenis kelamin, jenis tulang dan posisi tulang. Komposisi tulang secara umum terdiri dari 60% material anorganik, 30% organik dan 10% air. Material anorganik merupakan mineral tulang yang mengandung cukup kalsium yaitu dalam bentuk kalsium fosfat karbonat atau disebut apatit karbonat dan mineral-mineral lain.

Material anorganik tulang seperti kalsium (Ca) dan fosfor (P) tersedia dalam jumlah yang sangat banyak. Selain itu, beberapa mineral lain juga terdapat dalam jumlah sedikit antara lain: bikarbonat (HCO_3^-), magnesium (Mg), natrium (Na), kalium (K), tembaga (Cu), seng (Zn), mangan (Mn), dan lainnya (Kalfas, 2001).

Kehadiran mineral-mineral tersebut menjadikan kalsium fosfat dalam tulang mempunyai sifat yang kompleks. Senyawa kalsium fosfat dalam tulang disebut juga sebagai apatit biologi. Kandungan senyawa mineral tulang manusia secara umum terdapat pada tabel 2 sebagai berikut.

Tabel 2. Kandungan unsur mineral dalam tulang.

Unsur	Kandungan (% berat)
Ca	34,00
P	15,00
Mg	0,50
Na	0,80
K	0,20
C	1,60
Cl	0,20
F	0,08
Zat sisa	47,62

D. Sifat Fisik dan Mekanik Magnesium AZ31B Sebagai Material Implan

Penggunaan *implant* tulang yang *biodegradable* dan *biocompatibility* saat ini banyak sekali yang telah dikembangkan. Material logam yang sering digunakan dalam bidang biomaterial harus material yang memiliki sifat mekanik yang hampir sama dengan sifat mekanik tulang manusia salah satunya yaitu magnesium. Material tersebut memiliki sifat yang identik dengan sifat karakteristik tulang manusia. Sifat magnesium AZ31B dapat dilihat pada tabel 3 sebagai berikut.

Tabel 3. Sifat Fisik Magnesium AZ31B (Mohammed *and* Mahdi, 2018)

Sifat fisik	Magnesium paduan
Titik cair, K	922
Titik didih, K	1380
Energy ionidsasi 1 (kj/mol)	738
Energy iuonisasi 2 (kj/mol)	1450
Kerapatan massa (g/cm ³)	1,74
Jari-jari atom (A)	1,60
Kapasitas panas (j/Gk)	1,02
Potensial ionisasi (volt)	7,646
Konduktifitas kalor (w/mk)	156
Entalpi penguapan (Kj)	127,6
Enthalpy pembentukan (kj/mol)	8,95

Magnesium merupakan unsur ke delapan yang ada paling berlimpah di bumi karena sekitar 2% dari kerak bumi mengandung unsur magnesium. Magnesium merupakan logam ringan dengan densitasnya sekitar $1,74 \text{ g/cm}^3$, untuk massa magnesium memiliki 1,6 kali lebih ringan dari aluminium serta 4,5 kali lebih ringan dengan material baja. Sifat ketangguhan biomaterial magnesium memiliki sifat ketangguhan lebih besar dari biomaterial biokeramik serta memiliki modulus elastisnya sekitar 45 GPa. Sifat modulus elastisitasnya ini memiliki karakteristik yang hampir sama dengan modulus elastisitasnya tulang manusia yaitu sekitar 10-40 GPa (Witte *et al.*, 2008).

Sedangkan untuk sifat kimia magnesium akan dijelaskan pada tabel 4 yaitu sebagai berikut.

Tabel 4. Sifat kimia magnesium.

Simbol Unsur	Mg
Nomor Atom	12
Berat Atom (Da)	24.3050
Diameter Atom (A)	0.320
Volume Atom (cm^3/mol)	14.0

E. Magnesium dan Paduannya

Magnesium (Mg) dan paduannya telah mendapatkan perhatian khusus dari para peneliti biomaterial dunia karena potensi aplikasinya pada berbagai bidang industri modern, termasuk bidang kedokteran tulang (*orthopedic*). Para peneliti material maju dunia memberikan preferensi kepada Mg dan paduannya karena memiliki sifat kimia-fisik dan mekanik mendekati tulang

manusia, berdensitas rendah, dan biokompatibel. Contoh, modulus elastisitas Mg adalah 40-50 GPa, mendekati modulus elastisitas tulang manusia 10-40 GPa (Kim, 2003). Magnesium juga merupakan elemen yang penting dan diperlukan untuk proses metabolisme tubuh manusia, dan standar makanan bergizi adalah memiliki kandungan unsur magnesium sekitar 300-400mg (Gu *et al.*, 2009). Namun magnesium dan paduannya juga memiliki kekurangan, diantaranya adalah sifat elastisitasnya rendah dan laju korosi tinggi.

Dalam proses degradasi ini magnesium diubah menjadi Mg^{2+} yang mudah diserap sistem di dalam tubuh manusia. Meskipun demikian, proses degradasi magnesium juga memiliki efek negatif karena menghasilkan gelembung hidrogen (*hydrogen bubble*) yang berbahaya bagi kesehatan manusia (Rimondini *et al.*, 2005). Konsep aplikasi baut tulang mampu luruh adalah kecocokan antara kecepatan korosi baut tulang dan proses penyembuhan fraktur tulang. Dimana, pada saat proses penyambungan fraktur tulang telah sempurna, maka di saat bersamaan baut tulang telah terdegradasi penuh, sehingga tidak diperlukan proses operasi kedua untuk pengangkatan baut tulang. Untuk mengurangi kelemahan aplikasi magnesium, para pakar material dunia berusaha mencari berbagai jenis komposit yang optimum untuk meningkatkan kekuatan tarik, elastisitas bahan, dan perbaikan sifat mekanik lain, misalnya dengan penambahan unsur paduan, seperti: Aluminium (Al), Perak (Ag), Silikon (Si), Timah (Sn), Seng (Zn), dan Zirkonium (Zr) (Denkena *et al.*, 2011). Selain itu, untuk mengurangi laju korosi magnesium yang tinggi, ada beberapa unsur paduan yang umum ditambahkan, seperti: Cadmium (Cd), manganase (Mn), dan Calsium (Ca).

Berikut adalah pengaruh unsur paduan utama terhadap sifat logam magnesium: Aluminium (Al) meningkatkan mampu cor dan elastisitas paduan; Mangan (Mn) meningkatkan sifat ulet; Kalsium (Ca) untuk penguatan presipitasi dan peningkatan mampu mulur; dan Lithium (Li) adalah satu-satunya unsur yang dapat mengubah struktur kristal magnesium dari heksagonal tumpukan-padat (HCP) menjadi kubus pusat muka (BCC) dipaduan magnesium. (Luo, 2013).

Paduan magnesium yang digunakan untuk penelitian ini adalah Mg AZ31B. Paduan ini merupakan yang banyak digunakan untuk aplikasi biomedis karena kandungan aluminium yang lebih sedikit namun sifat mekanik dan korosinya baik dan sangat memungkinkan untuk produksi implan di dalam tulang manusia (Azzahra, 2021). Komposisi kimia magnesium AZ31B dapat dilihat pada tabel 5 sebagai berikut.

Tabel 5. Komposisi kimia magnesium AZ31B.

Element	Al	Zn	Mn	Fe	Si	Ni	Mg
(%)	3.08	0.76	0.15	0.005	0,01	0,002	Bal

F. *Simulation Body Fluids (SBF)*

Synthetic Body Fluids (SBF) adalah model larutan yang sangat disukai sebagai simulasi bagian inorganik dari plasma darah. Plasma darah adalah larutan yang mengandung variasi garam, gula, asam amino, dan mineral-mineral sepanjang sel darah. Bagian inorganik plasma darah mengandung konsentrasi ion berbeda seperti sodium, kalsium, magnesium, dan ion klorin. Serta bersifat metastabil karena derajat supersaturasi ke apatit tidak cukup tinggi untuk melampaui energi aktivasi inti apatit (Takadama *and* Kokubo, 2008). Konsentrasi ion plasma darah dan SBF tercantum pada tabel 6 sebagai berikut.

Tabel 6. Komposisi ion-ion dalam blood plasma dan SBF.

Ion	Konsentrasi (Mm)	
	Blood plasma	SBF
Na ⁺	142	141,3
K ⁺	5	5
Mg ⁺	1.5	1.5
Ca ⁺	2.5	2.5
Cl ⁻	103	164,4
HCO ₃ ⁻	27	26.9
HPO ₄ ²⁻	1	1
SO ₄ ⁻	0.5	0.5

Simulation Body Fluid (SBF) merupakan larutan yang mengandung ion-ion yang komposisinya kurang lebih sama dengan cairan tubuh manusia, karena itu SBF merupakan model larutan yang sangat baik sebagai simulasi bagian inorganik dari plasma darah. SBF dapat digunakan sebagai media untuk perkembangan dan pertumbuhan kristal hidroksiapatit dalam uji coba in vitro.

G. Korosi

Korosi secara umum mempunyai pengertian sebagai kerusakan yang terjadi pada material yang terjadi akibat adanya reaksi kimia. Proses korosi yang terjadi pada material yang terbuat dari bahan logam disebabkan karena adanya proses pelepasan elektron pada logam (anoda) yang kemudian elektron tersebut diterima oleh logam lain (katoda). Proses tersebut terjadi apabila adanya zat yang bersifat sebagai elektrolit yang berfungsi sebagai penghantar listrik. Korosi adalah suatu fenomena kompleks yang terjadi tidak hanya pada

material yang terbuat dari logam dan non logam. Korosi secara umum diketahui terjadi pada permukaan logam yang disebut *general corrosion*.

Pada peristiwa korosi, logam mengalami oksidasi, sedangkan oksigen (udara) mengalami reduksi. Peristiwa korosi sendiri merupakan proses elektrokimia, yaitu proses (perubahan /reaksi kimia) yang melibatkan adanya aliran listrik. Bagian tertentu dari logam berlaku sebagai kutub negatif (elektroda negatif, anoda), sementara bagian yang lain sebagai kutub positif (elektroda positif, katoda). Elektron mengalir dari anoda ke katoda, sehingga terjadilah peristiwa korosi. Berikut adalah beberapa jenis korosi (Ashadi dkk, 2002):

a. *Galvanic* atau *Bimetallic Corrosion*

Galvanic atau *bimetallic corrosion* adalah jenis korosi yang terjadi ketika dua macam logam yang berbeda berkontak secara langsung dalam media korosif. Logam yang memiliki potensial korosi lebih tinggi, akan terkorosi lebih hebat daripada kalau ia sendirian dan tidak dihubungkan langsung dengan logam yang memiliki potensial korosi yang lebih rendah. Sedangkan logam yang memiliki potensial korosi yang lebih rendah, akan kurang terkorosi daripada kalau ia sendirian dan tidak dihubungkan langsung dengan logam yang memiliki potensial korosi yang lebih tinggi. Pada kasus ini terbentuk sebuah sel galvanik, dengan logam yang berpotensi korosi lebih tinggi sebagai anoda dan logam yang berpotensi korosi lebih rendah sebagai katoda. Contoh *bimetallic corrosion* dapat dilihat pada gambar 2 sebagai berikut.



