

**PROYEK AKHIR - VK194833**

# **SINTESIS HIDROKSIAPATIT DARI CANGKANG KEONG SAWAH DENGAN KOMBINASI POLYCAPROLACTONE (PCL) SEBAGAI SUTURE ANCHOR BERBASIS 3D PRINTING**

**ANNISA ALIFIA RAHMAH**

NRP 10411810000023

**MUHAMMAD ALVIN HIDAYATULLAH**

NRP 10411810000027

Dosen Pembimbing

**Dr. Eng. Achmad Dwitama Karisma, S.T., M.T.**

NPP 1990201911102

**Program Studi Sarjana Terapan Teknologi Rekayasa Kimia Industri**

Departemen Teknik Kimia Industri

Fakultas Vokasi

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2022



**PROYEK AKHIR - VK194833**

# **SINTESIS HIDROKSIAPATIT DARI CANGKANG KEONG SAWAH DENGAN KOMBINASI POLYCAPROLACTONE (PCL) SEBAGAI SUTURE ANCHOR BERBASIS 3D PRINTING**

**ANNISA ALIFIA RAHMAH**

**NRP 104111810000023**

**MUHAMMAD ALVIN HIDAYATULLAH**

**NRP 10411810000027**

Dosen Pembimbing

**Dr. Eng. Achmad Dwitama Karisma, S.T., M.T.**

**NPP 1990201911102**

**Program Studi Sarjana Terapan Teknologi Rekayasa Kimia Industri**

Departemen Teknik Kimia Industri

Fakultas Vokasi

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2022



**FINAL PROJECT - vk194833**

**SYNTHESIS OF HYDROXIAPATITE FROM RICE  
CONCH SHELL WITH COMBINATION OF  
POLYCAPROLACTONE (PCL) AS A SUTURE ANCHOR  
BASED ON 3D PRINTING**

**ANNISA ALIFIA RAHMAH**

**NRP 10411810000023**

**MUHAMMAD ALVIN HIDAYATULLAH**

**NRP 10411810000027**

**Advisor**

**Dr. Eng. Achmad Dwitama Karisma, S.T., M.T.**

**NIP 1990201911102**

**Undergraduate Program in Applied Industrial Chemical Engineering**

**Department of Industrial Chemical Engineering**

**Faculty of Vocational**

**Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

**Surabaya**

**2022**



## LEMBAR PENGESAHAN

Laporan Proyek Akhir dengan Judul:  
***“Sintesis Hidroksiapatit Dari Cangkang Keong Sawah Dengan Kombinasi Polycaprolactone (PCL) Sebagai Suture Anchor Berbasis 3D Printing”***

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar  
**Sarjana Terapan Teknik (S.Tr.T)**

Di Departemen Teknik Kimia Industri Fakultas Vokasi  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

**Annisa Alifia Rahmah**

**NRP: 10411810000023**

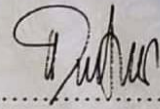
**M. Alvin Hidayatullah**

**NRP: 10411810000027**

Disetujui Oleh:

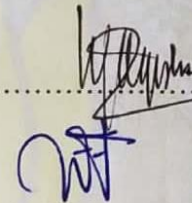
**Pembimbing:**

1. Dr. Eng. Achmad Dwitama K., S.T., M.T.  
NPP 1990201911102



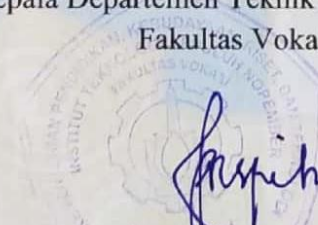

**Penguji:**

1. Ir. Elly Agustiani, M.Eng  
NIP 19580819 198503 2 003
2. Warlinda Eka Triastuti, S.Si., M.T.  
NIP 19830308 201012 2 007



Surabaya, 20 Juli 2022

Kepala Departemen Teknik Kimia Industri  
Fakultas Vokasi

Dr. Ir. Niniek Fajar Puspita, M.Eng.  
NIP 19630805 198903 2 002





# APPROVAL SHEET

Final Project with Title:

***“Synthesis Of Hydroxiapatite From Rice Conch Shell With Combination Of Polycaprolactone (PCL) As A Suture Anchor Based On 3D Printing”***

Submitted to fulfill one of the requirements for obtaining a degree

**Bachelor of Applied Engineering (S.Tr.T)**

at Department of Industrial Chemical Engineering

Faculty of Vocational Studies

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

By:

**Annisa Alifia Rahmah**

**NRP: 1041181000023**

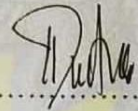
**M. Alvin Hidayatullah**

**NRP: 1041181000027**

Approved by:

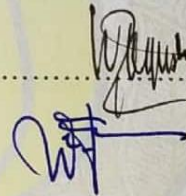
**Advisor:**

1. Dr. Eng. Achmad Dwitama K., S.T., M.T.  
NPP 1990201911102



**Examiner:**

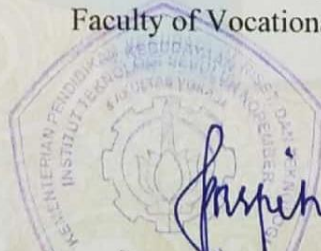
1. Ir. Elly Agustiani, M.Eng  
NIP 19580819 198503 2 003
2. Warlinda Eka Triastuti, S.Si., M.T.  
NIP 19830308 201012 2 007



Surabaya, 20 July 2022

Head of Industrial Chemical Engineering Department

Faculty of Vocational Studies



Dr. Ir. Niniek Fajar Puspita, M.Eng.

NIP 196308051989032002





## PERNYATAAN ORISINALITAS

Yang bertanda tangan dibawah ini:

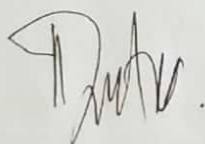
Nama mahasiswa / NRP : Annisa Alifia Rahmah  
NRP. 10411810000023  
Muhammad Alvin Hidayatullah  
NRP. 10411810000027  
Departemen : Teknik Kimia Industri  
Dosen Pembimbing / NIP : Dr. Eng. Achmad Dwitama K., S.T., M.T.  
NPP 1990201911102

Dengan ini menyatakan bawah Proyek Akhir dengan judul **“Sintesis Hidroksiapatit Dari Cangkang Keong Sawah Dengan Kombinasi Polycaprolactone (PCL) Sebagai Suture Anchor Berbasis 3D Printing”** 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, Juli 2022

Mengetahui,  
Dosen Pembimbing



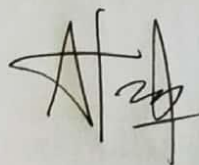
Dr. Eng. Achmad Dwitama K., S.T., M.T.  
NPP. 1990201911102

Mahasiswa I



Annisa Alifia Rahmah  
NRP. 10411810000023

Mahasiswa II



Muhammad Alvin Hidayatullah  
NRP. 10411810000027



## STATEMENT OF ORIGINALITY

The undersigned below:

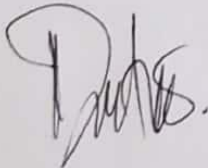
Name of student / NRP : Annisa Alifia Rahmah  
NRP. 10411810000023  
Muhammad Alvin Hidayatullah  
NRP. 10411810000027  
Department : Industrial Chemical Engineering  
Advisor / NIP : Dr. Eng. Achmad Dwitama K., S.T., M.T.  
NPP 1990201911102

hereby declare that the Final Project with the title of "*Synthesis Of Hydroxiapatite From Rice Conch Shell With Combination Of Polycaprolactone (PCL) As A Suture Anchor Based On 3D Printing*" 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.

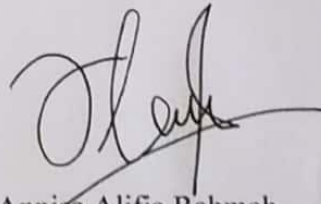
Surabaya, July 2022

Acknowledged,  
Advisor



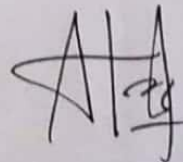
Dr. Eng. Achmad Dwitama K., S.T., M.T.  
NPP. 1990201911102

Student I



Annisa Alifia Rahmah  
NRP. 10411810000023

Student II



Muhammad Alvin Hidayatullah  
NRP. 10411810000027







## ABSTRACT

### SYNTHESIS OF HYDROXIAPATITE FROM RICE CONCH SHELL WITH COMBINATION OF POLYCAPROLACTONE (PCL) AS A SUTURE ANCHOR BASED ON 3D PRINTING

**Student Name / NRP** : 1. Annisa Alifia Rahmah / 10411810000023  
M. Alvin Hidayatullah / 10411810000027  
**Department** : Teknik Kimia Industri FV – ITS  
**Advisor** : Dr. Eng. Achmad Dwitama K., S.T., M.T.

#### Abstract

A tear in the rotator cuff is one of the most common muscle injuries in accident victims and athletes. To treat it, in the world of orthopedics, Suture Anchor is often used which serves to bind soft tissue to implants embedded in bone. One of the materials that can be used as an anchor for making suture anchors is hydroxyapatite [Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub>]. Hydroxyapatite (HAp) is a calcium phosphate bioceramic which has similarities with bone minerals so that it can be used as a material for making suture anchors. One of the hydroxyapatite synthesis methods is the Precipitation Method. Calcium hydroxide (CaCO<sub>3</sub>) can be obtained from natural materials, such as Sawah Snail Shells. However, HAP is brittle and has poor strength, so HAP is usually combined with polymers as composites to overcome the limitations of its mechanical properties. One of the polymers that can be used is Polycaprolactone (PCL). Therefore, there is a need for further research on the combination of mixing HAp and (PCL) in the manufacture of 3D Printing filaments as anchor sutures. The variables used in this study were the mixing ratio of HAp:PCL in making filaments with a mixing ratio of 0.5:9.5 ; 1:9 ; 2:8. To determine the effect of the variables that have been determined, the 3D Printing filament was tested. The chosen test is by testing the characteristics of the HAP synthesis results, and testing the mechanics of 3D Printing filaments. The value of the ratio of Ca/P obtained in the hydroxyapatite compound is 2.05. The value of this ratio is obtained from the results of the SEM-EDX test. From the SEM test, the morphological shape of the particles is spherical, and the particle size is 0.2 – 0.6 m. The XRD test results obtained a spectrum of compounds that matched the standard hydroxyapatite spectrum (JCPDS No. 24-0033) and for the results of the FTIR test that had been carried out, the results indicated the presence of hydroxyapatite content in the sample. While the results of the tensile strength test of the most optimal composite when mixing HAp:PCL with a ratio of 0.5: 9.5.

**Keywords:** *Rice Conch Shells, 3D Printing Filaments, Anchor Sutures, Hydroxyapatite, Polycaprolactone (PCL).*

## KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan kehadirat Tuhan Yang Maha Esa atas anugerah dan karunia-Nya sehingga saya mampu menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul **“SINTESIS HIDROKSIAPATIT DARI CANGKANG KEONG SAWAH DENGAN KOMBINASI POLYCAPROLACTONE (PCL) SEBAGAI SUTURE ANCHOR BERBASIS 3D PRINTING”**.

Laporan tugas akhir ini disusun untuk memenuhi syarat dalam memperoleh gelar Sarjana Terapan Teknik (S.Tr T) di Departemen Teknik Kimia Industri, Fakultas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Penulis mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Kedua orang tua dan keluarga kami, doa untuk kesuksesan kami serta jasa-jasa lain yang sulit untuk diungkapkan.
2. Ibu Dr. Ir. Niniek Fajar Puspita, M. Eng selaku Kepala Departemen Teknik Kimia Industri, Fakultas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember
3. Bapak Dr. Eng. Achmad Dwitama Karisma, S.T., M.T. selaku dosen pembimbing yang telah membantu dan mengarahkan kami selama pengerjaan laporan akhir mata kuliah EfProyek Akhir.
4. Bapak Daril Ridho Zuchrillah, S.T., M.T selaku koordinator mata kuliah Proyek Akhir di Departemen Teknik Kimia Industri, Fakultas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
5. Bapak Prof. Dr. Ir. Soeprijanto, M.Sc. dan Dr. Eng Eva Oktavia Ningrum, S.T., M.S. selaku dosen wali kami di Departemen Teknik Kimia Industri, Fakultas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
6. Segenap dosen, staff dan karyawan di Departemen Teknik Kimia Industri, Fakultas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember yang telah membantu menyelesaikan administrasi untuk laporan akhir mata kuliah Proyek Akhir.
7. Seluruh teman-teman angkatan satu perjuangan GRAPHENE'18 serta orang-orang terdekat yang selalu memotivasi, menasehati, dan mendoakan agar tetap semangat dalam mengerjakan laporan akhir mata kuliah Proyek Akhir.
8. Semua pihak yang telah memberikan bantuan dan dukungannya baik dari segi moral ataupun materi yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu.

Penyusun berharap semoga Laporan Akhir ini dapat memberikan manfaat bagi kita semua dan kami menyadari bahwa laporan akhir ini masih jauh dari sempurna, oleh karena itu kritik dan saran yang membangun sangat kami harapkan.

Surabaya, Juni 2022

Penyusun

## DAFTAR ISI

ABSTRAK .....	i
ABSTRACT .....	ii
KATA PENGANTAR .....	iii
DAFTAR ISI .....	iv
DAFTAR GAMBAR .....	vi
DAFTAR TABEL .....	vii
DAFTAR NOTASI .....	viii
BAB 1 PENDAHULUAN .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	3
1.3 Batasan Masalah .....	3
1.4 Tujuan .....	3
1.5 Manfaat .....	3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA .....	5
2.1 Dasar Teori .....	5
2.1.1 <i>Suture Anchor</i> .....	5
2.1.2 Hidroksiapatit .....	7
2.1.3 Metode Sintesis Hidroksiapatit .....	8
2.1.4 Cangkang Keong Sawah .....	9
2.1.5 <i>Polycaprolactone</i> (PCL) .....	10
2.1.6 Extruder .....	10
2.1.7 <i>3D Printing</i> .....	11
2.2 Penelitian Terdahulu .....	13
BAB 3 METODOLOGI .....	15
3.1 Desain Proyek Akhir .....	15
3.1.1 Diagram Alir Penelitian .....	15
3.2 Bahan dan peralatan yang digunakan .....	17
3.2.1 Bahan yang digunakan .....	17
3.2.2 Peralatan yang digunakan .....	17
3.3 Variabel Percobaan .....	17
3.4 Prosedur Penelitian .....	18
3.4.1 Tahap Pre-Treatment .....	18
3.4.2 Tahap Kalsinasi .....	18
3.4.3 Proses Sintesis Hidroksiapatit .....	19
3.4.4 Tahap Sintesis Komposit PCL – HAp .....	21
3.4.5 Proses Pembuatan Filamen .....	22
3.5 Uji Analisa .....	23
3.6 Jadwal Proyek Akhir .....	24
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN .....	25
4.1 Proses Kalsinasi Cangkang Keong Sawah .....	25
4.2 Analisa Karakterisasi Hidroksiapatit Cangkang Keong Sawah .....	26

4.2.1 Karakterisasi Hidroksiapatit Berdasarkan Gugus Fungsi.....	28
4.2.2 Karakterisasi Hidroksiapatit Berdasarkan Kristalinitas.....	29
4.2.3 Karakterisasi Hidroksiapatit Berdasarkan Analisa Morfologi.....	30
4.3 Analisa Filamen Hidroksiapatit dengan <i>Polycaprolactone</i> .....	35
4.3.1 Hasil Pengujian Kuat Tarik .....	36
4.3.2 Hasil Pengujian Kuat Tekan .....	38
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN .....	41
5.1 Kesimpulan.....	41
5.2 Saran .....	41
DAFTAR PUSTAKA.....	43
APPENDIKS .....	47
LAMPIRAN .....	51
BIODATA PENULIS I .....	59
BIODATA PENULIS II .....	60

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2. 1</b> Komponen dalam menempelkan jaringan ke tulang melalui suture anchor. ....	5
<b>Gambar 2. 2</b> Metallic Suture Anchor. ....	6
<b>Gambar 2. 3</b> Biocomposite Suture Anchor. ....	6
<b>Gambar 2. 4</b> Struktur Hidroksiapatit. ....	7
<b>Gambar 2. 5</b> Cangkang Keong Sawah. ....	9
<b>Gambar 2. 6</b> Skema Extruder. ....	11
<b>Gambar 3. 1</b> Diagram Alir Proyek Akhir. ....	16
<b>Gambar 3. 2</b> Rangkaian Alat Sintesis Hidroksiapatit. ....	17
<b>Gambar 3. 3</b> Proses Pre-treatment Cangkang Keong Sawah. ....	18
<b>Gambar 3. 4</b> Proses Kalsinasi. ....	19
<b>Gambar 3. 5</b> Proses Sintesis Hidroksiapatit. ....	21
<b>Gambar 3. 6</b> Proses Sintesis Komposit PCL – HAp. ....	22
<b>Gambar 3. 7</b> Proses Pembuatan Filamen. ....	22
<b>Gambar 4. 1</b> (a) Serbuk Cangkang keong Sawah sebelum Kalsinasi, (b) Serbuk Cangkang Keong Sawah setelah Kalsinasi pada Suhu 1000°C. ....	25
<b>Gambar 4. 2</b> Hidroksiapatit dari Cangkang Keong Sawah. ....	27
<b>Gambar 4. 3</b> Spektrum analisa HAp Cangkang Keong Sawah. ....	28
<b>Gambar 4. 4</b> (a) Refrensi HAp Standar JCPDS No. 24-0033 (b) Spektrum analisa Cangkang Keong Sawah. ....	29
<b>Gambar 4. 5</b> Grafik Perbandingan Komponen Ca dan P dalam Senyawa Hidroksiapatit. ....	31
<b>Gambar 4. 6</b> Hasil Uji EDX. ....	31
<b>Gambar 4. 7</b> Hasil Analisa SEM HAp perbesaran 50000x. ....	33
<b>Gambar 4. 8</b> Grafik Distribusi Partikel. ....	34
<b>Gambar 4. 9</b> Analisis Porositas HAp Cangkang Keong Sawah dengan ImegJ (a) Sebelum analisa Threshold (b) Setelah analisa Threshold. ....	35
<b>Gambar 4. 10</b> Padatan HAp-PCL dengan perbandingan (a) 0,5:9,5 (b) 1:9 (c) 2:8. ....	36
<b>Gambar 4. 11</b> Hasil Filamen 3D printing dari campuran Hap dan PCL (A) 0,5:9,5 (B) 1:9 (C) 2:8. ....	36
<b>Gambar 4. 12</b> Grafik Perbandingan Regangan dan Tegangan Pengujian Kuat Tarik. ....	37
<b>Gambar 4. 13</b> Grafik Perbandingan Regangan dan Tegangan Pengujian Kuat Tekan. ....	38



## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 2. 1</b> Penelitian Terdahulu .....	13
<b>Tabel 3. 1</b> Rencana Jadwal Proyek .....	24
<b>Tabel 4. 1</b> Perbandingan Berat Cangkang Keong Sawah Sebelum dan Sesudah Kalsinasi ...	25
<b>Tabel 4. 2</b> Perbandingan Uji XRF Cangkang Keong Sawah dengan Cangkang Kerang Kupang. ....	26
<b>Tabel 4. 3</b> Tabel Komponen Dalam Hidroksiapatit .....	32
<b>Tabel 4. 4</b> Perbandingan Setiap Variasi Hap:PCL dari Hasil Kuat Tarik.....	37
<b>Tabel 4. 5</b> Perbandingan Setiap Variasi Hap:PCL dari Hasil Pengujian Kuat Tekan .....	38

## DAFTAR NOTASI

No.	Notasi	Keterangan	Satuan
1.	$\rho$	Massa Jenis	gram/L
2.	V	Volume	L
3.	M	Molaritas	mol/L
4.	m	Massa	gram

# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

*Rotator cuff* adalah sekelompok atau jaringan dari empat otot dan beberapa tendon pada bahu yang menghubungkan tulang lengan atas (*humerus*), tulang belikat (*scapula*) dan tulang selangka (*clavicula*). Robekan pada *rotator cuff* merupakan salah satu cedera yang paling sering ditemui dalam dunia orthopedi (Smith, 2018). Salah satu penyebab cedera yang sering diakibatkan karena kecelakaan. Tingginya angka kecelakaan lalu lintas sejak 2014 hingga 2019 dengan 79,8% korban kecelakaan lalu lintas mengalami cedera pada tulang dan otot (Susanto *et al.*, 2020). Untuk mengobati robekan pada *rotator cuff*, dalam dunia ortopedi sering menggunakan *Suture Anchor* atau jangkar jahitan. *Suture anchor* ini berfungsi untuk mengikat jaringan lunak ke implant yang tertanam di dalam tulang (Su *et al.*, 2021). Dengan meningkatnya angka kecelakaan lalu lintas, mengakibatkan kebutuhan *suture anchor* semakin meningkat. Tetapi, peningkatan kebutuhan akan *suture anchor* ini tidak dibarengi dengan produksi lokal, sehingga *suture anchor* produk impor masih menguasai pasar Indonesia. Namun, biaya yang sangat tinggi untuk implant tulang yang mencapai 400 USD membuat masyarakat sulit menjangkaunya (Kemenristekdikti, 2017).

Sementara itu, Badan Pengkajian dan Penerapan Teknologi (BPPT) melalui Pusat Teknologi Material BPPT telah berhasil mengembangkan implan tulang Stainless Steel 316 L dari bahan local Ferro - Nickel yang dapat mereduksi harga implan tulang sampai dengan 60 – 70% (BPPT, 2016). Implan yang dihasilkan berbahan logam. Akan tetapi, penggunaan bahan inert permanen menyebabkan beberapa komplikasi, seperti degradasi logam karena korosi, perisai pada tegangan dari waktu ke waktu yang menyebabkan melemahnya jaringan implan, pengembangan sensasi benda asing, distorsi gambar diagnostik, dan persyaratan operasi sekunder untuk menghapus implan. Oleh sebab itu, penggunaan implan biokomposit di lingkungan tubuh dapat menjadi strategi yang efektif untuk mengatasi kelemahan implan logam inert (Tai *et al.*, 2021).

Baru-baru ini, *suture anchor* berbahan biokomposit mulai dikembangkan untuk membantu mengatasi permasalahan yang dapat terjadi akibat dari penggunaan *suture anchor* berbahan logam yang digunakan jauh lebih luas. Keuntungan *suture anchor* berbahan biokomposit dibandingkan dengan *suture anchor* berbahan logam adalah sebagai berikut, kurangnya kebutuhan untuk operasi pengangkatan, pencitraan *postsurgical* yang lebih baik, peningkatan kompatibilitas bio (Cho *et al.*, 2021). Salah satu bahan biokomposit yang dapat digunakan sebahai bahan pembuatan *suture anchor* yaitu yaitu HAP  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ .

Hidroksiapatit (HAp) banyak digunakan untuk aplikasi yang berhubungan dengan tulang manusia karena kesamaan struktur kimia dan kristalografi antara jaringan tulang manusia dan HAp. Selain itu, bentuk kalsium fosfat yang paling stabil dan biokompatibel adalah HAp dengan rumus kimia  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$  yang merupakan penyusun utama mineral tulang manusia. Hal ini menjadikan HAp memiliki sifat yang menjanjikan untuk pemanfaatan dalam operasi ortopedi dan implan gigi karena biokompatibilitas yang tinggi, osteokonduktivitas, bioaktivitas, non-inflamasi, sifat non-imunogenik, dan tidak beracun (Sharifianjazi *et al.*, 2021).

Meskipun hidroksiapatit telah terbukti menginduksi pertumbuhan tulang, HAp memiliki sifat mekanik yang buruk, yaitu bersifat rapuh dan kekuatannya yang buruk. Keterbatasan sifat mekanik HAp yang buruk telah membuka jalan bagi banyak peneliti material untuk berburu komposit polimer. Meskipun ada banyak metode yang tersedia untuk peningkatan sifat mekanik HAp dan mineral HAp, metode yang paling umum dan luas adalah

dengan memasukkan polimer yang sesuai ke dalam HAP yang tidak memiliki efek negatif pada tubuh manusia (Elangomannan *et al.*, 2017).

Hidroksiapatit biasanya dikombinasikan dengan biopolimer dan bahan organik sebagai komposit untuk mengatasi keterbatasan sifat mekaniknya. Salah satu bahan biopolimer yang dapat digunakan yaitu Polycaprolactone (PCL). Polycaprolactone (PCL) memiliki aplikasi yang luas dalam kedokteran sebagai polimer sintetis. Biaya rendah dan biokompatibilitas adalah alasan utama keberhasilannya. Selain itu, PCL dapat dengan mudah dilarutkan ke dalam sebagian besar pelarut organik (Sattary *et al.*, 2020).

Hidroksiapatit dapat di sintesis dari berbagai sumber dan metode. Metode kimia yang umum digunakan, yaitu metode presipitasi, metode sol-gel, metode hidrotermal, mechanochemical method, polymer-assisted routes, dan sintesis berbantuan gelombang mikro (Panda *et al.*, 2021). Di antara metode sintesis ini, presipitasi kimia basah adalah metode sederhana dan berbiaya rendah karena nilai suhu rendah. Selain itu, produk kemurnian tinggi dengan proses ramah lingkungan, di mana satu-satunya produk sampingan adalah air. Untuk mendapatkan hidroksiapatit yang sesuai dengan kebutuhan, dalam metode presipitasi ini dapat dilakukan dengan mengontrol tingkat penambahan reaktan dan pH larutan yang dimana merupakan parameter praktis untuk mengontrol morfologi produk selama sintesis kimia basah (Gecim *et al.*, 2021).

Saat ini mulai banyak sumber daya dari bahan alami yang telah ditemukan untuk digunakan sebagai bahan baku HAP, seperti tulang mamalia, tulang dan skala ikan, cangkang telur, cangkang kerang, cangkang laut, bahkan esource tanaman seperti tangkai, daun, ekstrak bunga dan buah. HAP dapat disiapkan dari sumber daya alam ini akan kalsinasi dan diikuti oleh metode yang telah disebutkan sebelumnya (Panda *et al.*, 2021). Salah satu bahan alami yang dapat dimanfaatkan untuk mensintesis hidroksiapatit adalah Cangkang Keong Sawah (*Pila Ampullacea*). Keong sawah (*Pila Ampullacea*) termasuk kedalam filum molusca, dimana filum ini adalah hewan berbadan lunak yang terlindungi oleh suatu cangkang yang keras yang berwarna keemasan yang mengandung kalsium karbonat. Komposisi pada cangkang keong sawah hampir seluruhnya dari kalsium karbonat (Ridha *et al.*, 2020).

Kandungan mineral yang utama pada cangkang keong berupa kalsium karbonat ( $\text{CaCO}_3$ ), zat besi, magnesium, kalium dan fosfor. Cangkang keong sawah mengandung unsur kalsium sebagai penyusun utamanya dengan kadar kalsium 93,438 %, selain itu juga mengandung silika sebanyak 1,875%, unsur aluminium sebanyak 1,359% dan unsur-unsur lain sekitar 3,328%. Kandungan kalsium cangkang keong sawah (*Pila ampullacea*) yang sangat tinggi ini sangat berpotensi untuk bisa dimanfaatkan sebagai bahan yang lebih bernilai daya guna (Haryona *et al.*, 2015).

Untuk mendapatkan *implant* yang bersifat biodegradable sesuai dengan yang diinginkan, diperlukan adanya penelitian untuk menentukan formula terbaik dari bahan komposit yang dikombinasikan dengan teknologi pencetakan 3D. Jika bahan komposit biomedis yang sesuai dapat dicetak ke dalam berbagai bentuk jaringan tulang manusia dan diterapkan pada obat klinis, ditanamkan di bagian tulang manusia yang sesuai untuk menggantikan jaringan tulang manusia yang tidak dapat diperbaiki, itu akan menjadi hal yang baik di bidang rekayasa jaringan tulang (Wan *et al.*, 2021)

Beberapa metode sintesis kimia telah dikembangkan dalam pembuatan hidroksiapatit dengan menggunakan berbagai jenis sumber Ca dan P. Pada penelitian ini, sintesis hidroksiapatit dilakukan menggunakan metode presipitasi dengan cangkang keong sawah (*Pila Ampullacea*) sebagai sumber kalsium (Ca) yang direaksikan dengan  $\text{H}_3\text{PO}_4$  sebagai sumber fosfat (P). HAP yang berhasil disintesis selanjutnya akan dibentuk menyerupai anchoring screw supraspinatus melalui pembentukan filamen 3D printer dengan menambahkan PCL (*Polycaprolactone*). Hasil sintesis HAP akan dikarakterisasi dengan

menggunakan XRD, FTIR untuk mengetahui gugus fungsi, SEM untuk mengetahui struktur morfologi pori, dan *mechanical strength* untuk mengetahui kekuatan filamen 3D printer HAp:PCL

## 1.2 Rumusan Masalah

Pada penelitian ini memiliki rumusan masalah, yaitu :

1. Bagaimana nilai rasio Ca/P dalam HAp yang disintesis dari Cangkang Keong Sawah dengan metode presipitasi ?
2. Bagaimana hasil pengujian karakteristik HAp dari Cangkang Keong Sawah menggunakan uji FTIR, XRD, dan SEM – EDX?
3. Bagaimana pengaruh variasi rasio campuran PCL dan HAp dari sintesis cangkang keong sawah terhadap kekuatan uji Mekanik (Strength and Compression)?

## 1.3 Batasan Masalah

Dalam penelitian ini diberikan batasan agar dicapai hasil yang sesuai dengan tujuan penelitian serta tidak menyimpang dari permasalahan yang ditinjau, maka batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Suhu yang digunakan saat proses kalsinasi 1000° C.
2. Prekursor fosfat berasal dari larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> 0,5M.
3. Menggunakan polymer Polycaprolactone (PCL).
4. Pembentukan filamen menggunakan screw extruder dengan suhu operasi 60°C.

## 1.4 Tujuan

Pada penelitian ini memiliki beberapa tujuan, yaitu :

1. Mengetahui nilai rasio Ca/P dalam HAp yang disintesis dari Cangkang Keong Sawah dengan metode presipitasi.
2. Mengetahui hasil pengujian karakteristik HAp dari Cangkang Keong Sawah menggunakan uji FTIR, XRD, dan SEM – EDX.
3. Mengetahui pengaruh variasi rasio campuran PCL dan HAp dari sintesis cangkang keong sawah terhadap kekuatan uji Mekanik (Strength and Compression).

## 1.5 Manfaat

penelitian ini memiliki beberapa manfaat, yaitu:

1. Memberikan informasi pembuatan sintesis hidroksiapatit dari cangkang keong sawah (*Pila ampullacea*) menggunakan polimer PCL (*polycaprolactone*).
2. Diharapkan dapat menjadi sebuah solusi untuk mengatasi limbah cangkang keong sawah (*Pila ampullacea*) dan dapat memberikan manfaat nilai guna cangkang keong sawah (*Pila ampullacea*).
3. Diharapkan filamen yang terbuat dapat menjadi bahan untuk *suture anchor* bagi dunia medis.



*(Halaman sengaja dikosongkan).*

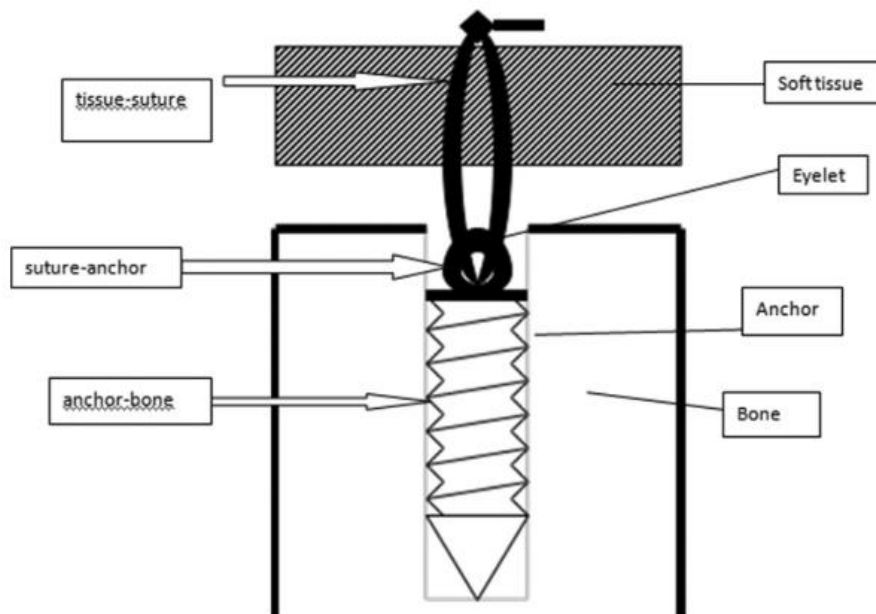
## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Dasar Teori

##### 2.1.1 *Suture Anchor*

Penggunaan *suture anchor* banyak dijumpai dalam operasi ortopedi karena memungkinkan fiksasi jaringan lunak yang sederhana dan efisien (misalnya, tendon dan ligamen) ke tulang dalam operasi terbuka dan arthroscopic di sekitar bahu, siku, pergelangan tangan, dan sendi tungkai bawah. Fungsi utama dari *suture anchor* adalah untuk menempelkan jaringan di lokasi yang tepat dan mempertahankan posisinya tanpa melonggarkan atau ketegangan yang berlebihan hingga penyembuhan fisiologis pasien selesai. Suture anchors memiliki kelebihan yaitu mudah ditangani, mempertahankan kekuatan tarik keluar yang cukup, mencegah abrasi jahitan, dan dapat diserap tanpa menghasilkan reaksi apa pun saat material larut. Berbagai jenis dan desain dari suture anchors telah banyak dikembangkan selama dekade terakhir untuk memaksimalkan efektivitasnya dalam menciptakan perbaikan tendon ke tulang yang kuat (Cho *et al.*, 2021).



**Gambar 2. 1** Komponen dalam menempelkan jaringan ke tulang melalui *suture anchor*.

**Sumber :** Chaudhry dkk., 2019.

*Suture anchor* dapat dibuat dengan bahan non biodegradable atau bahan biodegradable. Bahan non biodegradable yang banyak digunakan yaitu logam (paduan baja, stainless steel, titanium), sedangkan untuk bahan biodegradable dapat dibuat dari polimer. Setiap anchor yang terbuat dari bahan non biodegradable ataupun biodegradable memiliki kelebihan dan kekurangannya masing – masing (Chaudhry *et al.*, 2019).

*Suture Anchor* yang banyak dijumpai dalam operasi ortopedi umumnya berbahan logam. Logam yang digunakan dapat dikombinasikan dengan logam lain sebagai paduan atau dalam bentuk murninya. Dua bahan logam yang paling umum digunakan adalah titanium dan stainless steel. Logam terbukti efektif dalam memberikan fiksasi yang kaku dan stabil serta berhasil digunakan dalam waktu yang lama. Meskipun logam dinilai efektif, logam memiliki beberapa kelemahan yang dikaitkan dengan penggunaannya, terutama di sekitar bahu.

Kelemahan akibat penggunaan ini meliputi, komplikasi termasuk migrasi, melonggarkan, penahanan jangkar logam di dalam rongga sendi, kerusakan tulang rawan, dan gangguan dengan pencitraan diagnostik, seperti pemindaian tomografi komputasi dan *magnetic resonance imaging* (MRI). Selain itu kelemahan lainnya yaitu dengan kehadiran sekrup logam membuat operasi revisi lebih sulit, karena sekrup harus dilepas atau dihindari karena mereka akan melepaskan ion logam ke jaringan sekitarnya (Cho *et al.*, 2021).



