

TUGAS AKHIR – TL184834

**ANALISIS PENGARUH KADAR ZnO DAN MgO DALAM
PLA/HAp/ZnO/MgO TERHADAP SIFAT MEKANIK,
MORFOLOGI, DAN BIODEGRADASI *BONE SCREW***

MUHAMMAD MAKAARIM RAHMAN BARAHIMA
NRP. 0251184000080

Dosen Pembimbing
Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng
NIP. 19760528 200212 1003
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.
NIP. 19870707 201803 2001

Program Studi Teknik Material
Departemen Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2022



TUGAS AKHIR – TL184834

**ANALISIS PENGARUH KADAR ZnO DAN MgO DALAM
PLA/HAp/ZnO/MgO TERHADAP SIFAT MEKANIK,
MORFOLOGI, DAN BIODEGRADASI BONE SCREW**

Muhammad Makaarim Rahman Barahima
NRP. 0251184000080

Dosen Pembimbing
Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng
NIP. 19760528 200212 1003
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.
NIP. 19870707 201803 2001

Program Studi Teknik Material
Departemen Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2022

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT – TL184834

**ANALYSIS OF THE EFFECT OF ZnO AND MgO LEVELS IN
PLA/HAp/ZnO/MgO ON MECHANICAL PROPERTIES,
MORPHOLOGY, AND BIODEGRADATION OF BONE
SCREW**

Muhammad Makaarim Rahman Barahima
NRP. 02511840000080

Advisor

Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng

NIP. 19760528 200212 1003

Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

NIP. 19870707 201803 2001

Study Program of Materials Engineering

Departement of Materials and Metallurgical Engineering

Faculty of Industrial Technology and Systems Engineering

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2022

(This page is intentionally blank)

LEMBAR PENGESAHAN

ANALISIS PENGARUH KADAR MgO DALAM PLA/HAp/ZnO/MgO TERHADAP SIFAT MEKANIK, MORFOLOGI, DAN BIODEGRADASI *BONE SCREW*

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program Studi S-1 Teknik Material Departemen Teknik Material dan Metalurgi Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh : **MUHAMMAD MAKAARIM RAHMAN BARAHIMA**
NRP. 0251184000080

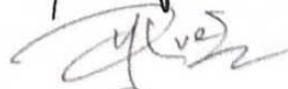
Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng



Pembimbing

2. Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.



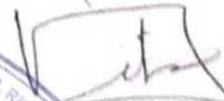
Ko-Pembimbing

3. Hariyati Purwaningsih S. Si., M. Si.



Penguji

4. Vania Mitha Pratiwi S. T., M. T.



Penguji



Juli, 2022

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

APPROVAL SHEET

ANALYSIS OF THE EFFECT OF MgO LEVELS IN PLA/HAp/ZnO/MgO ON MECHANICAL PROPERTIES, MORPHOLOGY, AND BIODEGRADATION OF BONE SCREW

FINAL PROJECT

Submitted to fulfill one of the requirements
for obtaining a degree of bachelor of engineering at
Undergraduate Study Program of Materials Engineering
Departement of Materials and Metallurgical Engineering
Faculty of Industrial Technology and Systems Engineering
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

By : **MUHAMMAD MAKAARIM RAHMAN BARAHIMA**
NRP. 0251184000080

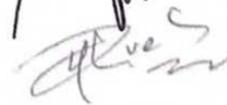
Approved by Final Project Examiner Team :

1. Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng



Advisor

2. Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.



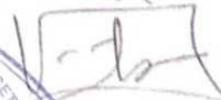
Co-Advisor

3. Hariyati Purwaningsih S. Si., M. Si.



Examiner

4. Vania Mitha Pratiwi S. T., M. T.



Examiner



SURABAYA
July, 2022

(This page is intentionally blank)

PERNYATAAN ORISINALITAS

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama mahasiswa/NRP : Muhammad Makaarim Rahman Barahima/
0251184000080
Departemen : Teknik Material dan Metalurgi
Dosen Pembimbing/NIP : Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng/
19760528 200212 1003
Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc./ 19870707 201803 2001

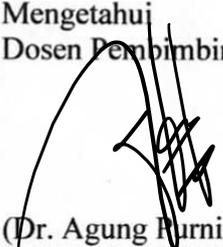
Dengan ini menyatakan bahwa Tugas Akhir dengan judul “Analisis Pengaruh Kadar ZnO Dan MgO Dalam PLA/HAp/ZnO/MgO Terhadap Sifat Mekanik, Morfologi, Dan Biodegradasi *Bone Screw*” adalah hasil karya sendiri, bersifat orisinal, dan ditulis dengan mengikuti kaidah penulisan ilmiah.

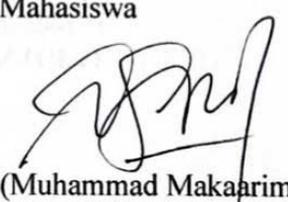
Bilamana di kemudian hari ditemukan ketidaksesuaian dengan pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai dengan ketentuan yang berlaku di Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, 18 Juli 2022

Mengetahui
Dosen Pembimbing

Mahasiswa


(Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng)
NIP. 19760528 200212 1003


(Muhammad Makaarim Rahman Barahima)
NRP. 0251184000080

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

STATEMENT OF ORIGINALITY

The undersigned below:

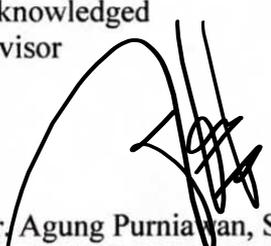
Name of student/NRP : Muhammad Makaanim Rahman Barahima/ 02511840000080
Departement : Materials and Metallurgical Engineering
Advisor/NIP : Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng/
19760528 200212 1003
Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc./ 19870707 201803 2001

Hereby declare that the Final Project with the title of "Analysis f The Effect Of ZnO And MgO Levels In PLA/HAp/ZnO/MgO On Mechanical Properties, Morphology, And Biodegradation Of Bone Screw" is the result of my own work, is original, and is written by following the rules of scientific writing..

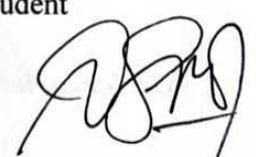
If in the future there is a discrepancy with this statement, then I am willing to accept sanctions in accordance with the provisions that apply at Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, 18 July 2022

Acknowledged
Advisor


(Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng)
NIP. 19760528 200212 1003

Student


(Muhammad Makaanim Rahman Barahima)
NRP. 02511840000080

(This page is intentionally blank)

ANALISIS PENGARUH KADAR ZnO DAN MgO DALAM PLA/HAp/ZnO/MgO TERHADAP SIFAT MEKANIK, MORFOLOGI, DAN BIODEGRADASI BONE SCREW

Student Name / NRP : Muhammad Makaarim Rahman Barahima/ 0251184000080
Departemen : Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS
Dosen Pembimbing : Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng
Dosen Pembimbing 2 : Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.

Abstrak

Biodegradable bone screw telah digunakan secara umum pada fiksasi tulang internal modern yang berfungsi untuk menyelaraskan fragmen tulang sepanjang penyembuhan. *Bone screw* terbuat dari material komposit yang tersusun dari biopolimer dan biokeramik yang memiliki sifat biokompatibel dan osteokonduktif. Penelitian ini menggunakan *Poly(Lactic Acid)*, Hidroksiapatit, Seng Oksida, dan Magnesium Oksida sebagai komponen komposit dengan rasio yang bervariasi untuk mengetahui pengaruh dari penambahan material aditif terhadap morfologi, sifat mekanik, dan kemampuan degradasi material. Rasio antara komposisi matriks dan *filler* komposit adalah 90:10. Kemudian komposisi penguat terdiri dari 5% HAp dan variasi ZnO/MgO (%) sebesar 0,5/4,5; 1/4; 1,5/3,5; 2/3; dan 2,5/2,5. Hasil komposit yang terbentuk kemudian disolidifikasi dan dihaluskan menggunakan *chopper* hingga menjadi serbuk. Kemudian material serbuk tersebut dimasukkan ke dalam molding untuk dilelehkan menggunakan oven dengan temperatur 150°C selama 60 menit. Hasil komposit dikarakterisasi menggunakan SEM/EDX untuk mengetahui pengaruh material aditif terhadap morfologi, pada saat penambahan ZnO dan MgO kepada komposit terlihat bahwa material aditif ini tersebar merata pada permukaan komposit. Untuk mengkarakterisasi kekuatan kompresi komposit diuji menggunakan *universal testing machine*, hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa semua material aditif dapat meningkatkan kekuatan kompresi dengan penambahan 5%wt HAp, 0,5%wt ZnO, dan 4,5%wt MgO dapat meningkatkan kekuatan kompresi menjadi 10,14 MPa sesuai dengan kriteria kekuatan kompresi pada tulang kancellus. Untuk melihat pengaruh material aditif terhadap kemampuan degradasi material, komposit direndam dalam larutan SBF selama 7, 14, dan 21 hari lalu dihitung *weight loss* yang terjadi, hasil penelitian menunjukkan dengan penambahan ZnO dapat meningkatkan kemampuan degradasi PLA dan rasio dengan komposisi material aditif yang paling optimal untuk meningkatkan kemampuan degradasi adalah dengan penambahan 5%wt HAp 2%wt ZnO dan 3%wt MgO dengan *degradation time* selama 14 bulan.

Kata Kunci: *Bone Screw, Sifat Mekanik, Biodegradable*

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

ANALYSIS OF THE EFFECT OF ZnO AND MgO LEVELS IN PLA/HAp/ZnO/MgO ON MECHANICAL PROPERTIES, MORPHOLOGY, AND BIODEGRADATION OF BONE SCREW

Student Name / NRP : Muhammad Makaarim Rahman Barahima/ 0251184000080
Departement : Teknik Material dan Metalurgi FTIRS-ITS
Advisor : Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng
Co-Advisor : Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc.

Abstract

Biodegradable bone screws have been commonly used in modern internal bone fixation to align bone fragments during healing. The bone screw is made using composite materials composed of biopolymers and bioceramics which have biocompatible and osteoconductive properties. This study used Poly(Lactic Acid), Hydroxyapatite, Zinc Oxide, and Magnesium Oxide as composite components with varying ratios to determine the effect of adding additives to the morphology, mechanical properties, and degradation ability of the material. The ratio between the matrix composition and filler composite is 90:10. Then the reinforcing composition consisted of 5% HAp and variations of ZnO/MgO (%) of 0.5/4.5; 1/4; 1.5/3.5; 2/3; and 2.5/2.5. The resulting composite was then solidified and mashed using a chopper to become powder. Then the powder material is put into the molding to be melted using an oven at a temperature of 150°C for 60 minutes. The mixed results were characterized using SEM/EDX to determine the effect of the additive material on the morphology, when adding MgO to the composite it was seen that this additive material affected the surface roughness of the composite. To characterize the compression strength of composites tested using a universal testing machine, the results of this study indicate that all additive materials can increase the compression strength by the ratio with the most optimal additive material composition is the addition of 5% wt HAp, 0.5 % wt ZnO, and 4.5% wt MgO with a compression strength value of 10.14 MPa according to the compression strength criteria in cancellous bone. To see the effect of additives on the material's degradation ability, the composite was immersed in SBF solution for 7, 14, and 21 days and the weight loss was calculated. The results showed that adding ZnO could increase the PLA's degradation ability and the ratio with the most optimal additive composition. to improve the ability to degrade is the addition of 5% wt HAp 2% wt ZnO and 3% wt MgO with a degradation time of 14 months.

Keywords: *Bone Screw, Mechanical Properties, Biodegradable*

(This page is intentionally blank)

KATA PENGANTAR

Puji syukur atas kehadiran Allah SWT atas rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan penelitian Tugas Akhir mengenai “**Analisis Pengaruh Kadar ZnO dan MgO Dalam PLA/HAp/ZnO/MgO Terhadap Sifat Mekanik, Morfologi, dan Biodegradasi Bone Screw**”. Adapun tujuan dari penelitian tugas akhir tersebut yaitu untuk memenuhi mata kuliah Tugas Akhir yang menjadi salah satu syarat kelulusan di Departemen Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Selama proses penelitian, penulis ingin mengucapkan rasa terima kasih kepada berbagai pihak yang telah membantu dan memberi dukungan kepada penulis, diantaranya adalah:

1. Bapak Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D. selaku Kepala Departemen Teknik Material dan Metalurgi, FTIRS, ITS.
2. Bapak Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng. selaku dosen pembimbing pertama yang telah membimbing dan memberikan banyak ilmu kepada penulis dalam pengerjaan Laporan Tugas Akhir.
3. Ibu Amaliya Rasyida, S.T, M.Sc. selaku dosen pembimbing kedua yang telah membimbing dan memberikan banyak ilmu kepada penulis dalam pengerjaan Laporan Tugas Akhir.
4. Ibu Dian Mughni Fellicia, S.T., M.Sc. selaku dosen wali yang telah membimbing dan memberikan banyak saran terkait perkuliahan di Institut Teknologi Sepuluh Nopember
5. Seluruh dosen dan karyawan yang telah membimbing penulis hingga laporan ini dapat tercipta.
6. Rekan-rekan mahasiswa Departemen Teknik Material dan Metalurgi FT-IRS ITS Surabaya.
7. Seluruh pihak yang belum dapat dituliskan satu per satu oleh penulis.

Penulis berharap penelitian tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi seluruh pihak. Penulis juga menyadari masih banyak kekurangan dalam penulisan ini. Untuk itu, kritik dan saran yang membangun dari berbagai pihak sangat diharapkan.

Surabaya, 18 Juli 2022
Penulis

Muhammad Makaarim
Rahman Barahima

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR ISI

| | |
|---|-----------|
| HALAMAN JUDUL..... | i |
| TITLE PAGE..... | iii |
| Abstrak..... | xiii |
| Abstract..... | xv |
| KATA PENGANTAR..... | xvii |
| DAFTAR ISI..... | xix |
| DAFTAR GAMBAR..... | xxi |
| DAFTAR TABEL..... | xxiii |
| BAB I PENDAHULUAN..... | 1 |
| 1.1 Latar Belakang..... | 1 |
| 1.2 Perumusan Masalah..... | 2 |
| 1.3 Batasan Masalah..... | 2 |
| 1.4 Tujuan Penelitian..... | 2 |
| 1.5 Manfaat Penelitian..... | 2 |
| BAB II TINJAUAN PUSTAKA..... | 3 |
| 2.1 Tulang..... | 3 |
| 2.1.1 Fraktur Tulang..... | 4 |
| 2.1.2 Fiksasi Tulang..... | 6 |
| 2.1.3 Deformasi Tulang..... | 8 |
| 2.2 <i>Bioadsorbable Material</i> | 8 |
| 2.2.1 Hidroksiapatit..... | 9 |
| 2.2.2 Poly-lactic Acid..... | 10 |
| 2.2.3 Seng Oksida..... | 11 |
| 2.2.4 Magnesium Oksida..... | 12 |
| 2.3 Bone Screw..... | 13 |
| 2.4 Metode Fabrikasi..... | 15 |
| 2.5 Penelitian Sebelumnya..... | 15 |
| BAB III METODOLOGI PENELITIAN..... | 19 |
| 3.1 Diagram Alir Penelitian..... | 19 |
| 3.1.1 Diagram Alir Pembentukan Komposit PLA/HAp/ZnO/MgO..... | 19 |
| 3.1.2 Diagram Alir Proses Fabrikasi <i>Biodegradable Bone Screw</i> | 20 |
| 3.2 Metode Penelitian..... | 20 |
| 3.3 Bahan..... | 21 |
| 3.4 Prosedur Penelitian..... | 21 |
| 3.4.1 Prosedur Pembentukan Biokomposit PLA/HAp/ZnO/MgO..... | 21 |
| 3.4.2 Prosedur Fabrikasi <i>Biodegradable Bone Screw</i> | 21 |
| 3.5 Prosedur Pengujian..... | 21 |
| 3.5.1 Pengujian <i>Scanning Electron Microscopy (SEM)/ Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy (EDX)</i> | 21 |
| 3.5.2 Pengujian Tekan..... | 22 |
| 3.5.3 Pengujian <i>Weight Loss</i> | 23 |
| 3.6 Rancangan Penelitian..... | 23 |
| BAB IV PEMBAHASAN..... | 25 |
| 4.1 Hasil Pengujian SEM-EDX..... | 25 |
| 4.2 Hasil Pengujian Tekan..... | 28 |
| 4.3 Hasil Pengujian <i>Weight Loss</i> | 29 |
| BAB V KESIMPULAN DAN SARAN..... | 33 |
| 5.1 Kesimpulan..... | 33 |

| | | |
|----------------------------------|------------|--------------|
| 5.2 | Saran..... | 33 |
| DAFTAR PUSTAKA | | xxxv |
| LAMPIRAN | | xli |
| UCAPAN TERIMA KASIH | | lxi |
| BIODATA PENULIS | | lxiii |

DAFTAR GAMBAR

| | |
|---|----|
| Gambar 2.1 Tulang Belum Matang (woven) dan Tulang Matang (lamellar) | 3 |
| Gambar 2.2 Klasifikasi Incomplete Fractures..... | 5 |
| Gambar 2.3 Klasifikasi Complete Fractures | 6 |
| Gambar 2.4 Kirschner Wires dan Steinman Pins..... | 7 |
| Gambar 2.5 Penggunaan Bone Screw dan Plate | 7 |
| Gambar 2.6 Bone Screw | 14 |
| Gambar 2.7 Dimensi dan toleransi <i>screw</i> dengan <i>shallow thread</i> | 14 |
| Gambar 2.8 Dimensi dan toleransi <i>screw</i> dengan <i>deep thread</i> | 15 |
| Gambar 2.9 (a) Penambahan HA dan MgO pada permukaan PLLA (b) Penambahan HA yang tidak merata pada permukaan PLA..... | 16 |
| Gambar 3.1 Diagram Alir Pembentukan Komposit PLA/HAp/ZnO/MgO | 19 |
| Gambar 3.2 Diagram Alir Proses Fabrikasi Biodegradable Bone Screw | 20 |
| Gambar 3.3 Alat pengujian SEM/EDX..... | 22 |
| Gambar 4.1 Hasil SEM Komposit Variasi (a) 100% PLA (b) 90:10 PLA:HAp (c) 90:5:5 PLA:HAp:ZnO (d) 90:5:5 PLA:HAp:MgO (e) 90:5:0.5:4.5 PLA:HAp:ZnO:MgO..... | 25 |
| Gambar 4.2 Pengaruh variasi penambahan HAp, ZnO dan MgO pada kekuatan kompresi | 28 |
| Gambar 4.3 Pengaruh variasi penambahan PLA:HAp:ZnO:MgO terhadap kekuatan kompresi | 29 |

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR TABEL

| | |
|--|----|
| Tabel 2.1 Kandungan Mineral Tulang Manusia | 3 |
| Tabel 2.2 Sifat Mekanik Tulang Manusia | 4 |
| Tabel 2.3 Sifat Mekanik HAp | 10 |
| Tabel 2.4 Sifat Mekanik PLA | 11 |
| Tabel 2.5 In vivo sifat biokompabilitas pada beberapa biodegradable Zn dan paduan Zn | 12 |
| Tabel 2.6 Sifat Mekanik Seng Oksida | 12 |
| Tabel 2.7 Sifat Mekanik Magnesium Oksida | 13 |
| Tabel 3.1 Rancangan Penelitian untuk Biodegradable Bone Screw | 23 |
| Tabel 4.1 Hasil EDX <i>weight percentage</i> dan <i>atomic percentage</i> pada variabel kontrol | 26 |
| Tabel 4.2 Hasil EDX <i>weight percentage</i> dan <i>atomic percentage</i> pada variasi PLA:HAp:ZnO:MgO | 27 |
| Tabel 4.3 Nilai <i>Compressive Strength</i> variabel kontrol penambahan HAp, ZnO, dan MgO | 28 |
| Tabel 4.4 Nilai <i>Compressive Strength</i> variasi persentasi penambahan PLA:HAp:ZnO:MgO | 29 |
| Tabel 4.5 Persentase <i>weight loss</i> pada tiap penamabahan HAp, ZnO dan MgO | 30 |
| Tabel 4.6 Persentase <i>weight loss</i> pada tiap variasi penamabahan PLA:HAp:ZnO:MgO | 31 |

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Tulang pada tubuh manusia memegang peranan yang sangat penting karena merupakan kerangka yang memberi bentuk pada tubuh manusia dan merupakan komponen yang mendukung aktivitas dan mobilitas manusia sehari-hari. Tulang juga merupakan reservoir kalsium dalam tubuh, yang berkaitan erat dengan sistem pembekuan darah. Oleh karena itu, akan mengganggu aktivitas dan mobilitas jika terjadi disfungsi pada jaringan keras ini akibat kecelakaan. Berbagai penelitian di Eropa, Amerika Serikat, dan Australia menunjukkan bahwa risiko terjadinya patah tulang tidak hanya ditentukan oleh densitas massa tulang melainkan juga oleh faktor-faktor lain yang berkaitan dengan kerapuhan fisik (*frailty*) dan meningkatkannya risiko untuk jatuh (Setiati et al., 2014). Patah tulang (*fracture*) merupakan terputusnya kontinuitas tulang, kebanyakan fraktur terjadi akibat trauma, beberapa fraktur terjadi secara sekunder akibat proses penyakit seperti osteoporosis yang menyebabkan fraktur-fraktur yang patologis (Engram, 1998).

Fiksasi fraktur tulang memiliki tujuan yaitu untuk menstabilkan tulang yang retak, memungkinkan penyembuhan yang cepat dari cedera tulang, dan mengembalikan mobilitas awal. Ada dua jenis utama fiksasi fraktur yaitu eksternal dan internal (Solomon et al., 2010). Selama beberapa dekade terakhir, fiksasi tulang secara internal yang sudah banyak diaplikasikan di dunia medis. Beberapa aplikasi fiksasi tulang antara lain *wire, pin, plate, Bone screw*, dan *intramedullary nails or rods. bone screw* berfungsi untuk menyelaraskan dan menstabilkan fragmen tulang sepanjang penyembuhan. *Bone screw* terbuat dari biopolimer dan biokeramik yang bioabsorbable dimana seharusnya memberikan fiksasi mekanik yang memadai, benar-benar terdegradasi, dan sepenuhnya dapat digantikan oleh tulang (M Caborn et al., 1997).

Tulang manusia merupakan material komposit yang terdiri dari komponen organik dan anorganik. Komposit merupakan suatu struktur yang tersusun atas beberapa bahan pembentuk tunggal yang digabungkan menjadi struktur baru dengan sifat yang lebih baik dibandingkan dengan masing-masing bahan pembentuknya. Biokomposit merupakan campuran dari dua atau material yang berbeda, baik berasal dari makhluk hidup atau bahan yang dapat diperbaharui, dan mempunyai sifat berbeda dari sebelumnya. Biokomposit umumnya terdiri dari dua unsur. Unsur yang berfungsi sebagai pengisi (*fillers*) yaitu serat (*fiber*) dan bahan pengikat serat-serat tersebut yang disebut matriks. Biokomposit dapat berupa gabungan di antara dua atau lebih biomaterial (Dahlan et al., 2016). Dalam fabrikasi tulang buatan, hidroksiapatit dibutuhkan sebagai *filler* penyusun komposit (Hartono et al., 2016). Hidroksiapatit merupakan biokeramik atau senyawa organik yang memiliki kandungan terbanyak berupa kalsium fosfat. Saat ini banyak digunakan dalam dunia medis untuk aplikasi implan tulang karena memiliki sifat penting di antaranya bioresorbable, osteokonduktif, biokompatibel, dan tidak beracun. Untuk memenuhi kebutuhan tersebut, komposit biopolimer dan biokeramik telah banyak dikembangkan dalam pengembangan biomaterial. Saat ini, biopolimer yang sering digunakan salah satunya adalah *poly (lactic acid)* (PLA). PLA memiliki sifat biokompatibel, *bioresorbable*, serta *disposable* atau sekali pakai. Polimer ini banyak digunakan untuk aplikasi biomedis, *packaging film*, industri otomotif, komponen elektronik, dan lain-lain karena sifat *biodegradable* terhadap alam, memiliki sifat mekanis yang baik, dan memiliki harga yang relatif murah (Muthuraj et al., 2017). Dalam aplikasi biomedis, biasanya PLA dimanfaatkan sebagai material *screw, suture anchor*, dan kaki buatan (*prostheses*). PLA dapat memenuhi beberapa persyaratan-persyaratan dalam fabrikasi *bone tissue engineering 3D scaffolds*, salah satunya adalah bioabsorbable, di mana biodegradasinya menghasilkan asam laktat sehingga tidak beracun bagi tubuh manusia (Bueno-López et al., 2021).

Belakangan ini, penggunaan metal oksida sebagai *filler* pada berbagai polimer telah banyak digunakan pada industri material dan biomedis. Metal oksida seperti ZnO, TiO₂ dan MgO memiliki sifat antibakteri dan sebagai penguat yang bagus dalam bentuk nano untuk polimer menghasilkan ketahanan yang lebih lama dengan menekan aktivitas patogen dan juga meningkatkan sifat mekanik, kestabilan termal, dan permeabilitas (Marra et al., 2016).

Oleh sebab itu, dibutuhkan penelitian lebih lanjut mengenai pengaruh penambahan nano ZnO dan nano MgO pada HAp bermatriks *poly-lactic acid* terhadap sifat mekanik, morfologi, dan biodegradasinya.

1.2 Perumusan Masalah

Adapun rumusan masalah yang didapatkan dari latar belakang tersebut adalah bagaimana pengaruh rasio komposisi *filler* komposit PLA/HAp/MgO/ZnO terhadap morfologi, sifat mekanik dan biodegradasi material *bone screw*.

1.3 Batasan Masalah

Agar didapatkan hasil yang optimal dan sesuai dengan yang diharapkan, maka Batasan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Temperatur lingkungan penelitian dianggap temperatur ruang.
2. Bentuk hidroksiapatit diabaikan.
3. Lingkungan penelitian dianggap steril dari kontaminan.

1.4 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian ini adalah untuk menganalisis pengaruh rasio komposisi *filler* komposit PLA/HAp/MgO/ZnO terhadap morfologi, sifat mekanik, dan biodegradasi material *bone screw*.

1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan memiliki manfaat untuk memberikan informasi empiris mengenai pengaruh penambahan ZnO dan MgO untuk modifikasi PLA/HAp/ZnO serta komposisi PLA/HAp/ZnO/MgO terbaik dalam proses pembuatan *biodegradable bone screw* sehingga diperoleh hasil yang lebih sesuai.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tulang

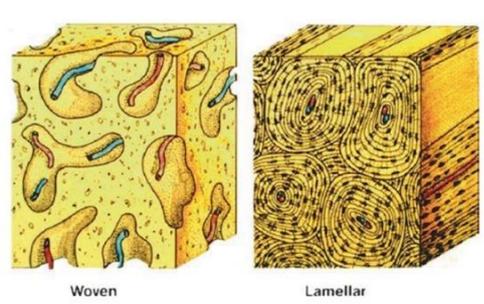
Tulang merupakan jaringan ikat yang berfungsi untuk penyokong dan pelindung kerangka terdiri dari sel, serat dan substansi dasar. Komposisi tulang secara umum terdiri dari 60% material anorganik, 30% organik dan 10% air (Morgan et al., 2008). Komposisi sel tulang organik terdiri atas osteoblas (OB) yang merupakan sel belum matang yang membantu pembentukan tulang baru, osteosit (OS) yang merupakan sel matang yang berfungsi untuk menjaga matriks tulang dan, osteoklas (OK) yang ditemukan pada permukaan tulang yang mengalami resorpsi dan kemudian membentuk cekungan yang dikenal sebagai lacuna *Howship* (Aoki, 1991).