Gambar 2. *Bimetallic corrosion*

b. *Crevice Corrosion*

Crevice corrosion termasuk jenis korosi lokal. Jenis korosi ini terjadi pada celah-celah konstruksi, seperti kaki-kaki konstruksi, drum maupun tabung gas. Korosi jenis ini juga dapat dilihat pada celah antara *tube* dari *heat exchanger* dengan *tube sheet*-nya. Adanya korosi bisa ditandai dengan warna coklat di sekitar celah. Tipe korosi ini terjadi akibat terjebaknya elektrolit sebagai lingkungan korosif di celah-celah yang terbentuk di antara peralatan konstruksi. Contoh *crevice corrosion* dapat dilihat pada gambar 3 sebagai berikut.

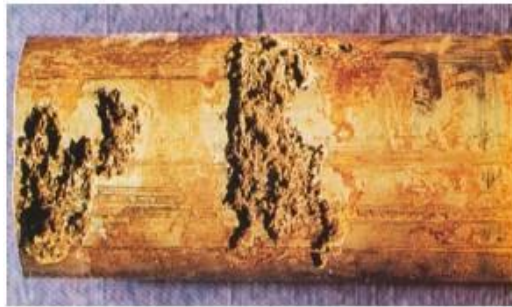


Gambar 3. *Crevice corrosion*

c. *Pitting Corrosion*

Pitting corrosion juga termasuk korosi lokal. Jenis korosi ini mempunyai bentuk khas yaitu seperti sumur, sehingga disebut korosi sumuran. Arah perkembangan korosi tidak menyebar ke seluruh permukaan logam melainkan menusuk ke arah ketebalan logam. Akibatnya konstruksi

mengalami kebocoran. Walaupun tidak sampai habis terkorosi, konstruksi tidak dapat beroperasi optimal, bahkan mungkin tidak dapat dipergunakan lagi karena kebocoran yang timbul. Pitting corrosion sering terjadi pada stainless-steel, terutama pada lingkungan yang tidak bergerak (stasioner) dan non-oksidator (tidak mengandung oksigen). Contoh *pitting corrosion* dapat dilihat pada gambar 4 sebagai berikut.



Gambar 4. *Pitting corrosion*

d. *Intergranular Corrosion*

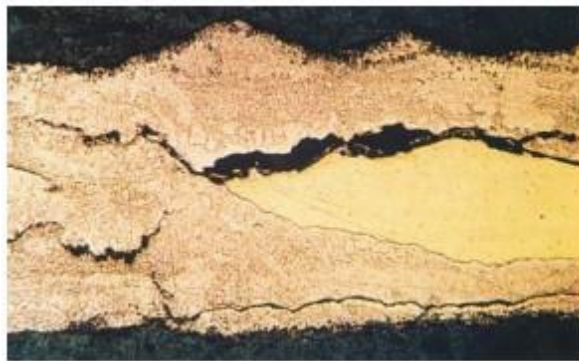
Jenis korosi ini termasuk korosi lokal. Korosi terjadi pada batas-batas butir logam. Hal ini terjadi karena tingginya tingkat energi dari daerah batas butir dibandingkan dengan daerah dalam butir kristal. *Intergranular corrosion* sering terjadi pada daerah sekitar las-lasan yang biasa disebut dengan *Heat Affected Zone (HAZ)*. Contoh *intergranular corrosion* dapat dilihat pada gambar 5 sebagai berikut.



Gambar 5. *Intergranular corrosion*

e. *Selective Leaching Corrosion*

Selective leaching corrosion adalah korosi berupa pelarutan unsur-unsur tertentu dari paduan logam. Akibatnya struktur menjadi rapuh karena keropos. Contoh korosi jenis ini adalah peristiwa *dezincification* Korosi dalam kuningan yang membentuk endapan logam tembaga, dan senyawa seng, yang terjadi pada logam paduan antara seng dengan tembaga (kuningan atau brass). Contoh *Selective leaching corrosion* dapat dilihat pada gambar 6 sebagai berikut.



Gambar 6. *Selective leaching corrosion*

f. *Erosion/abrasion corrosion*

Erosion/abrasion corrosion adalah proses korosi yang bersamaan dengan erosi/abrasi. Korosi jenis ini biasanya menyerang peralatan yang lingkungannya adalah fluida yang bergerak, seperti aliran dalam pipa ataupun hantaman dan gerusan ombak ke kaki-kaki *jetty*. Keganasan fluida korosif yang bergerak diperhebat oleh adanya dua fase atau lebih dalam fluida tersebut, misalnya adanya fase liquid dan gas secara bersamaan, adanya fase liquid dan solid secara bersamaan ataupun adanya fase liquid, gas dan solid secara bersamaan. Kavitasi adalah contoh *erosion corrosion* pada peralatan yang berputar di lingkungan fluida yang bergerak, seperti impeller pompa dan sudu-sudu turbin. *erosion/ abrasion corrosion* juga terjadi di saluran gas-gas hasil pembakaran. Contoh *erosion/abrasion corrosion* dapat dilihat pada gambar 7 sebagai berikut.



Gambar 7. *Erosion/ abrasion corrosion*

H. Laju korosi

Laju korosi pada umumnya dapat diukur dengan menggunakan dua metode yaitu: metode kehilangan berat dan metode elektrokimia. Metode kehilangan berat adalah menghitung kehilangan berat yang terjadi setelah beberapa waktu pencelupan. Pada penelitian ini, digunakan metode kehilangan berat dimana dilakukan perhitungan selisih antara berat awal dan berat akhir.

Ketahanan korosi relatif dari suatu besi atau logam dapat diketahui dengan laju korosi seperti berdasarkan tabel 7 yang berisi tentang hubungan laju korosi dan ketahanan korosi (Ayu dkk, 2015).

Tabel 7. Hubungan laju korosi dan ketahanan korosi

Ketahanan korosi relative	Laju Korosi				
	<i>Mpy</i>	<i>mm/yr</i>	$\mu\text{m/yr}$	<i>nm/hr</i>	<i>Pm/s</i>
Sangat baik	< 1	< 0,02	< 25	< 2	< 1
Baik	1-5	0,02-0,1	25-100	2- 10	1-5
Cukup	5-20	0,1-0,5	100-500	10-50	5-20
Kurang	20-50	0,5-1	500-1000	50-150	20-50
Buruk	50-200	1-5	1000-5000	150-500	50-200

I. Faktor-Faktor yang Mempengaruhi Laju Korosi

Terdapat beberapa faktor yang mempengaruhi laju korosi dalam sistem elektrolit larutan (*aqueous*) diantaranya adalah (Hakim, 2011):

a. Komponen Ion larutan dan Konsentrasinya

Konsentrasi larutan menyatakan jumlah zat terlarut dalam setiap satuan larutan atau pelarut. Dalam sebuah larutan dengan konsentrasi tertentu, zat penyusun larutan tersebut akan terurai menjadi ion-ion (baik berupa kation maupun anion) pembentuknya. Ion-ion ini akan menjadikan larutan mampu menghantarkan muatan listrik yang terdistribusi di dalam larutan tersebut. Adanya muatan dari suatu larutan elektrolit yang menghubungkan antara anoda dan katoda ini akan menentukan kecepatan dari reaksi elektrokimia tersebut. Larutan dengan konduktivitas yang baik akan mengakibatkan reaksi korosi berlangsung dengan cepat sehingga akan meningkatkan laju korosi.

b. pH

Nilai pH larutan berkaitan dengan jumlah ion H^+ yang terlarut dalam larutan tersebut. Nilai pH berbanding terbalik dengan konsentrasi ion H^+ di dalam larutan. Semakin rendah nilai pH menunjukkan semakin banyaknya jumlah ion H^+ yang terlarut. Akibat adanya peningkatan konsentrasi H^+ ini, elektron (e^-) yang berasal dari reaksi anodik akan berikatan dengan ion H^+ , sehingga jumlah ion positif logam yang dilepaskan untuk menyeimbangkan kelebihan muatan positif akan semakin tinggi. Hal ini dapat meningkatkan arus batas katodik sehingga laju pelarutan logam semakin tinggi.

c. Kadar Oksigen

Oksigen terlarut akan meningkatkan reaksi katoda sehingga logam akan semakin teroksidasi (terkorosi).

d. Temperatur

Penambahan temperatur umumnya menambah laju korosi walaupun kenyataannya kelarutan oksigen berkurang dengan meningkatnya temperatur. Apabila metal pada temperatur yang tidak uniform, maka akan besar kemungkinan terbentuk korosi.

e. Kecepatan (pergerakan fluida)

Kecepatan aliran fluida yang tinggi di atas kecepatan kritisnya di dalam pipa berpotensi menimbulkan korosi. Kerusakan permukaan logam yang disebabkan oleh aliran fluida yang sangat deras itu yang disebut erosi. Proses erosi dipercepat oleh kandungan partikel padat dalam fluida yang mengalir tersebut atau oleh adanya gelembung-gelembung gas. Dengan rusaknya permukaan logam, rusak pula lapisan film pelindung sehingga memudahkan terjadinya korosi.

J. Biomaterial

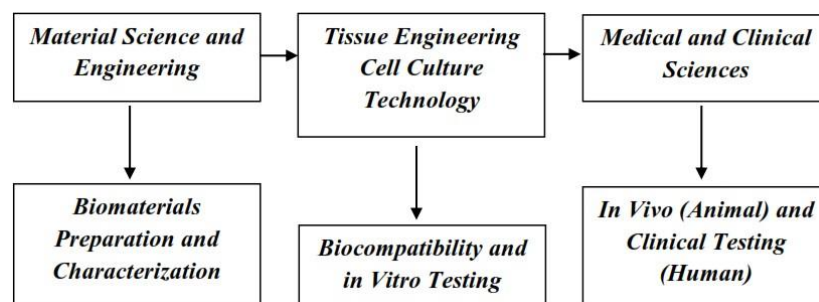
Biomaterial adalah material yang mengalami kontak langsung dengan sistem biologis pada makhluk hidup, material tersebut diharuskan memiliki beberapa persyaratan, antara lain tidak menimbulkan pengaruh buruk pada tubuh, memiliki ketahanan terhadap korosi dan memiliki kekuatan yang baik terutama kekuatan fatik dan ketangguhan. Biomaterial dalam aplikasinya digunakan untuk menggantikan atau mengembalikan fungsi dari komponen tulang yang mengalami kegagalan/kerusakan. Salah satu teknologi biomaterial yang digunakan dalam aplikasi medis adalah plat penyambung tulang (*boneplate fixed*). Material implan yang telah banyak digunakan adalah jenis logam baja tahan karat (*stainless steel*) merupakan jenis logam baja yang sering digunakan di bedah ortopedik.