**Gambar 2. 2** *Metallic Suture Anchor.*  
**Sumber :** Cho dkk., 2021.

Untuk mengatasi kelemahan dari suture anchor berbahan logam, suture anchor dapat dibuat menggunakan bahan biodegradable melalui bahan biokomposit. Biokomposit memiliki keuntungan, seperti kemudahan pasca operasi dan operasi revisi, dengan manfaat tambahan pembentukan tulang dalam sekrup. *Suture anchor* berbahan biokomposit terdiri dari bahan polimer biodegradable dan bahan pembentukan tulang atau bahan biokeramik. Semua implan yang tersedia terdiri dari polimer biodegradable dan keramik bioaktif. Penelitian telah menunjukkan hasil klinis yang baik dengan sekrup interferensi biokomposit, serta pengujian biomekanik yang memuaskan. Contoh komponen keramik bioaktif (yang dapat meningkatkan pembentukan tulang) yang banyak digunakan, yaitu HAP [ $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ],  $\beta$ -tricalcium phosphate ( $\beta$ -TCP [ $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ]), kalsium fosfat biphasic (HAP dan  $\beta$ -TCP), kalsium karbonat, dan kalsium sulfat. Karena HAP dan  $\beta$ -TCP terdiri dari kalsium dan fosfat, komponen anorganik utama tulang, mereka erat meniru fase mineralnya (Suchenski *et al.*, 2010).

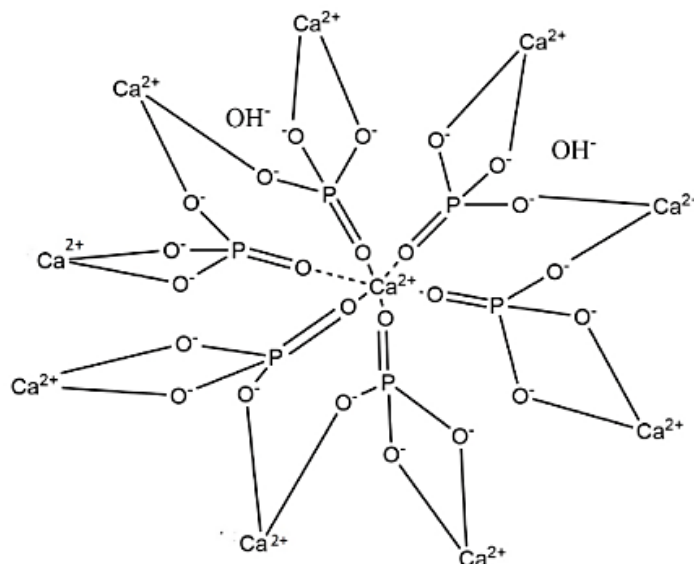


**Gambar 2. 3** *Biocomposite Suture Anchor.*  
**Sumber :** Cho dkk., 2021.

## 2.1.2 Hidroksiapatit

HAP dengan rumus kimia umum  $[\text{Ca}_{10}(\text{OH})_2(\text{PO}_4)_6]$  telah menarik perhatian yang cukup besar sebagai salah satu biokeramik berbasis kalsium fosfat terbaik untuk digunakan dalam rekonstruksi kerangka. Hal ini karena HA mengandung sebagian besar komponen anorganik yang ditemukan di tulang manusia dan memiliki afinitas yang kuat untuk jaringan inang. Kesamaan dalam konstituen mineral HA dengan tulang manusia memungkinkan keramik ini terbentuk pada antarmuka jaringan tulang dengan meniru fase apatit tulang alami. HA menunjukkan sifat biokompatibilitas dan bioaktivitas yang sangat baik. Biasanya, bahan implan stoikiometri HA harus memiliki rasio Ca/P 1,67. Bahan baku yang digunakan untuk menghasilkan HA dapat diperoleh baik dari sumber anorganik atau bahan alami. Beberapa jenis sumber biologis alami yang tidak tercemar seperti kulit telur, tulang ikan, kerang laut dan tanaman telah dipelajari oleh banyak peneliti. Secara umum, bahan awal yang digunakan untuk memproduksi HA akan memiliki pengaruh pada sifat struktural karena perilaku prekursor tersebut akan berubah selama proses pemanasan (Goh *et al.*, 2021).

Hidroksiapatit (HAp) adalah salah satu bahan paling menarik yang telah digunakan untuk aplikasi rekayasa jaringan tulang dalam beberapa tahun terakhir. Karena kesamaan antara struktur kimia dan kristalografi jaringan tulang manusia dan HAp, telah banyak digunakan untuk aplikasi yang berhubungan dengan tulang. Bentuk kalsium fosfat yang paling stabil dan biokompatibel adalah HAp dengan rumus kimia  $[\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2]$  yang merupakan konstituen mineral tulang manusia utama. Ini memiliki sifat yang menjanjikan untuk pemanfaatan dalam operasi ortopedi dan implan gigi karena biokompatibilitas yang tinggi, osteokonduktivitas, bioaktivitas, non-inflamasi, sifat non-imunogenik, dan tidak beracun. Menurut penelitian sebelumnya, HAp yang berasal dari sumber daya alam dapat digunakan secara efektif untuk proliferasi sel dan peningkatan diferensiasi (Sharifianjazi *et al.*, 2021).



**Gambar 2. 4** Struktur Hidroksiapatit

**Sumber :** Panda *dkk.*, 2021.

HAP adalah kalsium alami apatit. HAP adalah senyawa kimia fosfor baik dengan hidroksil ( $\text{OH}^-$ ), klorida ( $\text{Cl}^-$ ) atau ion fluorida ( $\text{F}^-$ ). Berat molekul HAP adalah 1004,6 g/mol. HAP memiliki struktur kristal heksagonal, di mana rasio stoikiometri Ca: P biasanya adalah 1,67. Ini menunjukkan ikatan kovalen (PO dan O-H) dan ikatan ionik (Ca-O) dalam

kisi kristalnya. HAP murni sangat hidrofilik dan telah dilaporkan memiliki sudut kontak sekitar  $10^\circ$ . Menjadi senyawa keramik kalsium, hydroxyapatite menunjukkan kerapuhan, bagaimanapun, memegang kekuatan tekan yang sangat tinggi (hingga 917 MPa) sementara itu memiliki sifat tarik yang sangat lemah. Sintered HAP dapat menumbuhkan kekuatan tarik hingga sebanyak 18 MPa. Namun, telah dilaporkan sebelumnya bahwa, modulus Young dan rasio Poisson tentang HAP yang tered dosa berbanding lurus dengan kepadatannya (porositas). Jika kepadatan meningkat sebesar 100%, modulus Young dapat berkisar hingga 117 GPa dan ketangguhan fraktur dapat berkisar hingga 1 MPa /m<sup>2</sup>. Kekuatan flexural dari HAP sintered (lebih dari 1000 °C) dilaporkan 115 MPa dan kekuatan torsional dan dinamis adalah 76 dan 68 MPa (Panda *et al.*, 2021).

Hidroksiapatit (HAp) adalah bagian turunan dari kalsium fosfat yang paling banyak digunakan dalam pelapisan atau cements pada tulang. Untuk mendapatkan HAp ini, maka sumber yang dapat digunakan adalah material alam yang memiliki tingkat kalsium yang tinggi sehingga dapat dihasilkan HAp yang baik pula. Hidroksiapatit dapat dihasilkan dari sumber anorganik maupun organik. Sumber anorganik misalnya batu-batuan yang mengandung posfat. Sedangkan sumber organik misalnya berasal dari cangkang telur ayam, cangkang kerang, tulang ikan dan tulang sapi (Fadhilah, 2016).

Sintesis senyawa hidroksiapatit dapat diperoleh dengan mencampurkan prekursor kalsium dengan prekursor fosfat. Prekursor fosfat yang berupa asam fosfat (H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>). Penggunaan asam fosfat dipilih karena reaksi antara kalsium oksida dengan asam fosfat menghasilkan hidroksiapatit dan air (Wardani *et al.*, 2015).

### 2.1.3 Metode Sintesis Hidroksiapatit

Berbagai sumber dan metode sintesis HAP telah dilakukan. Metode presipitasi, metode sol-gel, metode hidrotermal, mechanochemical method, polymer-assisted routes, dan sintesis berbantuan gelombang mikro adalah metode kimia yang paling umum untuk sintesis HAp (Panda *et al.*, 2021). Di antara metode sintesis ini, presipitasi kimia basah adalah metode sederhana dan berbiaya rendah karena nilai suhu rendah. Selain itu, produk kemurnian tinggi dengan proses ramah lingkungan, di mana satu-satunya produk sampingan adalah air. Karena presipitasi HAp terjadi dengan nukleasi, agregasi dan mekanisme pertumbuhan, penting untuk membangun nukleasi homogen untuk membentuk partikel HAp secara langsung. Hal ini dapat dikontrol dengan tingkat penambahan reaktan dan pH larutan yang merupakan parameter praktis untuk mengontrol morfologi produk selama sintesis kimia basah (Gecim *et al.*, 2021).

Metode presipitasi merupakan bagian dari metode kimia basah yang paling terkenal dan teknik yang paling banyak dipergunakan untuk sintesis hidroksiapatit. Hal ini karena dengan teknik tersebut dapat mensintesis HA dalam jumlah besar tanpa menggunakan pelarut-pelarut organik dan dengan biaya yang tidak begitu mahal. Untuk menghasilkan HA melalui metode presipitasi dapat menggunakan berbagai prekursor yang mengandung kalsium dan fosfat, misalnya kalsium hidroksida (Ca(OH)<sub>2</sub>) dan asam fosfat (H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>). Hasil sampingan yang dihasilkan oleh reaksi Ca(OH)<sub>2</sub> dan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> dalam sintesis HA hanyalah air dan reaksi tidak melibatkan elemen-elemen asing (Mozartha, 2015).

Sebelum dilakukannya metode presipitasi, cangkang keong sawah yang telah melalui tahap pretreatment akan dikalsinasi terlebih dahulu. Kalsinasi bertujuan untuk menghilangkan komponen organik dan mengubah senyawa kalsium karbonat (CaCO<sub>3</sub>) menjadi kalsium oksida CaO yang digunakan sebagai prekursor kalsium. Senyawa CaCO<sub>3</sub>, yang dipanaskan pada suhu 1000 ° C mengalami pembakaran dan berubah menjadi Cao. Perubahan ini disebabkan oleh suhu tinggi yang mengakibatkan pelepasan karbon (Ningrum *et al.*, 2022). Suhu kalsinasi memainkan peran penting dalam pengendalian fase

Hidroksiapatit. Temperatur yang semakin tinggi akan meningkatkan nilai kekerasan material. Jika suhu kalsinasi terlalu rendah maka penguraian material organik pada sampel belum sempurna. Perubahan warna tulang lah yang diyakini sebagai pertanda jika masih ada atau hilangnya matriks organik dalam sampel. Jika suhu kalsinasi terlalu tinggi maka akan merusak hidroksiapatit dan mulai membentuk fase lain yaitu Tricalcium Phosphate (TCP) (Mohd Pu'ad, Alipal, *et al.*, 2019).

#### 2.1.4 Cangkang Keong Sawah

Keong sawah (*Pila ampullacea*) termasuk kedalam filum molusca, dimana filum ini adalah hewan berbadan lunak yang terlindungi oleh suatu cangkang yang keras yang berwarna keemasan. Keong ini banyak ditemukan di sawah yang pada umumnya menjadi hama karena memakan batang padi yang baru di tanam sehingga mengganggu pertumbuhan padi. Selain menjadi hama, keong sawah juga belum dimanfaatkan secara maksimal. Pemanfaatan keong terbatas pada konsumsi daging keong oleh sebagian masyarakat yang menyebabkan cangkangnya sangat melimpah dan mudah ditemukan (Nasution *et al.*, 2015).

Keong sawah (*Pila ampullacea*) merupakan salah satu jenis keong air yang mudah ditemukan di perairan tropis Asia seperti di sawah, parit, dan danau. Dalam kelas hewan moluska, cangkang leong memiliki kandungan kalsium yang tinggi. Cangkang keong berlimpah di alam dan merupakan bahan komposit yang terdiri dari kalsium karbonat dan bahan organik. Tubuh keong yang lunak dilindungi oleh cangkang spiral yang keras. Keong sawah biasanya dimanfaatkan oleh masyarakat hanya sebagian isinya sebagai bahan makanan yang memiliki nilai gizi tinggi. Porsi cangkang yang menutupi sekitar 83-85% dari total berat keong sawah umumnya dibuang begitu saja tanpa dimanfaatkan. Cangkang keong sawah banyak mengandung kalsium karbonat, sehingga berpotensi untuk dimanfaatkan sebagai sumber kalsium (Ca) (Dahlan *et al.*, 2020).

Cangkang keong sawah mengandung unsur kalsium sebagai penyusun utamanya dengan kadar kalsium 93,438 %, selain itu juga mengandung silika sebanyak 1,875%, unsur aluminium sebanyak 1,359% dan unsur-unsur lain sekitar 3,328%. Kandungan kalsium cangkang keong sawah (*Pila ampullacea*) yang sangat tinggi ini sangat berpotensi untuk bisa dimanfaatkan sebagai bahan yang lebih bernilai daya guna untuk keperluan industri, diantaranya industri cat, kertas, magnetic recording, industri detergen, plastik dan keramik (Haryona *et al.*, 2015).



*Gambar 2. 5 Cangkang Keong Sawah*

### **2.1.5 Polycaprolactone (PCL)**

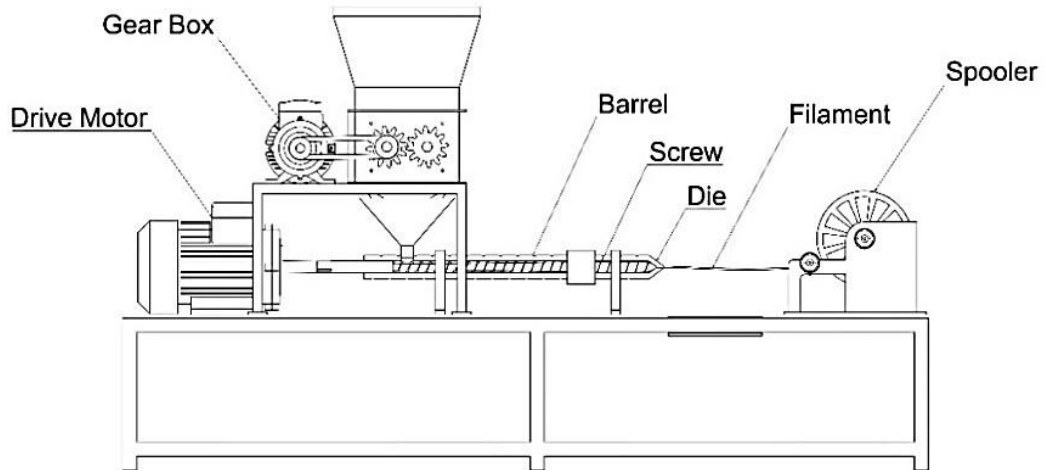
Keterbatasan sifat mekanik HAP yang buruk telah membuka jalan bagi banyak peneliti material untuk berburu komposit polimer. Meskipun ada banyak metode yang tersedia untuk peningkatan sifat mekanik HAP dan mineral HAP, metode yang paling umum dan luas adalah dengan memasukkan polimer yang sesuai ke dalam HAP yang tidak memiliki efek negatif pada tubuh manusia (Elangomannan *et al.*, 2017). Hidroksiapatit biasanya dikombinasikan dengan biopolimer dan bahan organik sebagai komposit untuk mengatasi keterbatasan sifat mekaniknya. Banyak penelitian telah dilakukan pada pembuatan perancah komposit menggunakan HAP dengan polimer yang kompatibel, seperti poli (etilena) oksida (PEO), asam poliglukolik (PLGA), poli (hydroxybutyrate-quartetite) (PHBV), Selulosa, PCL, dan polivinil alkohol (PVA) (Hassan and Sultana, 2017).

Aplikasi hidroksiapatit murni memiliki banyak kelemahan karena sifat mekaniknya. Selain itu, adhesi, penyebaran, dan pertumbuhan sel pada permukaan hidroksiapatit murni membatasi penerapannya sebagai bahan medis. Untuk meningkatkan efisiensi hidroksiapatit, telah dikombinasikan dengan polimer. Dibandingkan dengan hidroksiapatit murni, komposit polimer berbasis hidroksiapatit memiliki biokompatibilitas dan potensi osteoplastik yang lebih tinggi. Salah satu biopolimer yang paling menarik adalah polycaprolakton (PCL). PCL memiliki beberapa keuntungan seperti respon inflamasi dan tingkat resorpsi yang lebih lambat. Karena sifat struktural yang menarik dari PCL, telah digunakan untuk pembuatan pelat fiksasi tulang. Selain itu, PCL yang digabungkan dengan partikel hidroksiapatit telah mendapat perhatian khusus. Pengisi ini dapat menginduksi sifat osteokonduktif dan toksisitas rendah (Trakoolwannachai *et al.*, 2019).

### **2.1.6 Extruder**

*Screw extruder* merupakan alat pencampur. Alat *screw extruder* merupakan mesin dengan penggerak motor DC. Mesin bekerja dengan elemen utama pemanas berupa band heater. Pada alat *screw extruder* terjadi proses ekstrusi bahan yang dilakukan dengan menekan bahan agar mengalir melalui lubang pada cetakan menghasilkan produk yang bentuknya ditentukan oleh bentuk lubang cetakan yang berbentuk piringan atau silinder pada bagian akhir mesin ekstrusi. Cetakan berfungsi sebagai pembentuk atau pencetak bahan setelah diolah di dalam mesin ekstrusi agar terbentuk yang diinginkan (Suryana, 2019).

Selain itu, mesin extruder merupakan suatu proses perubahan diextrusi (perubahan dari bentuk padat menjadi cair) proses perubahan ini melalui berbagai tahapan panas, tahapan panas tersebut antara lain sebagai berikut: Material yang sudah berada di hopper jatuh ke dalam, tepatnya jatuh kedalam *feeding zone*. Daerah *feeding zone* ini mempunyai daerah yang terdalam. Didalam daerah ini material tersebut mengalami pemanasan. Pemanasan merupakan tahap penting dalam proses agar menghasilkan produk yang berkualitas (Sidik *et al.*, 2017).