Material anorganik yang 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 (Kalfas, 2001). Kandungan mineral tulang manusia dapat dilihat pada Tabel 2.1

Tabel 2.1 Kandungan Mineral Tulang Manusia(Sihombing et al., 2012)

| Elemen Mineral | Kandungan (%) |
|----------------|---------------|
| Ca | 34.00 |
| P | 15.00 |
| Mg | 0.50 |
| Na | 0.80 |
| K | 0.20 |
| C | 1.60 |
| Cl | 0.20 |
| F | 0.08 |
| Residu | 47.62 |

Tulang merupakan sumber utama ion anorganik dan berpartisipasi aktif dalam keseimbangan kalsium/fosfat tubuh. Jaringan tulang terus terbentuk dan mengalami *remodeling* selama hidup. Tulang mengalami peningkatan dalam ukuran dan bentuk selama tumbuh melalui proses yang dikenal sebagai *remodeling* tulang (Khurana, 2009). Secara mikroskopis, tulang dibedakan menjadi dua, yaitu tulang belum matang (*woven bone*) dan tulang matang (*lamellar bone*), seperti terlihat pada Gambar 2.1. *Woven bone* adalah bentuk tulang yang paling awal pada embrio dan selama pertumbuhannya terdiri dari jaringan kolagen berbentuk ireguler. Setelah dewasa *woven bone* diganti oleh tulang berlapis atau *lamella bone* yang terdiri dari tulang kortikal dan kanelos (Mahyudin, 2018).



Gambar 2.1 Tulang Belum Matang (*woven*) dan Tulang Matang (*lamellar*)(Sihombing et al., 2012)

Tulang kancellor terdapat pada daerah metafisis, epifisis, dan pada bagian sentral tulang panjang. Tulang kancellor memiliki interkoneksi trabekula tiga dimensi yang melingkupi sumsum tulang (*bone marrow*). Tulang kortikal lebih padat serta memiliki kekuatan yang lebih tinggi dibandingkan tulang kancellor yang lebih rapuh. Tulang kortikal sendiri menyusun sebanyak 80% dari sistem tulang skeleton dewasa. Sifat mekanik pada tulang bergantung pada lokasi dan pembebanan di area masing-masing. Selain itu, sifat mekanik juga dipengaruhi oleh porositas dari masing-masing tulang. Tulang kortikal memiliki porositas 5 – 10% dengan ukuran pori sebesar 10 – 50 μm , sedangkan tulang kancellor memiliki porositas 75 – 85% dengan ukuran 300 – 600 μm (Hermanto et al., 2016). Untuk sifat mekanik dari tulang sendiri dapat dilihat pada Tabel 2.1.

Tabel 2.2 Sifat Mekanik Tulang Manusia (Sheikh et al., 2015)

| Karakteristik | Tulang Kortikal | Tulang Kancellor |
|-----------------------------------|-----------------|------------------|
| <i>Compressive Strength</i> (MPa) | 131-224 | 5-10 |
| <i>Tensile Strength</i> (MPa) | 35 – 283 | 1,5 – 38 |
| <i>Young's Modulus</i> (GPa) | 17 – 20 | 0,05 – 0,10 |
| Modulus Elastisitas (GPa) | 1,07 – 2,1 | 0,5-3 |
| <i>Elongation</i> (%) | 1,1 - 2,0 | - |

2.1.1 Fraktur Tulang

Fraktur atau patah tulang adalah terputusnya kontinuitas tulang, kebanyakan fraktur terjadi akibat trauma, beberapa fraktur terjadi secara sekunder akibat proses penyakit seperti osteoporosis yang menyebabkan fraktur-fraktur yang patologis (Engram, 1998). Fraktur dibedakan menjadi dua, yaitu *incomplete fractures* dan *complete fractures*. *Incomplete fractures* memiliki karakteristik terjadinya retensi kontinuitas antara bagian tulang yang retak. Karena komposisi bahan organik lebih banyak pada anak-anak, maka fraktur jenis ini biasanya terjadi pada anak-anak. Dapat terjadi karena gaya tabrakan yang rendah atau benturan yang cukup (Sheikh et al., 2015).

1. *Bone Fractures or Plastic Deformation*

Kelengkungan tulang yang berlebihan terjadi pada kondisi ini, terjadi di salah satu tulang tubular yang Panjang dan paling umum terjadi pada lengan bawah (Sheikh et al., 2015).

2. *Toddler's Fractures*

Fraktur *non-displaced*, garis rambut, oblique atau spiral biasanya terjadi pada bayi dan balita yang memiliki kelainan berat yang dengan adanya riwayat cedera spesifik yang jelas atau trauma ringan. Sering terjadi pada tibia distal atau ekstremitas bawah yang lain (Sheikh et al., 2015).

3. *Torus or Buckling Fractures*

Gaya tekan yang sering muncul di ujung tulang panjang yakni pada persimpangan metafisis dan diafisis dapat menyebabkan tekuk korteks. Dikarenakan tulang pada anak-anak sebagian besar adalah kolagen, menyebabkan fraktur ini biasa terjadi pada anak-anak (Sheikh et al., 2015).

4. *Greenstick Fractures*

Merupakan hasil dari gaya lentur atau angulasi yang menempatkan satu sisi tulang dalam ketegangan sementara yang lain di kompresi. Fraktur menyudut ke arah kanan dan mengakibatkan perpecahan vertikal atau memanjang di salah satu atau kedua bagian proksimal atau distal tulang. Sisa bagian tulang yang tidak diikat tetap membungkuk. Sering terjadi pada tulang iga pada anak-anak (Sheikh et al., 2015).

5. *Depressed Fractures*

Pukulan langsung dapat menyebabkan "caving-in" dari korteks tulang. Dapat menghasilkan depresi pada tengkorak pada saat area metaphyseal tulang mengalami trabecular collapse (Sheikh et al., 2015). Gambar 2.2 merupakan bentuk tulang *Incomplete fracture*.



Gambar 2.2 Klasifikasi Incomplete Fractures (Sheikh et al., 2015)

Complete fractures dapat ditandai dengan adanya diskontinuitas dua fragmen atau lebih, terdiri dari fraktur tertutup dan terbuka. Fraktur tertutup merupakan fraktur yang tidak melibatkan gangguan pada kulit di atas tempat terjadinya fraktur. Sedangkan fraktur terbuka dapat melibatkan kulit yang berada di atasnya ikut terganggu. Klasifikasi *complete fractures* antara lain:

1. *Transverse Fractures*

Sisi tulang cembung yang mengalami retakan pertama kali dikarenakan tulang lebih tahan terhadap adanya kompresi. Dapat terjadi pada sudut kanan yang memanjang ke arah kiri, dan tulang bagian lapisan terluar cepat mengalami kerusakan karena mendapatkan beban tekanan yang maksimum. Hal ini akan mengakibatkan mengecilnya luas penampang dan gaya yang bekerja pada sisa segmen tulang semakin besar (Sheikh et al., 2015).

2. *Oblique Fractures*

Lokasi garisnya berupa diagonal di diafisis biasanya sekitar 45° (Sheikh et al., 2015).

3. *Spiral Fractures*

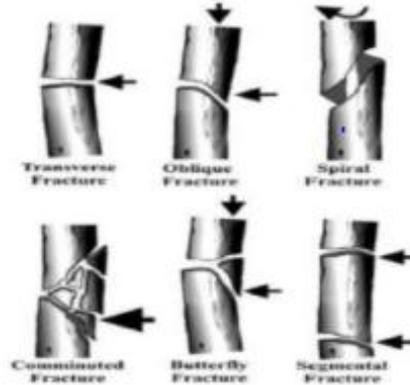
Adanya gaya rotasi pada tulang, retakan akan mengikuti puncak beban Tarik di sekitar tulang yang akan mengakibatkan patahan membentuk spiral (Sheikh et al., 2015).

4. *Comminuted Fractures*

Tingkat kekuatan yang relatif tinggi menyebabkan tulang akan mengalami fraktur dan terpecah menjadi lebih dari dua fragmen (Sheikh et al., 2015).

5. *Epiphyseal Fractures*

Epifisis dibagi menjadi dua yaitu yang membentuk ujung artikular yang disebut tekanan epifisis dan asal dan tempat penyimpanan tulang yang disebut epifisis traksi Lempeng pertumbuhan tulang rawan yang ada di antara diafisis dan epifisis mengkategorikan kedua epifisis tersebut. Jika lempeng tersebut cedera, dapat menghancurkan epifisis (Sheikh et al., 2015). *Complete fractures* dapat dilihat pada Gambar 2.3



Gambar 2.3 Klasifikasi Complete Fractures(Sheikh et al., 2015)

2.1.2 Fiksasi Tulang

Fiksasi fraktur tulang memiliki tujuan yaitu untuk menstabilkan tulang yang retak, memungkinkan penyembuhan yang cepat dari cedera tulang, dan mengembalikan mobilitas awal. Ada dua jenis utama fiksasi fraktur yaitu eksternal dan internal (Solomon et al., 2010).

Fiksator eksternal menyediakan fiksasi fraktur berbasis pada prinsip splinting. Mereka adalah satu-satunya sistem yang memungkinkan ahli bedah untuk mengontrol fleksibilitas fiksasi. Fiksator eksternal adalah standar dalam mengobati fraktur terbuka dengan cedera jaringan lunak substansial yang memerlukan prosedur vaskular, *fasciotomy*, *soft-tissue flaps*, atau *multiple debridement* (Solomon et al., 2010).

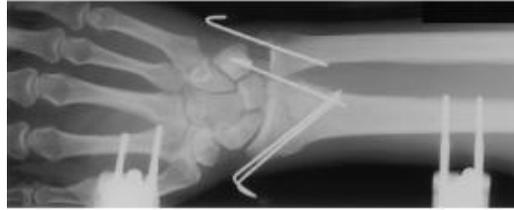
Fiksasi internal memiliki tujuan adalah pencapaian yang cepat dan, jika mungkin, fungsi penuh dari anggota tubuh yang cedera, dengan rehabilitasi pasien yang cepat. Selain itu banyak perangkat yang digunakan untuk fiksasi internal, seperti *wires*, *pins* dan *Bone screws, plates*, dan *intramedullary nails or rods*. Staples dan klem juga kadang-kadang digunakan untuk osteotomi atau fiksasi fraktur. Cangkok tulang *autogenous*, *allografts*, dan pengganti cangkok tulang sering digunakan untuk pengobatan tulang cacat dengan berbagai penyebab. Berikut macam-macam fiksasi fraktur tulang secara internal:

1. *Wire*

Wire sering digunakan untuk menyambung kembali fragmen tulang yang telah menjalani osteotomi (yaitu, trokanter mayor atau olekranon). Dalam kombinasi dengan pin atau sekrup, *wire* digunakan untuk membuat pita tegangan yang menciptakan kompresi di lokasi fraktur dengan kekuatan otot yang merusak. *Wire* digunakan untuk menjahit tulang dan jaringan lunak dan dapat putus (Solomon et al., 2010).

2. *Pin*

Dalam praktik ortopedi, berbagai *pinning* digunakan. Fiksasi pin dapat halus atau berulir dan dibuat dalam banyak ukuran. Yang paling umum digunakan adalah *Kirschner (K) wires* dan *Steinman pins*. Perangkat ini digunakan sebagai panduan untuk fiksasi sementara fragmen fraktur selama reduksi fraktur dan penempatan sekrup kanula yang lebih besar secara akurat (Solomon et al., 2010). *Kirschner Wires* dan *Steinman Pins* dapat dilihat pada Gambar 2.4



Gambar 2.4 Kirschner Wires dan Steinman Pins(Solomon et al., 2010)

3. *Plate*

Penggunaan *plate* dalam fiksasi fraktur dapat membantu membatasi kebengkokan, rotasi, dan beban aksial di seluruh lokasi terjadinya fraktur. ASIF telah mengembangkan berbagai pelat, yang sebagian besar dapat digunakan untuk fiksasi fraktur kaku dan fleksibel. Mayoritas pelat ini terbuat dari *stainless steel* atau titanium. Dengan fiksasi fleksibel, fragmen fraktur berpindah dalam hubungannya satu sama lain ketika beban diterapkan di seluruh lokasi fraktur. Fiksasi fraktur dianggap fleksibel jika memungkinkan gerakan antar fragmen yang cukup besar di bawah beban fungsional. Penyembuhan fraktur dengan fiksasi fleksibel biasanya terjadi melalui pembentukan kalus. Namun, meskipun fiksasi fraktur fleksibel digunakan secara luas, fiksasi fraktur kaku dengan pelat dan sekrup masih memiliki tempat penting dan diinginkan untuk fraktur yang melibatkan permukaan articular. Dengan pelat dan *bone screw*, stabilitas lengkap mengurangi regangan di lokasi fraktur sedemikian rupa sehingga memungkinkan penyembuhan langsung tanpa pembentukan kalus yang terlihat (Solomon et al., 2010).

4. *Bone Screw*

Fiksasi fraktur tulang secara internal seperti *plate* dan *Bone screw* berfungsi untuk menyelaraskan dan menstabilkan fragmen tulang sepanjang penyembuhan. Bahan yang digunakan oleh *plate* dan *bone screw* ini biasanya terbuat dari logam inert yang *non degradable*. Bahan ini awalnya dipilih untuk kekuatan dan efek biokompatibilitasnya. Namun, dengan perkembangan ilmu bahan ini telah terbukti menyebabkan komplikasi jangka panjang seperti gangguan pertumbuhan tulang anak-anak, nyeri, iritasi jaringan, infeksi, bahkan dapat terjadi fraktur ulang pada tulang. Sehingga untuk menghindari komplikasi tersebut maka dilakukan pembedahan kedua (Chaya et al., 2015). Penggunaan *Bone screw* dan *Plate* dapat dilihat Gambar 2.5



Gambar 2.5 Penggunaan Bone Screw dan Plate(Sheikh et al., 2015)

5. *Intermedullary Nails or Rods*

Intramedullary nailing adalah pengobatan standar untuk fraktur diafisis tulang paha dan tibia. Nails atau badan rods intramedulla memungkinkan penumpukan berat dini. Lokasi nail intramedullary memberikan posisi biomekanis yang optimal untuk tahan torsi dan lentur (Taljanovic et al., 2003). Kondisi yang dibutuhkan untuk keberhasilan pada teknik ini adalah adanya perlindungan vaskularisasi ekstremitas yang terkena, menghindari

fraktur yang berlebihan dan penanganan yang hati-hati terhadap jaringan lunak disekitar. Jenis *nail* atau ukuran panjang dan diameter *nail* yang digunakan harus sesuai pada jenis ulang (Patka, 2017). Potensi komplikasi dengan *rods intramedullary* adalah berubahnya panjang tulang, gangguan dari situs fraktur, fraktur perangkat keras, melonggarnya perangkat keras, dan infeksi. Kontraindikasi untuk *nails intramedullary* adalah infeksi lokal atau sistemik, fraktur femoralis pada pasien dengan banyak luka, trauma paru yang stabilisasi sementara dengan perangkat fiksasi eksternal yang dianjurkan, dan fraktur metafisis yang difiksasi dengan sekrup yang saling mengunci mungkin tidak cukup untuk mengendalikan ketidakselarasan (Solomon et al., 2010).

2.1.3 Deformasi Tulang

Teknik fiksasi internal menggunakan *plate* dan *screw* sering digunakan untuk mengobati patah tulang. Aplikasi fiksasi internal secara signifikan mengurangi jumlah fragmen tulang dan memberikan kekuatan yang dibutuhkan untuk menstabilkan dan mendukung patah tulang. Peran *bone plate* dan *screw* adalah untuk menahan segmen tulang yang retak pada posisinya tanpa membiarkan tegangan tarik pada permukaan yang retak dan untuk memberikan sejumlah tegangan tekan pada antarmuka fraktur untuk mempercepat penyembuhan tulang (Uthhoff et al., 2006). Namun, osteoporosis tulang sering ditemukan di bawah *bone plate* ini, dan patah tulang kembali dapat terjadi setelah *plate* dilepas. Salah satu penyebabnya yaitu akibat *stress shielding* dari *plate* dan *screw*. Pengaplikasian *screw* sebagai alat fiksasi internal berdasarkan spektrum distribusi tegangan *von Mises*, memiliki tegangan maksimum sebesar 473 MPa. Selain itu, modulus *plate* dan *screw* yang tinggi mengakibatkan hampir seluruh beban dipikul oleh *plate* dan *screw* dan bukan oleh tulang yang retak, yang disebut sebagai *bone stress shielding*. Penelitian sebelumnya telah menunjukkan bahwa kepadatan tulang hidup selalu dikendalikan oleh kondisi stres yang diterapkan pada tulang. Dengan demikian, jika tekanan yang lebih rendah diterapkan pada tulang, kepadatan tulang menurun (Fouad, 2010).

2.2 Bioadsorbable Material

American National Institute of Health menggambarkan biomaterial sebagai zat atau kombinasi dari zat, selain obat-obatan, baik yang berasal dari sumber sintetik atau alami, yang dapat digunakan untuk setiap periode waktu untuk menambah atau menggantikan sebagian atau seluruh jaringan, organ atau fungsi tubuh, yang bertujuan untuk mempertahankan atau meningkatkan kualitas hidup individu (Fouad, 2010). Secara umum, biomaterial sendiri banyak digunakan pada suatu perangkat medis dan mampu berinteraksi dengan sistem biologis (Warastuti et al., 2015).

Biomaterial yang digunakan dan diimplantasikan ke dalam tubuh manusia, akan menimbulkan suatu respon jaringan tempat di mana biomaterial tersebut diimplantasikan. Respon tersebut dikategorikan menjadi salah satu dari empat respon yaitu pertama jika material tersebut bersifat toksik maka jaringan sekelilingnya mati (*nekrosis*). Kedua jika material bersifat *inert* secara biologi maka timbul semacam jaringan ikat di sekeliling jaringan material implan terutama untuk material berbahan logam dan polimer. Ketiga jika material bersifat bioaktif maka terbentuk ikatan antarmuka (*interfacial bond*) antara implan dan jaringan, dan keempat jika material bersifat *resorbable* maka material tersebut akan larut dan jaringan di sekelilingnya akan menggantikan setelah periode tertentu. Oleh karena itu, biomaterial yang akan digunakan dalam suatu perangkat medis khususnya implan setidaknya mempunyai satu atau lebih dari sifat-sifat berikut: *non-toxic* yaitu tidak bersifat racun terhadap tubuh, bioaktif yaitu terjadinya interaksi antara implan dan tubuh, *bioresorbable* yaitu sifat mampu diserap pada jaringan biologis, *biocompatible* yaitu kemampuan untuk menyesuaikan dengan tubuh,

bioinert yaitu biomaterial yang tidak berpengaruh atau tidak terdapat interaksi antara implan dan tubuh, dan osteokonduktif yaitu kemampuan untuk merangsang sel-sel osteoblas pada jaringan keras (Hench, 1991).

Implan biomaterial dapat digunakan untuk menggantikan bagian tubuh yang sakit atau membantu dalam proses penyembuhan. Penggunaan sebelumnya membutuhkan agar implan tetap berada pada bagian tubuh secara permanen, penggunaan setelahnya hanya membutuhkan implan tersebut berada pada tubuh hanya sementara. Sehingga, ketika implan permanen digunakan untuk sementara, dibutuhkan operasi kembali untuk mengeluarkan implan tersebut saat proses penyembuhan sudah selesai. Proses pengeluaran ini membutuhkan biaya dan meningkatkan *morbidity* pasien (J. B. Park & Bronzino, 2003). Sebaliknya, *biodegradable* material akan larut setelah proses penyembuhan telah selesai sehingga, tidak ada biaya tambahan yang dibutuhkan untuk operasi pengeluaran implan ini. Ini juga menghilangkan komplikasi yang terkait dengan keberadaan implan jangka panjang di dalam tubuh. Saat material ini terdegradasi pada tubuh, sangat penting untuk produk yang terdegradasi ini dapat dimetabolisme terhadap tubuh sehingga *bioadsorbable* (Peeters et al., 2005).

Munculnya bahan sintesis untuk fiksasi tulang sangat penting dalam bedah ortopedi. (Böstman, 1991) Efek samping seperti migrasi, gangguan pertumbuhan, kekakuan, radio-opacity, infeksi, efek pada tingkat sel dan operasi pengangkatan implan, sering menyertai penggunaan bahan ini (Ashammakhi et al., 2003). Kebanyakan pasien mengkhawatirkan mengenai operasi pengangkatan implan. Mittal *et al* menanyakan 100 pasien dewasa yang mengalami luka patah untuk mengisi kuisioner tentang bagaimana mereka ingin memperbaiki luka patah mereka. Informasi rinci diberikan kepada pasien mengenai bahan logam dan *bioabsorbable*. Sembilan puluh lima persen menjawab bahwa mereka lebih suka fraktur mereka diperbaiki dengan perangkat *bioabsorbable* sementara 80% ingin berpartisipasi dalam uji klinis untuk membandingkan perangkat metalik dengan *bioabsorbable* (Mittal et al., 2005).

2.2.1 Hidroksiapatit

Komposit merupakan suatu struktur yang tersusun atas beberapa bahan pembentuk tunggal yang digabungkan menjadi struktur baru dengan sifat yang lebih baik dibandingkan dengan masing-masing bahan pembentuknya. Digabungkannya beberapa ini dalam upaya untuk meningkatkan sifat keunggulan dari material penyusun sehingga memiliki sifat yang lebih baik. Dalam fabrikasi tulang buatan, hidroksiapatit dibutuhkan sebagai *filler* penyusun komposit (Hartono et al., 2016).

Hidroksiapatit (HAp) adalah biokeramik atau senyawa anorganik yang mempunyai kandungan terbanyak berupa kalsium fosfat. Tulang dan gigi manusia mengandung Hidroksiapatit dengan rumus kimianya $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Komposisi hidroksiapatit dalam tulang sebesar 65-70% dan dalam gigi sebesar 90-95%. Komposisi hidroksiapatit murni sebesar 39.68% Ca dan 18.54% P, perbandingan Ca/P sebesar 2.151, perbandingan molar Ca/P sebesar 1.67, dan titik leleh sebesar 1670 °C (Yildirim, 2004).

Menurut Gergely *et al.* (2010), HAp bersifat biotif yang akan mendukung pertumbuhan tulang dan osteokonduktif ketika diaplikasikan pada ortopedik seperti gigi atau rahang. HA dapat dijadikan alternatif sebagai material implan tulang, karena adanya ikatan osteoblas yang akan membentuk jaringan tulang yang baru. Sifat-sifat dari biokeramik hidroksiapatit adalah berpori, terserap tulang, bioaktif, tidak korosi, *inert*, dan tahan aus. Hidroksiapatit mempunyai kandungan kimia yang sama dengan tulang yaitu kalsium dan fosfat, sehingga mampu berikatan secara langsung dengan jaringan tubuh makhluk hidup. Selain itu, hidroksiapatit juga bersifat *resorbable* maka akan larut dan jaringan di sekelilingnya akan menggantikannya setelah beberapa periode. Material biokeramik hidroksiapatit baik berbahan dasar komersial maupun berbahan mineral alam yang memenuhi standar medis berbentuk serbuk, bahan berpori, bahan

padatan, atau bahan komposit. Biomaterial hidroksiapatit dapat dihasilkan dari koral laut dan batu gamping, yaitu dengan mengambil kadar unsur kalsium dan mineral tersebut, kemudian dengan penambahan unsur fosfat untuk dibentuk hidroksiapatit. Teknik yang digunakan adalah teknik *sol gel* yaitu proses kimia berupa hidrolisis dan kondensasi yang melibatkan transisi material. Pada proses ini, partikel padatan dalam pelarut cair diubah menjadi bentuk gel. Pada proses ini dihasilkan perbandingan molar Ca/P adalah 1.67. Sifat mekanik hidroksiapatit dapat dilihat pada Tabel 2.3 di bawah ini.

Tabel 2.3 Sifat Mekanik HAp(Locha et al., 2013)

| Sifat | HAp Padat | Hap Berpori |
|-----------------------------------|-----------|-------------|
| <i>Bending Strength</i> (MPa) | 38 – 250 | 2 – 11 |
| <i>Compressive Strength</i> (MPa) | 120 – 900 | 2 – 100 |
| <i>Tensile Strength</i> (MPa) | 38 – 300 | ~3 |
| <i>Young's Modulus</i> (GPa) | 35 – 117 | - |

2.2.2 Poly-lactic Acid

Polimer, asam polilaktat, polilaktida, atau yang lebih umum dikenal dengan singkatannya PLA, adalah biopolimer serbaguna. PLA *biodegradable* dan menunjukkan perilaku termoplastik. Sementara PLA memiliki kegunaan industri modern, termasuk tekstil dan kemasan, PLA telah muncul sebagai bahan yang relevan untuk bioteknologi. Aplikasi medis yang relevan dapat bervariasi dari obat regeneratif rekayasa jaringan hingga penggunaan ortopedi, jantung, dan gigi. Karakteristik bawaan PLA cocok untuk pembuatan prototipe cepat dan manufaktur yang efisien dalam konstruksi cetak 3D. Ini dapat diimplementasikan untuk menghasilkan perancah rekayasa jaringan khusus pasien atau memproduksi peralatan medis dengan cepat. PLA terdiri dari monomer asam laktat yang menyusun tulang punggung polimernya. Monomer PLA juga dapat disebut sebagai asam 2-hidroksipropionat atau diester laktida siklik (DeStefano et al., 2020). Insinyur dan ilmuwan telah memanfaatkan banyak aplikasi keunggulan bahan ini. Secara singkat, keuntungannya meliputi: ramah lingkungan, kemudahan produksi, dapat didaur ulang, dapat dibuat kompos, biokompatibel, dan sedikit atau tidak ada efek karsinogenik yang dilaporkan (Farah et al., 2016). PLA dapat berasal dari sumber daya terbarukan seperti karbon dioksida, gandum, jagung, dan beras. Produk degradasi PLA juga tidak beracun bagi manusia dan lingkungan. PLA menggunakan 25-55% lebih sedikit energi untuk menghasilkan daripada polimer berbasis bensin (Farah et al., 2016). Kemudahan produksi PLA adalah karena bahan sumber yang murah dan tersedia secara luas. PLA telah disetujui oleh FDA untuk kontak langsung dengan cairan biologis (DeStefano et al., 2020).