Selanjutnya dalam pemilihan material yang akan digunakan untuk implan harus memenuhi beberapa syarat berikut (Salman *et al.*, 2007):

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

K. Prosedur Pengujian Biomaterial

Secara umum pengujian material terdapat 3 tahapan yaitu *in vitro* (skala lab), *in vivo* (skala hewan) dan *clinis* (skala pasien). Dalam pengujian biomaterial memiliki konsep tahapan sebagaimana gambar 8 berikut.



Gambar 8. *Road Map* Biomaterial (Sukmana, 2017).

Suatu material teknik memiliki potensi untuk dapat diaplikasikan sebagai material biomedik yang didesain untuk berinteraksi dengan sistem biologi (biomaterial) dengan tahap pengujian tertentu. Pengujian skala laboratorium bertujuan untuk menguji respon atau tanggapan dari sel hidup biologi terhadap biomaterial sebagai biomaterial yang akan diaplikasikan sebagai produk korosi atau *biodegradable*.

Pengujian skala hewan (*in vivo*) pengujian dilakukan dengan menanamkan biomaterial kedalam tubuh hewan (implan) Biomaterial tersebut setelah ditanamkan pada hewan (implan) kemudian diteliti tentang respon yang terjadi pada biomaterial dan hewan tersebut. Pengujian skala manusia (Klinis) merupakan pengujian terakhir untuk memastikan biomaterial dapat diaplikasikan dan tidak akan ada penolakan (*rejection*) dari tubuh manusia. Pengujian ini merupakan pengujian terakhir sebelum biomaterial atau peralatan medis biomaterial diperjual belikan secara bebas dipasaran. Berdasarkan tekniknya pengujian biokompatibilitas material untuk aplikasi biomedik dapat dibedakan yaitu sebagai berikut:

Biokompatibility test merupakan pengujian biomaterial untuk melihat potensi terhadap aplikasi tubuh manusia. *Biokompatibility test* umumnya digunakan dalam skala *in vivo* dan *in vitro* berikut beberapa teknik *biokompatibility test* yaitu sebagai berikut (Sukmana, 2017):

a. *Cell Adhesion* (Adhesi Sel)

Pengujian sel adhesi juga dikenal dengan teknik uji *cell attachment* (tingkat penempelan sel pada permukaan biomaterial). Adhesi sel yaitu pengujian tingkat “ketertarikan” antara permukaan biomaterial dan permukaan sel (gaya tarik menarik 2 zat yang berbeda).

Jika sampel non-kompatibilitas maka akan di *tach*. Apabila sel tidak menempel pada permukaan biomaterial dapat dikatakan *biokompatibilitasnya* rendah. Tingkat *biokompatibilitas* dapat dihitung yaitu perbandingan jumlah sel yang menempel dengan jumlah sel yang

disebar. Namun bisa dikatakan cukup hanya sebagian saja sel yang menempel pada biomaterial. Sel yang digunakan dalam pengujian dalam kondisi hidup, untuk menjaga sel untuk terus bisa hidup maka dilakukan pengkondisian lingkungan yang mirip dengan lingkungan di dalam tubuh manusia yaitu sebagai berikut:

1. Temperatur lingkungan 37° - 39° C
2. Kadar oksigen minimal 12 mmHg
3. Kelembapan (*Humidity*)
4. Nutrisi (dalam larutan garam)

b. *Cell Spreading* (Penyebaran Sel)

Untuk melihat keseragaman biokompatibilitas biomaterial maka dilakukan pengujian *cell spreading*. Apabila jumlah penyebaran sel hanya pada daerah tertentu maka dapat dikatakan penyebaran tidak merata (*spreading test* rendah). Pengujian ini dilakukan dalam waktu yang pendek (*short term*) 1-2 hari, atau (*long term*) 4-7 hari. Sel dapat melakukan duplikasi atau membelah diri untuk 12 jam sekali, jadi untuk pengujian *cell spreading* perlu dilakukan pengujian lainnya.

c. *Proliferation Test* (Proliferasi)

Pengujian untuk membandingkan sel yang menempel sejak awal (setelah 4 jam disebar) dan dibandingkan dengan sel yang menempel 2, 4, sampai 6 hari. Apabila tingkat pertumbuhan sel mirip dengan kondisi normal. Apabila sel di *culture* dipermukaan *dishes* maka dapat dikatakan tingkat kompatibilitas biomaterial sangat baik. Bioreaktor digunakan untuk menghasilkan kondisi kultur yang dapat direproduksi yang meningkatkan proliferasi dan diferensiasi sel dengan penanganan minimal perancah dan mendukung manusia. (Ramdan *and* Sukmana, 2014)

d. *Live Dead Cells* (Pengujian Sel Hidup atau Mati)

Untuk memastikan sel yang menempel dipermukaan biomaterial dalam kondisi hidup dan sehat (tumbuh normal) maka dapat dilakukan pengujian ini. Pengujian ini menggunakan metode pewarna *nucleus* (inti sel) yang dapat membedakan sel yang mati dan hidup. Semakin besar jumlah presentase sel yang hidup maka dapat dikatakan biomaterial biokompatibilitasnya tinggi. Tingkat biokompatibilitas dikatakan baik apabila jumlah presentase sel yang hidup lebih besar daripada jumlah sel yang mati.

Metode:

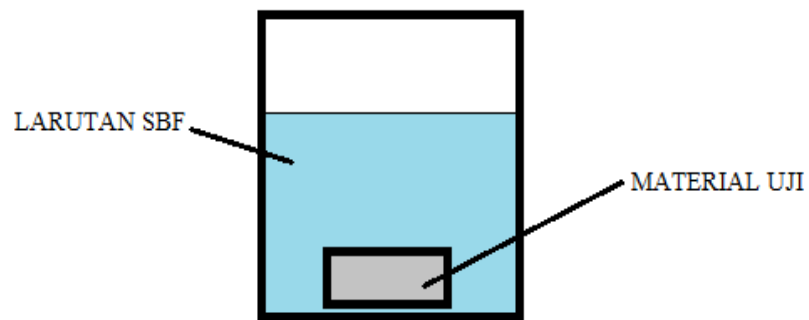
1. Proses fiksasi sel (*Cell Fixation*) dengan larutan formalin 4 %
2. Proses permeabilisasi (kelenturan) permukaan agar pewarna bisa masuk.

L. Pengujian Simulasi Kondisi Cairan Disekitar Tulang manusia

Pengujian simulasi ini dilakukan untuk melihat perilaku degradasi yang terjadi pada setiap daerah simulasi yang dilakukan terhadap material uji, yang mana simulasi dilakukan dengan membedakan metode perendaman material terhadap medium SBF. Tujuan perbedaan metode ini agar setiap penguian yang dilakukan menyerupai kondisi cairan yang ada pada setiap jenis tulang manusia, jenis-jenis penguian yang dilakukan sebagai berikut:

a. Uji Rendam

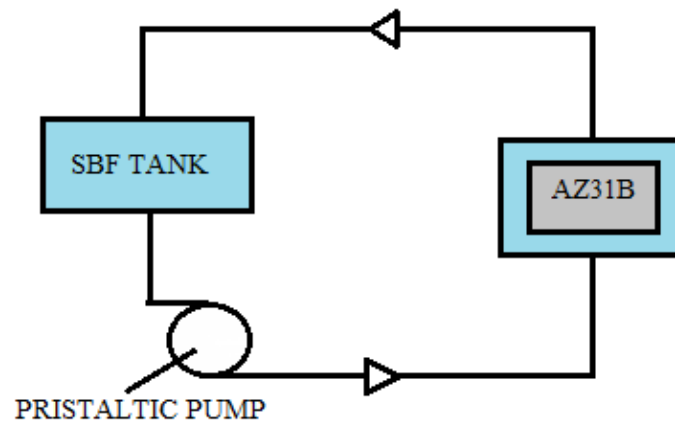
Adalah penguian yang dilakukan dengan cara merendam spesimen uji kedalam larutan SBF yang mana penguian ini mensimulasikan keadaan cairan di sekitar lingkungan tulang cortical (*spongy bone*). Simulasi metode uji rendam statik dapat dilihat pada gambar 9 sebagai berikut.



Gambar 9. Simulasi metode uji rendam static.

b. Uji Aliran Statik

Adalah metode pengujian yang dilakukan dengan cara memberikan aliran larutan SBF kepada material uji untuk melihat perilaku degradasi, yang mana pengujian ini mensimulasikan keadaan cairan di sekitar tulang *cancellous (compact bone)* (Saad *et al.*, 2016). Simulasi metode pengujian aliran dinamis dapat dilihat pada gambar 10 sebagai berikut.



Gambar 10. Simulasi metode pengujian aliran dinamis.

M. Struktur Makro

Struktur makro adalah struktur dari logam yang terlihat secara makro pada permukaan yang dietsa dari spesimen yang telah dipoles. Sedangkan struktur mikro adalah struktur dari sebuah permukaan logam (Wahyu, 2014). Observasi struktur makro dilakukan menggunakan OM untuk mengetahui jenis korosi yang terjadi setelah magnesium terkorosi dan SEM-EDX untuk melihat komposisi produk korosi yang terjadi pada permukaan magnesium AZ31B tersebut. Dengan menggunakan spesimen uji yang telah dihaluskan agar dapat terlihat kandungan di dalam benda uji tersebut.

N. Sifat Mekanik

Sifat mekanik suatu material merupakan salah satu bagian dari karakteristik material. Sifat mekanik material adalah kemampuan dan perilaku dari suatu bahan ketika menerima suatu pola pembebanan tertentu. Sifat material yang termasuk sifat mekanik yaitu kekuatan tarik, kekuatan luluh, kekerasan, keuletan, ketangguhan, ketahanan *impact*, ketahanan aus, dan lainnya. Untuk pengujian ini dilakukan uji kekerasan *rockwell* dan uji tarik.