**Gambar 2. 6** Skema *Extruder*

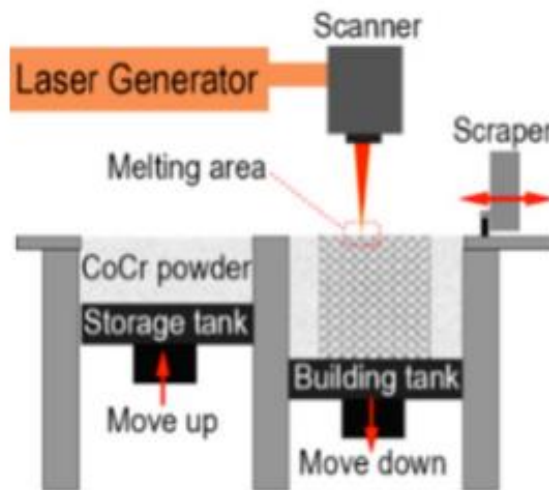
### **2.1.7 3D Printing**

Dalam dunia industri, pencetakan 3D merupakan teknik yang berkinerja tinggi untuk menghasilkan prototipe dengan tingkat akurasi dan kompleksitas struktur dalam atau luar. Manfaat lain dari adanya pencetakan 3D ini, yaitu pencetakan 3D berpotensi dapat mengurangi jumlah bahan baku, energi, boros dan polusi selama proses produksi. Dalam bidang ortopedi, ahli bedah ortopedi dapat menggunakan pencetakan 3D untuk menciptakan perangkat medis yang inovatif. Beberapa tahun terakhir, pencetakan 3D mulai digunakan dalam produksi perancah tulang dan untuk menanamkan tulang yang retak (Faksawat *et al.*, 2021).

Saat ini teknologi *3D printing* dapat dikategorikan menjadi tiga kelompok yaitu: *3D printing* berbasis serbuk, *3D printing* berbasis tinta, dan pencetakan berbasis polimer. Karena mampu menghasilkan struktur yang kompleks dengan resolusi tinggi dan dapat menghasilkan produk medis yang dapat disesuaikan dengan kebutuhan melalui kombinasi dengan teknik rekonstruksi citra maka teknologi *3D printing* memiliki prospek yang sangat menjanjikan dalam rekayasa jaringan (Liu and Yan, 2018).

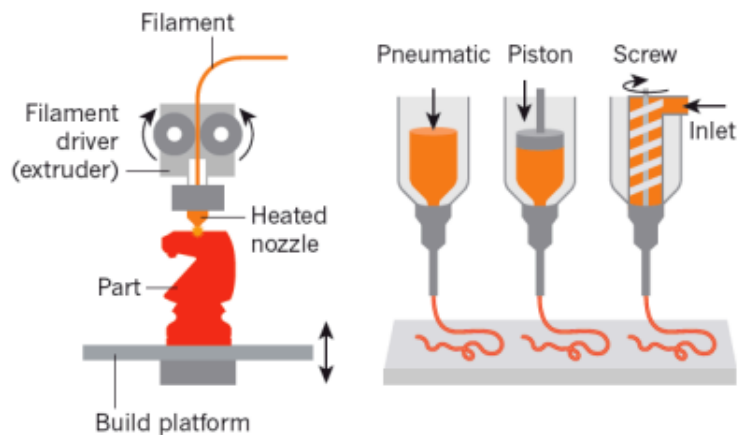
Teknologi *3D printing* berbasis serbuk pada prinsipnya bekerja menggunakan butiran serbuk sebagai bahan baku dan perekat serbuk yang biasanya berupa polimer atau dengan metode penggabungan termal lainnya. Cara kerja metode ini mirip dengan printer komersial yang dapat disesuaikan tingginya (terdapat tambahan sumbu-z) sehingga memungkinkan untuk mencetak struktur 3D. Pada cartridge printer tersimpan larutan perekat sebagai pengganti pigmen asli. Ketika perekat tersebut dideposisikan pada butiran serbuk maka hal tersebut akan merekatkan dan membentuk struktur yang diinginkan (Liu and Yan, 2018).





**Gambar II. 1** Skema Cara Kerja 3D Printing Berbasis Serbuk.  
**Sumber :** Liu dan Yan, 2018.

Pada teknologi *3D printing* berbasis tinta metode pencetakan dilakukan dengan cara mendepositkan material yang bersifat cair secara terus menerus atau secara diskrit keluar dari nozel ke platform 3D lapis demi lapis. Berdasarkan karakteristik tersebut maka teknologi *3D-printing* berbasis tinta lebih cocok diterapkan untuk menghasilkan material jaringan yang lunak karena dapat mencetak bio-tinta yang dicampur dengan sel hidup atau berbagai bahan pendukung pertumbuhan sel yang bersifat cair (Oktaviyani and Fitri Afriani, 2020).



**Gambar II. 2** Skema Cara Kerja *3D Printing* Berbasis Tinta.  
**Sumber :** Liu dan Yan, 2018.

Adapun untuk metode *3D printing* berbasis polimerisasi dilakukan dengan cara pemaparan fotopolimer cair dengan laser dan area pemaparan tersebut dipadatkan melalui reaksi berantai polimer. Proses pemaparan tersebut dilakukan secara terus menerus untuk setiap lapisan sehingga struktur 3D kompleks dapat dibangun. Metode ini paling cocok untuk menghasilkan suatu material dengan struktur 3D berbasis bahan polimer (Zheng *et al.*, 2016).

## 2.2 Penelitian Terdahulu

Beberapa peneliti yang telah melakukan sintesis hidroksiapatit dengan menggunakan metode presipitasi dengan penambahan polimer PCL, antara lain:

**Tabel 2. 1** Penelitian Terdahulu

No	Judul	Penulis	Tahun	Variabel	Hasil
1.	Production of bone implant filaments from blue crab shells ( <i>Portunus pelagicus</i> ) in various synthesis conditions and blending ratios of hydroxyapatite (HAp)- polycaprolactone (PCL)	Ningrum et al	2022	Suhu Kalsinasi 950°C dan 1000°C, Konsentrasi $\text{KH}_2\text{PO}_4$ 0.25 M; 0.5 M; 0.75 M; 1 M	Analisa XRF suhu kalsinasi 950°C kandungan Ca sebesar 94.96% dan pada 1000°C kandungan Ca sebesar 93.11%. Analisa XRD pada temperatur 950°C dan konsentrasi $\text{KH}_2\text{PO}_4$ 0.25 M; 0.5 M; 0.75 M; 1 M pada sudut difraksi 2 $\theta$ menghasilkan 31.7038°; 31.6221°; 31.6924°; 33.9300°. Sedangkan pada temperatur 1000°C dan konsentrasi $\text{KH}_2\text{PO}_4$ 0.25 M; 0.5 M; 0.75 M; 1 M pada sudut difraksi 2 $\theta$ menghasilkan 29.2905°; 31.7554°; 31.7038°; 31.8579°. Analisa FTIR pada suhu 950°C dan 1000°C menunjukkan adanya gugus OH, $\text{PO}_4^{3-}$ dan CO.
2.	In vitro and in vivo haracterization of mineralized hydroxyapatite/ polycaprolactone-graphene oxide based bioactive multifunctional coating on Ti alloy for bone implant applications	Murugan et al	2018	M-Hap, M-Hap/PCL dan M-Hap/PCL/GO konsentrasi (25 mL, 50 mL, 75 mL, 100 mL and 125 mL)	Analisa FTIR pada M-Hap menunjukkan gugus $\text{PO}_4^{3-}$ dan OH. M-Hap/PCL menunjukkan gugus $\text{PO}_4^{3-}$ dan M-Hap/PCL/GO menunjukkan gugus $\text{PO}_4^{3-}$ . Analisa XRD, M-Hap sudut friksi (2 $\theta$ ) 28.8°, 29.8°, 30.4°, 31.1°, 34.5°, 41.0° dan 53.4°. M-Hap/PCL sudut friksi (2 $\theta$ ) 14.9°, 28.1°, 29.5°, 30.3°, 31.3°, 34.7°, 40.9° dan 53.2°. M-Hap/PCL/GO sudut friksi (2 $\theta$ ) 14.8°, 20.1°, 23.3°, 28.3°, 29.6, 30.1°, 31.2°, 34.6°, 41.1° dan 53.6°.
3.	PCL-coated hydroxyapatite scaffold derived from cuttlefish bone: Morphology, mechanical properties and bioactivity	Milovac et al	2014	Variabel bahan <i>cuttlefish</i>	Analisa XRD HAp/PCL menunjukkan sudut friksi pada 2 $\theta$ = 21.2° and 23.6°. Analisa FTIR menunjukkan $\text{PO}_4^{3-}$ . Uji mekanik menghasilkan HAp/PCL perancah komposit menampilkan kekuatan tekan tertinggi (0,88 MPa) dan modulus elastisitas (15,5 MPa) dibandingkan dengan sotong mentah (0,46MPa; 6,2MPa) dan perancah HAp (0,15MPa; 0,7MPa).

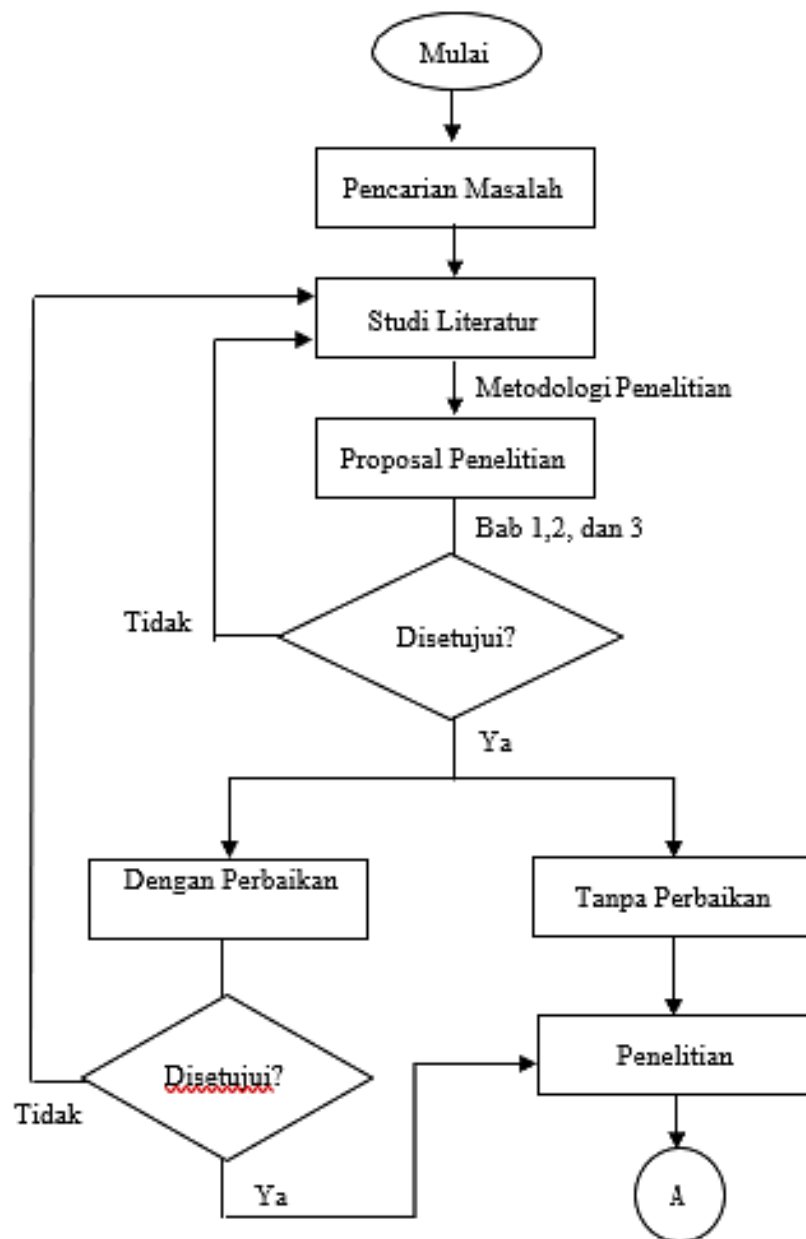
*(Halaman sengaja dikosongkan).*

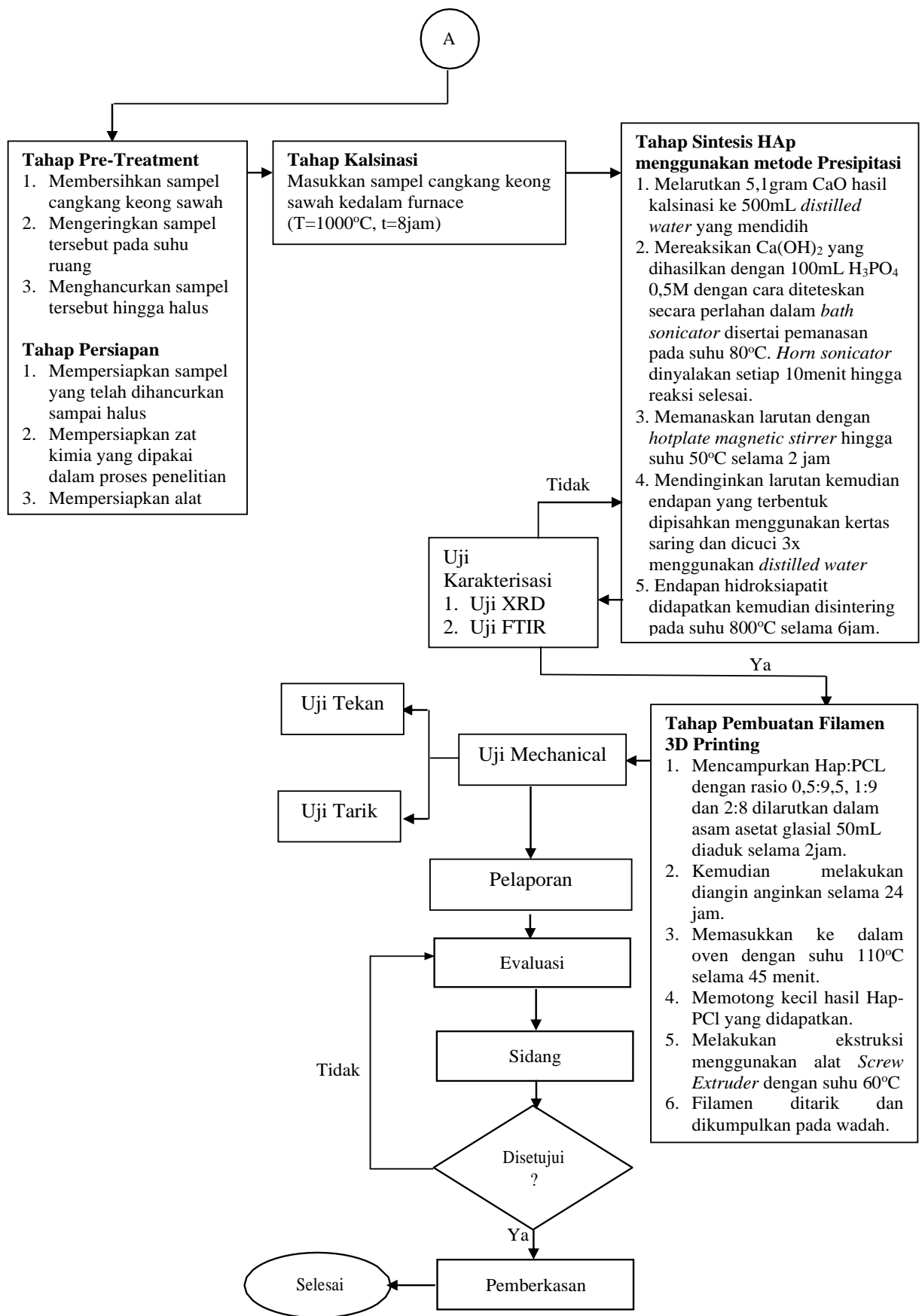
## BAB 3 METODOLOGI

### 3.1 Desain Proyek Akhir

Pada proyek akhir ini menggunakan bahan baku alam dari cangkang keong sawah. Cangkang keong sawah akan dikalsinasi terlebih dahulu dan hasilnya dilakukan Analisa XRF. Lalu melakukan sintesis hidroksiapatit. Kemudian hasil dari sintesis yang berupa powder (serbuk) dianalisa XRD, FTIR dan SEM. Kemudian membuat filamen menggunakan Ekstruder dan 3D printing, kemudian dilakukan uji mekanik.

#### 3.1.1 Diagram Alir Penelitian





**Gambar 3. 1** Diagram Alir Proyek Akhir

### 3.2 Bahan dan peralatan yang digunakan

#### 3.2.1 Bahan yang digunakan

Bahan yang digunakan dalam penelitian ini diantaranya sebagai berikut :

1. Cangkang Keong Sawah
2.  $H_3PO_4$
3. Polycaprolactone
4.  $CH_3COOH$  100%

#### 3.2.2 Peralatan yang digunakan

Peralatan yang digunakan dalam penelitian ini diantaranya sebagai berikut :

1. Beaker glass 250 ml
2. Crucible
3. Furnace
4. Hot plate and stirrer
5. Kertas Saring
6. Labu Ukur 250 ml
7. Magnetic Stirrer
8. Mortar dan alu
9. Oven
10. Timbangan analitik.
11. Termometer
12. Waterbath Sonicator



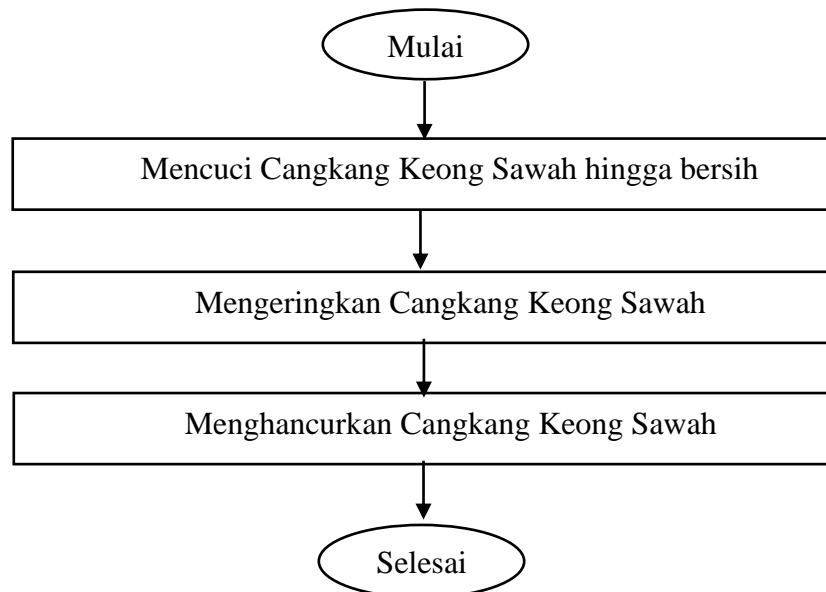
**Gambar 3. 2** Rangkaian Alat Sintesis Hidroksiapatit.