Sifat mekanik PLA dapat bervariasi mengingat berat molekul polimer dan derajat kristalinitas (Perego et al., 1996). PLA membutuhkan 10 bulan sampai 10 tahun untuk terdegradasi, tergantung pada faktor mikrostruktural seperti komposisi kimia, porositas, dan derajat kristalisasi yang dapat mempengaruhi kekuatan tarik untuk tujuan tertentu (Farah et al., 2016). Sifat mekanik juga diatur oleh konfigurasi stereokimia dari struktur molekul tulang punggung PLA. Mengingat bahwa monomer laktida adalah kiral, sifat mekanik dapat dimanipulasi melalui polimerisasi D-laktida, L-laktida, D, L-laktida atau meso-laktida. Berat molekul juga dapat diubah melalui penambahan gugus fungsi ke tulang punggung. Gugus fungsi ini dapat mencakup penambahan spesies hidroksil, asam laktat, dan air (Hartmann,

1998). Akibatnya, pengguna dapat memodifikasi konfigurasi tulang punggung polimer PLA untuk mencapai sifat yang diinginkan. Peningkatan sifat mekanik PLA dapat dicapai dengan PLA semi-kristal melalui perakitan polimer amorf. PLA semi-kristalin menunjukkan sifat-sifat berikut: perkiraan modulus tarik 3 GPa, perkiraan kekuatan tarik 50-70 MPa, modulus lentur 5 GPa, dan kekuatan lentur 100 MPa. PLA merupakan biopolimer yang menguntungkan dengan kekuatan yang relatif tinggi dan modulus yang tinggi. Sifat lebih lanjut disajikan pada Tabel 2.4. PLA menunjukkan peningkatan proporsional dalam modulus tarik dan berat molekul. Dengan peningkatan massa molar rata-rata dari 50 menjadi 100 kDa, modulus tarik meningkat dengan faktor 27 (Södergård & Stolt, 2002). Namun, PLA dalam aplikasi teknik mungkin memiliki keterbatasan mekanis. PLA memiliki ketangguhan yang buruk sehingga material yang cukup rapuh menampilkan kurang dari 10% (DeStefano et al., 2020).

Tabel 2.4 Sifat Mekanik PLA (Farah et al., 2016)

| Sifat | Nilai |
|---------------------------------------|-------------|
| Densitas Polimer (g/cm ³) | 1.21 – 1.25 |
| <i>Tensile Strength</i> (MPa) | 21 – 60 |
| <i>Young's Modulus</i> (GPa) | 2,7 |
| Elongasi (%) | 2.5 – 6 |
| Degradasi (Bulan) | >10 |

2.2.3 Seng Oksida

Biodegradable seng (Zn), bersama dengan magnesium (Mg) dan besi (Fe), terus mendapat perhatian penelitian karena aplikasi potensialnya dalam perangkat biomedis yang dapat diserap (Venezuela et al., 2019). Pengetahuan saat ini tentang biokompatibilitas Zn telah berkembang sejak laporan Bowen *et al.* pada tahun 2013 (Bowen et al., 2013). Semua karya yang diterbitkan tentang Zn *biodegradable* telah memvalidasi biokompatibilitas yang baik dari logam ini. Meskipun laporan tentang biokompatibilitas *in vitro* Zn terkadang bertentangan, semua studi *in vivo* sepakat dalam mengkonfirmasi biokompatibilitas yang baik dari Zn murni dan beberapa paduan Zn. Yang dkk. mencatat bahwa untuk aplikasi *stent* kardiovaskular, Zn tidak menginduksi agregasi trombosit, pembentukan trombus, dan hiperplasia intima yang jelas. Zn menunjukkan sifat antiaterogenik dan bahkan mendorong pertumbuhan tulang. Hasil ini akan sangat menyarankan bahwa jahitan Zn tidak mungkin memicu reaksi yang merugikan dari tubuh manusia (Yang et al., 2017).

Faktor internal dan eksternal yang berbeda dapat mempengaruhi perilaku degradasi Zn. Kehadiran endapan fase kedua dapat meningkatkan korosi dengan menciptakan pasangan mikrogalvanik lokal (Vojtěch et al., 2011; Yang et al., 2017). Terjadinya film pasif yang tidak larut seperti ZnHPO₄ atau Zn₅(CO₃)₂(OH)₆ pada permukaan yang terkorosi dapat menunda degradasi, (Mostaed et al., 2018) sedangkan senyawa korosi seperti zincite (ZnO) meningkatkan laju korosi dengan membentuk pasangan galvanik dengan Zn. Lokasi implan dapat mempengaruhi jenis lapisan korosi yang terbentuk dan, karenanya, mempengaruhi laju korosi. Misalnya, Alves dkk. menunjukkan bahwa simonkolleite pasif (Zn₅Cl₂(OH)₈) mendominasi ketika Zn ditanamkan di antar muka tulang-otot, sedangkan film zincite nonprotektif mengambil alih ketika implan terletak di dalam tulang (Alves et al., 2018).

Namun, semua pekerjaan pada *biodegradable* Zn sepakat menyatakan hasil yang bagus pada *in vitro* (seperti *cell viability*, *hemocompatibility*, *genotoxicity*, *cell functionality*, dan respon inflamasi) dan *in vivo* biokompatibilitas pada Zn dan paduan Zn. Hasil pada Tabel 2.5 menunjukkan biokompatibilitas Zn yang sangat baik di lingkungan vaskular dan tulang. Di lokasi vaskular, Zn dapat secara signifikan menurunkan risiko *stent restenosis* karena tidak

menginduksi: i) respons inflamasi yang parah, ii) agregasi trombosit, iii) pembentukan trombus, iv) nekrosis, atau v) hiperplasia intima. Dalam lingkungan osseous, Zn diamati untuk mendorong pertumbuhan tulang. Bahkan ada laporan tentang kualitas antibakteri Zn. Penambahan elemen yang lebih biokompatibel, seperti Mg dan Ca, juga terlihat meningkatkan biokompatibilitas Zn (Yang et al., 2017).

Tabel 2.5 In vivo sifat biokompabilitas pada beberapa biodegradable Zn dan paduan Zn (Venezuela et al., 2019)

| Material | Biokompabilitas | Catatan |
|------------|-----------------|---|
| Zn Murni | Sangat Baik | Tidak ada respon inflamasi, nekrosis, agregasi platelet, pembentukan trombus, atau respon hiperproliferatif yang dilaporkan |
| Zn-1Mg | Sangat Baik | Membantu pertumbuhan tulang |
| Zn-1Ca | Sangat Baik | Membantu pertumbuhan tulang |
| Zn-(1-5)Al | Baik | Tidak ada <i>fibrotic encapsulation</i> , terdapat beberapa inflamasi |
| Zn-2Fe | Baik | - |

Tabel 2.6 Sifat Mekanik Seng Oksida (AZo Materials, 2013)

| Sifat | Nilai |
|-------------------------------|-------|
| Densitas (g/cm ³) | 7.10 |
| Tensile Strength (MPa) | 37 |
| Young's Modulus (GPa) | 96.5 |
| Hardness (Vickers) | 30 |

2.2.4 Magnesium Oksida

Magnesium adalah elemen penting untuk fungsi biologis yang tepat dari tubuh manusia. Ini mendukung sejumlah reaksi enzimatik, secara positif mempengaruhi fungsi jantung, neurologis dan pencernaan. Ini juga mendorong pertumbuhan tulang manusia yang tepat. Tubuh orang dewasa rata-rata mengandung sekitar 30 g magnesium yang terkonsentrasi terutama di otot dan tulang. Tunjangan harian yang direkomendasikan untuk magnesium adalah sekitar 400 mg dan kekurangan magnesium dapat menyebabkan masalah jantung dan pembuluh darah. Oleh karena itu, magnesium terkandung dalam berbagai jenis obat-obatan dan suplemen makanan. Overdosis dengan magnesium jarang terjadi, karena tubuh manusia dapat mengatur jumlah Mg dengan baik dan kelebihan Mg dapat berhasil diekskresikan oleh ginjal (Kubásek et al., 2014).

Di masa lalu, sejumlah uji biokompatibilitas telah dilakukan dengan paduan magnesium seperti Mg-Al-Zn, Mg-Y-Nd, Mg-Zn, Mg-Al-Mn, Mg-Al, Mg-Gd, Mg-Sn, Mg-Zn-Ca dll. Baik uji in vitro dengan kultur sel maupun uji in vivo dengan hewan menunjukkan bahwa biokompatibilitas magnesium murni secara umum sangat baik. Dalam kasus paduan Mg, biokompatibilitas tergantung pada elemen paduan. Paduan Mg yang mengandung seng, mangan, kalsium dan logam tanah jarang umumnya menunjukkan biokompatibilitas yang dapat diterima (Schinhammer et al., 2010). Paduan ini, setelah ditanamkan ke dalam jaringan

manusia, secara bertahap terdegradasi tanpa reaksi alergi dan inflamasi. Paduan magnesium merupakan satu-satunya kelompok bahan yang telah diterapkan dalam uji pra-klinis dengan pasien manusia (Zberg et al., 2009).

Fitur positif dari paduan berbasis magnesium adalah memiliki densitas dan modulus elastisitas rendah yang lebih dekat dengan jaringan tulang manusia dibandingkan dengan biomaterial logam lainnya. Modulus elastisitas yang rendah mendukung transfer beban mekanis yang tepat antara jaringan tulang dan implan dan, oleh karena itu, proses penyembuhan tulang yang baik. Dalam kasus implan dengan modulus tinggi, beban mekanis akan dibawa lebih banyak oleh implan daripada oleh tulang yang akan mengakibatkan melambatnya pertumbuhan jaringan tulang baru (Kubásek et al., 2014).

Baru-baru ini, kelayakan memperkenalkan partikel Mg dalam matriks PLA telah ditunjukkan (Cifuentes et al., 2016). Sehubungan dengan polimer yang rapi, Mg meningkatkan sifat mekaniknya, terutama *creep strength* dan modulus kompresi. Degradasi senyawa ini secara in vitro juga telah dipelajari oleh beberapa penulis di beberapa media simulasi, seperti Cifuentes et al. di PBS (*Phosphate buffer solution*), Zhao et al. di SBF (*Simulated body fluid*) dan Li et al. di KBM (*Keratinocyte Basal media*). Zhao et al melaporkan bahwa penggabungan partikel Mg ke dalam matriks PLA mencegah pengasaman medium karena degradasi polimer. Seperti dalam kasus bahan padat, PLLA/Mg *scaffold* telah menunjukkan tingkat degradasi yang lebih baik. Menurut tes in vitro, komposit PLA/Mg tidak *cytotoxic* dan menghasilkan peningkatan proliferasi sel dan induksi awal osteogenesis (Cifuentes et al., 2016).

Tabel 2.7 Sifat Mekanik Magnesium Oksida (AZo Materials, 2001)

| Sifat | Nilai |
|-----------------------------------|-------------|
| Densitas (Mg/m ³) | 1.73 – 1.75 |
| <i>Tensile Strength</i> (MPa) | 175 - 235 |
| <i>Young's Modulus</i> (GPa) | 44 – 45.5 |
| <i>Compressive Strength</i> (MPa) | 65 - 100 |
| <i>Hardness</i> (MPa) | 250 - 500 |

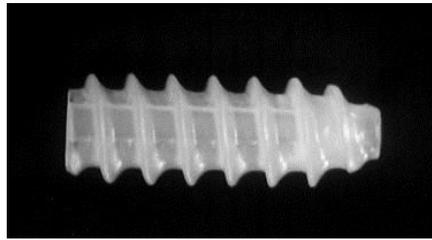
2.3 Bone Screw

Tulang yang patah dapat dipulihkan dengan mengatur posisi tulang yang retak agar tidak bergeser dan saling menempel satu sama lain. Terdapat dua metode pemulihan tulang yang sering digunakan dalam dunia kedokteran, yaitu fiksasi secara internal dan eksternal. Salah satu dari metode fiksasi eksternal adalah dengan instalasi gipsum berbahan kuat agar tulang yang retak tidak bergeser. Namun hal tersebut menyebabkan keterbatasan dalam aktivitas pergerakan dari pasien. Metode populer saat ini yang digunakan adalah fiksasi internal dengan menggunakan *screw* pada tulang yang patah. Implan ini bersifat sementara, setelah tulang pulih, maka *screw* bisa diambil kembali melalui proses operasi (Nashrullah et al., 2016).

Bone screw adalah sebuah alat yang berfungsi untuk menjepit dan menyatukan tulang dan *bone plate* atau memperbaiki pecahan tulang. Hal tersebut dapat terjadi karena terbentuknya *tensile stress* pada sepanjang sekrup yang diturunkan dari momen torsional yang dimasukkan ke dalam sekrup (*screw*) selama proses pengencangan (Hughes & Jordan, n.d.). *Bone screw* terbuat dari biopolimer dan biokeramik yang *bioabsorbable* dimana seharusnya memberikan fiksasi mekanik yang memadai, benar-benar terdegradasi, dan sepenuhnya dapat digantikan oleh tulang (M Caborn et al., 1997).

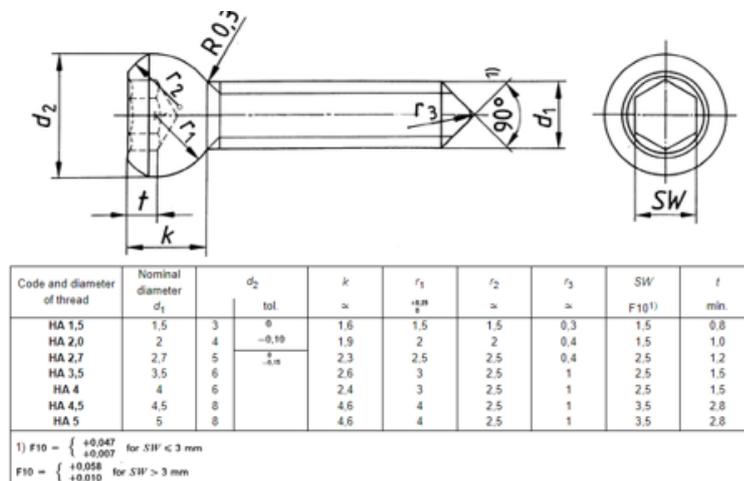
Bioabsorbable implan akan terdegradasi seiring waktu (*biodegradable*) dan secara bertahap memungkinkan pemuatan tulang dan jaringan lunak, sehingga tidak diperlukan pengangkatan implan pada kemudian hari (Maurus & Kaeding, 2004). *Bone screw* di desain dengan tujuan untuk membuat *bone screw* yang ramah secara radiologis, mampu memberikan

fiksasi yang kuat pada tulang, dan dapat mengalami resorpsi untuk digantikan oleh jaringan tulang (Ricci, Manzo, García-Parajo, et al., 2015). *Prototype Bone screw* pada Gambar 2.6



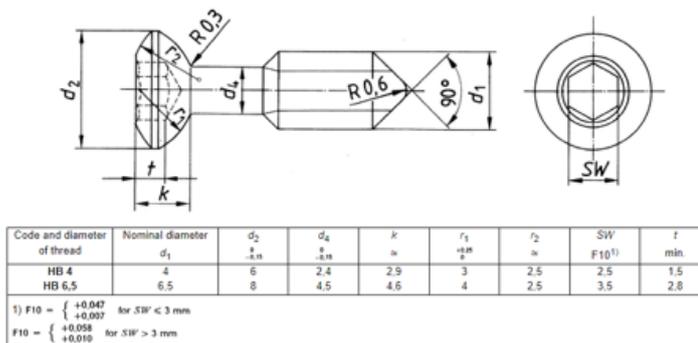
Gambar 2.6 Bone Screw (Ricci, Manzo, García-Parajo, et al., 2015)

Geometri dari *screw* merupakan penentu kekuatan yang penting selain dari jenis material. Beberapa aspek geometri *screw* yang perlu diperhatikan adalah seperti diameter ulir, ukuran celah, diameter dalam/ inti, panjang *screw*, geometri penopang, dan mekanisme penggerak. Secara umum, peningkatan luas permukaan ulir terhadap tulang menghasilkan peningkatan kekuatan fiksasi (Suchenski et al., 2010). Bentuk ulir harus simetris untuk menghadapi tekanan yang diberikan oleh tulang dan ulir *screw* yang lebih kecil memiliki kekuatan penyisipan torsi yang lebih rendah dibandingkan dengan ukuran ulir yang lebih besar (Ricci, Manzo, Garcia, et al., 2015). Untuk panjang *screw*, semakin panjang dan lebar *screw*, maka fiksasinya akan lebih baik. (Herrera et al., 2016) Untuk *biodegradable bone screw* didesain dengan standar ISO 5835:1991 yang dibagi menjadi 2 yaitu *screw* dengan *shallow thread* dan *screw* dengan *deep thread*. Pada Gambar 2.7 di bawah ditunjukkan dimensi dan toleransi untuk *screw* dengan *shallow thread*.



Gambar 2.7 Dimensi dan toleransi *screw* dengan *shallow thread*

Pada Gambar 2.8 di bawah ditunjukkan dimensi dan toleransi untuk *screw* dengan *deep thread*.



Gambar 2.8 Dimensi dan toleransi screw dengan deep thread

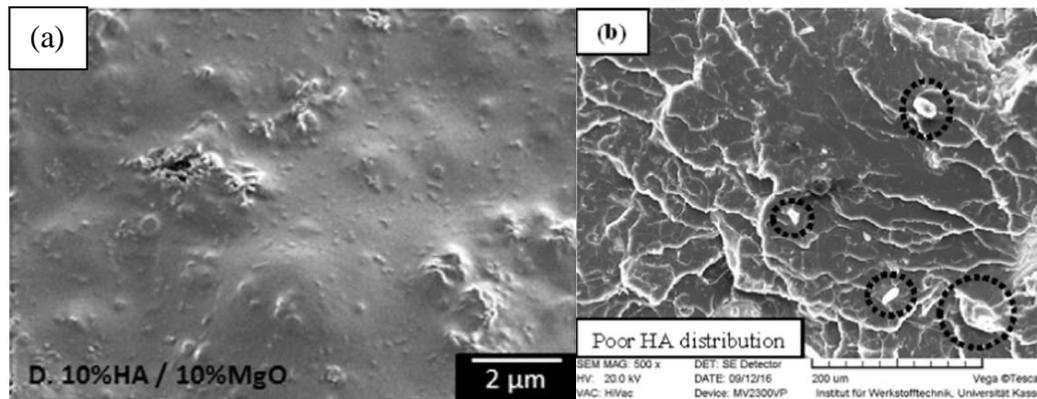
2.4 Metode Fabrikasi

Moulding merupakan proses manufaktur di mana bahan baku dicetak menggunakan kerangka kaku yang disebut *mould*. *Moulding* memiliki rongga yang diisi dengan bahan cair seperti plastik, kaca, atau logam. Tergantung pada bentuk rongga, cairan akan mengering di cetakan. Rongga dibuat dengan menggabungkan dua bagian (*Cavity* dan *Core*). Pembagian kedua bagian tersebut tergantung dari kebutuhan produk yang sedang diproduksi. Bidang pembagi disebut *parting line* (PL).

Salah satu bahan pembuatan molding yaitu menggunakan silicon rubber. Silicon rubber merupakan bagian dari polimer yang sangat elastis, sehingga dengan menggabungkan dua sifat keuletan dan ketangguhan, dapat diterapkan secara luas, terutama untuk molding dan produk otomotif yang diproduksi secara lokal, untuk penggunaan kualitatif nanti. Silicon rubber ini dapat menahan panas sekitar temperatur 294°C (Sujana & I Komang Astana, 2013).

2.5 Penelitian Sebelumnya

Percobaan *in vitro* dilakukan untuk menguji terhadap sifat biodegradasi dan biomineralisasi pada komposit PLA dengan partikel Mg sebagai *filler*-nya. Hasil dari percobaan tersebut menyatakan bahwa degradasi dari Mg *filler* dapat menetralkan tingkat keasaman PLA dengan efektif, sehingga menyesuaikan degradasi sesuai dengan persentase partikel Mg. Komposit PLA/Mg tidak menunjukkan *cytotoxicity*, bahkan menunjukkan karakteristik yang menguntungkan bagi sel-sel osteoblastik untuk melekat dan menyebar. Lebih penting lagi, peningkatan mineralisasi nodul seperti tulang yang ditampilkan dengan adanya Mg, menunjukkan peningkatan bioaktivitas dan osteokonduktivitas dari komposit Mg/PLA. Partikel Mg yang diisi ke PLA dapat menjadi metode yang menjanjikan untuk memodulasi kemampuan degradasi dan osteogenesisnya (C. Zhao et al., 2017). Penambahan material pada *filler* juga dapat mempengaruhi permukaan dari matriksnya, seperti penambahan hidroksiapatit dan MgO dapat mempengaruhi kekasaran permukaan pada matriksnya yang bisa dilihat pada **Gambar 2.9(a)** (Hickey et al., 2015). Selain itu, persebaran *filler* yang merata juga memiliki peran terhadap permukaan matriks, salah satunya yaitu persebaran hidroksiapatit yang tidak merata dapat membentuk aglomerat hidroksiapatit pada permukaan yang dapat menurunkan ikatan mekanik antara matriks dan *filler*, hal tersebut dapat dilihat pada **Gambar 2.9(b)** (Akindoyo et al., 2017).



Gambar 2.9 (a) Penambahan HA dan MgO pada permukaan PLLA (Hickey et al., 2015) (b) Penambahan HA yang tidak merata pada permukaan PLA (Akindoyo et al., 2017)

Oksiuta *et al.* melakukan percobaan dengan menambahkan 5% serbuk metal Mg, Fe, dan butiran *polyethylene* dengan densitas tinggi (wt.%) pada komposit *poly(lactic acid)*. Percobaan tersebut menunjukkan bahwa dengan penambahan serbuk besi memberikan peningkatan kekuatan tarik dan serbuk magnesium memberikan peningkatan keuletan komposit dengan sedikit pengurangan kekuatan. Kemudian juga dilakukan pengujian biodegradasi pada 0.9% larutan *saline* selama 180 hari dengan pengukuran tiap hari ke 0, 7, 14, 21, 30, 90, 120, 150, dan 180. Komposit PLA-5Mg% menunjukkan pengurangan berat yang bervariasi dimana 30 hari pertama menunjukkan penambahan berat kemudian berkurang dan secara tidak terduga meningkat lagi setelah 120 hari dan sampel berubah warna karena mencuci magnesium dari matriks PLA. Hal ini juga menyebabkan perubahan pH larutan garam dan peningkatan konduktivitas listrik (Oksiuta et al., 2020).

Lapisan film berbasis PLA sudah umum digunakan pada sektor pengemas makanan dengan sifat yang ditingkatkan seperti *barrier*, sifat mekanik, dan, terutama aktivitas antibakteri dengan menambahkan ZnO ke matriks PLA. Untuk meningkatkan dispersi *filler* dalam matriks PLA, *masterbatch* PLA/ZnO dengan komposisi 80/20 wt% dibuat terlebih dahulu, kemudian PLA ditambahkan ke *masterbatch* dalam jumlah tersebut untuk mendapatkan komposisi akhir dengan 1, 3 dan 5% berat ZnO. Analisis tarik menunjukkan anisotropi di semua sampel, film diuji sepanjang mesin atau arah melintang. Penambahan ZnO meningkatkan modulus Young dan tegangan pada titik luluh. Secara umum parameter tarik lebih baik dalam arah mesin daripada di arah melintang. PLA/5% ZnO film memiliki aktivitas bakterisida yang sangat baik terhadap E.Coli. Faktanya, setelah 24 jam, pengurangan (%R) E. Coli adalah 99,99%, dua konsentrasi lainnya dengan kandungan ZnO yang lebih rendah, mencapai hasil yang sama hanya pada hari kelima. Kesimpulannya, pekerjaan yang dilakukan menunjukkan bahwa film PLA dengan 5% berat ZnO cocok untuk aplikasi pengemasan makanan dibandingkan dengan PLA biasa karena menunjukkan, sifat tarik yang baik (modulus tinggi dan tegangan leleh), permeabilitas yang lebih rendah terhadap O₂ dan CO₂, hanya peningkatan permeabilitas WV yang sangat kecil, dan yang terpenting, aktivitas antimikroba yang sangat baik terhadap E. Coli sudah setelah 24 jam (Marra et al., 2016).

Penggabungan seng oksida nano-partikel pada film nano-komposit berbasis PLA diketahui dapat meningkatkan sifat mekanik, penghalang uap, penghalang sinar UV, dan sifat antibakteri. Metode pembentukan nano-komposit dilakukan dengan menggunakan pelarut kemudian dituangkan lalu dikeringkan dalam oven. Film nano-komposit menunjukkan peningkatan sifat mekanik dan penghalang uap. Kekuatan tarik meningkat saat ditambahkan 0.5 wt% ZnO kemudian menurun kembali sedikit seiring penambahan ZnO sampai 1.5 wt%. Kekuatan tarik saat diberi penambahan 0.5 wt% ZnO adalah 58.4 MPa menunjukkan peningkatan sebesar

37.5% dibanding dengan film PLA murni yang asalnya 42.5 MPa. Aktivitas antibakteri pada film nano-komposit PLA/ZnO terbukti ampuh pada bakteri patogen bawaan makanan *L. monocytogenes* dan *E. coli* (Shankar et al., 2018).

Menurut Syaadah, penambahan *vinylsilanes* pada *poly(l-lactic acid)/nHAp* dapat mempengaruhi sifat mekanik, morfologi, dan biodegradasi *bone screw*. Hasil Analisa menunjukkan *coupling agents vinylsilane* dapat meningkatkan sifat fisik mekanis serta dapat mengikat dua fasa yang berbeda antara biopolimer dan biokeramik. Penulis juga menganalisa pengaruh komposisi matriks dan penguat dan hasil paling baik terdapat pada rasio 90:10. Dimana saat kandungan persentase PLLA lebih tinggi, maka permukaan akan lebih halus karena aglomerat sedikit. Selain itu kandungan persentasi PLLA yang lebih tinggi menunjukkan kenaikan *tensile strength* menjadi 6.86 MPa, kenaikan *compressive strength* menjadi 30.62 MPa, dan *degradation time* selama 31.7 bulan. Sifat mekanik dari komposisi tersebut menunjukkan sifat mekanik yang paling mendekati kriteria pengganti tulang (Syaadah et al., 2022).