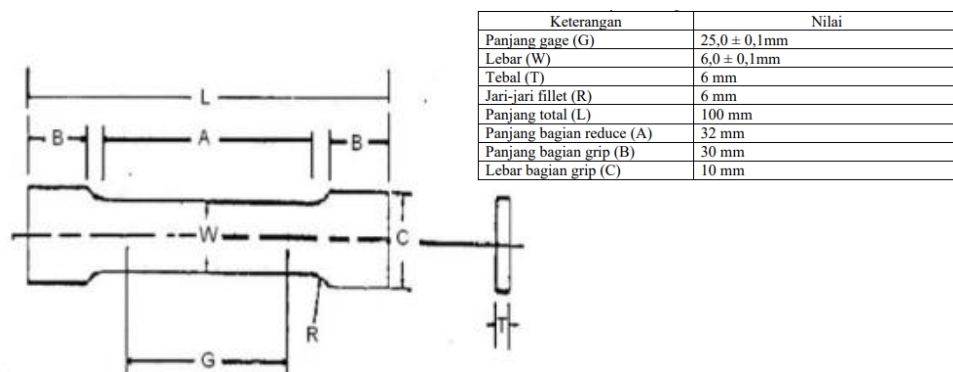
a. Uji Kekerasan

Pengujian kekerasan banyak dilakukan dibandingkan dengan pengujian mekanik yang lain karena tidak merusak, menggunakan indentasi yang kecil, pengujian yang mudah, sederhana dan biaya yang murah dan mudah mengkonversikan kekerasan dengan perhitungan menggunakan skala. Pengujian kekerasan dapat dikatakan homogen pada setiap bagian material yang diuji. Berdasarkan jenis indentasi yang digunakan pengujian kekerasan terdiri dari 3 metode yaitu *rockwell*, *brinell* dan *vickers*.

b. Uji tarik

Untuk mengetahui sifat mekanik logam maupun non logam salah satu pengujian yang digunakan adalah uji tarik. Uji tarik merupakan suatu metode yang digunakan untuk menguji kekuatan suatu bahan/material dengan cara memberikan beban gaya yang berlawanan arah.

Salah satu dari pengujian mekanik yang sangat sederhana, mendasar/fundamental, tidak mahal dan telah di standarisasi di seluruh dunia seperti di Jepang JIS 2241 dan di Amerika ASTM E 8 dan ASTM E 8M adalah pengujian tarik (*tensile test*) juga sering disebut sebagai tension test, dari pengujian ini dapat mengetahui kekuatan mulur, perpanjangan reduksi, dan modulus elastisitas dari suatu material. Umumnya uji mekanik material yang dilakukan bertujuan untuk mengukur kekuatan tarik (*tensile strength*) dari suatu bahan dan didaerah plastis (Mulyadi dkk, 2014). Skema standar uji tarik ASTM E8M dapat dilihat pada gambar 11 sebagai berikut.



Gambar 11. Skema standar uji tarik ASTM E8M.

O. Penelitian Sebelumnya

Magnesium berpotensi digunakan sebagai bahan implan sementara dikarenakan memiliki sifat biodegradasi. Selama berada di dalam tubuh, magnesium mengalami degradasi dan kelarutannya dapat diserap oleh tubuh dan yang tidak dibutuhkan oleh tubuh dapat diekskresikan ke luar tubuh melalui metabolisme tanpa membahayakan tubuh (biodegradasi) (Jakfar, 2016).

Magnesium memiliki sifat yang menjanjikan untuk digunakan sebagai bahan implan tulang yang biodegradable. Meskipun memiliki tingkat biodegradasi yang tinggi, namun, pelapisan permukaan dan strategi paduan Mg telah diterapkan untuk meningkatkan ketahanan korosi implan magnesium (Jasmawati *et al.*, 2015).

Hasil penelitian menunjukkan bahwa kejadian penyembuhan tulang pada fraktur dengan fiksasi penyembuhan paling tinggi pada kelompok usia 21 - 45 tahun. Beda halnya dengan usia tulang dibawah 21 tahun dimana terdapat lempeng pertumbuhan yang berbentuk tulang rawan dan membantu penyembuhan tulang tanpa bantuan operasi (Donsu, dkk 2021).

Pengujian yang dilakukan dengan cara merendam spesimen uji kedalam larutan SBF yang mana pengujian ini mensimulasikan keadaan cairan di sekitar lingkungan tulang *cortical (spongy bone)*. Metode pengujian yang dilakukan dengan cara memberikan aliran larutan SBF kepada material uji untuk melihat perilaku degradasi, yang mana pengujian ini mensimulasikan keadaan cairan di sekitar tulang *cancellous (compact bone)* (Saad *et al.*, 2016).

Walaupun penggunaan logam anti karat memiliki kelebihan karena dapat memberikan stabilitas yang maksimal. Namun secara klinis juga ditemukan beberapa kekurangannya, seperti diperlukan operasi kedua untuk pengambilan baut tulang yang telah diimplan. Penggunaan bahan tahan karat juga dapat

memberikan trauma kedua pada pasien dan adanya bekas lubang baut tulang, sehingga berpotensi timbulnya fraktur tulang lanjutan (Zhao *et al.*, 2009).

In vivo test yang dilakukan dengan cara material *implants* paduan AZ31 dibuat berbentuk batang berdiameter 1,5 mm dan panjang 20 mm dan dimasukkan ke dalam tulang paha marmot. Pengamatan dilakukan pada minggu ke 6 dan ke 18. Kesimpulan yang didapat bahwa tidak ada tanda-tanda penolakan pada tubuh marmot (*non-toxic*) terhadap paduan AZ31 dan terdegradasi sangat cepat (Witte *et al.*, 2005).

Konsep yang ingin diterapkan dalam implementasi produk biomaterial berbahan magnesium adalah mampu terdegradasi yang mana waktu degradasi dengan produk biomaterial adalah sesuai dengan proses penyembuhan fraktur tulang, dimana pada saat sempurnanya proses penyambungan tulang, dan saat yang sama baut tulang terdegradasi sehingga tidak diperlukan proses operasi kedua untuk pengangkatan *implant* (Sukmana dkk, 2016).

Pada tabel 8 berikut menunjukkan pengaruh lama waktu pengujian korosi aliran laminar terhadap sifat mekanik magnesium berpori yang dilakukan oleh Saad *et al.*, (2016).

Tabel 8. Pengaruh degradasi terhadap sifat mekanik magnesium berpori.

Waktu (jam)	Kekuatan Tarik (MPa)	Kekuatan luluh (MPa)	Modulus elastisitas (GPa)
24	102,5	53	1,4
48	77,5	46	1,4
72	62,3	35	1,4

Pada tabel 9 dan tabel 10 berikut menunjukkan perbandingan sifat mekanik antara tulang manusia dan logam serta nilai laju korosi yang diketahui pada penelitian sebelumnya.

Tabel 9. Perbandingan sifat mekanik tulang manusia dan logam.

Pustaka	Material	Kekuatan luluh (MPa)	Kekuatan Tarik (MPa)	Modulus elastisitas (GPa)	Elongasi (%)
Doblare (2004)	Tulang <i>cortical</i>	104,9 – 114,3	35 - 283	5 - 23	1,1 – 2
Kim (2003)	Tulang <i>concellous</i>	-	1,5 - 38	10 – 1570	-
Denkena <i>et al.</i> , (2011)	Magnesium	150 – 220	250 - 450	44	4
Witte <i>et al.</i> , (2008)	Titanium / Ti6Al4V	760 – 880	830 - 1025	116	10
Fajardo <i>et al.</i> , (2011)	<i>Stainless stell / 316L</i>	170 – 310	480 - 620	193	40

Tabel 10. Nilai laju korosi pada penelitian sebelumnya.

Pustaka	Metode	Jenis Magnesium	<i>Weight Loss</i> (mg)	Laju Korosi (mm/y)
Saad <i>et al.</i> , (2016)	Aliran laminar (SBF)	Magnesium berpori	2,3 – 3,3	4,9
Gu <i>et al.</i> , (2009)	Rendam (SBF)	Magnesium	0,04	0,84
Cheng <i>et al.</i> , (2016)	Rendam (DMEM)	Magnesium	0,73	1,53
Azzahra (2021)	Rendam (SBF)	Magnesium AZ31B	-	1,1

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

A. Waktu dan Tempat Penelitian

Adapun pelaksanaan penelitian analisa korosi model magnesium AZ31B pada medium larutan SBF untuk aplikasi implan tulang dimulai pada bulan November 2021 sampai dengan bulan Februari 2022. Penelitian ini dilakukan di beberapa tempat yaitu sebagai berikut:

- a. Mempersiapkan alat dan bahan yang digunakan untuk penelitian, proses pembentukan spesimen magnesium dan pengujian laju korosi dengan metode *weight loss* dilakukan di Bengkel Las Untung Soeropati dan Laboratorium Teknologi Produksi Universitas Lampung.
- b. Untuk pengambilan data uji kekerasan material, dan uji tarik dilakukan di Laboratorium Material Universitas Diponegoro dan Laboratorium Material Universitas Lampung.
- c. Pengamatan SEM-EDX dan OM pada sampel usai uji dilakukan di Laboratorium Batan, Serpong, Tangerang Selatan.

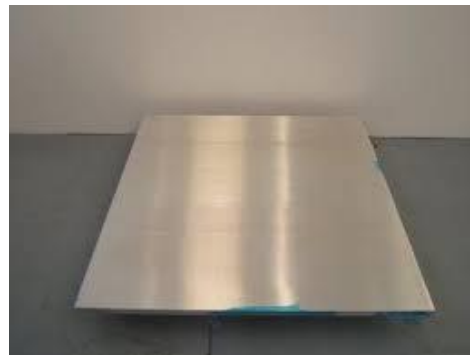
B. Alat dan Bahan Penelitian

Adapun alat dan bahan yang digunakan pada penelitian analisa korosi model magnesium AZ31B pada medium larutan SBF untuk aplikasi implan tulang sebagai berikut:

a. Alat dan Bahan Penelitian

1. Magnesium AZ31B

Bahan penelitian pada pengujian ini menggunakan material magnesium AZ31B dengan ketebalan 3 mm. Contoh material magnesium AZ31B yang didapatkan dari pasaran dapat dilihat pada gambar 12 sebagai berikut.



Gambar 12. Material magnesium AZ31B yang didapatkan dari pasaran.

2. *Pristaltic Pump*

Pristaltic Pump digunakan untuk memompa larutan SBF menuju spesimen uji. *Pristaltic pump* dapat dilihat pada gambar 13 sebagai berikut.



Gambar 13. *Pristaltic pump* 12V motor DC.

Spesifikasi peristaltic pump 12V motor DC dapat dilihat pada tabel 11 sebagai berikut.

Tabel 11. Spesifikasi *pristaltic pump* 12V motor DC.

Daftar Spesifikasi	
Nama	Pristaltic Pump
Material	Plastik ABS
Diameter Silikon Dalam	4,7 mm
Suhu Kerja	40 °C
Tegangan Motor	12V, DC
Arus Motor	300 mA
Laju Aliran	5 - 10 ml/menit
Berat	200g

3. *Simulation Body Fluid* (SBF)

Simulation Body Fluid atau SBF digunakan sebagai medium larutan untuk menguji laju korosi yang terjadi terhadap berbagai variasi

pengujian. *Simulation body fluid* (SBF) dapat dilihat pada gambar 14 sebagai berikut.



Gambar 14. Ringer laktat sebagai *Simulation Body Fluid* (SBF).

Spesifikasi kandungan ringer laktat setiap 500ml dapat dilihat pada tabel 12 sebagai berikut.