### 3.3 Variabel Percobaan

1. Variabel Tetap
  - Konsentrasi  $H_3PO_4$  0,5M
  - Suhu Kalsinasi  $1000^{\circ}C$
  - Polimer Polycaprolactone
2. Variabel Bebas
  - Rasio Hap dan PCL 0,5:9,5, 1:9 dan 2:8.

### 3.4 Prosedur Penelitian

#### 3.4.1 Tahap Pre-Treatment



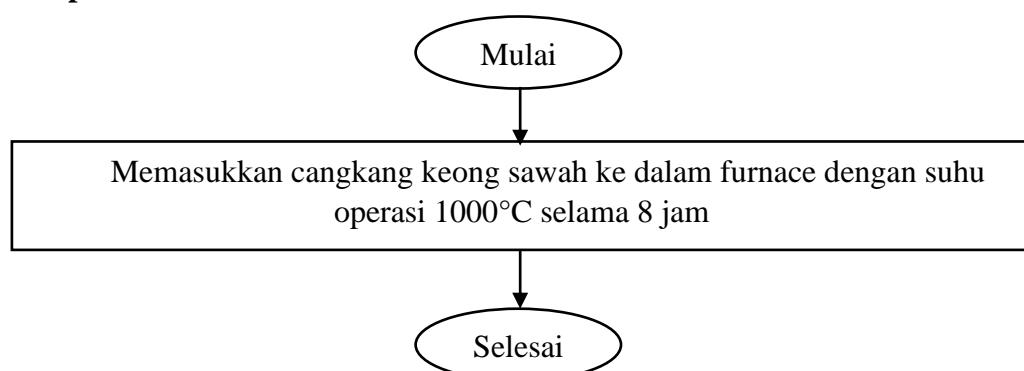
Berikut adalah penjelasan dari diagram alir proses pretreatment bahan baku yang dilakukan :

1. Membersihkan sampel cangkang keong sawah dengan mencuci menggunakan air. cangkang dibersihkan hingga air cucian dari cangkang tidak berwarna kecoklatan lagi. Proses pencucian ini bertujuan untuk memastikan tidak ada lagi zat pengotor.
2. Mengeringkan cangkang pada suhu ruangan. Proses pengeringan ini dilakukan dengan menjemur cangkang yang telah dicuci di bawah sinar matahari selama 2 hari. Proses pengeringan ini bertujuan untuk Menghilangkan kadar air pada cangkang
3. Cangkang yang telah dikeringkan dihancurkan hingga ukurannya menjadi kecil-kecil hingga menyerupai serbuk, agar ukurannya menjadi nano.



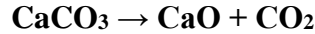
Gambar 3. 3 Proses Pre-treatment Cangkang Keong Sawah

#### 3.4.2 Tahap Kalsinasi



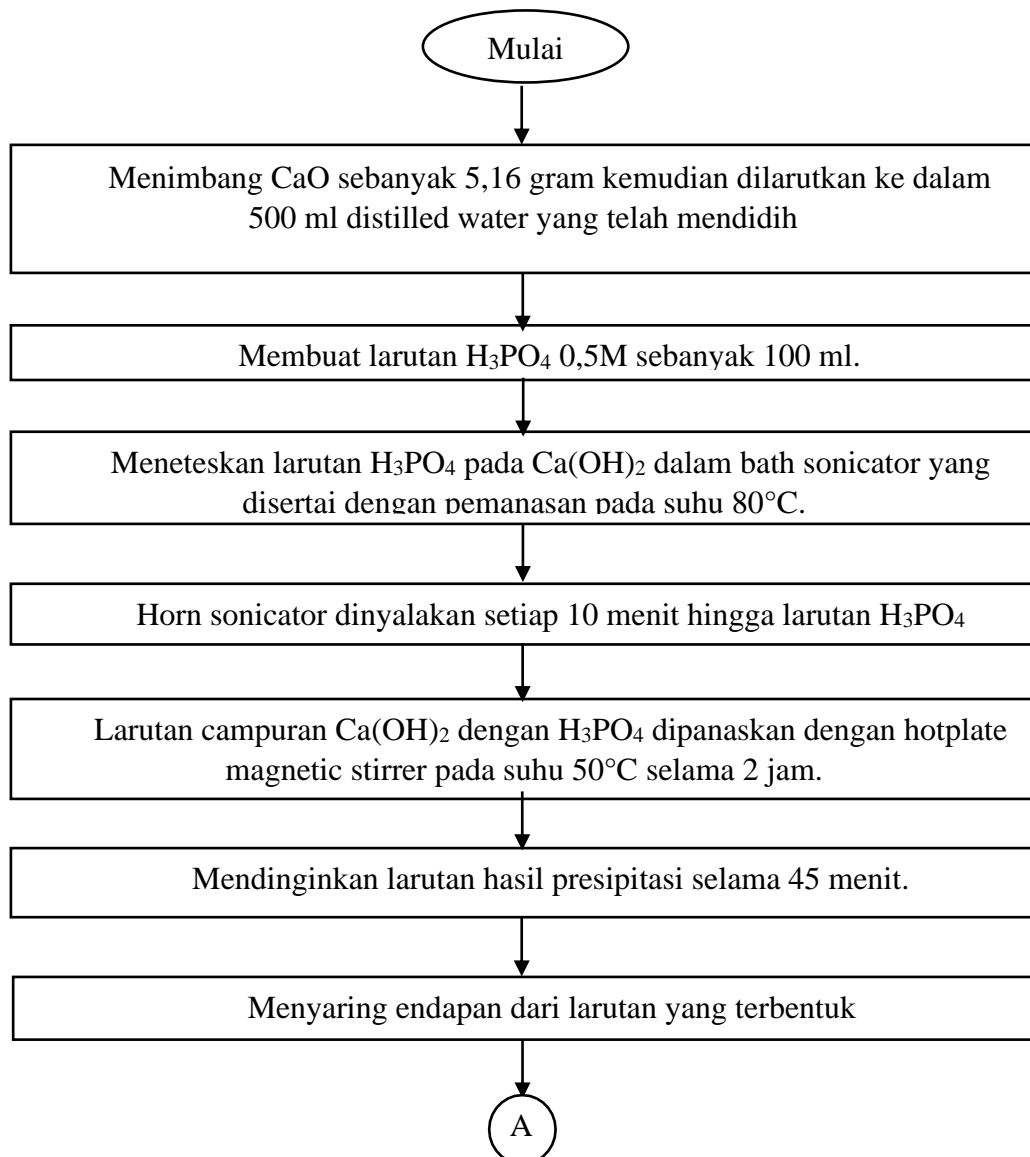
Berikut adalah penjelasan dari diagram alir proses kalsinasi :

1. Memasukkan cangkang yang telah dihancurkan kedalam furnace untuk dikalsinasi pada suhu  $1000^{\circ}\text{C}$  selama 8 jam. Proses kalsinasi dilakukan untuk Menghilangkan komponen organik, serta mengubah kandungan kandungan kalsium karbonat menjadi kalsium oksida.

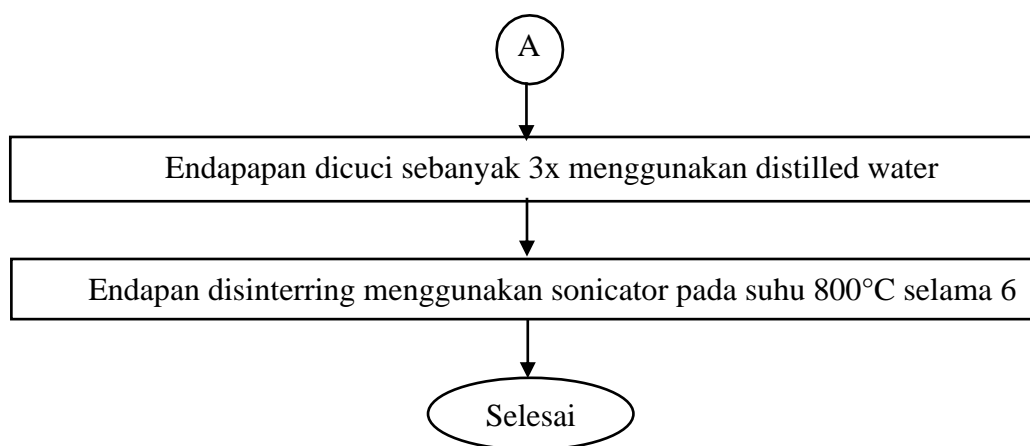


Gambar 3. 4 Proses Kalsinasi

### 3.4.3 Proses Sintesis Hidroksiapatit

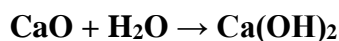






Berikut adalah penjelasan dari diagram alir proses sintesis hidroksiapatit dengan menggunakan metode presipitasi :

1. Melarutkan CaO 5,16 gram pada 500 ml distilled water yang telah didihkan untuk membentuk larutan Ca(OH)<sub>2</sub>.



2. Membuat larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> 0,5 M sebanyak 100 ml.
3. Mereaksikan larutan Ca(OH)<sub>2</sub> dengan larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> 0,5 M dengan cara diteteskan secara perlahan dalam *bath sonicator* disertai pemanasan pada suhu 80°C. reaksi yang terjadi ditunjukkan seperti pada persamaan berikut :



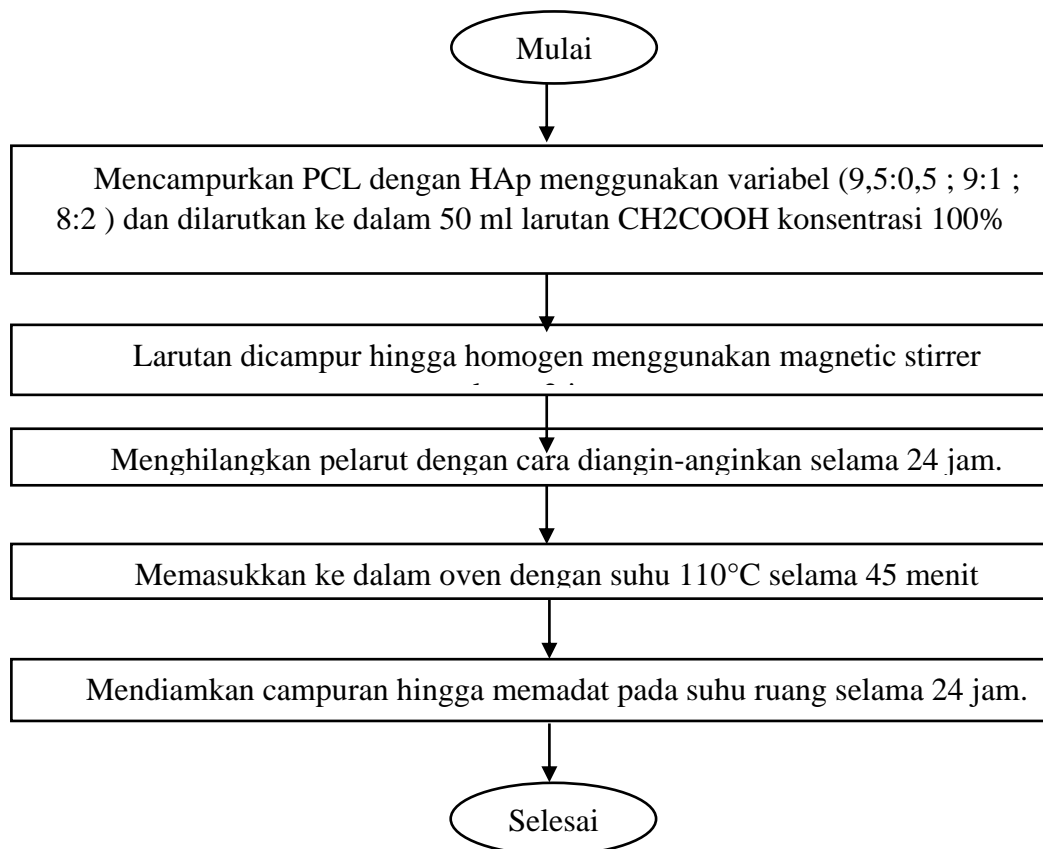
4. Menyalakan Horn sonicator setiap 10 menit hingga reaksi selesai.
5. Memanaskan larutan dengan menggunakan hotplate magnetic stirrer hingga suhu 50°C selama 2 jam.
6. Mendinginkan larutan hasil presipitasi selama 45 menit.
7. Larutan hasil presipitasi kemudian disaring dengan menggunakan kertas saring untuk mendapatkan endapan berwarna putih.
8. Endapan hasil penyaringan dicuci sebanyak 3x menggunakan aquades.
9. Hidroksiapatit yang terbentuk kemudian disinterring pada suhu 800°C selama 6jam.





Gambar 3. 5 Proses Sintesis Hidroksiapatit

### 3.4.4 Tahap Sintesis Komposit PCL – HAp



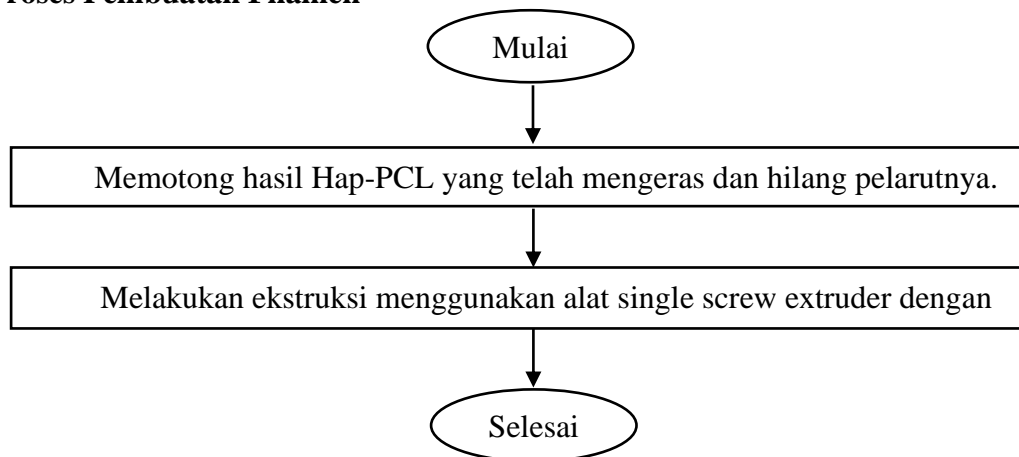
Berikut ini adalah penjelasan dari diagram alir proses sintesis komposit PCL – HAp :

1. Mencampurkan PCL dan HAp dengan variabel (9,5:0,5 ; 9:1 ; 8:2) dan dilarutkan ke dalam 50 ml larutan CH<sub>3</sub>COOH 100%
2. Larutan campuran PCL – HAp diaduk hingga homogen selama 2 jam dengan menggunakan magnetic stirrer dan dibantu dengan spatula. Setelah tercampur, larutan dituang pada aluminium foil.
3. Menghilangkan pelarut CH<sub>3</sub>COOH dengan cara diangin-anginkan selama 24 jam.
4. Setelah diangin-anginkan, larutan campuran dimasukkan ke dalam oven dengan suhu 110°C selama 45 menit. Kemudian campuran didiamkan pada suhu ruang selama 24 jam hingga memadat dan bau tidak terlalu kuat.



**Gambar 3. 6** Proses Sintesis Komposit PCL – HAp

### 3.4.5 Proses Pembuatan Filamen



Berikut ini adalah penjelasan dari diagram alir Proses pembuatan filamen :

1. Campuran yang telah memadat dan mengeras digunting kecil – kecil agar lebih mudah saat dimasukkan ke dalam extruder.
2. Proses pembuatan filamen menggunakan alat Single Screw extruder dengan suhu 60oC. Filamen yang telah digunting dimasukkan kedalam extruder, setelah keluar dari ekstruder dimasukkan kedalam air agar padatan filamen lebih mudah terbentuk.



**Gambar 3. 7** Proses Pembuatan Filamen

### 3.5 Uji Analisa

Untuk mengetahui sifat-sifat dan kemampuan suatu material maka perlu dilakukan analisis. Beberapa jenis analisis yang sering dilakukan antara lain: analisa struktur yang menggunakan FTIR (Fourier Transform Infra Red), XRD (X-Ray Diffraction) dan SEM (Scanning Elektron Microscopy).

1. FTIR (*Fourier Transform Infra Red*)

Adapun pengujian dengan menggunakan alat *FT-IR* yang bertujuan untuk mengetahui ikatan kimia yang terkandung dalam hidroksiapatit itu sendiri. Adapun cara kerja dari alat ini seperti berikut: Mula-mula zat akan diukur dan diidentifikasi, berupa atom atau molekul. Sinar inframerah yang berperan sebagai sumber sinar dibagi dua berkas, satu dilewatkan melalui sampel yang lain melalui pembanding. Kemudian secara berturut-turut melewati *chopper*. Setelah melalui prisma atau *granting*, berkas akan jatuh pada detektor dan diubah menjadi sinyal listrik yang kemudian direkam oleh rekorder. Selanjutnya diperlukan amplifier bila sinyal yang dihasilkan sangat rendah (Rachman *et al.*, 2017).