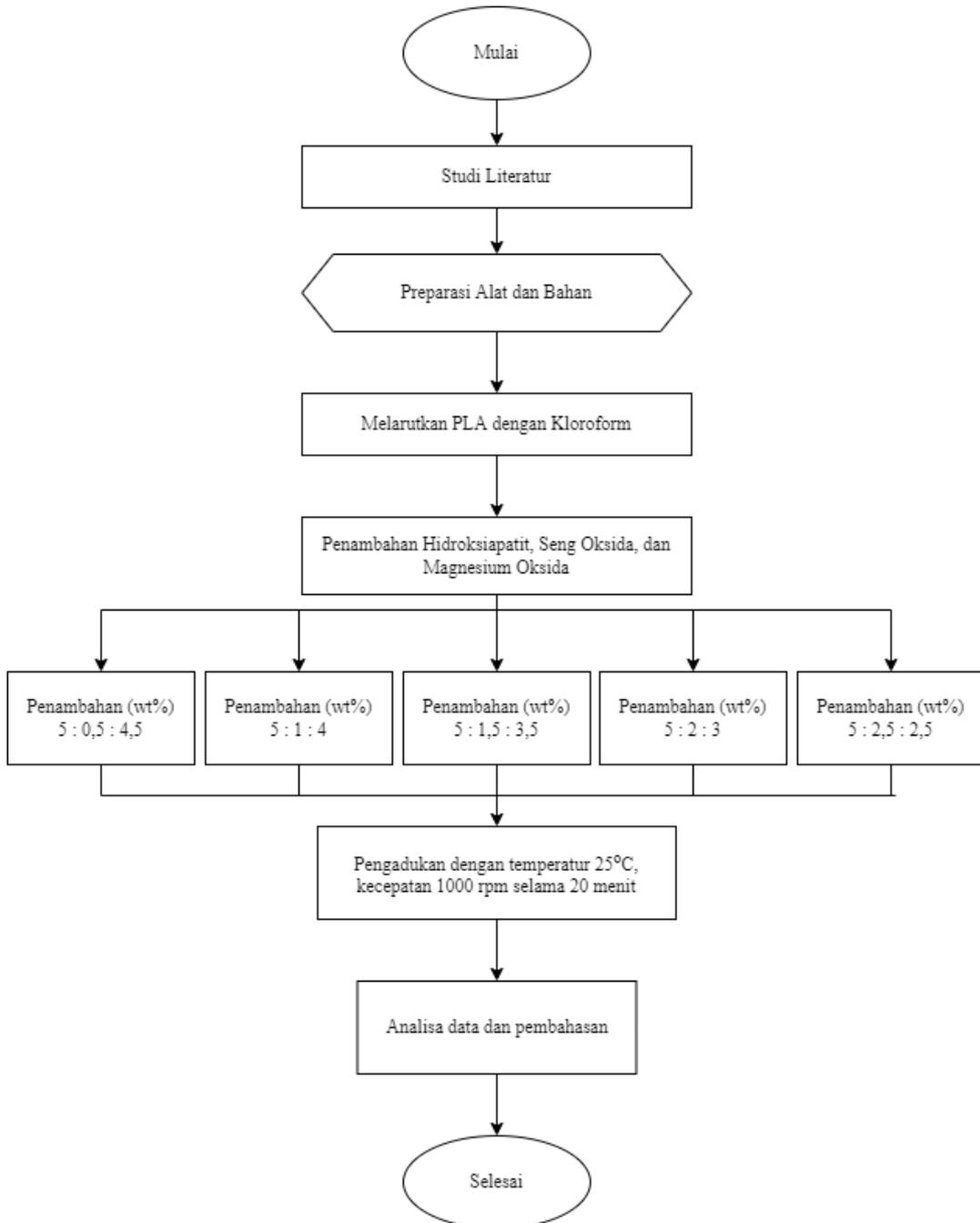
(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir Penelitian

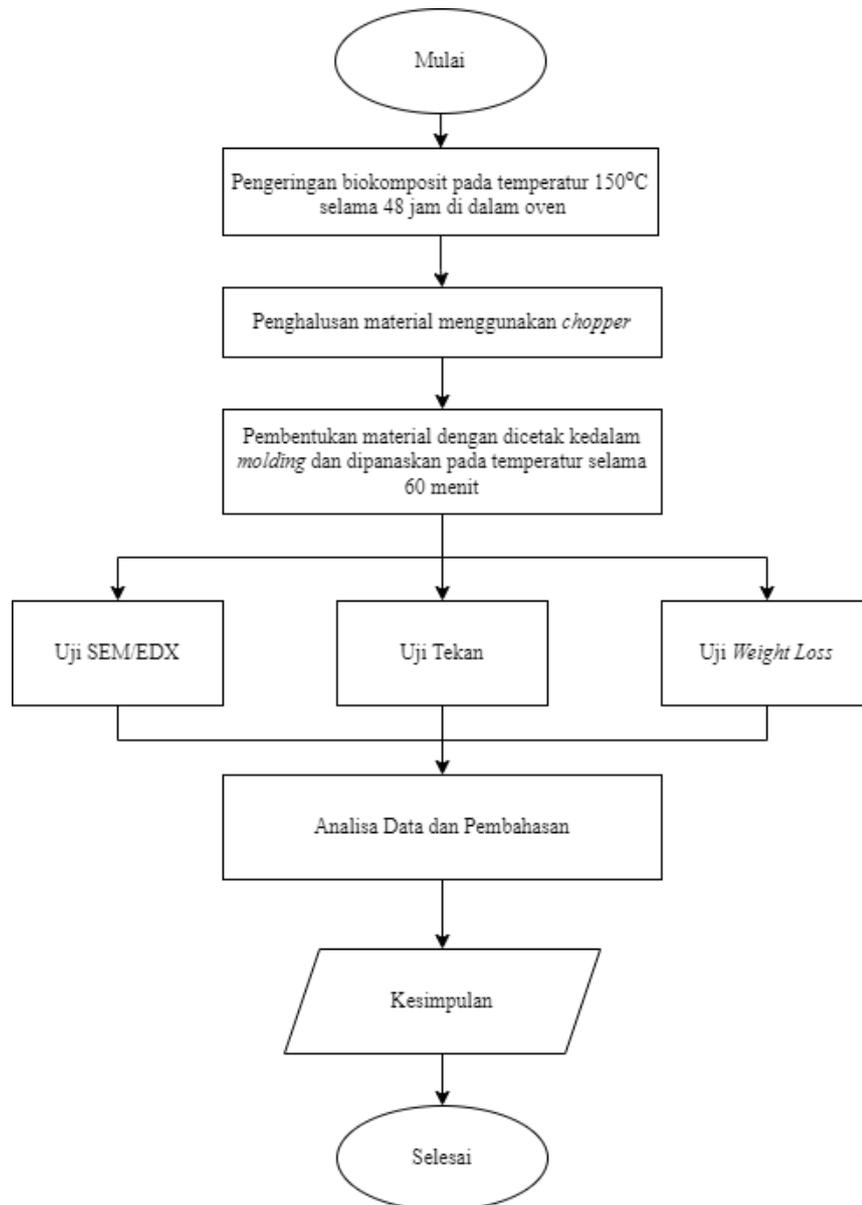
Diagram alir penelitian ini terbagi menjadi dua, yaitu diagram alir pembuatan komposit dan diagram alir proses fabrikasi *biodegradable bone screw* dengan metode *3D printing*.

3.1.1 Diagram Alir Pembentukan Komposit PLA/HAp/ZnO/MgO



Gambar 3.1 Diagram Alir Pembentukan Komposit PLA/HAp/ZnO/MgO

3.1.2 Diagram Alir Proses Fabrikasi *Biodegradable Bone Screw*



Gambar 3.2 Diagram Alir Proses Fabrikasi Biodegradable Bone Screw

3.2 Metode Penelitian

Metode yang dilakukan untuk penelitian ini adalah:

1. Studi Literatur

Pada tahapan studi literatur, dilakukan pencarian tinjauan melalui buku, jurnal maupun penelitian serupa mengenai *Zinc*, *Magnesium*, HAp sebagai penguat komposit *bone screw*. Diskusi tahapan ini dilakukan dalam upaya untuk memperluas wawasan terkait permasalahan dan menemukan solusi pada penelitian yang akan dirancang. Diskusi berlangsung bersama pihak yang bersinggungan dengan penelitian.

2. Eksperimental

Metode penelitian ini dilakukan dengan prosedur dan metode modifikasi komposisi komposit PLA/HAp dengan penambahan *Zinc*, dan *Magnesium*, serta pengujian karakterisasi SEM-EDX, pengujian Tarik, pengujian tekan, dan pengujian *weight loss*.

3.3 Bahan

1. PLA

Poly (lactic acid) (PLA) digunakan sebagai matriks dalam penelitian ini. PLA dengan massa molekul relative (M_w) 90.08.

2. Hidroksiapatit

Serbuk nHAp dipersiapkan sebagai penguat PLA. HAp dengan kemurnian tinggi $\geq 95.0\%$ berukuran 20 nm didapatkan dari Xi'an Ly Health Technology.

3. Zinc

Zinc yang digunakan dalam penelitian ini adalah serbuk *zinc* dengan kemurnian tinggi 99.70 – 99.98% yang didapatkan dari Zashafa Shop.

4. Magnesium

Magnesium yang digunakan dalam penelitian ini adalah serbuk dengan kemurnian tinggi $\geq 98.5\%$ dengan merk Merck.

5. Kloroform

Kloroform digunakan dalam penelitian ini untuk melarutkan PLA. Kloroform didapatkan dari SIP kelampis.

3.4 Prosedur Penelitian

Pada penelitian ini dibutuhkan 2 serangkaian proses, yaitu proses pembentukan komposit PLA/HAp/ZnO/MgO dan proses fabrikasi *biodegradable bone screw*.

3.4.1 Prosedur Pembentukan Biokomposit PLA/HAp/ZnO/MgO

Komposit yang akan dibentuk memiliki perbandingan matriks dan penguat sebesar 90:10. Pertama, *Pellet Poly(Lactic Acid)* (PLA) dilarutkan menggunakan kloroform, lalu ditambahkan nano-hidroksiapatit, serbuk seng, dan serbuk magnesium. Kemudian diaduk untuk menghasilkan larutan homogen pada temperature 25°C dan kecepatan putaran 1000 rpm selama 20 menit dengan *hot plate magnetic stirrer*.

3.4.2 Prosedur Fabrikasi *Biodegradable Bone Screw*

Dari hasil pembentukan PLA/HAp/ZnO/MgO, material didiamkan selama 24 jam di tempat terbuka sehingga menjadi padat dan 48 jam didalam oven dengan temperatur 80°C untuk menghilangkan kloroform yang terkandung didalamnya. Padatan hasil sintesis tersebut kemudian dihaluskan menggunakan *chopper* hingga menjadi serbuk. Kemudian material serbuk tersebut dimasukkan ke dalam molding untuk dilelehkan menggunakan oven dengan temperatur 150°C selama 60 menit.

3.5 Prosedur Pengujian

Pada penelitian ini beberapa pengujian dilakukan dalam upaya untuk mengetahui morfologi, sifat mekanik, dan biodegradasi dari *Bone Screw* PLA/HAp/ZnO/MgO.

3.5.1 Pengujian *Scanning Electron Microscopy (SEM)/ Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy (EDX)*

Pengujian *Scanning Electron Microscopy* (SEM) dilakukan di Divisi Karakterisasi Material Departemen Teknik Material dan Metalurgi FT-IRS ITS Surabaya. Pengujian ini dilakukan dalam upaya untuk mengetahui informasi terkait morfologi dan distribusi nano-HAp dari komposit PLA/nano-HAp. Untuk mengawali pengujian, sampel PLA/nano-HAp dilapisi dengan serbuk emas agar mendapatkan sifat konduktif dan direkatkan dengan *carbon tip* agar mengantisipasi sampel tergelincir. Selanjutnya sampel dapat dilakukan pengujian karakterisasi SEM.

SEM bekerja dengan menembakkan elektron berenergi tinggi yang dipancarkan dari *electron gun*. Elektron yang dipancarkan kemudian diperkuat oleh kumparan dan difokuskan oleh *fineprobe*. Elektron yang mengenai spesimen berukuran kira-kira 10 \AA dihamburkan dan dipantulkan kepada *backscattered electron detector* dan *secondary electron detector*. *Backscattered electron* menampakkan bagian yang memiliki berat atom lebih besar akan berwarna terang dan berat atom yang lebih kecil berwarna lebih gelap. Adapun *secondary electron* menghasilkan informasi topografi dari sampel, di mana dari topografi tersebut diketahui perkiraan permukaan yang lebih tinggi dan lebih rendah. Selanjutnya hasilnya akan ditampilkan di layar. Adapun dengan adanya tambahan *EDX detector*, *X-ray* dapat digunakan sebagai sinyal untuk menghasilkan informasi unsur dan komposisi kimia dari sampel.

Adapun alat pengujian *Scanning Electron Microscopy (SEM)/Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy (EDX)* ditampilkan pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3 Alat pengujian SEM/EDX

3.5.2 Pengujian Tekan

Pengujian tekan dilakukan dengan *Material Testing Machine* di Laboratorium Material Inovatif Departemen Teknik Material dan Metalurgi FT-IRS ITS Surabaya. Preparasi spesimen berdasarkan standar ASTM D 5024-95 untuk mendapatkan *compressive strength* dengan specimen berbentuk tabung dengan panjang dua kali diameternya, spesimen diuji dengan *strain rate* 2 mm/min. **Gambar 3.4** menunjukkan *Material Testing Machine*



Gambar 3.4 *Material Testing Machine*

3.5.3 Pengujian *Weight Loss*

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui biodegradasi komposit PLA/HAp. Pengujian ini dilakukan dengan cara merendam sampel ke dalam larutan yang menyerupai cairan tubuh manusia atau *Simulated Body Fluids* (SBF). Larutan SBF ialah larutan dengan konsentrasi ion yang mendekati plasma darah manusia, disimpan di bawah kondisi pH tertentu dan suhu fisiologis yang identik dengan suhu tubuh seperti *Phosphate Buffered Saline* (PBS) dengan rentang pH sekitar 7 – 7,4. Komposisi larutan SBF dengan jenis PBS adalah 1,8 gram NaCl, 0,2 gram KCL, 0,24 gram KH₂PO₄, dan 1,44 gram Na₂HPO₄. Sampel uji ditimbang terlebih dahulu untuk mendapatkan massa awal. Selanjutnya dilakukan perendaman selama 3 minggu dan dilakukan evaluasi pengamatan pada hari ke 7, 14, dan 21. Larutan PBS diganti setiap minggu dan sampel dibilas dengan *distilled water* dan dikeringkan untuk dilakukan pengamatan. Pengamatan dilakukan secara visual serta ditimbang untuk mengetahui massa sampel setelah perendaman. *Weight loss* dapat diketahui dengan perhitungan pada Persamaan 3.1.

$$W(\%) = \frac{m_a - m_b}{m_a} \times 100\% \quad (3.1)$$

Dimana,

W: *weight loss* (%)

m_a: massa sebelum perendaman

m_b: massa setelah perendaman

3.6 Rancangan Penelitian

Rancangan penelitian *biodegradable bone screw* ditunjukkan pada Tabel 3.1 dan dapat ditentukan jumlah masing-masing spesimen dari 5 sampel. Terdapat 2 pengujian yang tidak merusak dan 1 pengujian yang merusak. Masing-masing sampel membutuhkan 3 spesimen. Total spesimen pada penelitian ini adalah 27.

Tabel 3.1 Rancangan Penelitian untuk Biodegradable Bone Screw

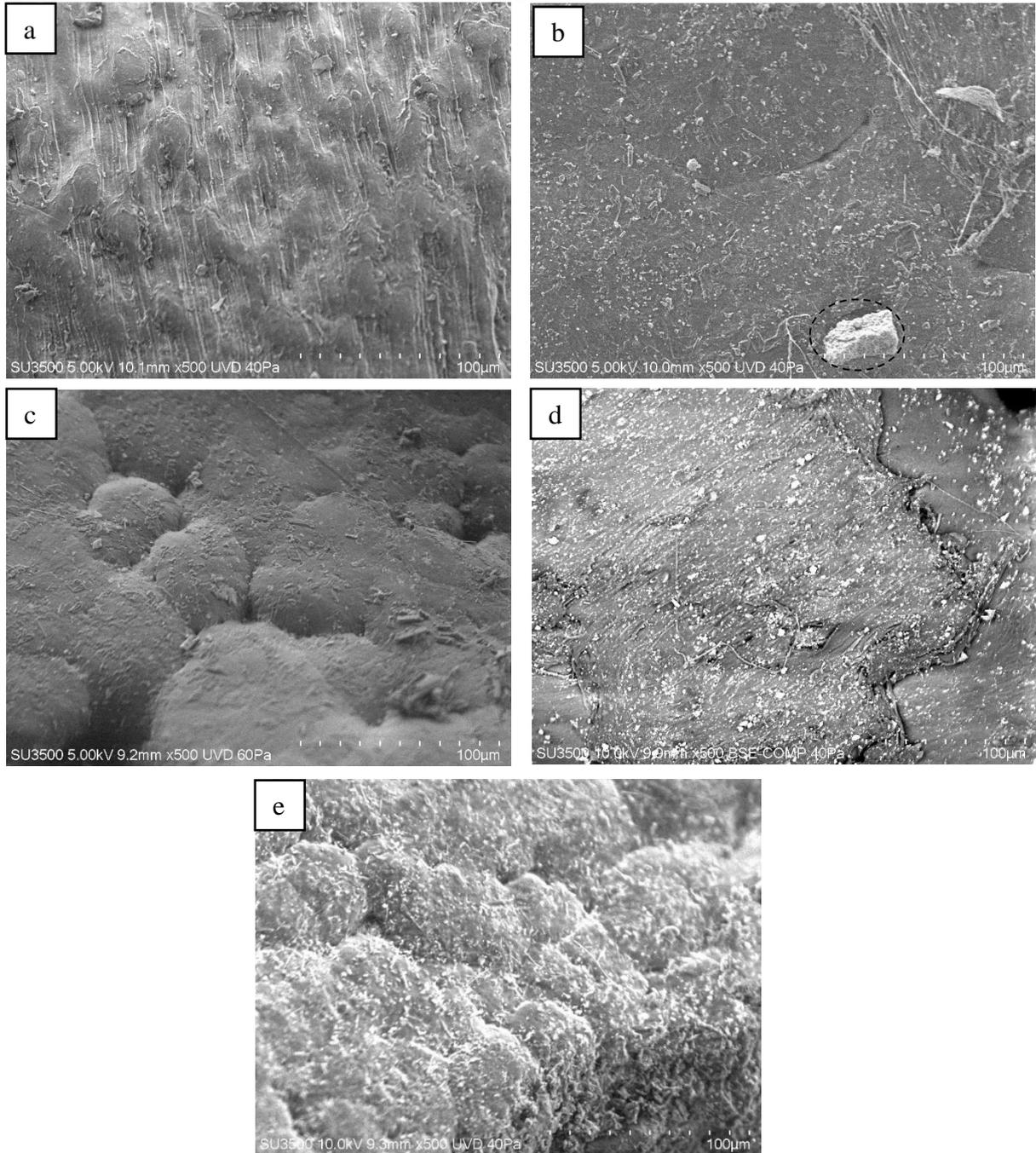
| No. | Sampel | | Pengujian | | |
|-----|-----------------------|--------------|-----------|-----------|--------------------|
| | Rasio Matriks:Penguat | HAp:ZnO:MgO | SEM/EDX | Uji Tekan | <i>Weight Loss</i> |
| 1 | 100:0 | 0%:0%:0% | ✓ | ✓ | ✓ |
| 2 | | 10%:0%:0% | ✓ | ✓ | ✓ |
| 3 | | 5%:5%:0% | ✓ | ✓ | ✓ |
| 4 | | 5%:0%:5% | ✓ | ✓ | ✓ |
| 5 | 90:10 | 5%:0,5%:4,5% | ✓ | ✓ | ✓ |
| 6 | | 5%:1%:4% | ✓ | ✓ | ✓ |
| 7 | | 5%:1,5%:3,5% | ✓ | ✓ | ✓ |
| 8 | | 5%:2%:3% | ✓ | ✓ | ✓ |
| 9 | | 5%:2,5%:2,5% | ✓ | ✓ | ✓ |

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Pengujian SEM-EDX

Pengujian Scanning Electron Microscopy (SEM) dilakukan untuk mengetahui informasi terkait morfologi dan distribusi material aditif dari komposit PLA/nHAp/ZnO/MgO. Gambar 4.1 menunjukkan hasil pengamatan morfologi dari spesimen PLA murni, serta penambahan hidroksiapatit sebesar 10% wt, seng oksida sebesar 5% wt, magnesium oksida 5% wt, dan variasi penambahan 5% wt hidroksiapatit, 0,5% wt seng oksida, dan 4,5% wt magnesium oksida.



Gambar 4.1 Hasil SEM Komposit Variasi (a) 100% PLA (b) 90:10 PLA:HAp (c) 90:5:5 PLA:HAp:ZnO (d) 90:5:5 PLA:HAp:MgO (e) 90:5:0.5:4.5 PLA:HAp:ZnO:MgO

Perbedaan morfologi yang ditunjukkan pada SEM terlihat dengan jelas, hal ini ditunjukkan pada kekasaran permukaan dan partikel yang terlihat pada permukaan masing-masing sampel. Gambar 4.1(a) variasi 100% PLA menunjukkan permukaan yang bersih dengan tidak terdapat partikel lain yang menempel pada permukaan. Gambar 4.1(b) variasi 90:10 PLA:HAP menunjukkan terdapat aglomerat partikel hidroksiapatit dikarenakan persebaran yang terjadi tidak merata. Sesuai dengan (Akindoyo et al., 2017), persebaran hidroksiapatit yang tidak merata menimbulkan aglomerat hidroksiapatit pada permukaan. Pada sampel variasi ini terlihat aglomerat hidroksiapatit yang dilingkari pada gambar, kemungkinan aglomerat ini terbentuk akibat buruknya interaksi antara matriks dan *filler* menghasilkan gumpalan hidroksiapatit. Kemudian pada Tabel 4.1 menunjukkan hasil pengujian EDX pada sampel 90:10 PLA:HAP dan menunjukkan persentase P dan Ca yang besar menandakan bahwa aglomerat tersebut adalah hidroksiapatit. Gambar 4.1(c) variasi 90:5:5 PLA:HAp:ZnO menunjukkan terdapat partikel ZnO yang menempel pada permukaan polimer PLA. Partikel ZnO yang terlihat berbentuk serbuk putih, seperti pada (Marra et al., 2016), ketika melakukan pengujian SEM terhadap material ZnO nya menunjukkan persebaran partikel serbuk putih. Gambar 4.1(d) variasi 90:5:5 PLA:HAp:MgO menunjukkan persebaran dari material penguat yang baik, terlihat pada gambar persebaran serbuk putih yang merata yang merupakan hidroksiapatit dan magnesium oksida, persebaran yang merata dari *filler* yang sangat kompatibel menghasilkan interaksi yang baik dengan matriks polimer, yang akhirnya dapat meningkatkan *mechanical integrity* (Das et al., 2011). Pada Gambar 4.1(e) variasi 90:5:0.5:4.5 menunjukkan permukaan yang padat dengan penambahan *filler* yaitu hidroksiapatit, MgO dan ZnO yang berbentuk partikel serbuk putih, gambar tersebut menunjukkan bahwa *filler* pada material tersebut tersebar secara merata.

Tabel 4.1 Hasil EDX *weight percentage* dan *atomic percentage* pada variabel rasio penambahan PLA:HAp:ZnO:MgO (wt%)

| Sampel | Unsur | Wt% | At% |
|-----------|-------|-------|-------|
| 90:10:0:0 | C K | 24.44 | 33.91 |
| | O K | 54.41 | 56.67 |
| | P K | 5.08 | 2.73 |
| | Ca K | 16.07 | 6.68 |
| 90:5:5:0 | C K | 28.64 | 38.26 |
| | O K | 56.43 | 56.59 |
| | Zn L | 6.02 | 1.48 |
| | P K | 0.93 | 0.48 |
| | Ca K | 7.97 | 3.19 |
| 90:5:0:5 | C K | 30.25 | 38.94 |
| | O K | 56.14 | 54.25 |
| | Mg K | 5.33 | 3.53 |
| | P K | 0.72 | 0.36 |
| | Ca K | 7.55 | 2.91 |

Pengujian *Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy* (EDX) ditunjukkan untuk mengkonfirmasi komposisi yang terkandung pada komposisi PLA/HAp/ZnO/MgO. Sesuai dengan teori bahwa unsur utama pembentuk HAp yaitu unsur Ca dan P (Kalfas, 2001), unsur pembentuk PLA yaitu C dan O (Lao, 2013), unsur pembentuk MgO yaitu Mg dan O, unsur pembentuk ZnO yaitu Zn dan O. Hal ini sesuai dengan hasil pengujian EDX diatas ini, dimana persentase unsur C dan O memiliki intensitas yang tinggi karena PLA merupakan matriks dalam

spesimen penelitian ini, hidroksipatit, ZnO, dan MgO merupakan *filler*-nya. Berikut grafik komposisi yang dihasilkan dalam pengujian EDX ditunjukkan dalam Tabel 4.1

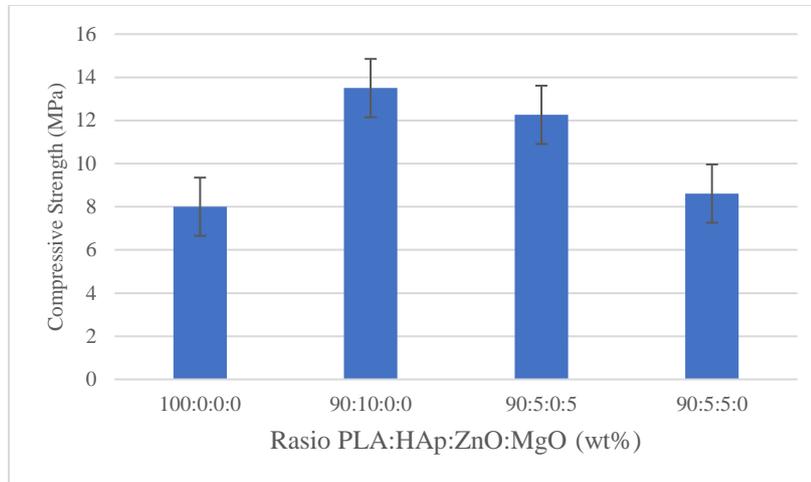
Pada penelitian ini juga menggunakan variasi komposisi ZnO dan MgO dengan ZnO semakin bertambah sebanyak 0,5% mulai dari 0,5% sampai 2,5% dan MgO semakin berkurang sebanyak 0,5% mulai dari 4,5% sampai 2,5% sehingga terdapat 5 variasi ZnO dan MgO yaitu 0,5:4,5; 1:4; 1,5:3,5; 2:3; 2,5:2,5; perbandingan komposisi tersebut dikonfirmasi melalui uji EDX yang terdapat pada Tabel 4.2

Tabel 4.2 Hasil EDX *weight percentage* dan *atomic percentage* pada variasi penambahan PLA:HAp:ZnO:MgO (wt%)

| Sampel | Unsur | Wt% | At% |
|--------------|-------|-------|-------|
| 90:5:0.5:4.5 | C K | 29.45 | 37.75 |
| | O K | 59.92 | 56.97 |
| | Zn L | 0.82 | 0.19 |
| | Mg K | 4.32 | 1.97 |
| | P K | 0.7 | 0.35 |
| | Ca K | 7.18 | 2.76 |
| 90:5:1:4 | C K | 22.01 | 30.74 |
| | O K | 56.58 | 59.25 |
| | Zn L | 1.71 | 0.44 |
| | Mg K | 4.11 | 2.5 |
| | P K | 1.03 | 0.56 |
| | Ca K | 15.57 | 6.51 |
| 90:5:1.5:3.5 | C K | 28.2 | 36.66 |
| | O K | 59.71 | 58.28 |
| | Zn L | 1.83 | 0.44 |
| | Mg K | 2.82 | 1.83 |
| | P K | 0.64 | 0.32 |
| | Ca K | 6.8 | 2.46 |
| 90:5:2:3 | C K | 25.51 | 34.03 |
| | O K | 57.78 | 59.16 |
| | Zn L | 2.49 | 0.61 |
| | Mg K | 2.94 | 1.98 |
| | P K | 0.96 | 0.5 |
| | Ca K | 9.32 | 3.73 |
| 90:5:2.5:2.5 | C K | 30.3 | 38.46 |
| | O K | 59.86 | 57.21 |
| | Zn L | 2.3 | 0.54 |
| | Mg K | 2.76 | 1.9 |
| | P K | 0.63 | 0.31 |
| | Ca K | 4.15 | 1.58 |

4.2 Hasil Pengujian Tekan

Pengujian sifat mekanik pada komposit PLA/nano-HAp yaitu pengukuran kekuatan tekan berdasarkan standar ASTM D 5024-95. Dari data yang telah didapatkan dibuat grafik hubungan antara variasi persentase material aditif ZnO dan MgO ditunjukkan pada Gambar 4.2