Tabel 12. Spesifikasi kandungan ringer laktat Setiap 500ml.

Daftar Spesifikasi	
<i>Sodium Lactate</i>	1.55 g
<i>Sodium Chloride</i>	3.0 g
<i>Potassium Chloride</i>	0.15 g
<i>Calcium Chloride</i>	0.1 g
<i>Water for injection</i>	500 ml
Osmolaritas	274 mOsm/l
Na ⁺	130.3 mEq/l
Cl ⁻	109.4 mEq/l
K ⁺	4 mEq/l
Ca ⁺⁺	2.7 mEq/l
<i>Lactate</i>	27.7mEq/l

4. SBF tank

SBF tank digunakan sebagai wadah larutan SBF yang mana digunakan selama pengujian berlangsung. Contoh wadah SBF dapat dilihat pada gambar 15 sebagai berikut.



Gambar 15. Wadah SBF digunakan untuk pengujian aliran laminar dan celup total.

Spesifikasi SBF tank sebagai wadah medium pengujian dapat dilihat pada tabel 13 sebagai berikut.

Tabel 13. Spesifikasi SBF tank sebagai wadah medium pengujian.

Daftar Spesifikasi Wadah Kotak	
Material	Plastik ABS
Panjang	14 cm
Lebar	6 cm
Tinggi	6 cm
Daya Tampung	500 ml
Daftar Spesifikasi Wadah Silinder	
Material	Plastik ABS
Diameter atas dan bawah	8,5 cm dan 6,5 cm
Tinggi	9 cm
Daya Tampung	250 ml

5. Timbangan Digital

Timbangan digital digunakan untuk mengetahui *weight loss* yang terjadi selama pengujian berlangsung. Timbangan digital dapat dilihat pada gambar 16 sebagai berikut.



Gambar 16. Timbangan digital.

Spesifikasi timbangan digital dapat dilihat pada tabel 14 sebagai berikut.

Tabel 14. Spesifikasi timbangan digital.

Daftar Spesifikasi	
Merk	MH-Series
Ketelitian	0,01 gr
Kapasitas Maksimal	500 gr
Berat	270 gr

6. Jangka Sorong (*Vernier Caliper*)

Jangka sorong digunakan untuk mengukur dimensi spesimen setelah dilakukan pemotongan untuk digunakan sebagai spesimen uji tarik maupun spesimen uji korosi dan digunakan untuk mengukur diameter lubang spesimen yang telah berbentuk kupon. Jangka sorong dapat dilihat pada gambar 17 sebagai berikut.



Gambar 17. Jangka sorong.

Spesifikasi jangka sorong dapat dilihat pada tabel 15 sebagai berikut.

Tabel 15. Spesifikasi jangka sorong.

Daftar Spesifikasi	
Merk	Mitutoyo
Ketelitian	0,001mm / 0,0005 in
Range	0 - 150 mm / 0 - 6 in
Akurasi	0,02 mm / 0,001 in
Berat	800 gr

7. *Hydraulic servopulser* Mesin *Landmark* MTS 100 kN

Mesin *Landmark* MTS 100 kN digunakan untuk uji tarik pada spesimen yang telah dibentuk sesuai standar. *Hydraulic servopulser* Mesin *Landmark* MTS 100 kN dapat dilihat pada gambar 18 sebagai berikut.



Gambar 18. *Hydraulic servopulser* mesin *landmark* MTS 100 kN.

8. Alat Uji Kekerasan *Rockwell* Manual MITECH MHR-150A.

Contoh alat uji kekerasan *rockwell* dapat dilihat pada gambar 19 sebagai berikut.



Gambar 19. Alat uji kekerasan *rockwell*.

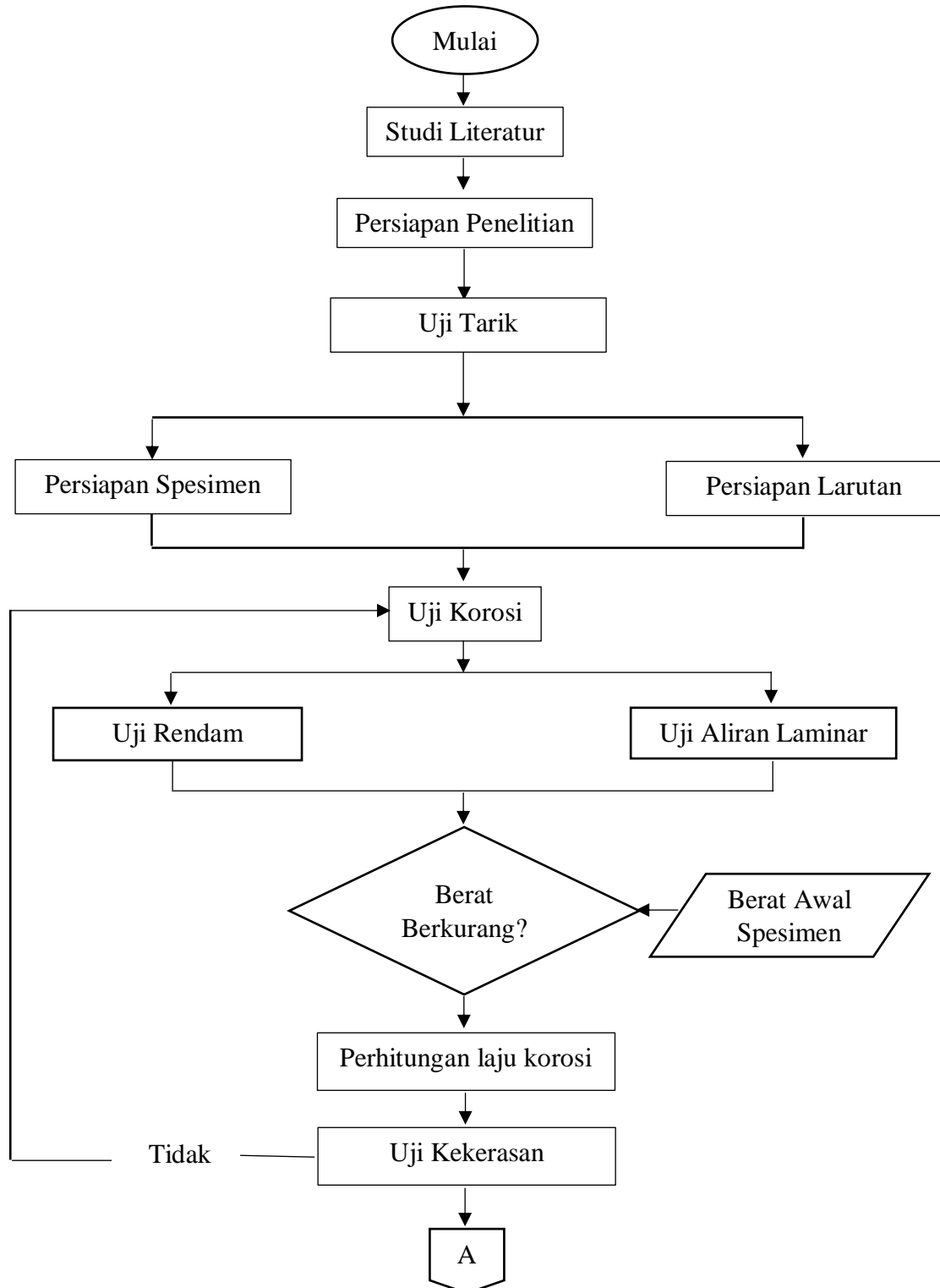
Spesifikasi alat uji kekerasan *rockwell* dapat dilihat pada tabel 16 sebagai berikut.

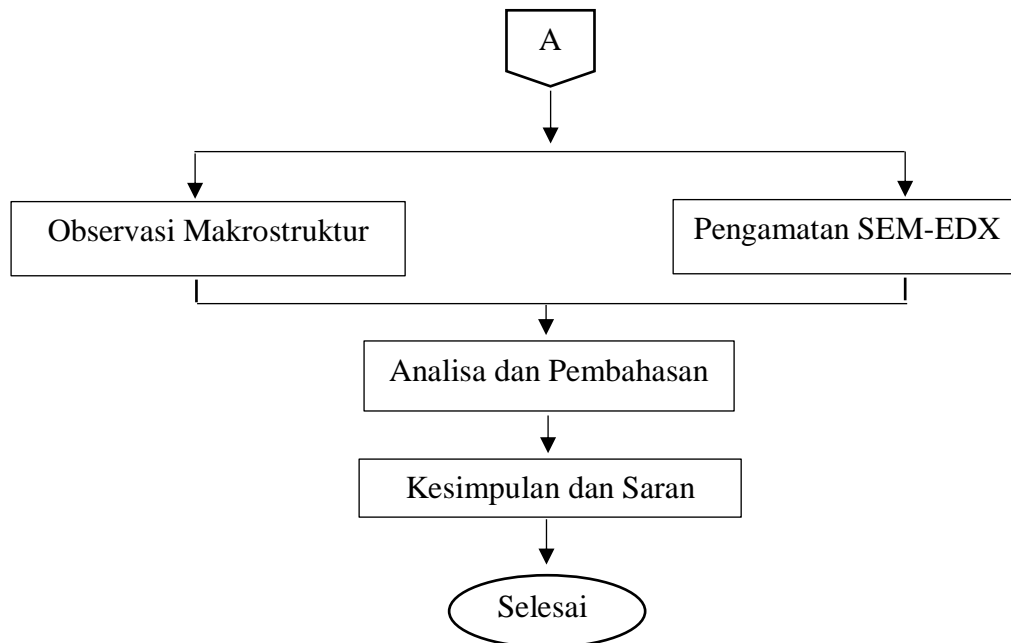
Tabel 16. Spesifikasi alat uji kekerasan *rockwell*.

Daftar Spesifikasi	
Awal Uji Kekuatan	98,07N \pm 2 %
Kekuatan Uji Total	588.4N, 980.7N, 1471N, \pm 1.0%
Cara Pengoperasian	Manual
Indentor	Berlian indentor rockwell tekanan indentor, bola baja indentasi 1.5875mm
Indikasi Kesalahan	0,1HR
Skala <i>Rockwell</i>	HRA, HRB, HRC
Tinggi Maksimum Spesimen	170 mm
Lebar Speseimen Maksimal	270 mm
Dimensi	467 mm x 238 mm x 630 mm

C. Diagram Alir Penelitian

Diagram alir Proses penelitian tugas akhir dapat dilihat pada gambar 20 diagram alir berikut:





Gambar 20. Diagram alir penelitian.

D. Pelaksanaan Penelitian

Pelaksanaan penelitian dilakukan untuk mendapatkan data hasil penelitian untuk beberapa parameter yang diperoleh berdasarkan hasil pengujian menggunakan beberapa metode uji. Parameter pada penelitian yang akan dilakukan yaitu ditunjukkan pada tabel dibawah ini. Dari tabel tersebut menjelaskan tentang hasil laju korosi yang akan dilakukan pada proses uji, dengan variasi uji rendam, dan uji aliran laminar. Untuk prosedur penelitian akan dijelaskan pada sub bab berikut.