2. XRD (*X-Ray Diffraction*)

Pengujian XRD digunakan untuk mengidentifikasi fasa kristalin dalam material dengan cara menentukan parameter struktur kisi serta untuk mendapatkan ukuran partikel. Pada pengujian XRD memanfaatkan radiasi elektromagnetik yang memiliki energi tinggi dan panjang gelombang pendek. Ketika seberkas sinar-x dikenakan pada bahan padat, sebagian sinar disebar ke semua arah oleh elektron pada setiap atom atau ion yang dilewati sinar. Hasil dari penangkapan sinar berupa puncak – puncak difraktogram. Setiap puncak mewakili unsur atau senyawa tertentu (Callister, 2014).

3. SEM-EDX (*Scanning Elektron Microscope - Energy Dispersive X-Ray*)

Spektroskopi sinar-X dispersi energi (EDX) tidak dapat dianggap sebagai bentuk teknik terpisah SEM. Ini membutuhkan berkas elektron yang dihasilkan dengan mikroskop elektron katoda. Berkas elektron primer ketika mengenai permukaan sampel menghasilkan interaksi yang berbeda (antara lain sinar-X). EDX adalah metode analisis komposisi yang sangat baik untuk hidroksiapatit. EDX dapat memberikan informasi kualitatif tentang elemen dan distribusi spasial mereka dalam sampel. Penggunaan gabungan dari mikroskop elektron dikombinasikan dengan spektroskopi sinar-X dispersi energi (SEM-EDX) memberikan informasi rinci tentang unsur komposisi mikroplastik hidroksiapatit dengan informasi tambahan tentang aditif anorganik yang dikandungnya. Pemanfaatan bantuan SEM-EDX dalam membedakan lebih lanjut bahan alami membentuk mikroplastik karena gambar yang dikumpulkan secara bersamaan dan pemetaan unsur (Gniadek and Dąbrowska, 2019).

4. Uji mekanik

Analisa kekuatan mekanik ini bertujuan untuk mengetahui kekuatan mekanis suatu benda dengan parameter uji : stress (tegangan) dan strain (regangan)

- a. Strain yaitu titik awal mulai terjadi regangan pada kurva stress-strain dimana terjadi penambahan renggangan tanpa ada pertambahan tegangan.
- b. Stress adalah kemampuan bahan untuk menerima beban tanpa terjadi kerusakan rusak. Kekuatan Tariksuatu bahan ditetapkan dengan membagi gaya maksimum dengan luas penampang mula-mula sebelum terdeformasi

### 3.6 Jadwal Proyek Akhir

**Tabel 3. 1** Rencana Jadwal Proyek

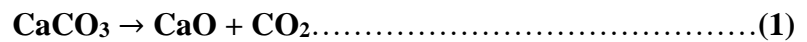
Aktivitas	Januari				Februari				Maret				April				Mei				Juni			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Studi kasus	■	■	■	■																				
Studi Literatur		■	■	■	■																			
Pembuatan Judul				■	■																			
Penyusunan Proposal				■	■	■																		
Praktikum Uji					■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■									
Melakukan Pengujian													■	■	■	■	■	■						
Menyusun Laporan															■	■	■	■	■	■				
Bimbingan Laporan															■	■	■	■	■	■				
Pembuatan Infografis dan revisi															■	■	■	■	■	■	■			
Revisi proyek Akhir																					■	■	■	
Finishing																					■	■	■	■

## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Proses Kalsinasi Cangkang Keong Sawah

Proses kalsinasi Cangkang Keong Sawah dilakukan pada suhu 1000°C selama 8 jam. Proses kalsinasi dilakukan bertujuan untuk menghilangkan komponen organik dan anorganik serta patogen dalam cangkang keong sawah yang dianggap dapat berpeluang menularkan penyakit dan dapat mempengaruhi rekayasa jaringan. Selain itu, proses kalsinasi juga dapat mengubah kalsium karbonat (CaCO<sub>3</sub>) menjadi kalsium oksida (CaO) yang nantinya akan digunakan sebagai prekursor kalsium saat proses sintesis hidroksiapatit (Nurfiana *et al.*, 2020). Reaksi dekomposisi yang terjadi sesuai dengan persamaan berikut :

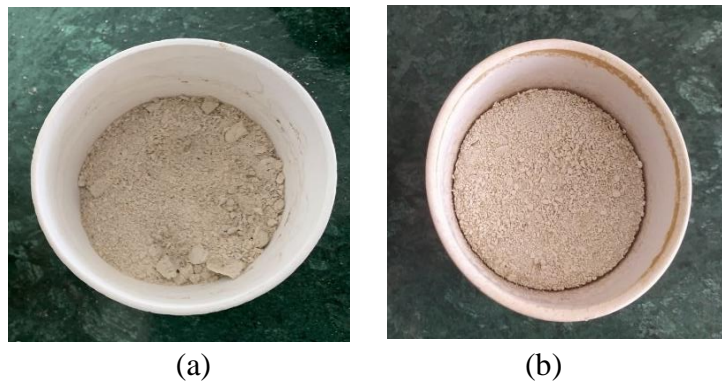


Kalsinasi adalah penguraian terhadap materi agar terjadi dekomposisi dan mengeliminasi senyawa yang berikatan secara kimia. Air akan menguap pada suhu dibawah 250°C kemudian seluruh komponen organik dan anorganik akan teroksidasi dibawah suhu 450°C. Pada suhu 750°C CaCO<sub>3</sub> terkonversi menjadi CaO. Pada suhu 1000°C terjadi dekomposisi secara sempurna dari CaCO<sub>3</sub> menjadi CaO (Dasgupta *dkk*, 2004).

**Tabel 4. 1** Perbandingan Berat Cangkang Keong Sawah Sebelum dan Sesudah Kalsinasi

Berat sebelum (gr)	Berat sesudah (gr)	Penurunan (gr)	%
224,33	117,33	107	48%
218,32	112,63	105,69	48%
118,99	64,52	54,47	46%
98,94	54,53	44,41	45%

Dari hasil analisa pada **Tabel 4.1** dapat dilihat, sebelum kalsinasi terlihat bahwa berat cangkang keong sawah antara 98 – 224 gr, dan setelah kalsinasi berat cangkang keong sawah berkisar antara 54 – 117 gr. Dari proses kalsinasi terjadi penurunan berat sekitar 45%. Penurunan ini diakibatkan dari panas yang besar yang dihasilkan dari suhu kalsinasi yang tinggi (1000°C). Suhu kalsinasi yang tinggi ini cukup untuk menghilangkan komponen organik dan anorganik yang dapat mempengaruhi berjalannya rekayasa jaringan (Emmanuel *et al.*, 2022).



**Gambar 4. 1** (a) Serbuk Cangkang keong Sawah sebelum Kalsinasi, (b) Serbuk Cangkang Keong Sawah setelah Kalsinasi pada Suhu 1000°C.

Serbuk cangkang keong sawah sebelum kalsinasi berwarna putih kecoklatan, kemudian setelah dikalsinasi terjadi perubahan warna menjadi lebih putih. Perubahan warna ini dapat terjadi karena adanya penguraian komponen organik yang terkandung di dalam cangkang keong sawah (Nurfiana *et al.*, 2020). Selain itu, perubahan warna yang terjadi juga menandakan adanya kenaikan suhu saat proses pembakaran terjadi (Solonenko *et al.*, 2022).

Untuk mengetahui kandungan gugus Kalsium Oksida, maka diperlukan uji XRF. Dari hasil penelitian diperoleh hasil Analisa XRF seperti pada **Tabel 4.2** berikut :

**Tabel 4. 2** Perbandingan Uji XRF Cangkang Keong Sawah dengan Cangkang Kerang Kupang.

Komponen	Kadar (%)	
	Cangkang Keong Sawah	Cangkang Kerang Kupang*
CaO	99,52	99,34
MnO	0,048	0,029
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,15	0,1
CuO	0,051	0,049
SrO	0,24	0,473

Berdasarkan hasil uji analisa XRF pada **Tabel 4.2** kadar CaO cangkang keong sawah sebesar 99,52% dan untuk kadar CaO cangkang kerang kupang sebesar 99,34%. Dibandingkan dengan cangkang kerang kupang, kandungan CaO pada cangkang keong sawah lebih banyak. Kandungan CaO yang banyak ini menguntungkan karena kalsium oksida dapat digunakan sebagai sumber kalsium atau prekursor kalsium pada pembuatan hidroksiapatit (Taji *et al.*, 2022).

Dari banyaknya kandungan CaO setelah melalui proses kalsinasi, cangkang keong sawah dapat dijadikan sebagai prekursor kalsium dalam proses sintesis hidroksiapatit karna tingginya kadar kalsium yang dimiliki cangkang keong sawah. Kalsinasi suhu 1000°C selama 8 jam mengakibatkan kalsium karbonat yang terkandung dalam cangkang keong sawah berubah menjadi kalsium oksida. Hal ini sangat berpotensi karena kalsium oksida (CaO) yang dihasilkan dari cangkang keong sawah cukup besar.

#### 4.2 Analisa Karakterisasi Hidroksiapatit Cangkang Keong Sawah

Berdasarkan hasil kalsinasi yang telah dilakukan, terdapat kandungan Ca yang tinggi dalam cangkang keong sawah. Hal ini menunjukkan bahwa cangkang keong sawah dapat dijadikan sebagai bahan baku prekursor kalsium dalam sintesis hidroksiapatit. Proses sintesis hidroksiapatit dari cangkang keong sawah dilakukan dengan menggunakan metode basaha (presipitasi).

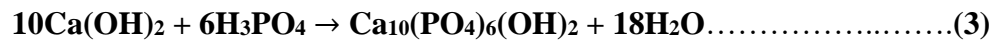
Untuk melakukan proses sintesis hidroksiapatit, CaO yang didapatkan dari kalsinasi dilarutkan terlebih dahulu ke dalam 500 mL *distillet water* yang telah dipanaskan. Selanjutnya Kalsium Oksida (CaO) akan bereaksi dengan distillate water membentuk senyawa kapur/ Kalsium Hidroksida (Ca(OH)<sub>2</sub>) (Khandelwal and Prakash, 2016). Reaksi yang terjadi ditunjukkan pada persamaan di bawah :



Selanjutnya, kalsium hidroksida yang terbentuk direaksikan dengan 100 mL larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> 0,5 M. Larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> ditetaskan secara perlahan dalam *bath sonicator* yang disertai



dengan pemanasan hingga suhu di dalam *bath* mencapai 80°C. *Horn Sonicator* dinyalakan setiap 10 menit hingga larutan Ca(OH)<sub>2</sub> dan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> 0,5M selesai bereaksi. Reaksi yang terjadi saat proses sintesis yang terjadi sesuai dengan persamaan berikut :



Larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> digunakan untuk menjaga pH saat terjadinya reaksi. Hal ini dilakukan untuk menghindari pembentukan hidroksiapatit yang kekurangan kalsium. Larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> diteteskan secara perlahan dan di-*stirring* menggunakan *water bath sonicator* secara terus menerus agar reaksi kimia yang terjadi dapat menghasilkan endapan-endapan berbentuk gel (Santhosh and Balasivanandha Prabu, 2013). *Sonicator* digunakan untuk membantu mereaksikan larutan Ca(OH)<sub>2</sub> dan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> dengan memanfaatkan pengadukan *ultrasonic* dan pemanas. Pengadukan *ultrasonic* digunakan karena hidroksiapatit yang akan dihasilkan dinilai sangat murni. Pengadukan *ultrasonic* ini melibatkan pelarutan dan pengendapan padatan melalui pengurangan ukuran partikel dan aktivasi permukaan dengan pengadukan secara terus menerus (Yoruç and Koca, 2009).

Setelah tahap presipitasi, selanjutnya larutan campuran tersebut dipanaskan hingga mendidih dengan *hotplate magnetic stirrer* dan diaduk selama 2 jam. Dalam percobaan ini dilakukan dua kali proses *stirring*, yaitu dengan menggunakan *water bath sonicator* dan *hotplate magnetic stirrer*. Proses *stirring* yang dilakukan dua kali ini dapat membuat komposisi kimia yang lebih baik, hal ini dibuktikan dengan hasil analisa karakteristik yang dilakukan Yoruç (2009), dimana dari hasil analisa XRD dan FTIR menunjukkan bahwa serbuk hidroksiapatit yang dihasilkan lebih banyak, serta serbuk hidroksiapatit yang dihasilkan berbentuk bulat dengan ukuran partikel di bawah 100µm.

Larutan campuran Ca(OH)<sub>2</sub> dan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> yang telah di-*stirring* selanjutnya didinginkan. Hal ini bertujuan agar ikatan reaksi antara kalsium dan phosphate pada endapan lebih sempurna. Selanjutnya supernatant yang terbentuk dipisahkan menggunakan kertas saring whatman 42 dan dicuci dengan menggunakan *distilled water* sebanyak tiga kali. Kemudian hidroksiapatit disintering dengan memasukkannya ke dalam furnace pada suhu 800°C selama 6 jam. Proses sintering ini dilakukan bertujuan untuk menghilangkan partikel air sepenuhnya dan dengan fungsi agar partikel HAp berdifusi dan beraglomerasi. Sehingga ikatan antar atom semakin kuat dan teratur (Santhosh and Balasivanandha Prabu, 2013).

Setelah itu dilakukan sintering dan terbentuk endapan kering, endapan digerus hingga halus dan diayak untuk menyeragamkan ukuran mesh sehingga diharapkan kristal yang terbentuk lebih homogen. Fasa dan ukuran kristal serbuk yang dihasilkan dianalisis dengan XRD. Gugus fungsi dievaluasi dengan FTIR dan morfologi permukaan dan ukuran partikel dianalisis dengan SEM.



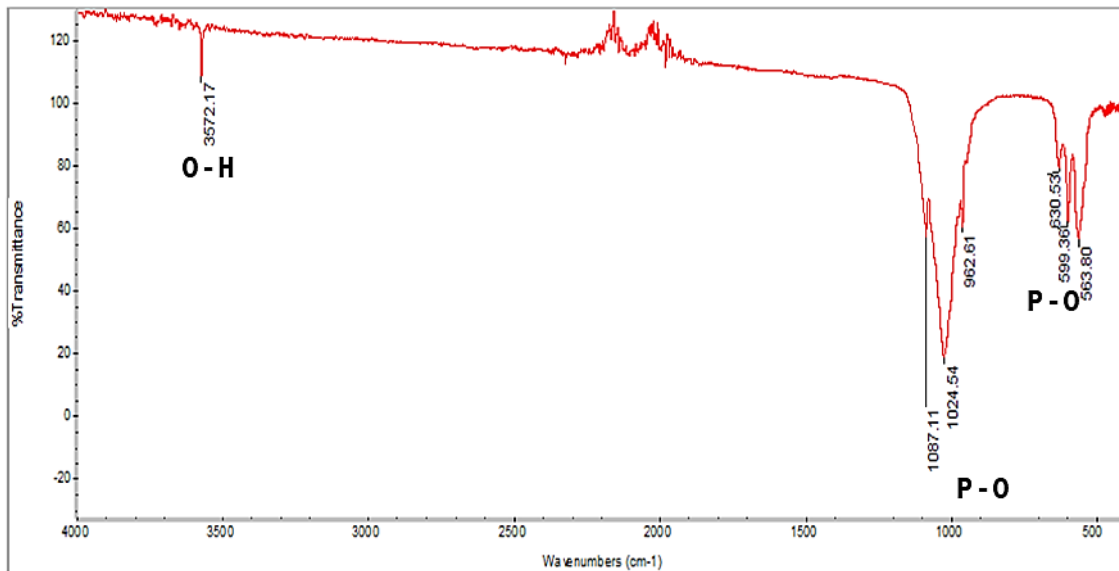
**Gambar 4. 2** Hidroksiapatit dari Canggang Keong Sawah.



#### 4.2.1 Karakterisasi Hidroksiapatit Berdasarkan Gugus Fungsi

*Fourier-transform Infrared Spectroscopy* atau FTIR merupakan suatu pengujian yang dilakukan untuk mengidentifikasi senyawa, mendeteksi gugus fungsi, dan menganalisis campuran ataupun senyawa yang dianalisis. Karakterisasi ini dilakukan untuk mengidentifikasi gugus fungsi hidroksiapatit, gugus fungsi yang paling khas dalam spektrum FTIR hidroksiapatit adalah  $\text{PO}_4^{3-}$ ,  $\text{CO}_3^{2-}$ , dan  $\text{OH}^-$ . Gugus fungsi pada hidroksiapatit dapat ditandai dengan munculnya serapan pada bilangan gelombang yaitu antara  $400 \text{ cm}^{-1}$  sampai dengan  $4.000 \text{ cm}^{-1}$ .

Spektrum pada hasil ftir menggambarkan band-band khas grup  $\text{PO}_4^{3-}$ , yang dibagi menjadi dua bagian utama. Zona pertama ion fosfat diwakili oleh kisaran puncak  $1200 - 960 \text{ cm}^{-1}$ , dan wilayah kedua dilambangkan dengan kisaran puncak  $650 - 570 \text{ cm}^{-1}$ . Gugus hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) dikenali oleh puncak yang luas pada sekitar  $3500 \text{ cm}^{-1}$ . Komponen mineral, yang sesuai dengan ion karbonat,  $\text{CO}_3^{2-}$ , juga terlihat dalam kisaran bilangan gelombang  $880 - 870 \text{ cm}^{-1}$  dan  $1500 - 1400 \text{ cm}^{-1}$  (Dermawan *et al.*, 2022).