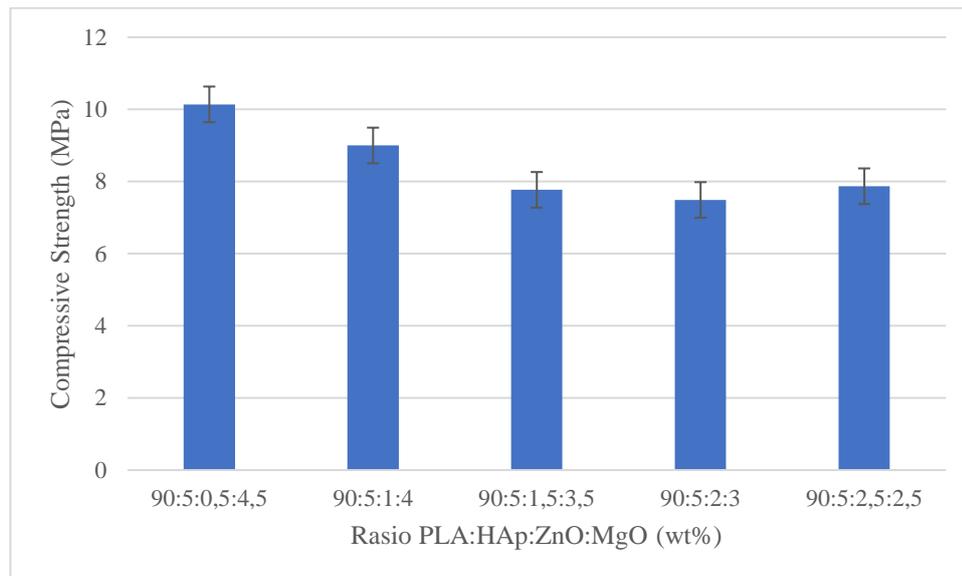


Gambar 4.2 Pengaruh variasi penambahan HAp, ZnO dan MgO pada kekuatan kompresi

Gambar 4.2 menunjukkan dengan penambahan hidroksiapatit mempengaruhi peningkatan kekuatan kompresi sebanyak 68,75% dengan penambahan dari 8 MPa menjadi 13,5 MPa. Penelitian yang dilakukan (Esmaeili et al., 2020) juga menunjukkan dengan penambahan hidroksiapatit dapat meningkatkan kekuatan kompresi dan modulus elastisitas dari *scaffold*. Hidroksiapatit memiliki nilai densitas yang lebih besar dari PLA yaitu $3,16 \text{ g/cm}^3$ dibanding PLA yang hanya $1,24 \text{ g/cm}^3$, persebaran hidroksiapatit yang homogen menghasilkan adhesi yang baik dan menjadikan HAp sebagai penanggung beban (Zebarjad et al., 2011), yang memberikan peningkatan kekuatan kompresi. Variasi dengan penambahan MgO sebanyak 5%wt juga menunjukkan peningkatan kekuatan kompresi yaitu sebanyak 53,25%, seperti yang dilakukan Brown *et al.*, ketika memberikan penambahan MgO kepada polimer yang digunakan terdapat penurunan nilai stress untuk jumlah penambahan yang sedikit, namun ketika penambahan yang dilakukan cukup banyak menunjukkan peningkatan nilai stress yang signifikan (Brown et al., 2015). Peningkatan kekuatan ini bisa juga dikarenakan persebaran *filler* yang merata yang ditunjukkan pada Tabel 4.1(d). Variasi dengan penambahan ZnO sebanyak 5%wt menunjukkan sedikit peningkatan kekuatan kompresi sebanyak 7,63%, persebaran dari material penguat pada matriks polimer merupakan parameter utama untuk transfer tegangan yang efektif pada antarmuka matriks dan *filler* yang akhirnya meningkatkan kekuatan *stress* dari bahan komposit polimer (Ahmed et al., 2016). Jayaramudu *et al.*, mendapati peningkatan kekuatan sebanyak 10% pada komposit dengan matriks PLA saat melakukan penambahan 2%wt ZnO, namun setelah penambahan >2%wt kekuatan kembali menurun (Jayaramudu et al., 2014). Data pengaruh variabel kontrol penambahan HAp, ZnO, dan MgO terhadap kekuatan kompresi dari penelitian ini disajikan dalam Tabel 4.3 dibawah ini.

Tabel 4.3 Nilai *Compressive Strength* rasio penambahan PLA:HAp:ZnO:MgO (wt%)

| Sampel | <i>Compressive Strength</i> (MPa) |
|-----------|-----------------------------------|
| 100:0:0:0 | 8,00 ± 0,16 |
| 90:10:0:0 | 13,50 ± 0,48 |
| 90:5:0:5 | 12,26 ± 0,03 |
| 90:5:5:0 | 8,61 ± 0,52 |



Gambar 4.3 Pengaruh variasi penambahan PLA:HAp:ZnO:MgO terhadap kekuatan kompresi

Gambar 4.3 diatas menunjukkan peningkatan kekuatan kompresi material komposit PLA/HAp dengan penambahan 0,5%wt ZnO dan 4,5%wt MgO kemudian menurun seiring penambahan %wt ZnO dan pengurangan %wt MgO. Hal ini sesuai dengan yang dilakukan (Shankar et al., 2018) dimana setelah penambahan 0,5%wt ZnO sifat mekanik meningkat, namun seiring penambahan ZnO semakin banyak menghasilkan sifat mekanik kembali menurun. Penambahan MgO pada komposit juga mempengaruhi peningkatan kekuatan kompresi, sebagaimana yang dilakukan (Brown et al., 2015) ketika memberikan penambahan MgO pada polimer yang digunakan menunjukkan peningkatan sifat material saat penambahan MgO cukup besar, dalam hasil penelitian kali ini saat penambahan 4%wt MgO sudah dapat meningkatkan kekuatan kompresi dan lebih meningkat lagi ketika penambahan 4,5%wt MgO. Kekuatan kompresi saat pada penambahan %wt MgO 2,5-3,5% belum dapat meningkatkan kekuatan kompresi bahkan nilai kekuatan kompresi dengan penambahan variasi tersebut menurun. Hasil uji kompresi dalam penelitian ini walaupun beberapa variasi menunjukkan penurunan kekuatan kompresi namun kekuatan ini masih dapat diterima sebagai pengganti pada tulang kancellor dengan kekuatan kompresi yaitu 5-10 MPa (Sheikh et al., 2015). Data pengaruh variasi persentase penambahan ZnO dan MgO terhadap kekuatan kompresi dari penelitian ini disajikan dalam Tabel 4.4 dibawah ini.

Tabel 4.4 Nilai *Compressive Strength* variasi penambahan PLA:HAp:ZnO:MgO (wt%)

| Sampel | <i>Compressive Strength</i> (MPa) |
|--------------|-----------------------------------|
| 90:5:0,5:4,5 | 10,14 ± 1,60 |
| 90:5:1:4 | 9,00 ± 0,79 |
| 90:5:1,5:3,5 | 7,77 ± 0,38 |
| 90:5:2:3 | 7,49 ± 0,04 |
| 90:5:2,5:2,5 | 7,87 ± 0,52 |

4.3 Hasil Pengujian *Weight Loss*

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui laju degradasi serta *degradation time* komposit PLA/HAp/ZnO/MgO. Dari hasil pengujian menunjukkan penurunan massa spesimen PLA/HAp/ZnO.MgO, data tersebut disajikan dalam bentuk perbandingan grafik antara persentase

weight loss dan laju degradasi pada variasi % material aditif ZnO dan MgO dengan waktu perendaman masing-masing pada **Tabel 4.5**

Tabel 4.5 Persentase *weight loss* pada tiap penambahan HAp, ZnO dan MgO

| Rasio PLA:HAp:ZnO MgO (wt%) | Hari | | | |
|-----------------------------|------|-------|-------|-------|
| | 0 | 7 | 14 | 21 |
| 100:0:0:0 | 0 | 23,48 | 23,90 | 24,74 |
| 90:10:0:0 | 0 | 12,19 | 12,62 | 13,26 |
| 90:5:5:0 | 0 | 16,20 | 17,28 | 18,52 |
| 90:5:0:5 | 0 | 8,35 | 8,82 | 9,61 |

Dari hasil penelitian terlihat bahwa dengan setelah penambahan material hidroksiapatit, seng oksida, dan magnesium oksida kemampuan biodegradasi PLA menjadi semakin lama. Dari data-data yang tersebar, kemampuan degradasi PLA bergantung pada beberapa parameter, seperti berat molekul, kristalinitas, tingkat kemurnian, temperatur, pH, tingkat permeabilitas, dan bahan aditifnya (K. I. Park & Xanthos, 2009). Dari tabel diatas dapat dilihat setelah penambahan 10%wt HAp kemampuan degradasi PLA menurun dari 23,48% *weight loss* pada hari ke-7 menjadi 12,19% pada hari ke-7, hal serupa terjadi juga saat Guarino *et al.*, merendam polimer yang ditambahkan hidroksiapatit pada larutan SBF menghasilkan persentase *weight loss* yang lebih kecil. Menurutnya, hidroksiapatit sangat mempengaruhi kemampuan degradasi polimer yang mempengaruhi kristalinitasnya yang menyebabkan *shielding effect* polimer terhadap degradasi (Guarino *et al.*, 2009). Pada variasi penambahan 5% wt HAp dan 5% wt ZnO dapat dilihat bahwa kemampuan degradasi material tersebut lebih rendah dibandingkan dengan 100% PLA yaitu pengurangan sebesar 16,20% pada hari ke-7 namun masih lebih bagus dibandingkan hanya dengan penambahan 10%wt HAp. Menurut Anžlovar *et al.*, ZnO bereaksi dengan PLA menghasilkan *zinc salt* ($ZnCl_2$) pada PLA oligomer dan Zn laktat menunjukkan bahwa ZnO tidak hanya akselerator degradasi dari PLA namun juga sebagai reaktan pada reaksi degradasi (Anžlovar *et al.*, 2018). Penambahan 5% wt HAp pada material tersebut tetap mempengaruhi kemampuan degradasi polimer sehingga kemampuan degradasi material tersebut tetap menurun dibandingkan dengan 100% PLA. Peningkatan kemampuan degradasi material ini bisa juga dipicu dengan reaksi hidrolisis pada PLA, ketika perendaman H_2O terdisosiasi lalu membentuk grup hidroksil pada permukaan ZnO yang dapat mempercepat reaksi hidrolisis pada ikatan ester PLA yang kemudian membentuk *oligomer* yang mudah larut dalam air (Lizundia *et al.*, 2017). Pada variasi penambahan 5%wt HAp dan 5%wt MgO menunjukkan variasi tersebut memiliki kemampuan degradasi paling lambat yaitu pengurangan berat sebesar 8,35% pada hari ke-7 namun memiliki peningkatan degradasi yang lebih cepat dibanding hanya dengan penambahan 10%wt HAp sehingga memiliki *degradation time* yang lebih singkat, hal ini menunjukkan bahwa penambahan MgO juga mempengaruhi terhadap kemampuan degradasi komposit. Pengurangan berat yang lambat dapat menjadi dampak positif dalam penggunaan *bone screw*, semakin lambat pengurangan berat material memungkinkan pertumbuhan tulang untuk kembali regenerasi dengan kekuatan material yang masih bertahan.

Tabel 4.6 Persentase *weight loss* pada tiap variasi penambahan PLA:HAp:ZnO:MgO

| Rasio PLA:HAp:ZnO MgO (wt%) | Hari | | | |
|-----------------------------|------|-------|-------|-------|
| | 0 | 7 | 14 | 21 |
| 90:5:0,5:4,5 | 0 | 10,88 | 12,65 | 13,83 |
| 90:5:1:4 | 0 | 13,53 | 14,29 | 15,55 |
| 90:5:1,5:3,5 | 0 | 15,34 | 15,92 | 16,93 |
| 90:5:2:3 | 0 | 18,38 | 19,24 | 19,93 |
| 90:5:2,5:2,5 | 0 | 10,74 | 11,14 | 11,95 |

Dari tabel diatas dapat diamati bahwa penambahan ZnO dan MgO memiliki pengaruh yang jelas terhadap kemampuan degradasi material pada dalam tubuh. Kemampuan degradasi paling cepat dicapai oleh variasi dengan penambahan 2% wt ZnO dan 3% wt MgO dengan pengurangan berat sebesar 18,38% pada hari ke-7, kemampuan degradasi semakin cepat selama penambahan % wt ZnO mulai dari 0,5% sampai ke titik optimal yaitu penambahan 2% dan juga dimuali dari pengurangan penambahan % wt MgO mulai dari 4,5% samapi di titik optimal yaitu penambahan 3%. Namun Ketika penambahan 2,5% wt ZnO dan 2,5% wt MgO menunjukkan penurunan yang signifikan terhadap kemampuan degradasi dengan pengurangan berat sebesar 10,17% pada hari ke-7.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Adapun kesimpulan yang didapatkan dari penelitian ini adalah pengaruh rasio penambahan material aditif dengan material ZnO dan MgO memberikan perubahan terhadap permukaan matriks PLA yang menjadi padat dengan material *filler*. Rasio yang paling optimal untuk mendapatkan nilai kekuatan kompresi adalah dengan penambahan 5% wt HAp, 0,5% wt ZnO, dan 4,5% wt MgO menghasilkan kekuatan kompresi 10,14 MPa. Sedangkan untuk kemampuan degradasi tercepat didapatkan pada variasi penambahan 5% wt HAp, 2% ZnO, dan 3% MgO.

5.2 Saran

Adapun saran yang didapatkan dari penelitian ini adalah melakukan pengujian kekuatan mekanik lainnya untuk mendapatkan kriteria agar sesuai dengan *properties* dari tulang kancellor dan melakukan pengujian *weight loss* lebih lama dari 1 bulan untuk melihat trend degradasi lebih jauh.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR PUSTAKA

- Ahmed, J., Arfat, Y. A., Castro-Aguirre, E., & Auras, R. (2016). Mechanical, structural and thermal properties of Ag-Cu and ZnO reinforced polylactide nanocomposite films. *International Journal of Biological Macromolecules*, 86, 885–892. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2016.02.034>
- Akindoyo, J. O., Beg, M. D. H., Ghazali, S., Heim, H. P., & Feldmann, M. (2017). Effects of surface modification on dispersion, mechanical, thermal and dynamic mechanical properties of injection molded PLA-hydroxyapatite composites. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 103, 96–105. <https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2017.09.013>
- Alves, M. M., Marques, L. M., Nogueira, I., Santos, C. F., Salazar, S. B., Eugénio, S., Mira, N. P., & Montemor, M. F. (2018). In silico, in vitro and antifungal activity of the surface layers formed on zinc during this biomaterial degradation. *Applied Surface Science*, 447, 401–407. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2018.03.164>
- Anžlovar, A., Kržan, A., & Žagar, E. (2018). Degradation of PLA/ZnO and PHBV/ZnO composites prepared by melt processing. *Arabian Journal of Chemistry*, 11(3), 343–352. <https://doi.org/10.1016/j.arabjc.2017.07.001>
- Aoki, H. (1991). *Science and Medical Applications of Hydroxyapatite*. JAAS.
- Ashammakhi, N., Suuronen, R., Tiainen, J., Törmälä, P., & Waris, T. (2003). Spotlight on naturally absorbable osteofixation devices. *JOURNAL OF CRANIOFACIAL SURGERY*, 14(2), 247–259.
- AZo Materials. (2001, July 29). *An Insight to Magnesium (Mg)*.
- AZo Materials. (2013, July 29). *Zinc (Zn) Properties Applications*.
- Böstman, O. (1991). Current concepts review absorbable implants for the fixation of fractures. *J Bone Joint Surg Am*, 73-A, 148–153.
- Bowen, P. K., Drelich, J., & Goldman, J. (2013). Zinc exhibits ideal physiological corrosion behavior for bioabsorbable stents. *Advanced Materials*, 25(18), 2577–2582. <https://doi.org/10.1002/adma.201300226>
- Brown, A., Zaky, S., Ray, H., & Sfeir, C. (2015). Porous magnesium/PLGA composite scaffolds for enhanced bone regeneration following tooth extraction. *Acta Biomaterialia*, 11(C), 543–553. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.09.008>
- Bueno-López, C., Tamarit-Martínez, C., Alambiaga-Caravaca, A. M., Balaguer-Fernández, C., Merino, V., López-Castellano, A., & Rodilla, V. (2021). 3D printing of temporary prostheses for controlled-release of drugs: Design, physical characterization and preliminary studies. *Pharmaceuticals*, 14(12). <https://doi.org/10.3390/ph14121240>
- Chaya, A., Yoshizawa, S., Verdelis, K., Noorani, S., Costello, B. J., & Sfeir, C. (2015). Fracture healing using degradable magnesium fixation plates and screws. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 73(2), 295–305. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2014.09.007>
- Cifuentes, S. C., Gavilán, R., Lieblich, M., Benavente, R., & González-Carrasco, J. L. (2016). In vitro degradation of biodegradable polylactic acid/magnesium composites: Relevance of Mg particle shape. *Acta Biomaterialia*, 32, 348–357. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2015.12.037>
- Dahlan, K., Suptijah, P., & Kemala, T. (2016). SINTESIS DAN KARAKTERISASI BOKOMPOSIT BCP/KOLAGEN SEBAGAI MATERIAL PERANCAH TULANG Synthesis and Characterization of Biocomposite BCP/Collagen for Bone Material Scaffold. *Jurnal Pengolahan Hasil Perikanan Indonesia*, 19(3), 356–361. <https://doi.org/10.17844/jphpi.2016.19.3.356>
- Das, K., Ray, D., Bandyopadhyay, N. R., Sahoo, S., Mohanty, A. K., & Misra, M. (2011). Physico-mechanical properties of the jute micro/nanofibril reinforced starch/polyvinyl

- alcohol biocomposite films. *Composites Part B: Engineering*, 42(3), 376–381. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2010.12.017>
- DeStefano, V., Khan, S., & Tabada, A. (2020). Applications of PLA in modern medicine. *Engineered Regeneration*, 1, 76–87. <https://doi.org/10.1016/j.engreg.2020.08.002>
- Engram, B. (1998). *Rencana Asuhan Keperawatan Medikal-Bedah* (M. Ester, Ed.; Vol. 3). EGC.
- Esmaeili, S., Akbari Aghdam, H., Motififard, M., Saber-Samandari, S., Montazeran, A. H., Bigonah, M., Sheikhabahaei, E., & Khandan, A. (2020). A porous polymeric–hydroxyapatite scaffold used for femur fractures treatment: fabrication, analysis, and simulation. *European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology*, 30(1), 123–131. <https://doi.org/10.1007/s00590-019-02530-3>
- Farah, S., Anderson, D. G., & Langer, R. (2016). Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 107, 367–392. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.06.012>
- Fouad, H. (2010). Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the fractured bone. *Medical Engineering and Physics*, 32(7), 783–789. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.05.003>
- Guarino, V., Taddei, P., Foggia, M. di, Fagnano, C., Ciapetti, G., & Ambrosio, L. (2009). The Influence of Hydroxyapatite Particles on In Vitro Degradation Behavior of Poly ϵ -Caprolactone-Based Composite Scaffolds. *Tissue Engineering Part A*, 5(11), 3655–3668. <https://doi.org/10.1089/ten.TEA.2008.0543>
- Hartmann, M. H. (1998). High Molecular Weight Polylactic Acid Polymers. In *Biopolymers from Renewable Resources* (pp. 367–411). Springer Berlin Heidelberg.
- Hartono, Rifai, M., & Subawi, H. (2016). *Pengenalan Teknik Komposit* (1st ed.). Deepublish.
- Hench, L. L. (1991). Bioceramics: From Concept to Clinic. *Journal of the American Ceramic Society*, 74(7), 1487–1581.
- Hermanto, A., Burhanudin, Y., & Sukmana, I. (2016). Peluang dan Tantangan Aplikasi Baut Tulang Mampu Terdegradasi Berbasis Logam Magnesium. *Dinamika Teknik Mesin*, 6(2), 93–98.
- Herrera, C. M., Medrano, M., & Bazaga, P. (2016). Comparative spatial genetics and epigenetics of plant populations: Heuristic value and a proof of concept. *Molecular Ecology*, 25(8), 1653–1664. <https://doi.org/10.1111/mec.13576>
- Hickey, D. J., Ercan, B., Sun, L., & Webster, T. J. (2015). Adding MgO nanoparticles to hydroxyapatite-PLLA nanocomposites for improved bone tissue engineering applications. *Acta Biomaterialia*, 14, 175–184. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.12.004>
- Hughes, A. N., & Jordan, B. A. (n.d.). The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. *Injury: The British Journal of Accident Surgery*, 4(1), 25–38.
- Jayaramudu, J., Das, K., Sonakshi, M., Siva Mohan Reddy, G., Aderibigbe, B., Sadiku, R., & Sinha Ray, S. (2014). Structure and properties of highly toughened biodegradable polylactide/ZnO biocomposite films. In *International Journal of Biological Macromolecules* (Vol. 64, pp. 428–434). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2013.12.034>
- Kalfas, I. H. (2001). Principles of bone healing. *Neurosurgical Focus*, 10(4), 1–4.
- Khurana, J. S. (2009). Bone pathology. In *Bone Pathology*. Humana Press. <https://doi.org/10.1007/978-1-59745-347-9>

- Kubásek, J., Čapek, J., & Pospíšilová, I. (2014). *Magnesium, zinc and iron alloys for medical applications in biodegradable implants*. <https://www.researchgate.net/publication/288378245>
- Lao, Y. (2013). *Digital Commons @ NJIT Study of poly (l-lactic acid)/poly (d-lactic acid) stereocomplex as nucleating agent for poly (l-lactic acid) crystallization Recommended Citation* [New Jersey Institute of Technology]. <https://digitalcommons.njit.edu/theses/173>
- Lizundia, E., Mateos, P., & Vilas, J. L. (2017). Tuneable hydrolytic degradation of poly(L-lactide) scaffolds triggered by ZnO nanoparticles. *Materials Science and Engineering C*, 75, 714–720. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.02.104>
- Loca, D., Locs, J., & Berzina-Cimdina, L. (2013). Preparation of hydroxyapatite/poly(lactic acid) hybrid microparticles for local drug delivery. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 47(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/47/1/012007>
- M Caborn, D. N., Urban, W. P., Johnson, D. L., Nyland, J., & Pienkowski, D. (1997). Biomechanical Comparison Between BioScrew and Titanium Alloy Interference Screws for Bone-Patellar Tendon-Bone Graft Fixation in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 13(2), 229–232.
- Mahyudin, F. (2018). *Graf Tulang & Material Pengganti Tulang: Karakteristik dan Strategi Aplikasi Klinis* (D. N. Utomo, Ed.). Airlangga University Press.
- Marra, A., Silvestre, C., Duraccio, D., & Cimmino, S. (2016). Polylactic acid/zinc oxide biocomposite films for food packaging application. *International Journal of Biological Macromolecules*, 88, 254–262. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2016.03.039>
- Maurus, P. B., & Kaeding, C. C. (2004). Bioabsorbable implant material review. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 12(3), 158–160. <https://doi.org/10.1053/j.otsm.2004.07.015>
- Mittal, R., Morley, J., Dinopoulos, H., Drakoulakis, E. G., Vermani, E., & Giannoudis, P. v. (2005). Use of bio-resorbable implants for stabilisation of distal radius fractures: The United Kingdom patients' perspective. *Injury*, 36(2), 333–338. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2004.09.015>
- Morgan, E. F., Gleason, R. E., Hayward, L. N. M., Leong, P. L., & Salisbury Palomares, K. T. (2008). Mechanotransduction and fracture repair. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 90-A(SUPPL. 1), 25–30. <https://doi.org/10.2106/JBJS.G.01164>
- Mostaed, E., Sikora-Jasinska, M., Drelich, J. W., & Vedani, M. (2018). Zinc-based alloys for degradable vascular stent applications. *Acta Biomaterialia*, 71, 1–23. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.03.005>
- Muthuraj, R., Misra, M., & Mohanty, A. K. (2017). Biodegradable compatibilized polymer blends for packaging applications: A literature review. *Journal of Applied Polymer Science*, 135(24). <https://doi.org/10.1002/app.45726>
- Nashrullah, M., Shinta, B. C., Irfan, M., Hidayat, P., Purniawan, A., & Setiyorini, Y. (2016). Effect of Screw Diameter in Femoral Fracture Fixation Modeled by Finite Element Method. *International Seminar on Science and Technology*, 173–183.
- Oksiuta, Z., Jalbrzykowski, M., Mystkowska, J., Romanczuk, E., & Osiecki, T. (2020). Mechanical and thermal properties of polylactide (PLA) composites modified with Mg, Fe, and polyethylene (PE) additives. *Polymers*, 12(12), 1–14. <https://doi.org/10.3390/polym12122939>
- Park, J. B., & Bronzino, J. D. (2003). *Biomaterials: Principle and Application*. CRC Press.
- Park, K. I., & Xanthos, M. (2009). A study on the degradation of polylactic acid in the presence of phosphonium ionic liquids. *Polymer Degradation and Stability*, 94(5), 834–844. <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2009.01.030>