E. Studi Literatur

Studi literatur dilakukan dengan mencari, mempelajari, serta memahami jurnal, buku-buku, dan laporan tugas akhir alumni baik dari institusi sendiri maupun dari institusi lain yang berkaitan dengan rumusan masalah, dasar teori dan

data– data yang digunakan dalam tugas akhir ini. Literatur-literatur tersebut juga digunakan sebagai acuan dalam pengerjaan tugas akhir ini.

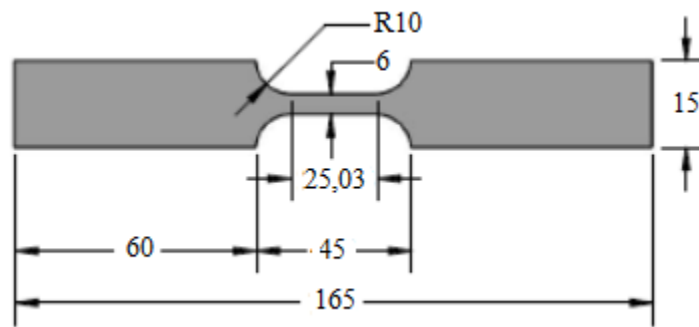
F. Persiapan Penelitian

Persiapan penelitian dilakukan dengan mempersiapkan prosedur kerja mengenai uji tarik dan uji kekerasan material magnesium AZ31B guna mendapatkan karakteristik sifat mekanik dari material tersebut. Dalam tahap ini juga dipersiapkan alat serta bahan yang dibutuhkan selama pengujian laju korosi berlangsung.

G. Uji Tarik

Pengujian tarik bertujuan untuk mengetahui tegangan, regangan, modulus elastisitas bahan dengan cara menarik spesimen sampai putus. Dasar yang digunakan untuk mengetahui kekuatan tarik dari suatu material adalah kurva tegangan - regangan. Dari pernyataan tersebut dapat diketahui bahwa komponen - komponen utama dari kekuatan tarik antara lain kekuatan tarik maksimum (*tensile strength*), tegangan luluh (σ_y), dan modulus elastisitas dari material (E).

- a. Dimensi Spesimen Uji Tarik Bentuk dan ukuran benda uji tarik berdasarkan standar ASTM E-8 (ASTM E8, 2001). Skema spesimen uji tarik dapat dilihat pada gambar 21 dan specimen yang telah selesai dibentuk dapat dilihat pada gambar 22 sebagai berikut.



Gambar 21. Spesimen uji Tarik.



Gambar 22. Spesimen uji tarik yang telah dibentuk.

- b. Sifat-sifat tarikannya dapat dihitung dengan rumus sebagai berikut (Parekke, 2017):

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad \dots\dots\dots (5)$$

Dimana:

σ = Tegangan (Kg/mm²)

F = Beban (kg)

A₀ = Luas penampang batang uji (mm²)

Regangan dapat dihitung dengan rumus:

$$\varepsilon = \frac{L-L_0}{L_0} \times 100\% \quad \dots\dots\dots(6)$$

Dimana:

ε = Regangan

L = Panjang mula dari batang uji

L_0 = Panjang batang uji yang dibebani

Modulus elastisitas (E) Merupakan ukuran kekakuan suatu material pada grafik tegangan-regangan. Modulus elastisitas tersebut dapat dihitung dari slope kemiringan garis elastik yang linier dengan rumus:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad \dots\dots\dots (7)$$

Dimana:

E = Modulus elastisitas (MPa),

σ = Tegangan Maksimum (KN/mm²),

ε = Regangan

Adapun gambar pengujian uji tarik pada gambar 23 berikut.



Gambar 23. Pengujian tarik spesimen magnesium AZ31B

Adapun data yang dihasilkan pada pengujian tarik ini adalah sebagai tabel 17 berikut:

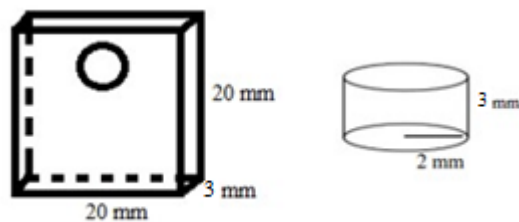
Tabel 17. Data hasil uji tarik

No.	Spesimen	Kekuatan Tarik (Mpa)	Modulus Elastisitas (Mpa)	Tegangan Luluh (Mpa)	Elongasi Total (%)
1	A1				
2	A2				
3	A3				
Rata – rata					

H. Persiapan Spesimen

Spesimen yang digunakan pada penelitian ini adalah magnesium AZ31B tahapan persiapan spesimen akan dijelaskan pada prosedur berikut:

- a. Pemotongan material, material magnesium yang digunakan untuk pengujian pada penelitian ini berbentuk plat dan terlebih dahulu dipotong menjadi segi empat dengan ukuran 20 mm x 20 mm x 3 mm.
- b. setelah itu spesimen yang telah berbentuk menjadi *coupon* dengan ukuran 20 mm x 3 mm x 20 mm untuk kemudian dibor dengan diameter 2 mm di bagian sisi tengah atas spesimen yang berfungsi sebagai tempat menggantung spesimen. Skema dimensi specimen dan lubang dapat dilihat pada gambar 24 sebagai berikut.



Gambar 24. Skema dimensi spesimen dan lubang.

- c. Pembersihan spesimen, pembersihan spesimen dapat dilakukan menggunakan *metal polish* agar sisa-sisa kotoran menghilang. Setelah dilakukan pemolesan spesimen, maka spesimen dilap terlebih dahulu hingga bersih agar pada saat dilakukan penimbangan berat awal tidak melakukan kesalahan karena adanya kandungan kotoran yang menempel atau poles yang tersisa pada permukaan spesimen. Spesimen yang sudah dibersihkan sehingga dapat digunakan untuk proses selanjutnya yaitu proses penimbangan berat awal spesimen. Contoh spesimen yang telah siap digunakan untuk pengujian dapat dilihat pada gambar 25 sebagai berikut.



Gambar 25. Spesimen yang telah siap untuk dilakukan pengujian.

- d. Penimbangan awal spesimen, spesimen yang sudah bersih kemudian ditimbang untuk data berat awal pada perhitungan *weight loss*. Penimbangan spesimen menggunakan alat timbangan digital. Setelah melakukan penimbangan berat, lebih baik spesimen di foto terlebih dahulu agar diketahui bentuk permukaan awal spesimen sebelum

mengalami proses korosi. Penimbangan berat awal specimen dapat dilihat pada gambar 26 sebagai berikut.



Gambar 26. Penimbangan berat awal spesimen.

I. Persiapan Larutan

Larutan yang dipakai untuk media korosi yaitu larutan *synthetic body fluid* (SBF) yang mana sering digunakan pada cairan infuse konvensional. Dalam pengujian rendam (*immersion test*) skala laboratorium, Berdasarkan ASTM G31, jumlah volume larutan untuk perendaman minimal adalah:

$$\text{Volume larutan} = (0.2 \text{ s/d } 0.4) \times \text{luas permukaan} \quad \dots\dots\dots(8)$$

Oleh karena itu, sebelumnya harus diketahui terlebih dahulu luas permukaan spesimen yang akan diuji dengan menggunakan persamaan sebagai berikut:

$$\begin{aligned} \text{Luas permukaan} = & (2 \times p \times l) + (2 \times p \times t) + (2 \times l \times t) - \\ & (2\pi r^2) + (t \times 2\pi r) \quad \dots\dots\dots(9) \end{aligned}$$

Keterangan:

p = panjang spesimen (mm)

l = lebar spesimen (mm)

t = tebal spesimen (mm)

r = jari-jari spesimen (mm)

Berdasarkan persamaan diatas maka dapat dihitung luas permukaan dan volume yang dibutuhkan sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 \text{Luas Permukaan} &= ((2 \times p \times l) + (2 \times p \times t) + (2 \times l \times t)) - (2\pi r^2) \\
 &\quad + (t \times 2\pi r) \\
 &= ((2 \times 20 \times 20) + (2 \times 20 \times 3) + (2 \times 20 \times 3)) \\
 &\quad (2\pi (22)) + (3 \times 2\pi 22) \\
 &= 1040 \text{ mm}^2 - 62.85 \text{ mm}^2 = 977.15 \text{ mm}^2
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Volume larutan} &= (0.2 \text{ s/d } 0.4) \times \text{luas permukaan} \\
 &= (0.2 \times 977.15) - (0.4 \times 977.15) \\
 &= 195.43 \text{ ml} - 390.86 \text{ ml}
 \end{aligned}$$

Setelah didapatkan hasil dari perhitungan tersebut maka sebelum menuangkan larutan ke SBF tank adalah menuangkan larutan SBF kedalam gelas ukur untuk mengukur banyaknya larutan yang akan digunakan sesuai standar sebagai medium pengujian korosi. Penuangan Larutan SBF kedalam gelas ukur 100 ml dapat dilihat pada gambar 27 sebagai berikut.



Gambar 27. Penuangan larutan SBF kedalam gelas ukur 100 ml.

J. Uji Laju Korosi

Pengujian laju korosi dilakukan menggunakan 2 metode uji yaitu uji rendam, dan uji aliran laminar. Yang mana prosedur dan parameter pada setiap pengujian akan dijelaskan sebagai berikut:

a. Uji Rendam

Immesrion test atau uji rendam material dilakukan dengan merendam material di dalam larutan SBF dengan parameter waktu selama 72 jam, 144 jam, dan 216 jam. Proses yang perlu dilakukan antara lain:

1. Siapkan alat dan bahan yang akan dibutuhkan.
2. Bersihkan sampel dengan *metal polish*.
3. Timbang material baku yang akan digunakan.
4. Tuangkan larutan SBF yang telah ditakar akan kedalam wadah uji rendam.
5. Setelah semua siap, masukan material yang telah digantung pada kayu kedalam wadah pengujian. Hasil pengujian uji rendam dapat dilihat pada gambar 28 sebagai berikut.



Gambar 28. Pengujian uji rendam.