**Gambar 4. 3** Spektrum analisa FTIR HAp Cangkang Keong Sawah.

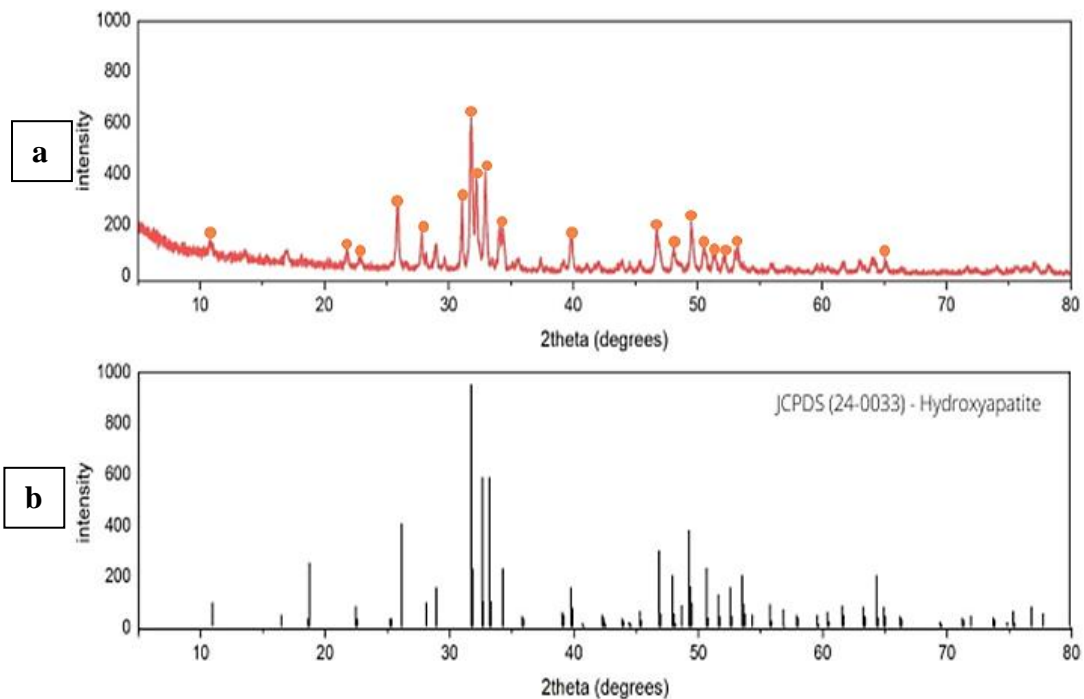
Spektra FTIR pada gambar diidentifikasi hadirnya gugus fungsi O-H dan P-O yang menunjukkan bahwa hasil sintesis terkandung hidroksiapatit. Hasil analisa FTIR didapat panjang gelombang yang membentuk puncak-puncak adanya gugus fungsi pembentuk hidroksiapatit. HAp memiliki gugus fungsi O-H pada bilangan gelombang  $3.572 \text{ cm}^{-1}$  dan P-O pada bilangan gelombang  $1.087 \text{ cm}^{-1}$ ;  $1.024 \text{ cm}^{-1}$  dan  $962 \text{ cm}^{-1}$ . Kehadiran P-O dan O-H merupakan gugus fungsional dari hidroksiapatit yang mengindikasikan adanya kandungan hidroksiapatit pada sampel (Nurfiana *et al.*, 2020).

Pada **Gambar 4.3** tidak ditemukan gugus fungsi  $\text{CO}_3^{2-}$  dalam hidroksiapatit yang disintesis dari cangkang keong sawah pada temperatur  $1000^\circ\text{C}$  selama 8 jam. Senyawa karbonat pada hidroksiapatit perlu dihilangkan karena dapat menurunkan panas stabilitas hidroksiapatit. Cara yang dapat dilakukan adalah dengan menciptakan kondisi inert selama reaksi pencampuran prekursor kalsium dan fosfat. Kondisi lingkungan inert dapat dilakukan dengan mengalirkan gas nitrogen ke dalam reaktor pencampur. Keberadaan gugus karbonat pada hidroksiapatit dapat dipengaruhi oleh beberapa faktor. Faktor pertama disebabkan oleh adanya  $\text{CO}_2$  selama proses sintesis yang dilakukan dalam kondisi atmosfer non-inert. Kemudian, faktor kedua disebabkan oleh lambatnya penambahan asam yang menyebabkan

bergabungnya karbonat dengan apatit. Ion karbonat yang masuk ke dalam kisi kristal HA akan menggantikan hidroksil (OH<sup>-</sup>) atau fosfat (PO<sub>4</sub><sup>3-</sup>) ion dan menghasilkan karbonat (Nurfiana *et al.*, 2020).

#### 4.2.2 Karakterisasi Hidroksiapatit Berdasarkan Kristalinitas

Setelah mengetahui gugus fungsi hidroksiapatit, selanjutnya dilakukan analisa *X-Ray Diffraction* (XRD). Analisa ini dilakukan untuk mengetahui fasa yang telah terbentuk dari reaksi, ukuran kristal dan derajat kristalisasi suatu material melalui puncak-puncak intensitas yang muncul. Hasil uji pola XRD hidroksiapatit cangkang keong sawah dapat terlihat pada grafik spektrum XRD dalam **Gambar 4.4**.



**Gambar 4. 4** (a) Spektrum Analisa Cangkang Keong Sawah (b) Refrensi HAp Standar JCPDS No. 24-0033

Pada **Gambar 4.4 (a)** HAp standar JCPDS No. 24-0033 dibandingkan dengan **Gambar 4.4 (b)** spektrum analisa XRD HAp cangkang keong sawah. Hasil pengujian XRD diperoleh dengan membandingkan intensitas dari puncak-puncak pada difraktogram terukur dengan JCPDS (*Joint Committee on Powder Diffraction Standards*) HAp. Pada **Gambar 4.4** dapat dilihat hasil analisis *X-Ray Diffraction* (XRD) cangkang keong sawah dan JCPDS No. 24-0033 memiliki puncak-puncak difraktogram yang hampir menyerupai. Puncak intensitas tertinggi tergambar pada sudut 2theta yaitu 30°-40°. Fase tertinggi yang muncul adalah hidroksiapatit. Terdapat pula puncak-puncak lain yaitu kalsium hidroksida dan kalsium fosfat. Hal ini menunjukkan penelitian yang telah dilakukan sudah sesuai karena perbandingan grafik cangkang kerang kupang dan standar hidroksiapatit murni sangat mirip.

Hasil XRD yang disintesis dengan metode presipitasi dari kalsinasi serbuk cangkang keong sawah yang direaksikan dengan larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>. Senyawa ini membentuk kompleks dengan rumus senyawa Ca<sub>5</sub>H<sub>2</sub>O<sub>13</sub>P<sub>3</sub>. Kristal yang terbentuk di dalam senyawa tersebut berbentuk hexagonal. Kandungan kristal memiliki persentasi tinggi ditandai dengan terdapat

banyaknya fase kristal yang terbentuk. hal ini terlihat semakin tingginya intensitas dan semakin sempitnya lebar puncak (peak) (Emmanuel *et al.*, 2022)

Pada proses perhitungan derajat kristalinitas disini menggunakan data hasil XRD yang diolah menggunakan *Origin Graphing Analysis*. Selanjutnya, % derajat kristalinitas dihitung dengan membandingkan fraksi luas kristalin dengan penjumlahan fraksi luas kristalin dan fraksi luas amorf, atau seperti persamaan 4. Data yang diambil dalam perhitungan tidak semuanya, karena pembentukan kristal HAp paling dominan hanya terjadi pada jangkauan 10°-70° (Purnama and Langenati, 2006).

$$\text{Kristalinitas} = \frac{\text{(Fraksi luas kristalin)}}{\text{(Fraksi luas kristalin + fraksi luas amorf)}} \dots\dots\dots (4)$$

Dari data XRD sesuai perhitungan diperoleh % derajat kristalinitas yang dihasilkan sebesar 91,06%. Dan sisanya sebesar 8,94% merupakan amorf. % derajat kristalinitas yang dihasilkan oleh hidroksiapatit yang disintesis dari cangkang keong sawah ini tergolong tinggi. Ketika % derajat kristalinitas berada  $\geq 70\%$  maka kristalinitasnya tergolong tingkat tinggi, untuk % berada diantara angka 70% - 30% maka tingkat kristalinitasnya tergolong tingkat sedang, dan untuk % derajat kristalinitasnya berada di  $\leq 30\%$  maka kristalinitasnya dianggap rendah, HAp dengan kristalinitas tinggi ini dianggap menguntungkan sebab memiliki sedikit aktivitas terhadap bio-resorpsi dimana hal ini sangat penting untuk pembentukan ikatan kimia dengan jaringan tulang di sekitarnya, dan juga struktur kristal HAp ini yang akan berkembang ini tidak dapat larut dalam lingkungan fisiologisnya (Emmanuel *et al.*, 2022).

Selain menghitung % derajat kristalinitas, dengan menggunakan aplikasi Origin Graphing Analysis dapat dihitung ukuran kristalnya. Ukuran kristal hasil analisa XRD akan dihitung menggunakan rumus persamaan dari Debye-Scherrer (Masruroh *et al.*, 2013), seperti persamaan dibawah berikut :

$$D = \frac{K \lambda}{\beta \cos \theta} \dots\dots\dots (5)$$

Dimana :

D = ukuran kristal (nm)

K = faktor bentuk kristal (0,9)

$\lambda$  = panjang gelombang sinar-X (0,15406 nm)

$\beta$  = nilai dari *Full Width at Half Maximum* (FWHM) (rad)

$\theta$  = sudut difraksi (derajat)

Berdasarkan persamaan (5) diatas dengan nilai panjang gelombang, intensitas,  $2\theta$ , dan FWHM yang telah dihasilkan dari uji XRD, didapatkan ukuran rata – rata kristal dari hidroksiapatit yang disintesis dari cangkang keong sawah sebesar 36,333 nm dengan bentuk hexagonal. Ukuran kristal ini dapat dipengaruhi dari usia cangkang keong terutama usia kristal didalam bahan baku. Kristal yang diambil dari cangkang keong yang masih muda lebih pendek dan tebal dibanding cangkang keong yang lebih dewasa (Emmanuel *et al.*, 2022).

#### 4.2.3 Karakterisasi Hidroksiapatit Berdasarkan Analisa Morfologi

Setelah mengetahui gugus fungsi dan kristalinitas yang terkandung dalam HAp. Langkah selanjutnya adalah mengetahui morfologi serta ukuran partikel HAp dengan cara

melakukan uji SEM-EDX merupakan gabungan dari 2 jenis pengujian, yaitu SEM dan EDX. SEM (*Scanning Electron Microscope*) adalah pengujian yang bertujuan untuk mengetahui morfologi atau struktur permukaan dari suatu sampel padatan melalui suatu gambar. Sementara EDX (*Energy Dispersive X-Ray*) adalah pengujian yang bertujuan untuk menganalisis unsur atau karakteristik kimia dari suatu material. Pengujian SEM-EDX ini dapat dilakukan secara bersamaan ataupun terpisah.

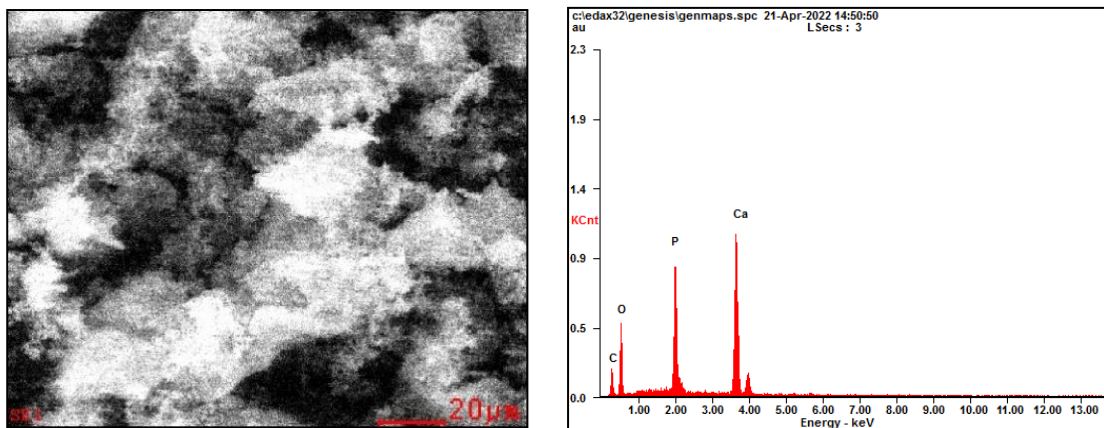
Dengan mengolah data hasil analisa XRD menggunakan aplikasi Match : Phase Identification from Powder Diffraction dapat ditemukan perbandingan komponen kalsium (Ca) dengan fosfor(P) dalam senyawa hidroksiapatit yang terbentuk.

**Analysis Results**



**Gambar 4. 5** Grafik Perbandingan Komponen Ca dan P dalam Senyawa Hidroksiapatit

Pada **Gambar 4.5** ditunjukkan komposisi komponen Ca dan P dalam senyawa hidroksiapatit yang disintesis dari cangkang keong sawah. Pada senyawa hidroksiapatit yang terbentuk rasio perbandingan yang didapat antara komponen Ca/P nya yaitu 2,05. Yang selanjutnya perbandingan ini dianalisa kembali menggunakan analisa EDX (*Energy Dispersive X-Ray*).



**Gambar 4. 6** Hasil Uji EDX

Berdasarkan hasil uji EDX yang telah dilakukan pada **Gambar 4.6**, didapatkan hasil sebagai berikut :

**Tabel 4. 3** Tabel Komponen Dalam Hidroksiapatit

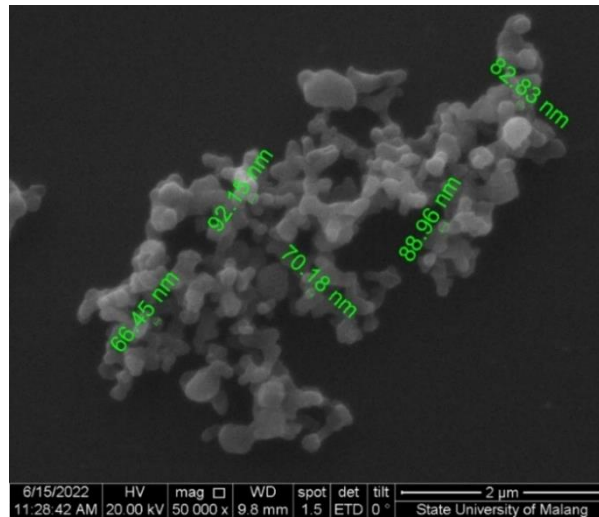
<i>Element</i>	<i>Wt%</i>	<i>At%</i>
<i>CK</i>	09.02	16.18
<i>OK</i>	39.87	53.71
<i>PK</i>	16.56	11.52
<i>CaK</i>	34.56	18.58
<i>Matrix</i>	Correction	ZAF

Berdasarkan hasil analisa EDX pada **Tabel 4.3** di atas, didapatkan karakteristik kimia dari senyawa hidroksiapatit yang disintesis dari cangkang keong sawah. Dari hasil yang telah didapat, diketahui persentase komponen kalsium (Ca) pada hidroksiapatit sebanyak 34,56% dan persentase komponen fosfor (P) sebanyak 16,56%. Dari persentase komponen ini, dapat diketahui rasio perbandingan nilai Ca/P pada hidroksiapatit yang telah disintesis sebesar 2,08. Hasil perbandingan berdasarkan analisa EDX yang telah dilakukan tidak jauh berbeda dengan hasil yang didapatkan dari aplikasi Match. Hal ini menandakan bahwa rasio perbandingan Ca/P di dalam hidroksiapatit yang telah disintesis dari cangkang keong sawah ini mencapai angka 2,05.

Stoikiometri HAp pada dasarnya terdiri atas kalsium(Ca) dan fosfor (P) dengan rasio perbandingan Ca/P yaitu 1,67. Rasio ini telah terbukti paling efektif dalam mendorong regenerasi tulang. Namun, berdasarkan analisa yang telah dilakukan, nilai rasio perbandingan Ca/P pada hidroksiapatit yang disintesis dari cangkang keong sawah sebesar 2,05 yang mana lebih tinggi dari pada rasio perbandingan Ca/P stoikiometri HAp. Rasio perbandingan Ca/P yang tergolong non-stoikiometrik ini menandakan adanya sifat dari HAp alami. Kenaikan ini dapat disebabkan oleh metode kalsinasi yang telah dilakukan. Terbentuknya senyawa CaO yang tinggi dapat menyebabkan rasio perbandingan Ca/P menjadi tinggi. Maka untuk menurunkan rasio perbandingannya perlu menaikkan suhunya saat proses kalsinasi, penggunaan suhu kalsinasi yang tinggi dapat mengakibatkan hidroksiapatit berubah menjadi fasa  $\beta$ -TCP ( $\beta$ -tricalcium phosphate), dimana perubahan tersebut dapat menurunkan rasio perbandingan Ca/Pnya. (Mohd Pu'ad, Koshy, *et al.*, 2019)

Tujuan mencapai nilai Ca/P yang mendekati stoikiometri karena senyawa  $\beta$ -TCP ( $\beta$ -tricalcium phosphate) dapat meningkatkan sifat hidroksiapatit yang akan digunakan sebagai implant tulang. Rasio molar Ca/P mempengaruhi kekuatan hidroksiapatit. Artinya, semakin besar rasio Ca/P, meningkatkan kekuatan hidroksiapatit. Kekuatan ini akan mencapai nilai maksimum di sekitar rasio Ca/P 1,67 dan kekuatannya akan menurun jika rasio Ca/P lebih besar dari 1,67 (Nurfiana *et al.*, 2020).

Setelah mengetahui kristalinitas HAp dan gugus fungsi yang terkandung dalam HAp. Langkah selanjutnya adalah mengetahui morfologi serta ukuran partikel HAp dengan cara melakukan uji SEM Scanning Electron Microscopy. Hasil analisa SEM yang telah dilakukan ditunjukkan pada **Gambar 4.7** berikut ini.