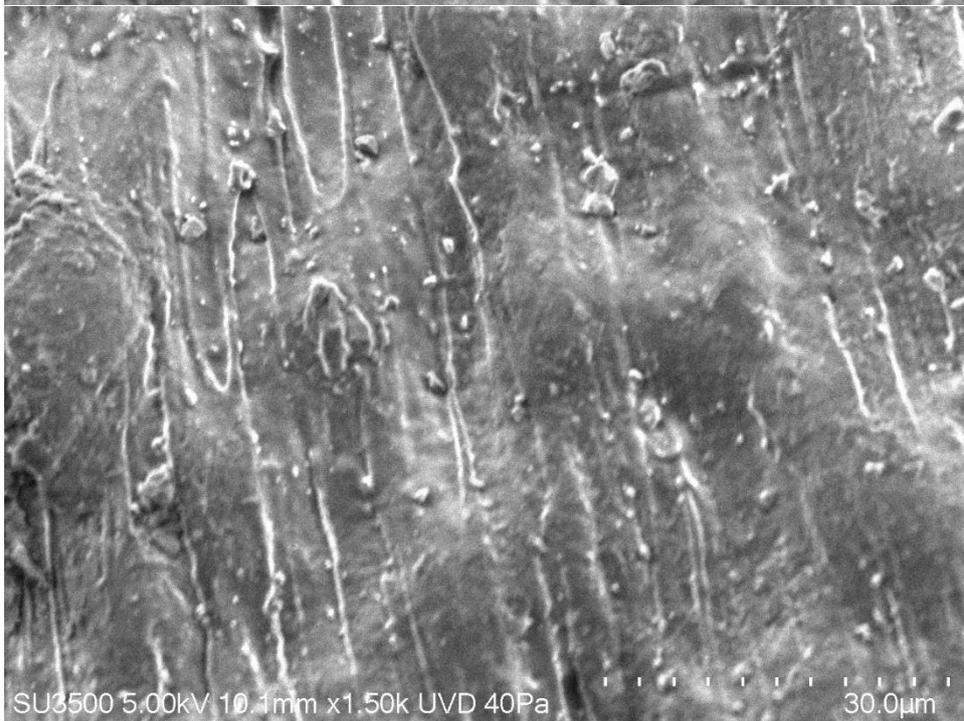
- Patka, P. (2017). Damage control and intramedullary nailing for long bone fractures in polytrauma patients. *Injury*, 48, S7–S9. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2017.04.016>
- Peeters, P., Bosiers, M., Verbist, J., Deloose, K., & Heublein, B. (2005). Preliminary Results After Application of Absorbable Metal Stents in Patients With Critical Limb Ischemia. *Journal of Endovascular Specialists*, 12, 1–5. www.jevt.org
- Perego, G., Glan, D., Cella, C., & Bastloll, N. S. P. A. (1996). Effect of Molecular Weight and Crystallinity on Poly(lactic acid) Mechanical Properties. *Journal of Applied Polymer Science*, 59, 37–43.
- Ricci, M. A., Manzo, C., Garcia, M. F., Lakadamyali, M., & Cosma, M. P. (2015). Chromatin Fibers Are Formed by Heterogeneous Groups of Nucleosomes In Vivo. *Cell*, 160(6), 1145–1158.
- Ricci, M. A., Manzo, C., García-Parajo, M. F., Lakadamyali, M., & Cosma, M. P. (2015). Chromatin fibers are formed by heterogeneous groups of nucleosomes in vivo. *Cell*, 160(6), 1145–1158. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2015.01.054>
- Schinhammer, M., Hänzi, A. C., Löffler, J. F., & Uggowitz, P. J. (2010). Design strategy for biodegradable Fe-based alloys for medical applications. *Acta Biomaterialia*, 6(5), 1705–1713. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.07.039>
- Setiati, S., Alwi, I., W. Sudoyo, A., Simadibarata K, M., Setiyohadi, B., & Fahrial Syam, A. (2014). *ILMU PENYAKIT DALAM (VI)*. InternaPublishing.
- Shankar, S., Wang, L. F., & Rhim, J. W. (2018). Incorporation of zinc oxide nanoparticles improved the mechanical, water vapor barrier, UV-light barrier, and antibacterial properties of PLA-based nanocomposite films. *Materials Science and Engineering C*, 93, 289–298. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.08.002>
- Sheikh, Z., Najeeb, S., Khurshid, Z., Verma, V., Rashid, H., & Glogauer, M. (2015). Biodegradable materials for bone repair and tissue engineering applications. *Materials*, 8(9), 5744–5794. <https://doi.org/10.3390/ma8095273>
- Sihombing, I., Wangko, S., Kalangi Bagian, S. J. R., Fakultas, A.-H., Universitas, K., & Manado, S. R. (2012). PERAN ESTROGEN PADA REMODELING TULANG. *Jurnal Biomedik*, 4(3), S18–S28.
- Södergård, A., & Stolt, M. (2002). Properties of lactic acid based polymers and their correlation with composition. *Prog. Polym. Sci.*, 27, 1123–1163. www.elsevier.com/locate/ppolysci
- Solomon, L., Warwick, D., & Nayagam, S. (2010). *Apley's System of Orthopaedics and Fractures* (G. Jamieson & F. Naish, Eds.; Ninth). Hodder Arnold.
- Suchenski, M., McCarthy, M. B., Chowanec, D., Hansen, D., McKinnon, W., Apostolakis, J., Arciero, R., & Mazzocca, A. D. (2010). Material Properties and Composition of Soft-Tissue Fixation. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 26(6), 821–831. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2009.12.026>
- Sujana, W., & I Komang Astana, W. (2013). Pemanfaatan Silicon Rubber Untuk Meningkatkan Ketangguhan Produk Otomotif Buatan Lokal. *Jurnal Energi Dan Manufaktur*, 6(1), 37–42.
- Syaadah, S. M., Purniawan, A., & Rasyida, A. (2022). Analisis Pengaruh Penambahan Vinylsilanes pada Poly(L-Lactic Acid)/Nano-Hidroksiapatit Terhadap Sifat Mekanik, Morfologi, dan Biodegradasi Bone Screw. *Jurnal Teknik ITS*.
- Taljanovic, M. S., Jones, M. D., Ruth, J. T., Benjamin, J. B., Sheppard, J. E., & Hunter, T. B. (2003). Fracture Fixation. *Radiographics*, 23(6), 1569–1590. <https://doi.org/10.1148/rg.236035159>
- Uhthoff, H. K., Poitras, P., & Backman, D. S. (2006). Internal plate fixation of fractures: Short history and recent developments. *Journal of Orthopaedic Science*, 11(2), 118–126. <https://doi.org/10.1007/s00776-005-0984-7>

- Venezuela, J. J. D., Johnston, S., & Dargusch, M. S. (2019). The Prospects for Biodegradable Zinc in Wound Closure Applications. *Advanced Healthcare Materials*, 8(16). <https://doi.org/10.1002/adhm.201900408>
- Vojtěch, D., Kubásek, J., Šerák, J., & Novák, P. (2011). Mechanical and corrosion properties of newly developed biodegradable Zn-based alloys for bone fixation. *Acta Biomaterialia*, 7(9), 3515–3522. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.05.008>
- Warastuti, Y., Budianto, E., & Darwis, D. (2015). SINTESIS DAN KARAKTERISASI MEMBRAN KOMPOSIT HIDROKSIAPATIT TULANG SAPI-KHITOSAN-POLI(VINIL ALKOHOL) UNTUK APLIKASI BIOMATERIAL. *Jurnal Materi Sains Indonesia*, 16(2), 83–90. <https://www.researchgate.net/publication/297135749>
- Yang, H., Wang, C., Liu, C., Chen, H., Wu, Y., Han, J., Jia, Z., Lin, W., Zhang, D., Li, W., Yuan, W., Guo, H., Li, H., Yang, G., Kong, D., Zhu, D., Takashima, K., Ruan, L., Nie, J., ... Zheng, Y. (2017). Evolution of the degradation mechanism of pure zinc stent in the one-year study of rabbit abdominal aorta model. *Biomaterials*, 145, 92–105. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2017.08.022>
- Yildirim, O. (2004). *Preparation and Characterization of Chitosan /Calcium Phosphate Based Composite Biomaterials*.
- Zberg, B., Uggowitzer, P. J., & Löffler, J. F. (2009). MgZnCa glasses without clinically observable hydrogen evolution for biodegradable implants. *Nature Materials*, 8(11), 887–891. <https://doi.org/10.1038/nmat2542>
- Zebarjad, S. M., Sajjadi, S. A., Sdrabadi, T. E., Sajjadi, S. A., Yaghmaei, A., & Naderi, B. (2011). A Study on Mechanical Properties of PMMA/Hydroxyapatite Nanocomposite. *Engineering*, 03(08), 795–801. <https://doi.org/10.4236/eng.2011.38096>
- Zhao, C., Wu, H., Ni, J., Zhang, S., & Zhang, X. (2017). Development of PLA/Mg composite for orthopedic implant: Tunable degradation and enhanced mineralization. *Composites Science and Technology*, 147, 8–15. <https://doi.org/10.1016/j.compscitech.2017.04.037>
- Zhao, Y., Liang, H., Zhang, S., Qu, S., Jiang, Y., & Chen, M. (2020). Effects of magnesium oxide (MgO) shapes on in vitro and in vivo degradation behaviors of PLA/MgO composites in long term. *Polymers*, 12(5). <https://doi.org/10.3390/POLYM12051074>

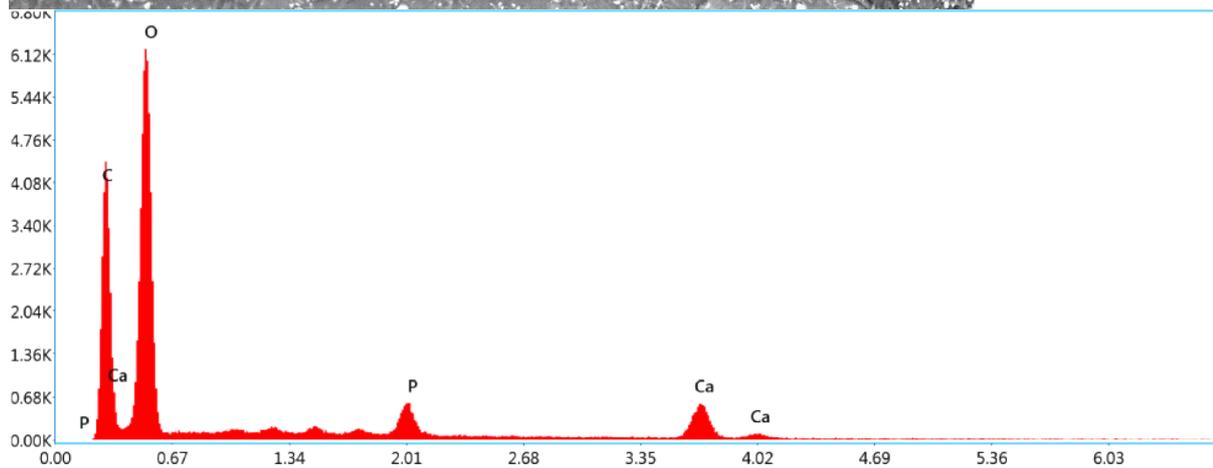
(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LAMPIRAN

Lampiran 1: Hasil Pengujian SEM/EDX Variasi PLA Murni



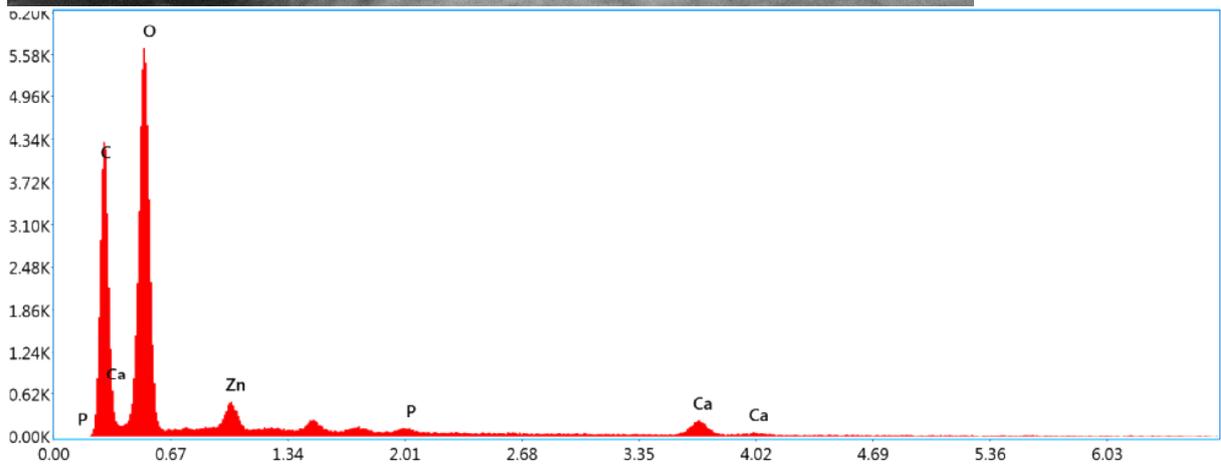
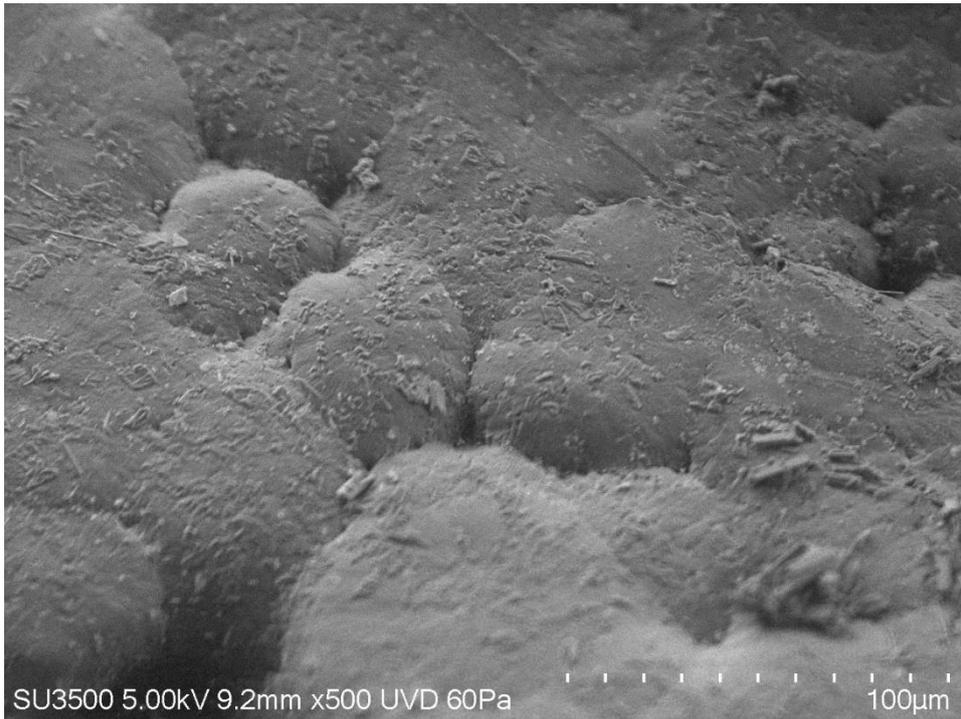
Variasi Penambahan 10%wt HAp



Smart Quant Results

| Element | Weight % | Atomic % | Error % |
|---------|----------|----------|---------|
| C K | 24.44 | 33.91 | 7.27 |
| O K | 54.41 | 56.67 | 8.45 |
| P K | 5.08 | 2.73 | 5.16 |
| CaK | 16.07 | 6.68 | 4.96 |

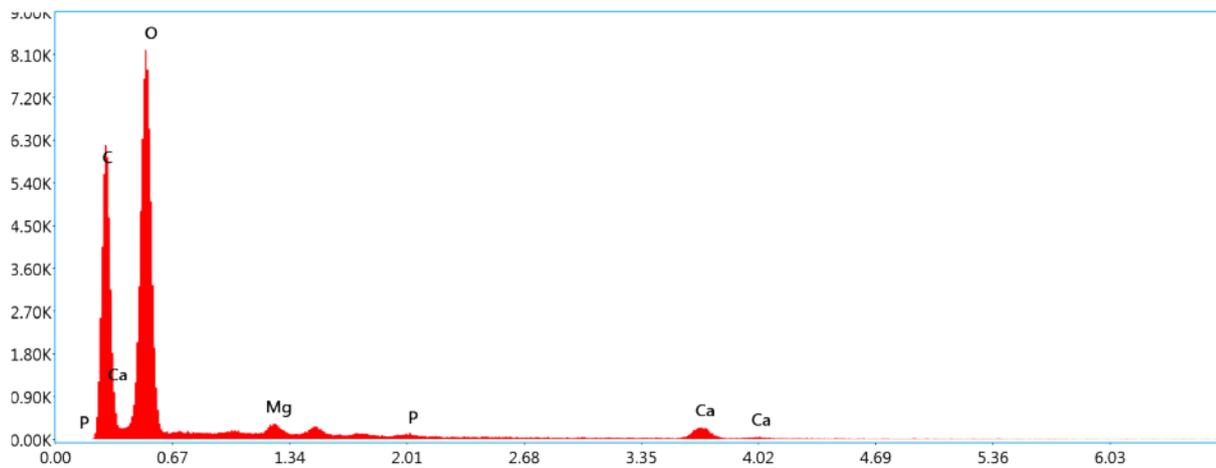
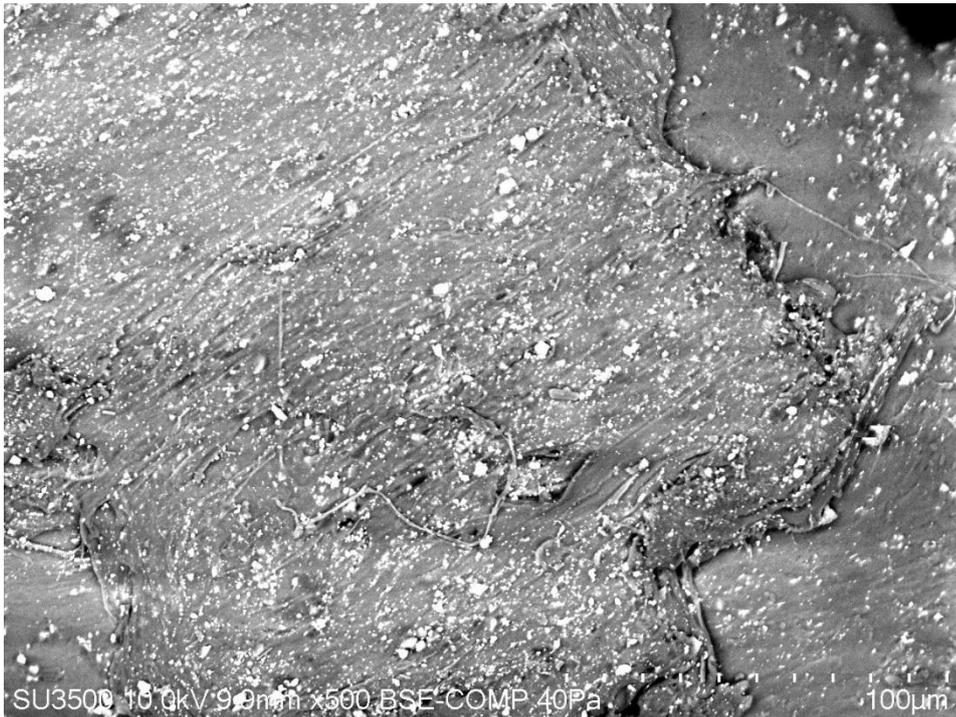
Variasi Penambahan 5% wt HAp 5% wt ZnO



Smart Quant Results

| Element | Weight % | Atomic % | Error % |
|---------|----------|----------|---------|
| C K | 28.64 | 38.26 | 6.84 |
| O K | 56.43 | 56.59 | 7.86 |
| ZnL | 6.02 | 1.48 | 6.72 |
| P K | 0.93 | 0.48 | 20.36 |
| CaK | 7.97 | 3.19 | 7.11 |

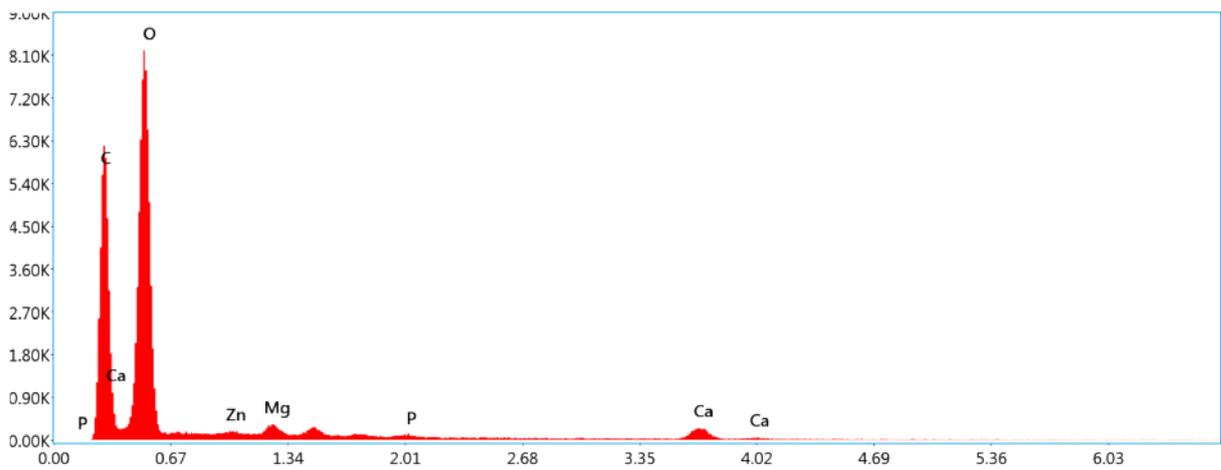
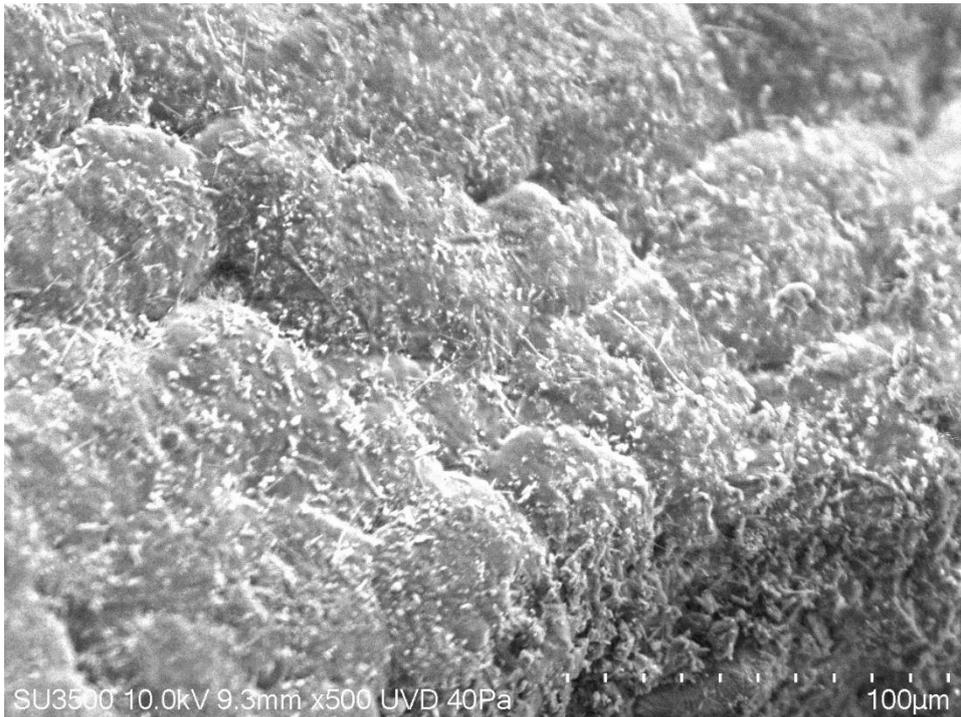
Variasi Penambahan 5% wt HAp 5% MgO



Smart Quant Results

| Element | Weight % | Atomic % | Error % |
|---------|----------|----------|---------|
| C K | 30.25 | 38.94 | 6.41 |
| O K | 56.14 | 54.25 | 7.8 |
| MgK | 5.33 | 3.53 | 10.49 |
| P K | 0.72 | 0.36 | 23.85 |
| CaK | 7.55 | 2.91 | 7.25 |

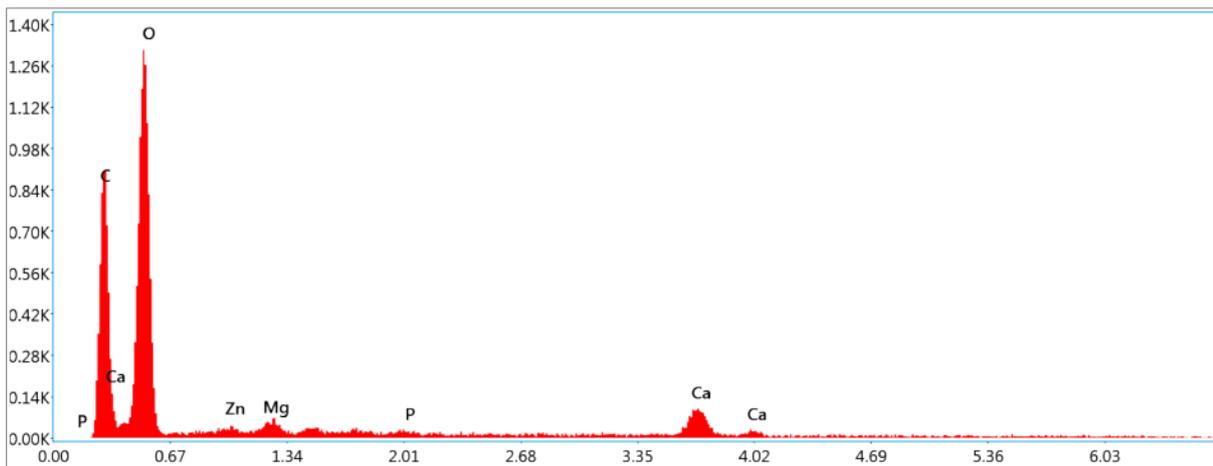
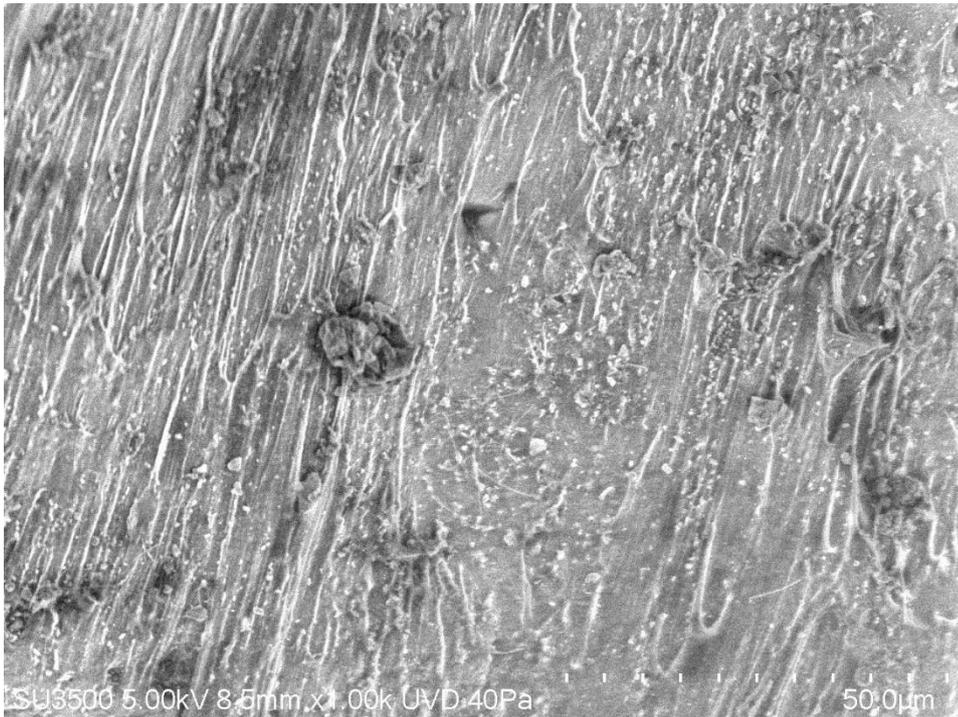
Variasi Penambahan 5% HAp 0,5% ZnO 4,5% MgO



Smart Quant Results

| Element | Weight % | Atomic % | Error % |
|---------|----------|----------|---------|
| C K | 29.45 | 37.75 | 6.23 |
| O K | 59.52 | 56.97 | 7.6 |
| ZnL | 0.82 | 0.19 | 25.29 |
| MgK | 4.32 | 1.97 | 8.24 |
| P K | 0.7 | 0.35 | 21.07 |
| CaK | 7.18 | 2.76 | 6.96 |