6. Tunggu sesuai dengan variasi parameter yang telah ditentukan.
7. Setelah dilakukan proses pengujian, spesimen uji dapat diambil dari larutan kemudian dibersihkan.
8. Setelah spesimen dibersihkan, maka keringkan spesimen tersebut agar air yang ada dapat hilang.
9. Jika sudah kering, spesimen dapat ditimbang untuk mengetahui berat akhir spesimen setelah dilakukan pengujian korosi.

b. Uji Aliran Laminar

Uji aliran laminar dilakukan dengan laju aliran konstan sebesar 10 ml / menit, yang diatur menggunakan *pristaltic pump* dan variasi waktu yang digunakan 72, 144, dan 216 jam. Proses yang perlu dilakukan sebagai berikut:

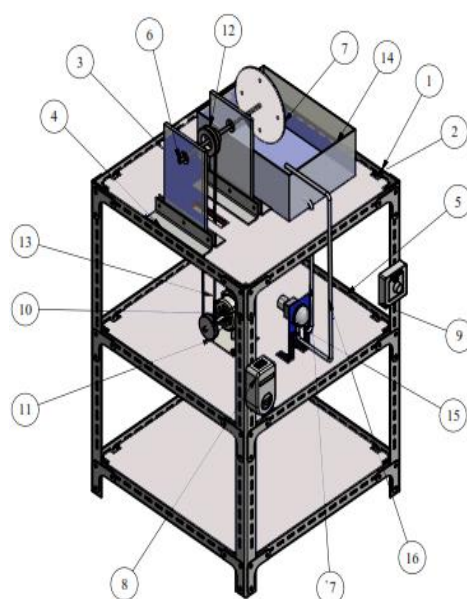
1. Siapkan alat dan bahan yang akan dibutuhkan.
2. Bersihkan sampel dengan *metal polish*.
3. Timbang material baku yang akan digunakan.
4. Tuangkan larutan SBF yang telah ditakar akan kedalam wadah uji rendam.
5. Nyalakan *pristaltic pump* dan *setting* sesuai dengan kecepatan aliran yang diinginkan.
6. Setelah semua siap, masukan material kedalam wadah pengujian.

Pengujian aliran laminar dapat dilihat pada gambar 29 sebaga berikut



Gambar 29. Pengujian aliran laminar

7. Tunggu sesuai dengan variasi parameter yang telah ditentukan.
8. Setelah dilakukan proses pengujian, spesimen uji dapat diambil dari wadah larutan kemudian dibersihkan.
9. Setelah spesimen dibersihkan, maka keringkan spesimen tersebut agar air yang ada dapat hilang.
10. Jika sudah kering, spesimen dapat ditimbang untuk mengetahui berat akhir spesimen setelah dilakukan pengujian korosi. Model alat uji korosi aliran laminar dapat dilihat pada gambar 30 sebagai berikut.



PARTS LIST	
ITEM	PART NUMBER
1	Rangka
2	Papan
3	Dudukan Poros Atas
4	Besi Penahan Dudukan
5	Papan Acrylic
6	Driven Shaft
7	Pulley Penahan Spesimen
8	Trafo
9	Dimmer
10	Dinamo
11	Drive Pulley
12	Driven Pulley
13	V-belt
14	Penampung Fluida
15	PUMP
16	Hose in
7	Hose out

Gambar 30. Model alat uji korosi aliran laminar.

K. Pembersihan Spesimen

Setelah dilakukan proses pengujian korosi, maka dilakukan proses pembersihan spesimen dengan menggunakan sikat dan dibilas menggunakan larutan SBF. Hal ini perlu dilakukan agar kotoran akibat proses uji dapat dihilangkan sehingga berat sampel usai uji dapat didapatkan. Setelah dibersihkan, maka spesimen dikeringkan terlebih dahulu menggunakan pengering rambut agar pada tahap penimbangan tidak ada penambahan berat akibat adanya kandungan larutan yang ada pada spesimen.

L. Penimbangan Berat Usai Uji

Setelah spesimen dibersihkan dan dikeringkan, maka dapat dilakukan penimbangan berat spesimen usai dilakukan pengujian. Penimbangan berat diakhir usai pengujian perlu dilakukan agar diketahui berapa berat yang hilang saat proses pengujian korosi berlangsung. Penimbangan berat menggunakan timbangan digital.

M. Analisa Berat

Pada tahap ini dilakukan analisa terhadap hasil dari dua jenis penimbangan yang telah dilakukan. Dua jenis penimbangan yang dimaksud yaitu penimbangan awal sebelum dilakukan uji korosi dan penimbangan akhir setelah dilakukan proses pengujian korosi. Analisa yang dilakukan yakni membandingkan apakah berat spesimen mengalami penurunan, tetap, atau bertambah karena beberapa faktor tertentu. Jika berat spesimen mengalami penurunan maka dapat dilakukan proses selanjutnya yakni proses perhitungan laju korosi. Namun, apabila tidak terjadi penurunan atau terjadi penambahan berat maka sebaiknya dilakukan proses penimbangan ulang, jika dirasa ada yang salah dalam proses penimbangan atau dilakukan proses pengujian ulang jika memang perlu dilakukan.

N. Perhitungan Laju Korosi

Setelah dilakukan proses perendaman spesimen ke dalam larutan lalu dibersihkan. Proses pengambilan hasil uji dapat dilakukan dengan menimbang berat akhir spesimen. Setelah itu, dilakukan perhitungan laju korosi dengan menggunakan metode kehilangan berat atau metode *weight loss*. Rumus perhitungan laju korosi dengan menggunakan metode kehilangan berat atau *weight loss* sesuai dengan ASTM G31 yakni:

$$\text{Laju Korosi} = \frac{KW}{DAT} \dots\dots\dots (10)$$

Keterangan:

Laju Korosi (mm/y)

$K =$ Konstanta laju korosi ($8,76 \times 10^4$)

$W =$ Massa yang hilang (g)

$D =$ Luas permukaan spesimen (cm²)

$A =$ Waktu perendaman (jam)

$T =$ Densitas spesimen (g/cm³)

setelah dilakukan perhitungan laju korosi dan didapatkan data hasil pada setiap metode pengujian dan variasinya maka untuk memudahkan pembahasan data uji korosi rendam yang didapat dapat dilihat pada tabel 18 berikut:

Tabel 18. Data hasil perhitungan uji rendam.

Spesimen	Berat awal (gr)	Berat akhir (gr)	Selisih berat (gr)	Lama uji (jam)	Luas area (cm ²)	Laju korosi (mpy)	Jenis Korosi	Rata-rata laju korosi (mpy)
A1								
A2								
A3								
B1								
B2								
B3								
C1								
C2								
C3								

Data hasil perhitungan uji aliran laminar pada tabel 19 sebagai berikut.

Tabel 19. Data hasil perhitungan uji aliran laminar.

Spesimen	Berat awal (gr)	Berat akhir (gr)	Selisih berat (gr)	Lama uji (jam)	Luas area (cm ²)	Laju korosi (mpy)	Jenis Korosi	Rata-rata laju korosi (mpy)
A1								
A2								
A3								
B1								
B2								
B3								
C1								
C2								
C3								

O. Uji Kekerasan *Rockwell*

Pengujian *rockwell* merupakan proses pembentukan lekukan pada permukaan logam memakai indentor atau penetrator yang ditekan dengan beban tertentu. Pada pengujian *rockwell* angka kekerasan yang ditunjukkan merupakan kombinasi antara beban dan indentor yang dipakai, maka perlu diberikan awalan huruf pada angka kekerasan yang menunjukkan kombinasi beban dan penumbuk tertentu untuk skala beban yang digunakan, skala yang sering digunakan adalah A dengan beban 60 kgf, B beban 100 kgf, dan C beban 150 kgf. Pada pengujian kekerasan bahan dengan metode *rockwell*, kedalaman penetrasi permanen yang dihasilkan dari penerapan dan pelepasan beban utama dipakai untuk menentukan angka kekerasan *rockwell*, dapat dilihat pada persamaan berikut (Callister, 2007):

$$HR = E - e \quad \dots\dots\dots (11)$$

Di mana:

E = konstanta dengan nilai 100 untuk indentor intan dan 130 untuk indentor bola.

e = kedalaman penetrasi permanen karena beban utama (F1) diukur dengan satuan 0,002 mm. Jadi, $e = h/0,002$.

setelah dilakukan pengujian kekerasan, untuk memudahkan pembahasan terhadap hasil nilai kekerasan yang didapat, maka hasil pengujian dapat dilihat pada tabel 20 dibawah sebagai berikut.

Tabel 20. Data hasil uji kekerasan *rockwell*

No	Spesimen	HRB			Rata-rata
		1	2	3	
1	Raw				
2	Rendam				
3	Aliran				

P. Observasi Makrostruktur

Observasi makrostruktur dilakukan untuk mempelajari jenis korosi yang terjadi pada permukaan spesimen selama pengujian korosi berlangsung, pengamatan ini dilakukan sesudah pengujian korosi berlangsung, pengamatan dilakukan pada masing – masing variabel sampel. Observasi makrostruktur dilakukan menggunakan Optical Microscopy (OM). Semua data dari hasil OM digunakan untuk mengidentifikasi perilaku korosi yang terjadi pada permukaan sampel uji magnesium AZ31B.

Q. Pengamatan SEM-EDX

Pengamatan SEM (*Scanning Electron Microscopy*) dan EDX (*Energy Dispersive X-ray*) digunakan untuk mengetahui komposisi yang terkandung pada hasil oksidasi pada permukaan magnesium AZ31B yang terjadi pada uji rendam.

R. Analisa dan Pembahasan

Menganalisa hasil yang didapat dari pengujian ataupun pengamatan baik data kuantitatif maupun kualitatif terhadap pengujian yang telah dilakukan. Analisa laju korosi dilakukan dengan membandingkan hasil korosi pada material magnesium AZ31B berdasarkan hasil pengambilan data

perhitungan. Setelah itu dilakukan perbandingan hasil korosi terhadap metode uji korosi yang telah divariasikan serta membandingkan bentuk korosi yang terjadi pada setiap variasi pengujian.

S. Kesimpulan dan Saran

Menyimpulkan hasil dan analisa yang didapat dari proses uji laju korosi. Menuliskan saran terhadap percobaan yang telah dilakukan guna memberikan saran yang mungkin dapat digunakan dalam perbaikan di percobaan berikutnya dan memberikan saran ide untuk penelitian lebih lanjut.

BAB V

SIMPULAN DAN SARAN

A. Simpulan

Hasil pengujian korosi pada magnesium AZ31B dengan metode uji rendam dan uji aliran laminar standar ASTM G31 dengan variasi waktu 72, 144, 216 jam dapat disimpulkan sebagai berikut:

1. Jenis korosi pada uji rendam adalah korosi seragam dan pada aliran laminar adalah korosi erosi. Fluida yang bergerak menjadi faktor perbedaan jenis korosi yang terjadi pada pengujian ini.
2. Pengujian korosi metode uji rendam didapati hasil laju korosi rata-rata sebesar 0.948 mm/y dan *weight loss* yang didapatkan pada variasi waktu pengujian 72, 144, dan 216 jam adalah 0.013, 0.026, dan 0.04 gr.
Pengujian aliran laminar pada laju aliran 10 ml/menit didapatkan laju korosi rata-rata 1.63 mm/y dan *weight loss* pada variasi waktu pengujian 72, 144, dan 216 jam adalah 0.023, 0.046, dan 0.073 gr.
3. Nilai kekerasan yang didapatkan menggunakan metode *rockwell* skala B pada pengujian ini antara spesimen *raw*, rendam, dan aliran laminar sebesar 102.3, 99.3, dan 106.3 HRB
4. Pengamatan SEM-EDX didapati komposisi pada endapan putih pada permukaan uji korosi metode rendam sebagaimana produk oksidasi yang dihasilkan spesimen uji rendam menunjukkan kalsium (Ca) adalah *count* paling dominan, dengan jumlah *count* 870 dan presentase massa paling dominan yaitu klorit 16.65, oksigen 55.17, dan kalsium 27.63 %.