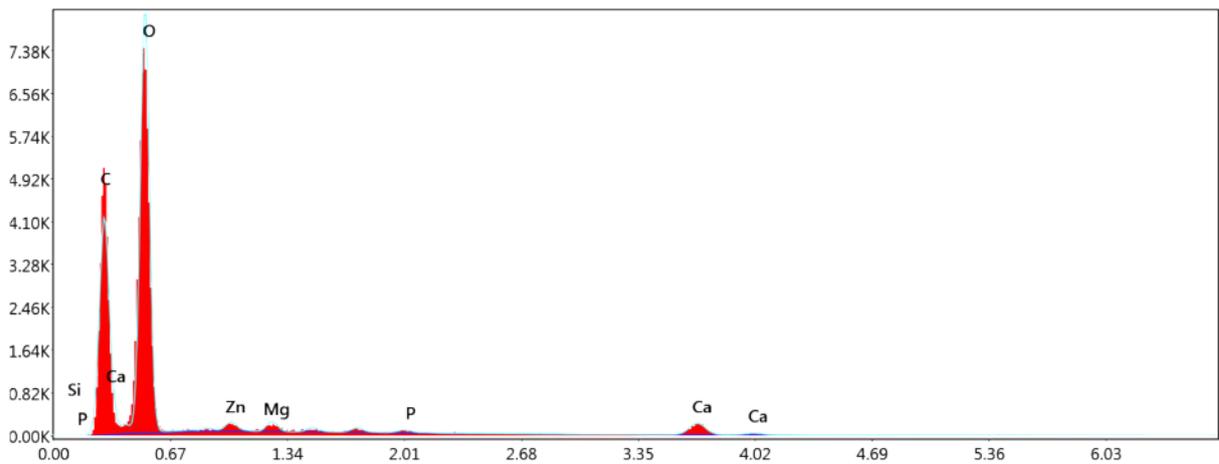
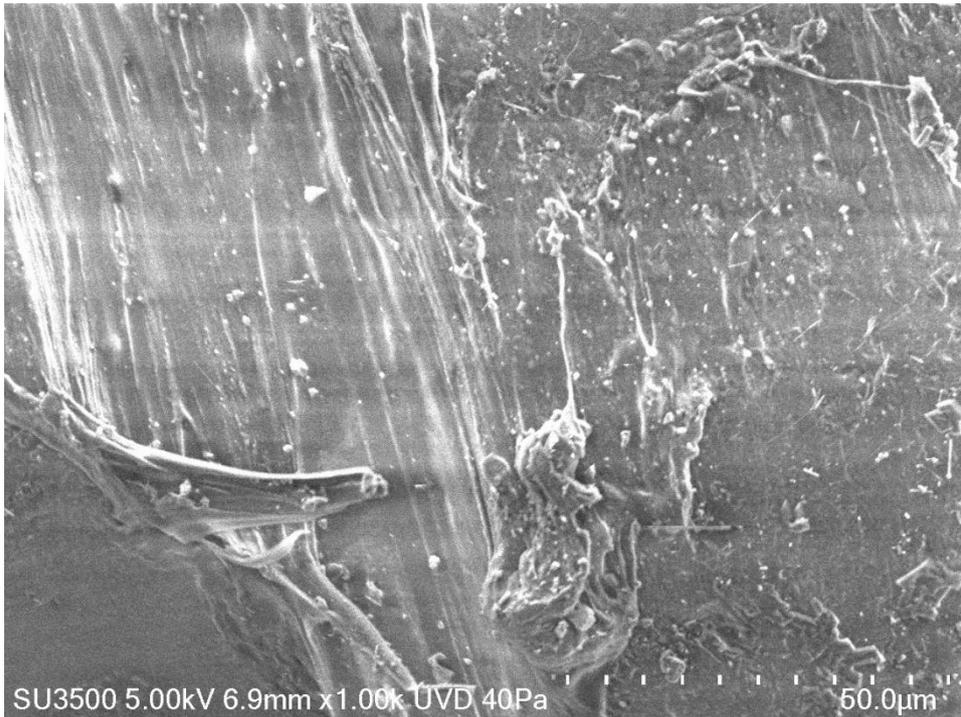
Variasi Penambahan 5% wt HAp 1% wt ZnO 4% wt MgO



Smart Quant Results

| Element | Weight % | Atomic % | Error % |
|---------|----------|----------|---------|
| C K | 22.01 | 30.74 | 7.89 |
| O K | 56.58 | 59.25 | 8.81 |
| ZnL | 1.71 | 0.44 | 22.91 |
| MgK | 4.11 | 2.5 | 12.07 |
| P K | 1.03 | 0.56 | 30.92 |
| CaK | 15.57 | 6.51 | 8.4 |

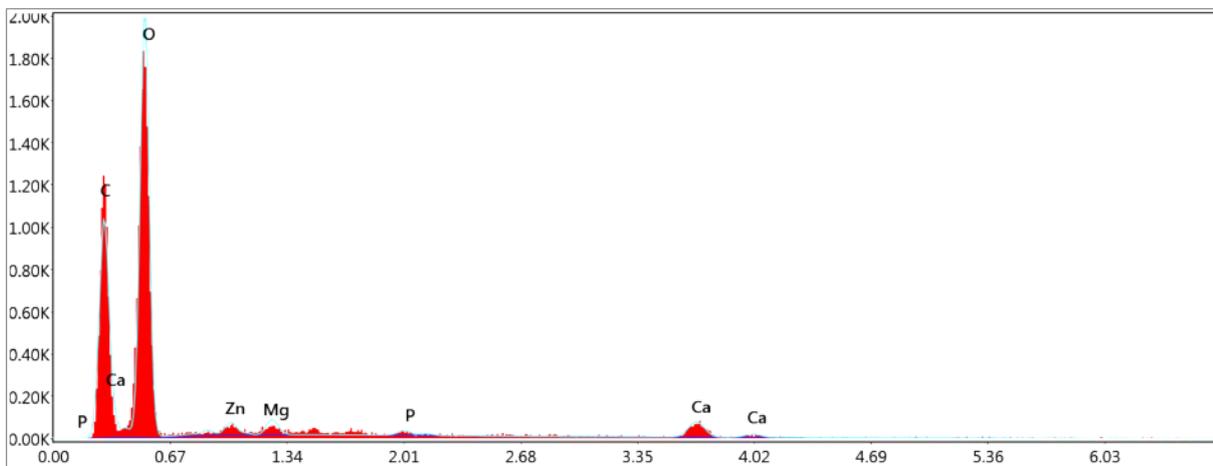
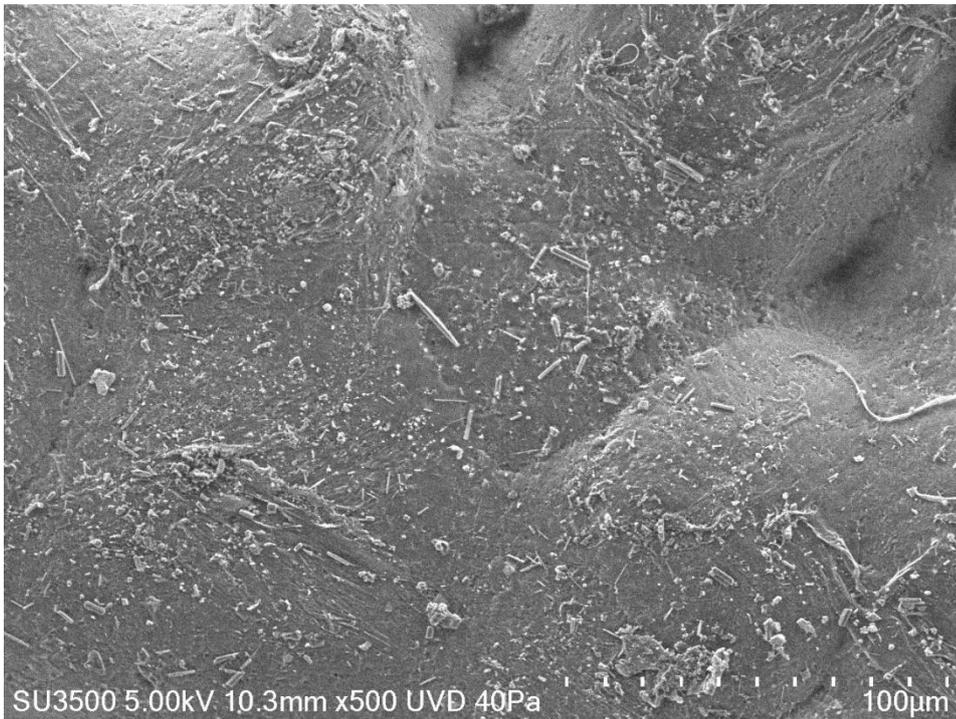
Variasi Penambahan 5% wt HAp 1,5% wt ZnO 3,5% wt MgO



Smart Quant Results

| Element | Weight % | Atomic % | Error % |
|---------|----------|----------|---------|
| C K | 28.2 | 36.66 | 6.63 |
| O K | 59.71 | 58.28 | 7.58 |
| ZnL | 1.83 | 0.44 | 13.99 |
| MgK | 2.82 | 1.83 | 10.47 |
| P K | 0.64 | 0.32 | 22.32 |
| CaK | 6.8 | 2.46 | 7.45 |

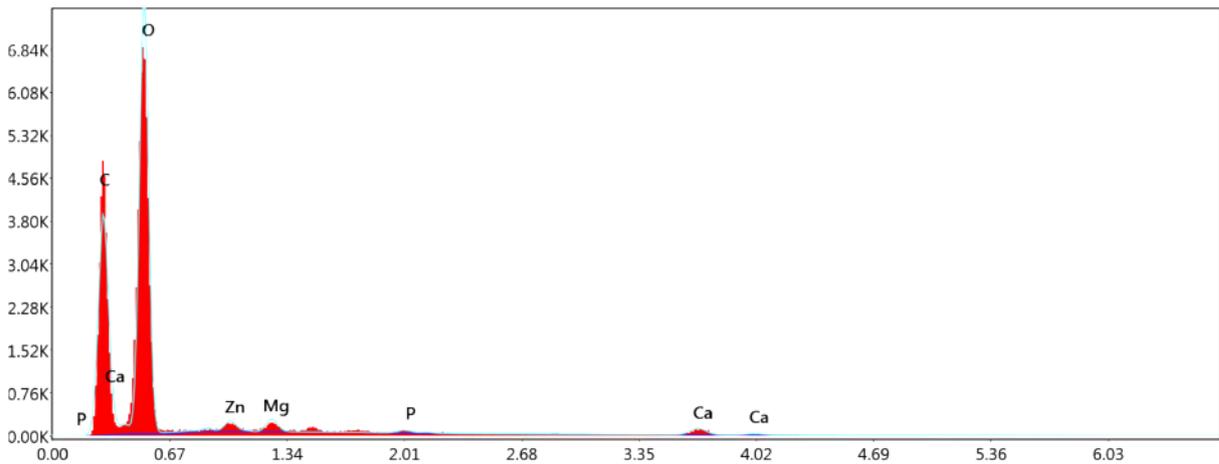
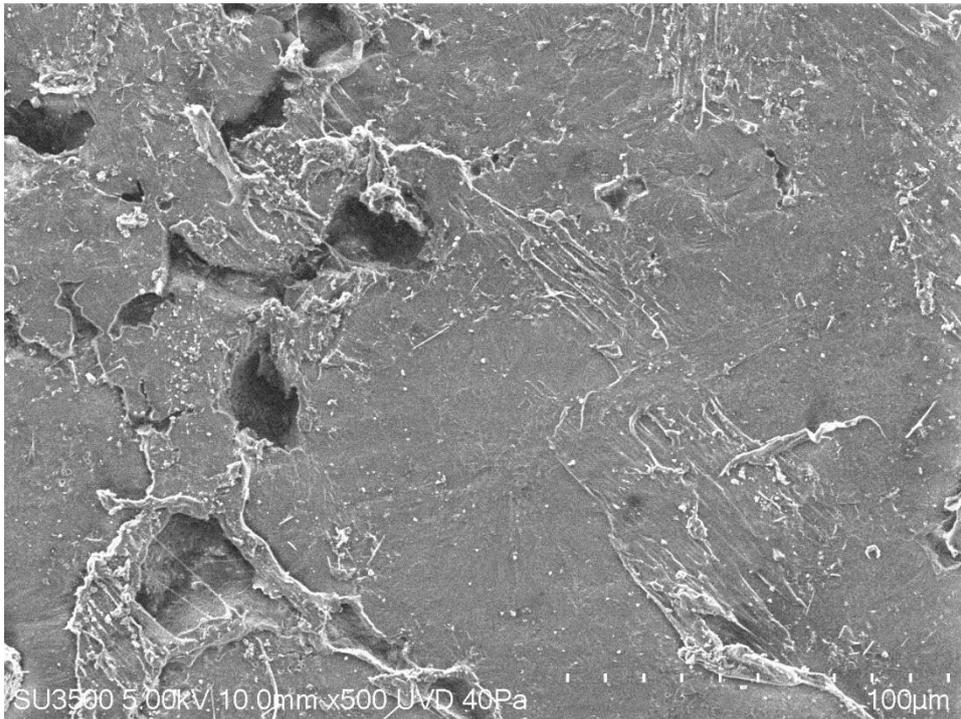
Variasi Penambahan 5%wt HAp 2%ZnO 3% MgO



Smart Quant Results

| Element | Weight % | Atomic % | Error % |
|---------|----------|----------|---------|
| C K | 25.51 | 34.03 | 7.55 |
| O K | 57.78 | 59.16 | 8.18 |
| ZnL | 2.49 | 0.61 | 17.29 |
| MgK | 2.94 | 1.98 | 12.36 |
| P K | 0.96 | 0.5 | 34.82 |
| CaK | 9.32 | 3.73 | 10.16 |

Variasi Penamabahan 5% wt HAp 2,5% ZnO 2,5% MgO



Smart Quant Results

| Element | Weight % | Atomic % | Error % |
|---------|----------|----------|---------|
| C K | 30.3 | 38.46 | 6.44 |
| O K | 59.86 | 57.21 | 7.35 |
| ZnL | 2.3 | 0.54 | 12.31 |
| MgK | 2.76 | 1.9 | 9.13 |
| P K | 0.63 | 0.31 | 26.38 |
| CaK | 4.15 | 1.58 | 10.41 |

Lampiran 2: Hasil Pengujian Tekan
Variasi PLA Murni



LABORATORIUM INOVASI MATERIAL
JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
Kampus ITS Sukolilo, Surabaya 60111

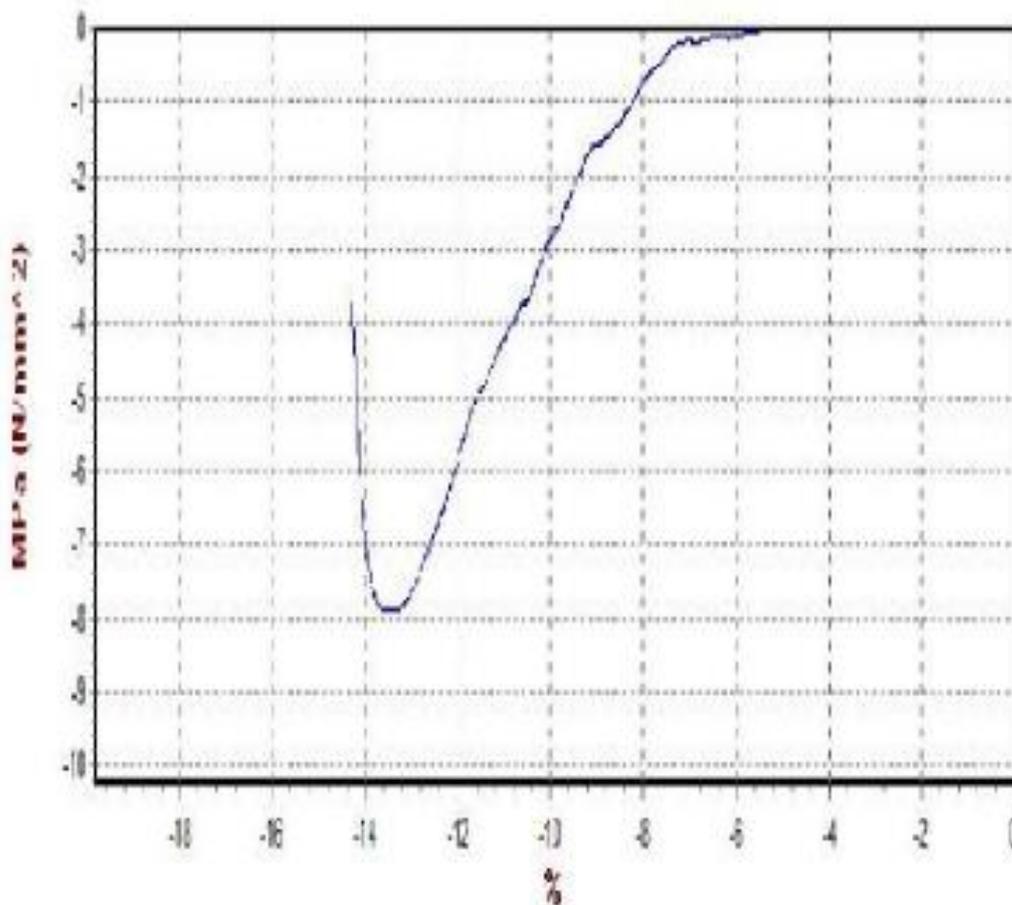


TEST REPORT

Information : PLA/HAp/ZnO

Date :

| Specimens | Area mm ² | Max Force N | Compressive Str N/mm ² | Modulus of Elasticity (E) N/mm ² | Defleksi % |
|-----------|-------------------------|----------------|--------------------------------------|--|---------------|
| PLA | 63.853 | 503.8 | 7.89 | 132.78 | 14.29 |



Tester : _____

Customer : _____

Variasi Penambahan 10%wt HAp



LABORATORIUM INOVASI MATERIAL
 JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
 FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
 INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
 Kampus ITS Sukolilo, Surabaya 60111

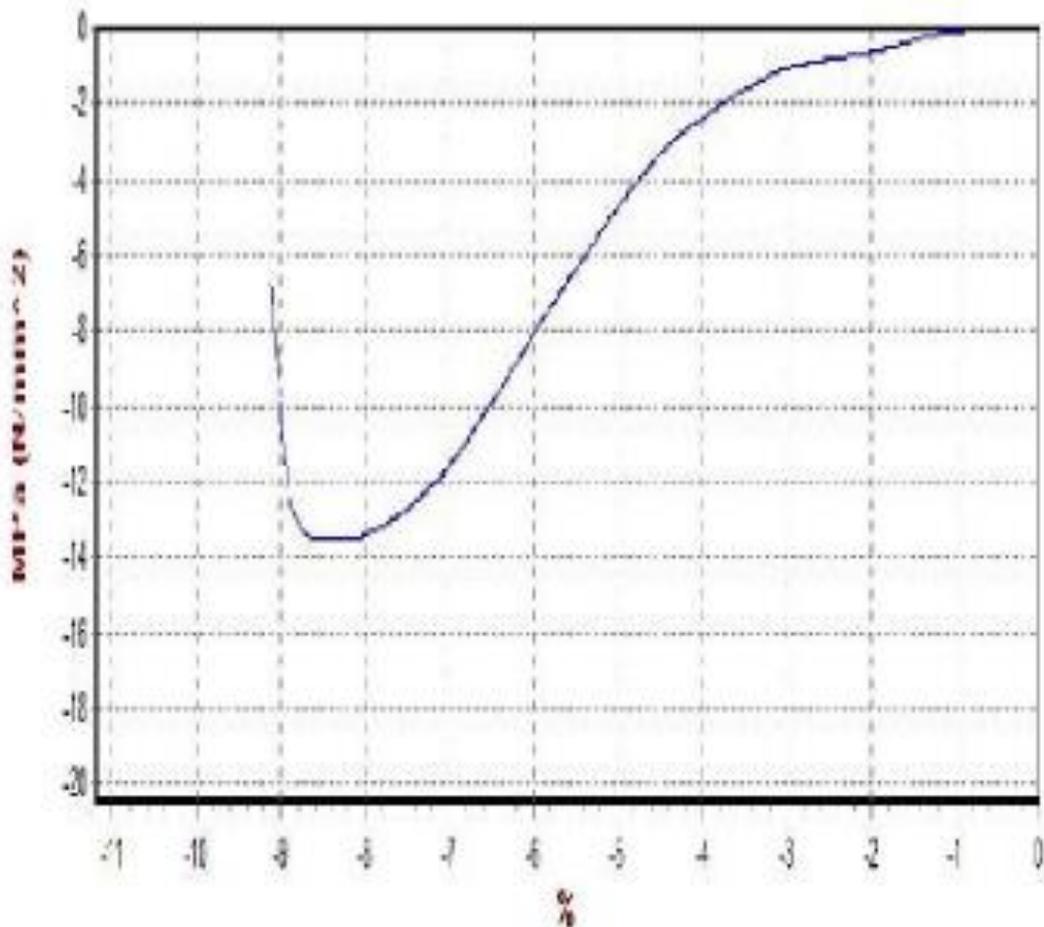


TEST REPORT

Information : PLA/HAp/ZnO

Date :

| Specimens | Area mm^2 | Max Force N | Compressive Str N/mm^2 | Modulus of Elasticity (E) N/mm^2 | Defleksi % |
|-----------|-----------------------|----------------|------------------------------------|--|---------------|
| PLA/HAp_2 | 69.841 | 942.6 | 13.50 | 328.48 | 9.10 |



Tester. : _____

Customer : _____

Variasi Penambahan 5% wt HAp 5% wt ZnO



LABORATORIUM INOVASI MATERIAL
JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
Kampus ITS Sukotilo, Surabaya 60111

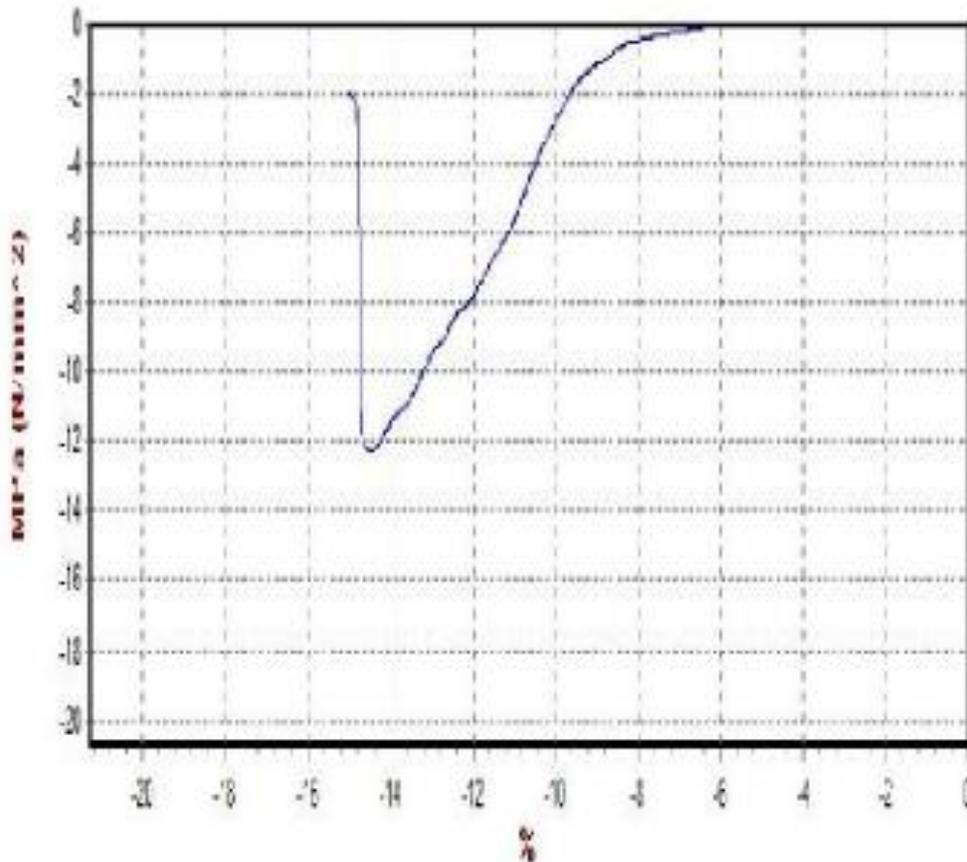


TEST REPORT

Information : **PLA/HAp/ZnO**

Date :

| Specimens | Area mm^2 | Max Force N | Compressive Str N/mm^2 | Modulus of Elasticity (E) N/mm^2 | Defleksi % |
|-------------|-----------------------|-----------------------|------------------------------------|--|----------------------|
| PLA/HAp/ZnO | 59.310 | 727.0 | 12.26 | 256.81 | 15.05 |



Tester. : _____

Customer : _____

Variasi Penambahan 5% wt HAp 5% wt MgO



LABORATORIUM INOVASI MATERIAL
 JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
 FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
 INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
 Kampus ITS Sukotilo, Surabaya 60111

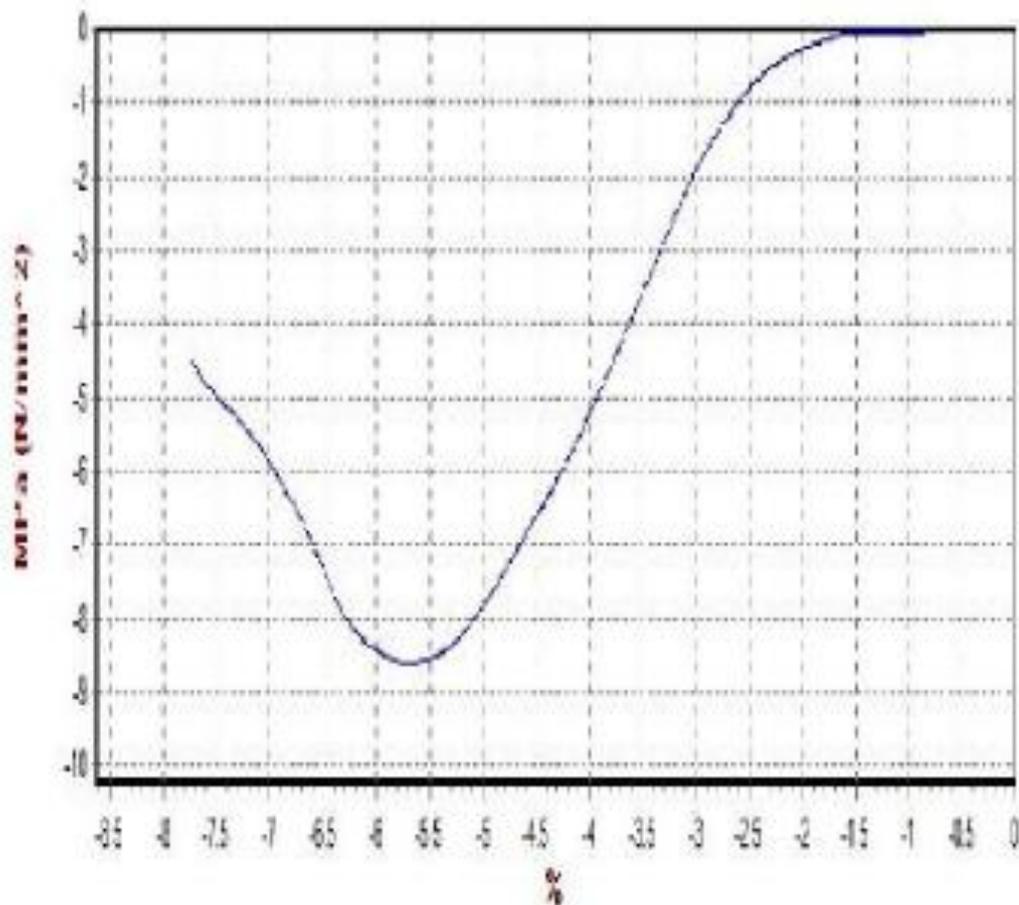


TEST REPORT

Information : PLA/HAp/ZnO

Date :

| Specimens | Area mm^2 | Max Force N | Compressive Str N/mm^2 | Modulus of Elasticity (E) N/mm^2 | Defleksi % |
|-------------|-----------------------|-----------------------|------------------------------------|--|---------------|
| PLA/HAp/MgO | 63.759 | 549.1 | 8.61 | 337.13 | 7.72 |



Tester : _____

Customer : _____

Variasi Penambahan 5% wt HAp 0,5% ZnO 4,5% MgO



LABORATORIUM INOVASI MATERIAL
JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
Kampus ITS Sukolilo, Surabaya 60111

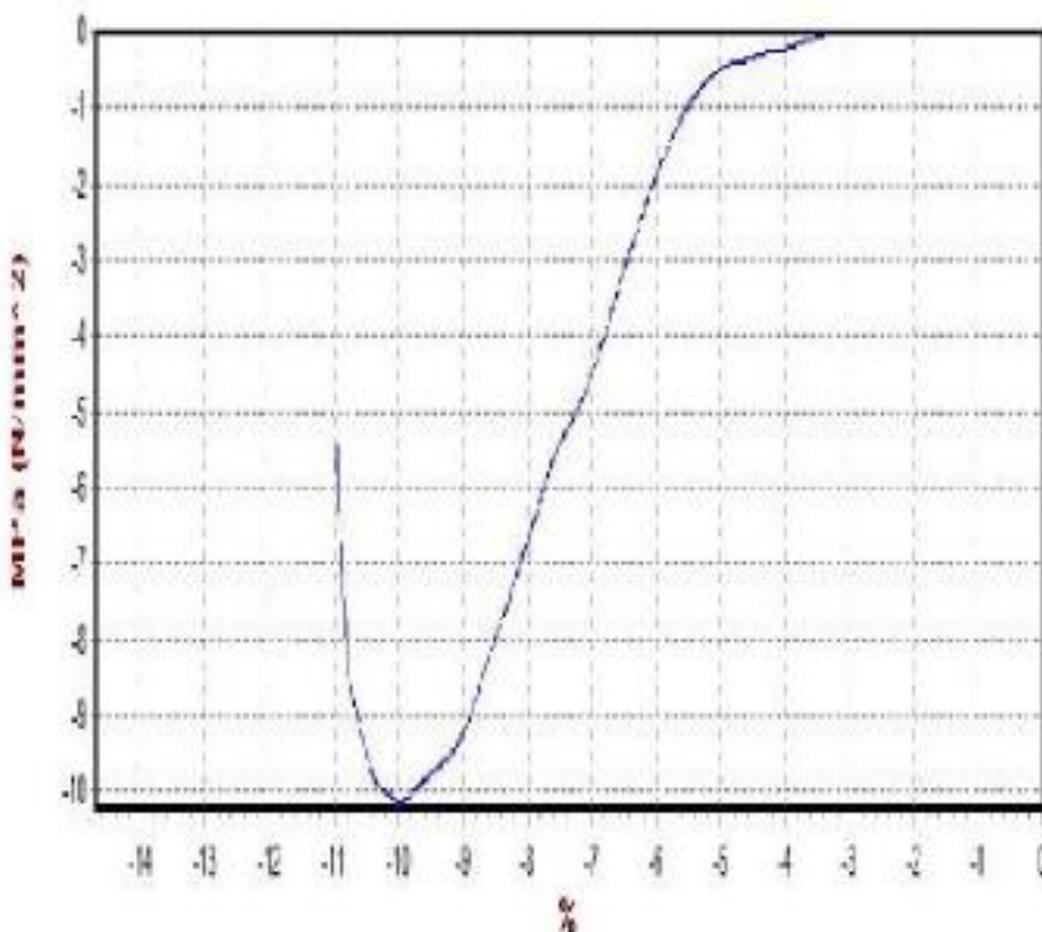


TEST REPORT

Information : PLA/HAp/ZnO

Date :

| Specimens | Area mm^2 | Max Force N | Compressive Str N/mm^2 | Modulus of Elasticity (E) N/mm^2 | Defleksi % |
|-------------|-----------------------|----------------|------------------------------------|--|---------------|
| PLA/HAp/ZnO | 51.912 | 526.3 | 10.14 | 220.83 | 10.95 |



Tester. : _____

Customer : _____

Variasi Penambahan 5%wt HAp 1%ZnO 4%MgO



LABORATORIUM INOVASI MATERIAL
JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
Kampus ITS Sukolilo, Surabaya 60111

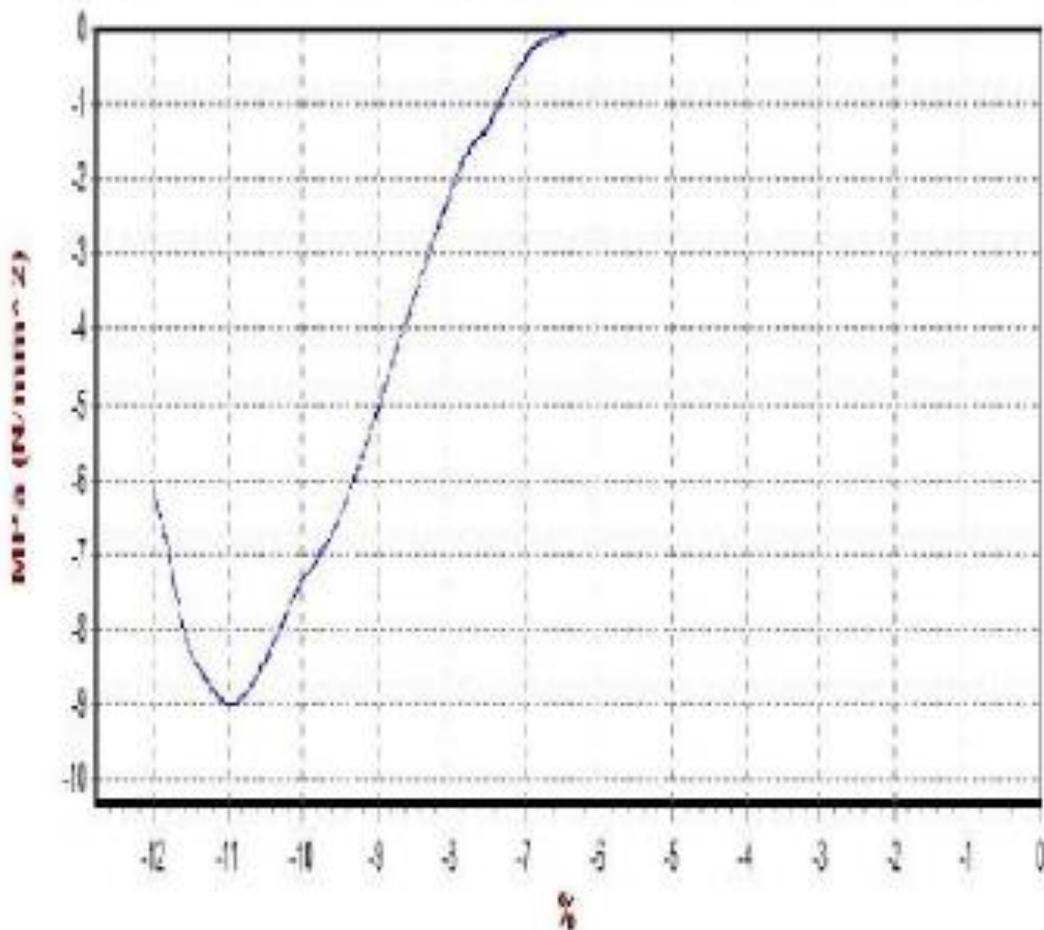


TEST REPORT

Information : PLA/HAp/ZnO

Date :

| Specimens | Area mm^2 | Max Force N | Compressive Str N/mm^2 | Modulus of Elasticity (E) N/mm^2 | Defleksi % |
|--------------|-----------------------|-----------------------|------------------------------------|--|---------------|
| PLA/HAp/ZnO/ | 63.476 | 571.5 | 9.00 | 299.38 | 12.00 |



Tester. : _____

Customer : _____

Variasi Penambahan 5% wt HAp 1,5% ZnO 3,5% MgO



LABORATORIUM INOVASI MATERIAL
JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
Kampus ITS Sukotilo, Surabaya 60111

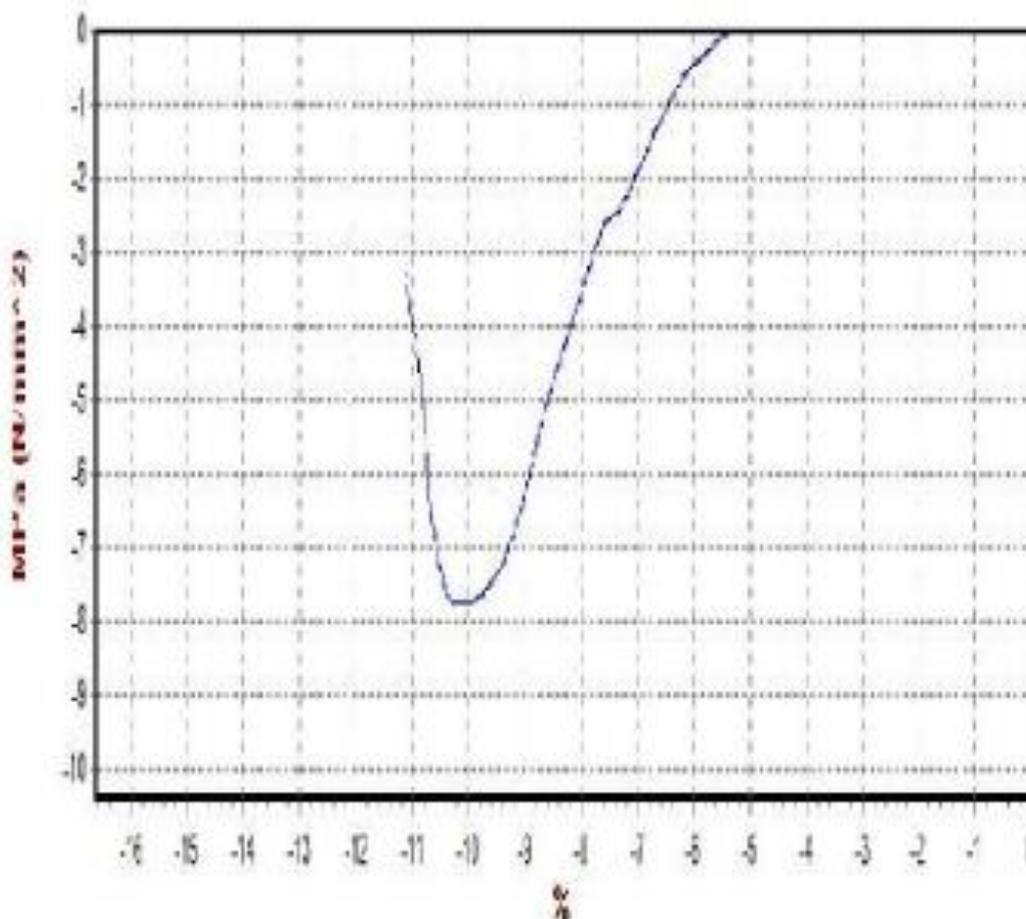


TEST REPORT

Information : **PLA/HAp/ZnO**

Date :

| Specimens | Area mm^2 | Max Force N | Compressive Str N/mm^2 | Modulus of Elasticity (E) N/mm^2 | Defleksi % |
|--------------|-----------------------|-----------------------|------------------------------------|--|----------------------|
| PLA/HAp/ZnO/ | 62.772 | 488,0 | 7,77 | 204,61 | 11,13 |



Tester : _____

Customer : _____

Variasi Penamabahan 5% wt HAp 2% wt ZnO 3%



LABORATORIUM INOVASI MATERIAL
 JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
 FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
 INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
 Kampus ITS Sukolilo, Surabaya 60111

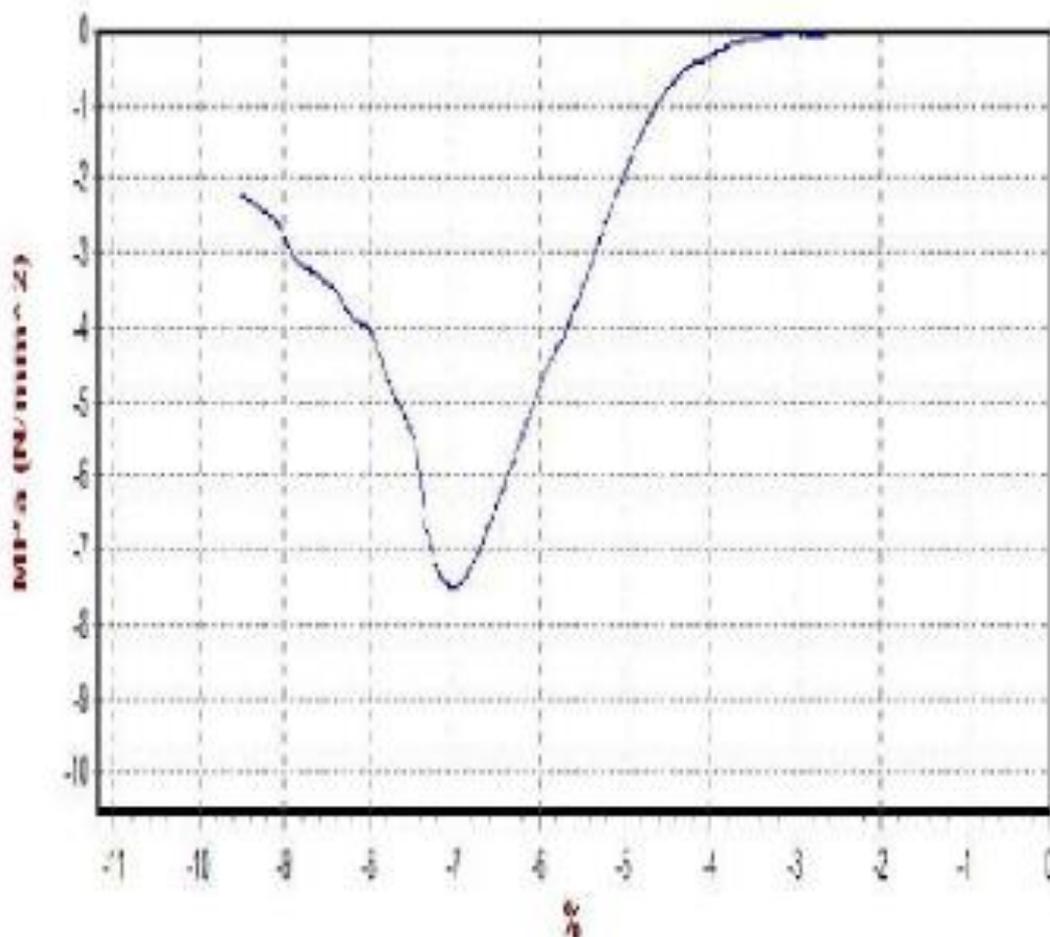


TEST REPORT

Information : **PLA/HAp/ZnO**

Date :

| Specimens | Area mm^2 | Max Force N | Compressive Str N/mm^2 | Modulus of Elasticity (E) N/mm^2 | Defleksi % |
|--------------|-----------------------|-----------------------|------------------------------------|--|---------------|
| PLA/HAp/ZnO/ | 60.132 | 450.5 | 7.49 | 296.00 | 9.51 |



Tester : _____

Customer : _____

Variasi Penambahan 5% wt HAp 2,5% wt ZnO 2,5% wt MgO



LABORATORIUM INOVASI MATERIAL
JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
Kampus ITS Sukolilo, Surabaya 60111

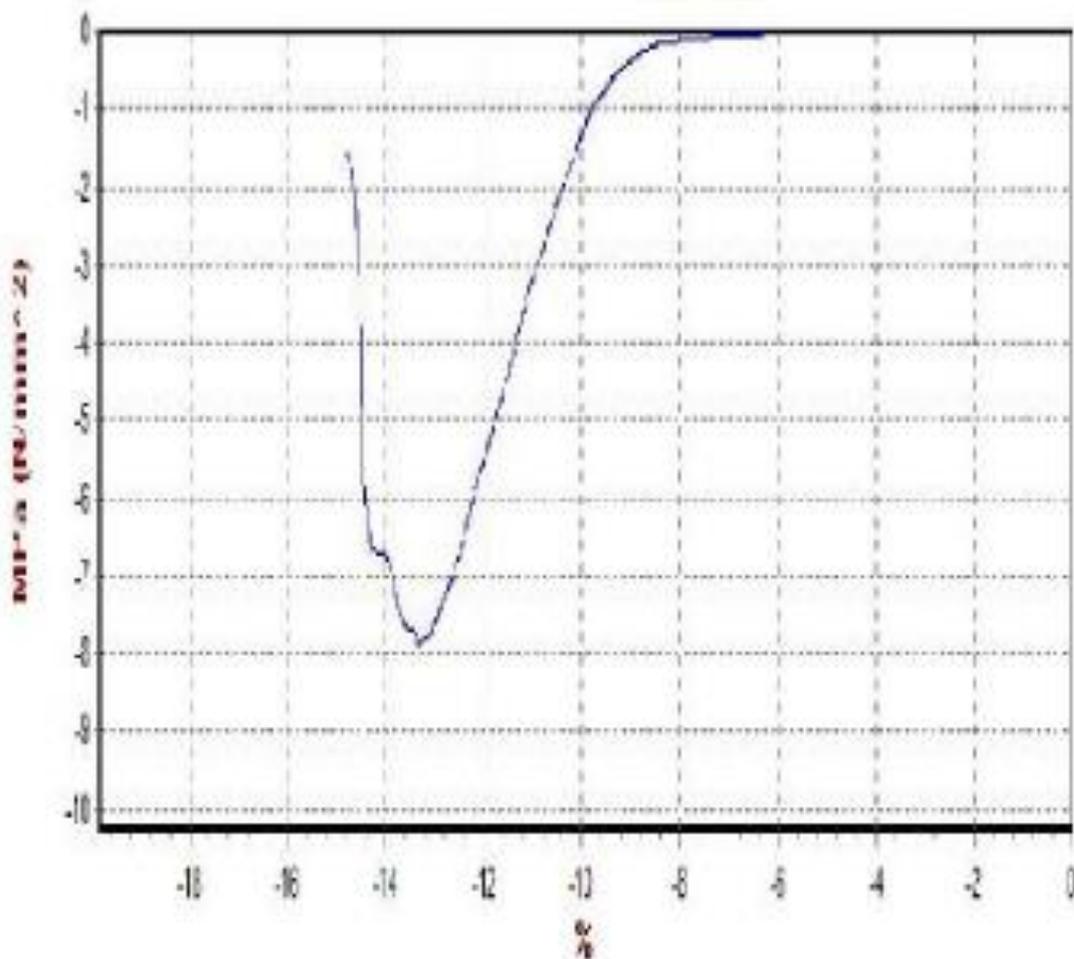


TEST REPORT

Information : PLA/HAp/ZnO

Date :

| Specimens | Area mm^2 | Max Force N | Compressive Str N/mm^2 | Modulus of Elasticity (E) N/mm^2 | Defleksi % |
|--------------|-----------------------|-----------------------|------------------------------------|--|---------------|
| PLA/HAp/ZnO/ | 63.476 | 499.7 | 7.87 | 222.47 | 14.80 |



Tester. : _____

Customer : _____

Lampiran 3: Hasil Pengujian *Weight Loss*

Data Luas Permukaan

| Variasi | Week 1 | | | Week 2 | | | Week 3 | | |
|--------------|---------|----------|-----------|---------|----------|-----------|---------|----------|-----------|
| | Panjang | Diameter | Jari-jari | Panjang | Diameter | Jari-jari | Panjang | Diameter | Jari-jari |
| 100 | 14,54 | 1,68 | 0,84 | 14,48 | 1,57 | 0,785 | 14,3 | 1,34 | 0,67 |
| 90:10 | 26,69 | 1,63 | 0,815 | 26,67 | 1,63 | 0,815 | 26,36 | 1,61 | 0,805 |
| 90:5:5 ZnO | 16,18 | 1,77 | 0,885 | 16,05 | 1,75 | 0,875 | 16,57 | 1,67 | 0,835 |
| 90:5:5 MgO | 21,43 | 2,24 | 1,12 | 21,34 | 2,2 | 1,1 | 21,26 | 2,1 | 1,05 |
| 90:5:0,5:4,5 | 20,24 | 2,2 | 1,1 | 20,55 | 2,12 | 1,06 | 20,24 | 1,97 | 0,985 |
| 90:5:1:4 | 16,03 | 2,12 | 1,06 | 15,84 | 2,06 | 1,03 | 15,28 | 2,01 | 1,005 |
| 90:5:1,5:3,5 | 15,98 | 1,96 | 0,98 | 15,82 | 1,91 | 0,955 | 15,73 | 1,72 | 0,86 |
| 90:5:2:3 | 9,63 | 2,4 | 1,2 | 9,54 | 2,15 | 1,075 | 9,45 | 2,03 | 1,015 |
| 90:5:2,5:2,5 | 9,79 | 2,94 | 1,47 | 9,71 | 2,88 | 1,44 | 9,57 | 2,71 | 1,355 |

Data Persentase Weight Loss

| Sampel | H-0 | H-7 | WL (%) | H-14 | WL (%) | H-21 | WL (%) |
|--------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 100 | 0,0477 | 0,0365 | 23,48 | 0,0363 | 23,90 | 0,0359 | 24,74 |
| 90:10 | 0,0935 | 0,0821 | 12,19 | 0,0817 | 12,62 | 0,0811 | 13,26 |
| 90:5:5 ZnO | 0,0648 | 0,0543 | 16,20 | 0,0536 | 17,28 | 0,0528 | 18,52 |
| 90:5:5 MgO | 0,127 | 0,1164 | 8,35 | 0,1158 | 8,82 | 0,1148 | 9,61 |
| 90:5:0,5:4,5 | 0,1186 | 0,1057 | 10,88 | 0,1036 | 12,65 | 0,1022 | 13,83 |
| 90:5:1:4 | 0,0791 | 0,0684 | 13,53 | 0,0678 | 14,29 | 0,0668 | 15,55 |
| 90:5:1,5:3,5 | 0,0691 | 0,0585 | 15,34 | 0,0581 | 15,92 | 0,0574 | 16,93 |
| 90:5:2:3 | 0,0582 | 0,0475 | 18,38 | 0,047 | 19,24 | 0,0466 | 19,93 |
| 90:5:2,5:2,5 | 0,0996 | 0,0889 | 10,74 | 0,0885 | 11,14 | 0,0877 | 11,95 |

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

UCAPAN TERIMA KASIH

Dalam pengerjaan laporan Tugas Akhir (TA) ini, penulis sangat menyadari bahwa tanpa bantuan, doa, dan dukungan dari berbagai pihak, laporan ini tidak dapat terselesaikan dengan baik. Oleh karena itu, penulis ingin menyampaikan terima kasih kepada pihak yang telah berjasa, di antaranya:

1. Kedua orang tua penulis yang selalu mengirimkan dukungan, dorongan, motivasi, serta doa yang selalu dipanjatkan agar penulis dapat diperkuat imannya dan dipermudah dalam penyusunan laporan ini.
2. Pak Agung Purniawan dan Bu Amaliya Rasyida selaku dosen pembimbing penulis yang senantiasa memberikan bimbingan dan pembelajaran selama penulis menyusun laporan ini.
3. Muhammad Naufal Akbar selaku partner Tugas Akhir yang selalu mengajak penulis untuk tidak lupa bersenang-senang saat masa kuliah.
4. Teman-Teman MPC 12 yang selalu menemani penulis dalam kondisi senang dari awal perkuliahan hingga saat ini
5. Grup “The Scientist” yang menemani penulis selama mengerjakan Tugas Akhir di Laboratorium Inovasi Material
6. Teman-Teman Konco Ekstraksi yang senantiasa menemani penulis melepaskan pikiran dengan segala macam permainan.
7. Angkatan MT19, MT21, dan MT22 yang banyak meninggalkan kesan dan pengalaman berharga selama penulis berkuliah.
8. Mas Ridha selaku tenaga pendidik yang selalu membantu keberjalan Tugas Akhir ini hingga selesai.
9. Semua pihak yang turut membantu penyusunan laporan ini yang tidak bisa penulis sebutkan satu per satu.

Akhir kata, semoga Tugas Akhir (TA) ini dapat memberikan manfaatnya untuk pengembangan penelitian lebih lanjut dan pihak-pihak yang membutuhkan di masa mendatang.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BIODATA PENULIS



Penulis bernama Muhammad Makaarim Rahman Barahima, lahir di Jakarta 12 November 2000. Penulis menempuh pendidikan formal di TK Jakarta Islamic School pada tahun 2005-2006, SD Jakarta Islamic School pada tahun 2006-2012, SMP Ibnu Hajar Boarding School pada tahun 2012-2015, SMA Ibnu Hajar Boarding School pada tahun 2015-2018, dan melanjutkan perkuliahan di Institut Teknologi Sepuluh Nopember departemen Teknik Material dan Metalurgi angkatan 2018. Selama berkuliah penulis aktif di beberapa kegiatan seperti *event* ITS EXPO 2019, GERIGI ITS 2019, Ini Lho ITS 2020, GERIGI ITS 2020, ITS EXPO 2021, dan TEDxITS 2021, selain itu penulis juga aktif organisasi seperti menjadi staff Pengembangan Sumber Daya Mahasiswa Himpunan Teknik Material dan Metalurgi kemudian dipercaya menjadi Head of Advanced Student Resources Department pada tahun 2021. Tidak hanya aktif berorganisasi, penulis juga menyeimbangkan dari segi akademik dengan menjadi Asisten Laboratorium Pengolahan Mineral dan Material pada tahun 2021-2022. Serta penulis juga memiliki pengalaman Kerja Praktik pada PT Vale Indonesia Tbk. pada bagian *Intern Plant Process* pada bulan Juli 2021 – Oktober 2021 ditugaskan untuk mencari solusi untuk meningkatkan *lifetime* salah satu komponen pada Pierce-Smith Konverter yaitu *Tuyere Brick* dengan judul proyek akhir “Analisis Pengaruh Design *Diverter Plate* pada Distribusi Material Aditif Pada Pierce-Smith Konverter 4 PT. Vale Indonesia Tbk. Untuk Meningkatkan *Lifetime Tuyere Brick*” menggunakan aplikasi Rocky DEM 4.4 dan AutoCAD 2020. Penulis menyelesaikan studi S1 selama 4 tahun dan menyusun laporan tugas akhir pada biomaterial yang berjudul “Analisis Pengaruh Kadar MgO Dalam PLA/HAp/ZnO/MgO Terhadap Sifat Mekanik, Morfologi, dan Biodegradasi *Bone Screw*”. Penulis dapat dihubungi melalui email: makaarim.alim11@gmail.com