B. Saran

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, untuk mendukung penelitian selanjutnya adapun saran yang dapat diberikan sebagai berikut:

1. Pengujian tarik dilakukan dengan variasi pada spesimen uji yang telah terkorosi agar dapat melihat nilai *ultimate tensile strength*, tegangan luluh, dan modulus elastis antara raw material dan spesimen terkorosi.
2. Menjadikan pH larutan dan kecepatan fluida sebagai variabel pengujian, karena korosi berhubungan erat dengan kondisi pH suatu larutan pengkorosi dan kecepatan fluida mempengaruhi korosi yang terjadi.

DAFTAR PUSTAKA

- Abdulmalik, S. S. (2012). Effect of Zinc Addition on the Properties of Magnesium Alloys (Doctoral dissertation, University Technology Malaysia).
- Ashadi, H. W., Sulistyoweni, W., & Gusniani, I. (2002). Pengaruh unsur–unsur kimia korosif terhadap laju korosi tulangan beton: II. Di dalam lumpur rawa. *Makara Journal of Technology*, 6(2), 146905.
- ASTM, E. 8. (2001). Standard test methods for tension testing of metallic materials. *Annual book of ASTM standards*. ASTM.
- Ayu, G. A., Rahmayanti, D., & Nindy, E.M. (2015). Perhitungan Laju Korosi di dalam Larutan air Laut dan Air Garam 3% Pada Paku dan Besi ASTM A36. *Gravity: Jurnal Ilmiah Penelitian dan Pembelajaran Fisika*, 1(1).
- Azzahra, N. G. (2021). Analisis Komposisi Massa Hydroxyapatite Dan Tricalcium Phospate Pada Proses Plasma Electrolytic Oxidation Terhadap Morfologi Dan Laju Degredasi Paduan Mg AZ31B Untuk Aplikasi Biodegradable Implant (Doctoral dissertation, Institut Teknologi Sepuluh Nopember).
- Budi, U. (2009). Jenis Korosi Dan Penanggulangannya. *Kapal*, vol, 6.
- Callister Jr, William D. Jr. (2007). *Material Science and Engineering an Introduction-7th Edition*. New Jersey: John Wiley and Sons. 1-720 Page.
- Cheng, M. Q., Wahafu, T., Jiang, G. F., Liu, W., Qiao, Y. Q., Peng, X. C., ... & Liu, X. Y. (2016). A novel open-porous magnesium scaffold with controllable microstructures and properties for bone regeneration. *Scientific reports*, 6(1), 1-14.

- Denkena, B., Lucas, A., Thorey, F., Waizy, H., Angrisani, N., & Meyer-Lindenberg, A. (2011). Biocompatible magnesium alloys as degradable implant materials-Machining induced surface and subsurface properties and implant performance. In *Special issues on magnesium alloys*. IntechOpen.
- Doblare M., 2004, Modelling bone tissue fracture and healing: a review, *Engineering Fracture Mechanics* 71, 1809–1840.
- Donsu, M. B., Lengkong, A. C., & Rawung, R. B. (2021). Gambaran Penyembuhan Tulang Sekunder pada Fraktur dengan Anatomical Reduction Fixation Tipe Plate and Screw di RSUP Prof. Dr. RD Kandou Periode 2019–2020. *e-CliniC*, 9(1).
- Fajardo, S., Bastidas, D. M., Criado, M., Romero, M., & Bastidas, J. M. (2011). Corrosion behaviour of a new low-nickel stainless steel in saturated calcium hydroxide solution. *Construction and Building Materials*, 25(11), 4190-4196
- Gu, X., Zheng, Y., Cheng, Y., Zhong, S., & Xi, T. (2009). In vitro corrosion and biocompatibility of binary magnesium alloys. *Biomaterials*, 30(4), 484-498.
- Hakim, A. A. (2011). Pengaruh Inhibitor Korosi Berbasis Sunyawa Fenolik untuk Proteksi Pipa Baja Karbon pada Lingkungan 0.5, 1.5, 2.5, 3.5% NaCl yang Mengandung Gas CO₂. Universitas Indonesia, Depok.
- Harmanto, S., Supriyadi, A., & Wattimena, R. M. (2016). Pengaruh Temperatur Cetakan Logam Terhadap Kekerasan Pada Bahan Aluminium Bekas. *Jurnal Rekayasa Mesin*, 11(2), 51-55.
- Jakfar, S. (2016). Logam Paduan Magnesium Sebagai Implan Biodegradasi. *Dentika: Dental Journal*, 19(1), 89-92.
- Jasmawati, N., Djuansjah, J. R., Kadir, M. R. A., & Sukmana, I. (2015). Porous magnesium scaffolds for bone implant applications: a review. In *Advanced Materials Research* (Vol. 1125, pp. 437-440). Trans Tech Publications Ltd.

- Jia, G., Zhou, M., Huang, Y., Chen, C., Jin, L., Wu, Q., ... & Zeng, H. (2021). Effects of dynamic flow rates on degradation deposition behavior of Mg scaffold. *Journal of Magnesium and Alloys*.
- Kalfas, I. H. (2001). Principles of bone healing. *Neurosurgical focus*, 10(4), 1-4.
- Kim, S. (2003). Flame retardancy and smoke suppression of magnesium hydroxide filled polyethylene. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, 41(9), 936-944.
- Luo A., 2013, Magnesium casting technology for structural applications, *Journal of Magnesium and Alloys* 1, 2-22.
- Mohammed, S. J., & Mahdi, S. M. (2018). Fatigue Behavior of Heat Treated AZ31 Magnesium Alloy. *European Journal of Engineering and Technology Research*, 3(2), 31-34.
- Moore, K. L., & Agur, A. M. (2002). *Anatomi klinis dasar. Jakarta: Hipokrates, 201.*
- Mulyadi, M., Mardiana, M., & Yahya, Y. (2014). Pengaruh Radius Pembengkokkan Baja Tulangan Ber Ulir Ti Diameter 13 Mm Terhadap Kekuatan Tarik. *Austenit*, 6(2).
- Parekke, S. (2017). Pengaruh Variasi Arus Pada Pengelasan Smaw Dan Gtaw Terhadap Sifat Mekanis Dan Fisis Pada Logam Berbeda Baja Karbon Sedang Dengan Baja Tahan Karat Austenit. *Dinamika: Jurnal Ilmiah Teknik Mesin*, 9(1), 12-19.
- Ramdan, M., & Sukmana, I. (2014). Three-Dimensional Dynamic Bioreactor Culture System Supports the Angiogenesis Directional of Human Umbilical Vein Endothelial Cells. *Advanced Science, Engineering and Medicine*, 6(1), 97-99.
- Rimondini, L., Nicoli-Aldini, N., Fini, M., Guzzardella, G., Tschon, M., & Giardino, R. (2005). In vivo experimental study on bone regeneration in critical bone defects using an injectable biodegradable PLA/PGA copolymer. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 99(2), 148-154.

- Saad, A. P. M., Jasmawati, N., Harun, M. N., Kadir, M. R. A., Nur, H., Hermawan, H., & Syahrom, A. (2016). Dynamic degradation of porous magnesium under a simulated environment of human cancellous bone. *Corrosion Science*, *112*, 495-506.
- Salman, S., Cal, B., Gunduz, O., Agathopoulos, S., & Oktar, F. N. (2007). The influence of bond-coating on plasma sprayed alumina-titania, doped with biologically derived hydroxyapatite, on stainless steel. *Virtual and Rapid Manufacturing: Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping*, *600*, 289.
- Sukmana, I. (2017). Ilmu dan Teknologi Biomaterial. *Edisi Pertama. Teknosain: Yogyakarta*.
- Sukmana, I., Hermanto, A., Burhanuddin, Y., & No, S. B. (2016, October). Aplikasi Logam Magnesium dan Paduannya Sebagai Material Baut Tulang Mampu Luruh. In *Prosiding Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin Ke-15 Bandung 5-6 Oktober 2016* (Vol. 15, No. MT-034, pp. 727-732). BKSTM Indonesia dan ITB.
- Sukmana, I., Savetlana, S., Hermanto, A., Burhanuddin, Y., & Jasmawati, N. (2016). A Review on Magnesium-based Materials for Bone Applications.
- Sukmana, I., Yanuar, B., & MA, W. (2020). Fabricating and Testing of Porous Magnesium Through Powder Metallurgy Technique using TWSH (Titanium Wire Space Holder) for Biodegradable Bone Scaffold Material. *Journal of Engineering and Scientific Research (JESR)*, *1*(2), 78-83.
- Takadama, H., & Kokubo, T. (2008). In vitro evaluation of bone bioactivity. In *Bioceramics and their clinical applications* (pp. 165-182). Woodhead Publishing.
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. H. (2011). Principles of anatomy and physiology, 2000. *Hoboken: John Wiley & Sons Google Scholar*.
- Wahyu Lailil, F. (2014). Pengaruh Distribusi Panas Pengelasan Berdasarkan Variasi Desain Sambungan Las Terhadap Nilai Kekerasan Dan Struktur Mikro Logam Bimetal Al/Fe Sebagai Alternatif Dissimilar Metal Welding (Doctoral Dissertation, Politeknik Perkapalan Negeri Surabaya).

- Waksman, R. O. N., Pakala, R., Baffour, R., Seabron, R., Hellinga, D., & Tio, F. O. (2008). Short-term effects of biocorrosible iron stents in porcine coronary arteries. *Journal of interventional cardiology*, 21(1), 15-20.
- Witte, F., Hort, N., Vogt, C., Cohen, S., Kainer, K. U., Willumeit, R., & Feyerabend, F. (2008). Degradable biomaterials based on magnesium corrosion. *Current opinion in solid state and materials science*, 12(5-6), 63-72.
- Witte, F., Kaese, V., Haferkamp, H., Switzer, E., Meyer-Lindenberg, A., Wirth, C. J., & Windhagen, H. (2005). In vivo corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response. *Biomaterials*, 26(17), 3557-3563.
- Zhao J.; Zhiyuan Z., Shaoyi W., Xiaojuan S., Xiuli Z., Chen J., Kaplan D., Jiang X., 2009, Apatite-Coated Silk Fibroin Scaffolds to Healing Mandibular Border Defect in Canines, *Bone* 45, 517-527.