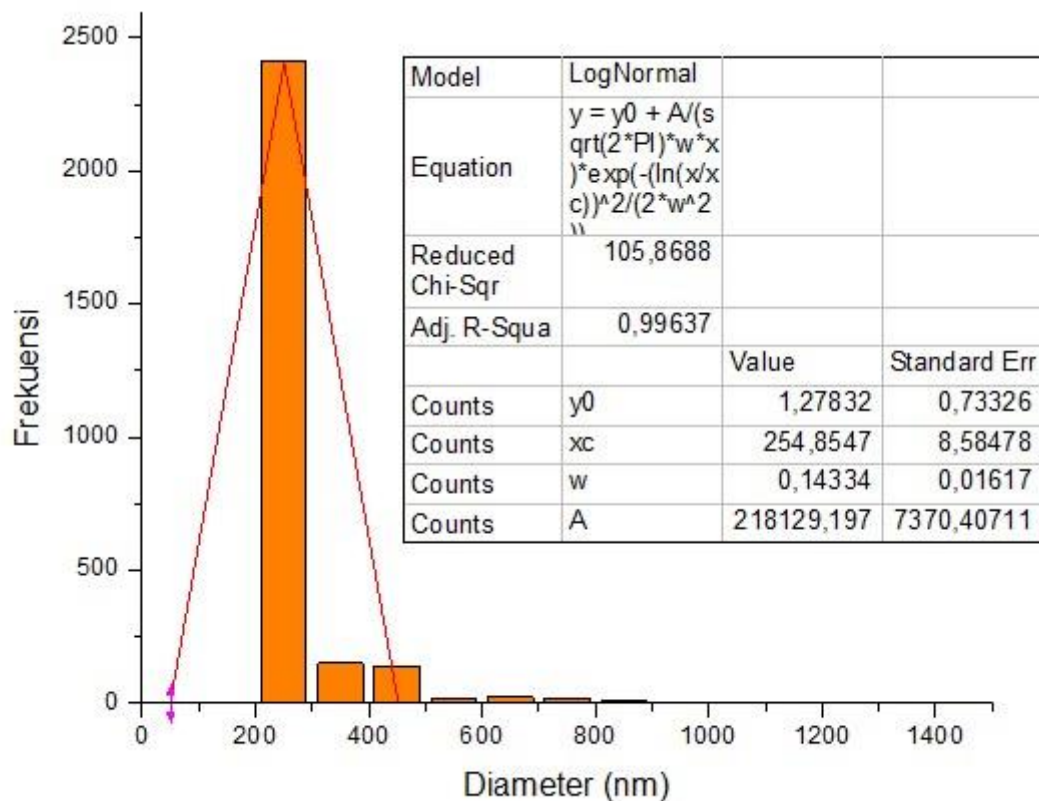


**Gambar 4. 7** Hasil Analisa SEM HAp perbesaran 50000x

Dari **Gambar 4.7** dapat dilihat untuk gambar hasil uji *Scanning Electron Microscopy* (SEM) pada perbesaran 50.000x dengan warna hitam mewakili pori-pori pada HAp yang telah disintesis dengan ratio Ca/P 2,05. Bentuk morfologi partikel ini menunjukkan ukuran partikel yang tidak merata dan menggumpal yang disertai bentuk aglomerasi dengan karakteristik partikel tunggal cenderung berbentuk bulat. variasi bentuk dari senyawa HAp ini tidak terpengaruh oleh metode atau sumbernya (Mohd Pu'ad, Koshy, *et al.*, 2019). Aglomerasi yang terjadi pada senyawa HAp dapat terjadi disebabkan karena air yang tidak dapat dihilangkan dengan proses *freeze drying*. Proses *freeze drying* memiliki dua tahap; pada tahap pertama air fisik dihilangkan dan pada tahap kedua air kimia dikeluarkan dari sampel (Yoruç and Koca, 2009).

Berdasarkan **Gambar 4.7** didapatkan ukuran partikel hidroksiapatit yang berbeda – beda. Berdasarkan data analisa SEM dengan perbesaran 50.000x tersebut, didapatkan ukuran partikel terkecil dari senyawa HAp yaitu sebesar 66,45 nm dan ukuran partikel terbesarnya mencapai 92,15 nm. Perbedaan ukuran dari senyawa HAp ini tidak dipengaruhi oleh metode yang digunakan saat proses sintesis HAp, namun hal ini disebabkan karena penggunaan penggilingan tambahan dapat membantu mengurangi ukuran partikel HAp ke ukuran nanometrik yang mendekati ukuran HAp manusia (Mohd Pu'ad, Koshy, *et al.*, 2019).

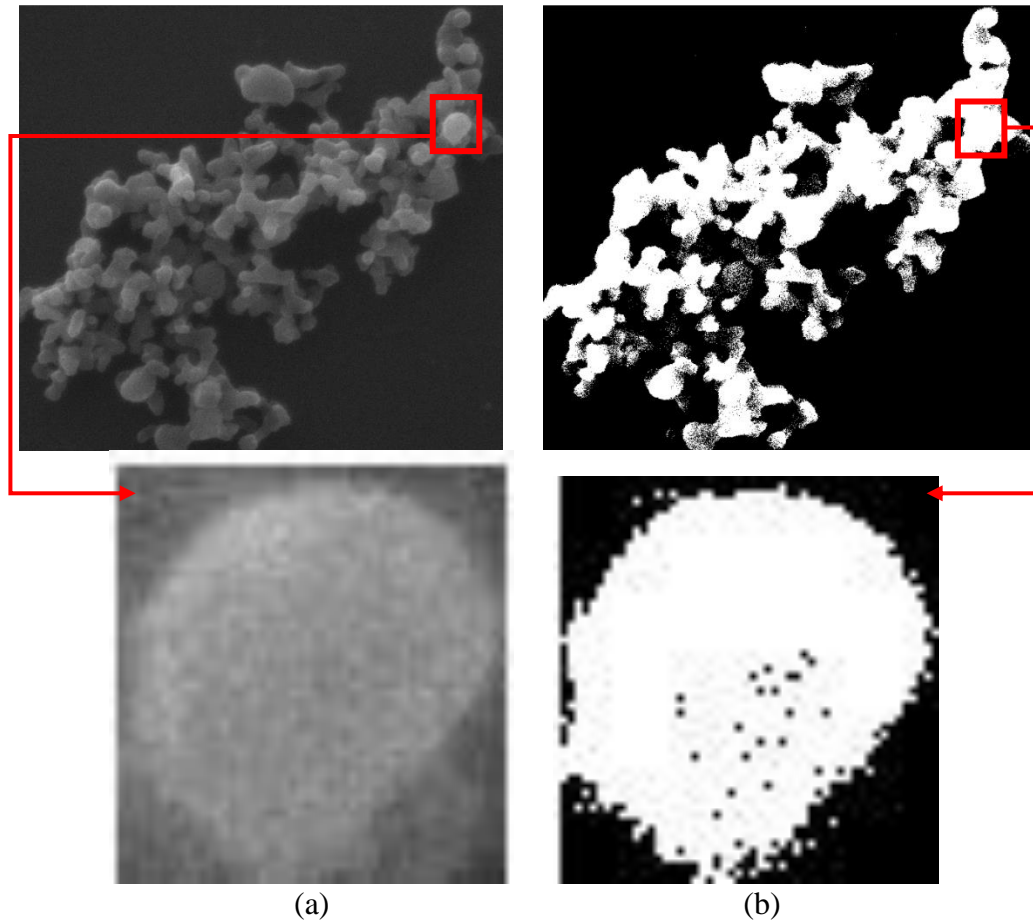




**Gambar 4. 8** Grafik Distribusi Partikel

Pada **Gambar 4.8** distribusi partikel diperoleh diolah menggunakan aplikasi ImageJ dalam mendapatkan data bersebaran diameter secara sampling lalu dibentuk grafik menggunakan Origin Graphing Analysys. Ukuran partikel pada HAp. HAp yang diperoleh dengan ukuran partikel HAp sekitar 0,2 – 0,6  $\mu\text{m}$ . partikel berukuran nano memiliki keunggulan dalam hal aktivitas permukaan yang tinggi dan struktur ultrafine, bioaktivitas lebih tinggi, dan resorbabilitas yang lebih baik daripada partikel berukuran mikron, ini juga memungkinkan peningkatan sinterabilitas dan densifikasi menghindari pembentukan microcrack. Hal tersebut dapat terjadi sebab semakin kecil ukuran partikel yang dihasilkan, maka dapat meningkatkan luas permukaan kontak hidroksiapatit dengan jaringan sekitarnya pada saat diaplikasikan. Dengan adanya perluasan permukaan kontak, maka dapat terjadi peningkatan antara jaringan dengan hidroksiapatit (Mohd Pu'ad, Koshy, *et al.*, 2019).

Untuk mengetahui porositas dari HAp dari cangkang keong sawah dilakukan analisa menggunakan metode threshold (gelap-terang) dengan software ImageJ. Analisa dilakukan dengan mengambil bagian satu kristal dari hasil SEM, kemudian dilakukan pengukuran porositas melalui analisa partikel. **Pada Gambar 4.9** dapat dilihat bahwa, bagian gelap merupakan pori dari sampel yang kemudian diukur ukuran pori dari diameter feret rata-rata dan persen porositasnya dari persen area gelap dengan fungsi Analyze Particle pada software Imagej.



**Gambar 4. 9** Analisis Porositas HAp Cangkang Keong Sawah dengan ImegJ (a) Sebelum analisa Threshold (b) Setelah analisa Threshold

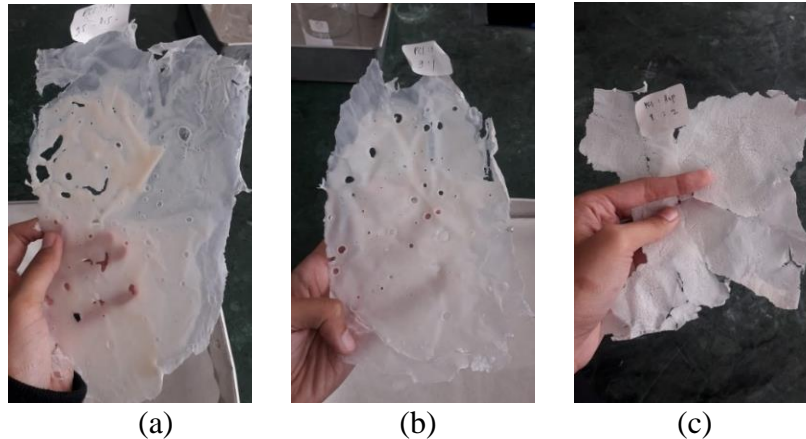
Didapatkan hasil akhir bahwa rata – rata ukuran pori – pori dari satu partikelnya yaitu 38,659 nm. Atau dalam satu partikel persentase pori – pori yang terbentuk sebesar 0,8%. Pori-pori yang terbentuk ini bertujuan sebagai tempat pertumbuhan jaringan pada implant di dalam tubuh (Khandelwal and Prakash, 2016). HAp yang memiliki pori – pori tinggi dinilai dapat efektif membantu dalam proses penyembuhan, namun bila tingkat porositas dari HAp terlalu tinggi dapat mempengaruhi kinetika dalam pembentukan jaringan, sebab dengan presentase porositas yang tinggi (80%) dapat menyebabkan pembentukan struktur yang tidak teratur. Porositas HAp dinilai akan efektif sebagai tempat pertumbuhan jaringan jika presentase porositasnya kurang dari 78%. Porositas dalam hidroksiapatit dapat berkurang dengan meningkatnya suhu kalsinasi. Ini mungkin dikaitkan dengan pengemasan HAp yang lebih ketat pada suhu tinggi, karena peningkatan kristalinitas struktur (Emmanuel *et al.*, 2022).

#### 4.3 Analisa Filamen Hidroksiapatit dengan *Polycaprolactone*

Setelah tahap pembuatan hidroksiapatit, selanjutnya dilakukan tahap terakhir yaitu adalah pembuatan filamen dengan menggunakan alat *screw extruder*. Dalam membuat filamen, hidroksiapatit yang telah terbentuk dicampurkan dengan PCL, pencampuran HAp dan PCL ini dilakukan dengan perbandingan 0,5:9,5; 1:9 dan 2:8 (m HAp : m PCL). Penambahan PCL dalam pembuatan filamen ini bertujuan untuk mengoptimalkan sifat hidroksiapatit. Penambahan PCL dapat meningkatkan kekuatan tekan dan bioaktivitas dalam filamen, serta dapat menambah fleksibilitas dan ketangguhan dari filamen ini (Hedayati *et al.*, 2022).



Pencampuran Hap dan PCL dilarutkan pada asam asetat glasial 100% sebanyak 50mL dengan menggunakan magnetic stirrer selama 2 jam hingga campuran homogen. Kemudian campuran HAp-PCL di letakkan pada wadah dan d Diamkan selama 24 jam untuk menghilangkan aroma asam asetat. Setelah didiamkan, campuran HAp-PCL dimasukkan ke dalam oven dengan suhu 110°C selama 45 menit dan didiamkan kembali pada suhu ruang selama 24 jam untuk memadatkan campuran HAp-PCL.



**Gambar 4. 10** Padatan HAp-PCL dengan perbandingan (a) 0,5:9,5 (b) 1:9 (c) 2:8

Setelah memadat, padatan tersebut di potong kecil kecil untuk mempermudah bahan dalam pembentukan filamen ketika dimasukkan kedalam alat screw extruder. Screw extruder dioperasikan pada suhu 60°C. Hasil dari ekstruksi berbentuk seperti benang yang diameternya bisa diatur dengan besar nozzle.

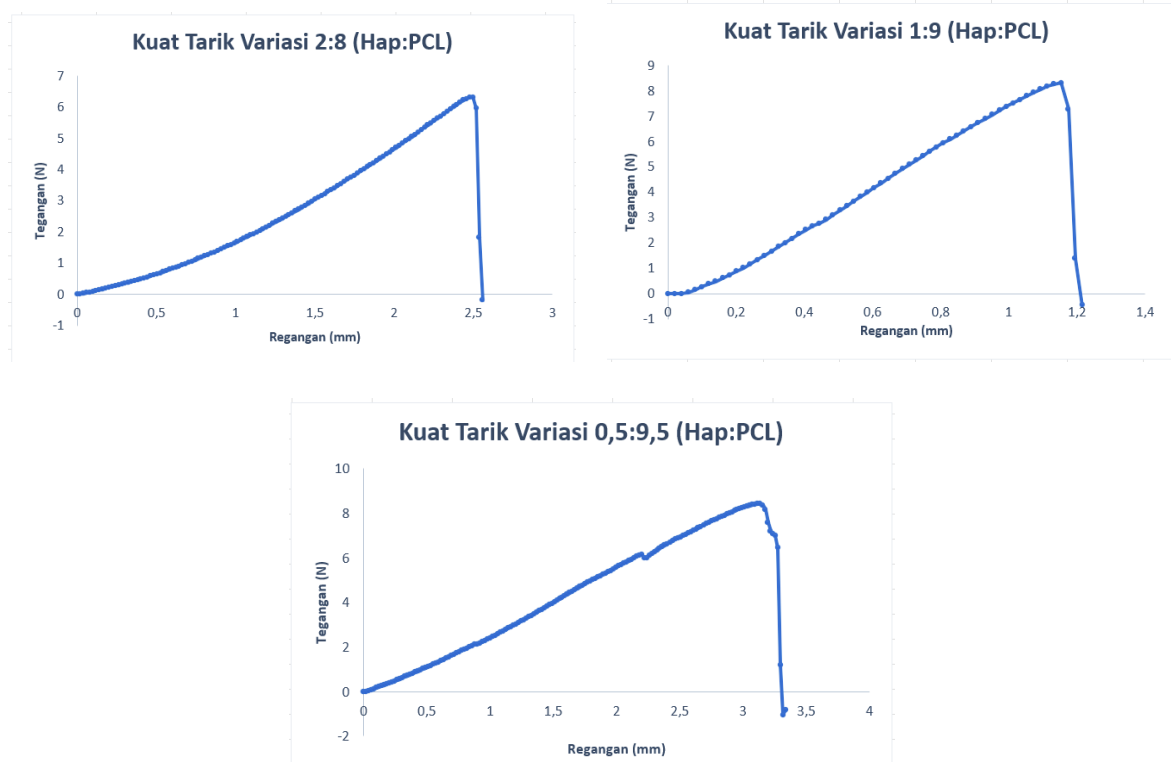


**Gambar 4. 11** Hasil Filamen 3D printing dari campuran Hap dan PCl (A) 0,5:9,5 (B) 1:9 (C) 2:8

Filament yang dihasilkan memiliki Panjang yang bervariasi. Untuk campuran Hap dan PCL sebesar 0,5:9,5 menghasilkan panjang filamen kurang lebih 30cm, untuk campuran Hap dan PCL sebesar 1:9 menghasilkan Panjang filamen kurang lebih 21cm dan untuk campuran Hap dan PCL sebesar 2:8 menghasilkan Panjang filamen kurang lebih 27cm. Untuk mengetahui kekuatan struktur dari filamen maka perlu adanya uji mechanical strenght dengan parameter uji: stress (tegangan), strain (regangan), dan elongasi (pemanjangan).

#### 4.3.1 Hasil Pengujian Kuat Tarik

Setelah dilakukan pengujian tarik pada filament dengan ukuran panjang 10cm variasi rasio Hap dan PCL sebesar 2:8, 1:9, dan 0,5:9,5. Kemudian didapat hasil pengujian tarik dengan tegangan dan regangan yang dapat dilihat pada gambar grafik sebagai berikut.



**Gambar 4. 12** Grafik Perbandingan Regangan dan Tegangan Pengujian Kuat Tarik

Dari **Gambar 4.12** bisa didapatkan perbandingan antara setiap variasi setiap rasio Hap:PCL dari hasil pengujian kuat tarik. Didapatkan data sebagai berikut.

**Tabel 4. 4** Perbandingan Setiap Variasi Hap:PCL dari Hasil Kuat Tarik

Rasio	Tegangan (N/mm <sup>2</sup> )	$\Delta l$ (mm)	% Elongation
2:8	1,897	2,58	2,6%
1:9	1,496	1,12	1,1%
0,5:9,5	2,157	3,3	3,3%

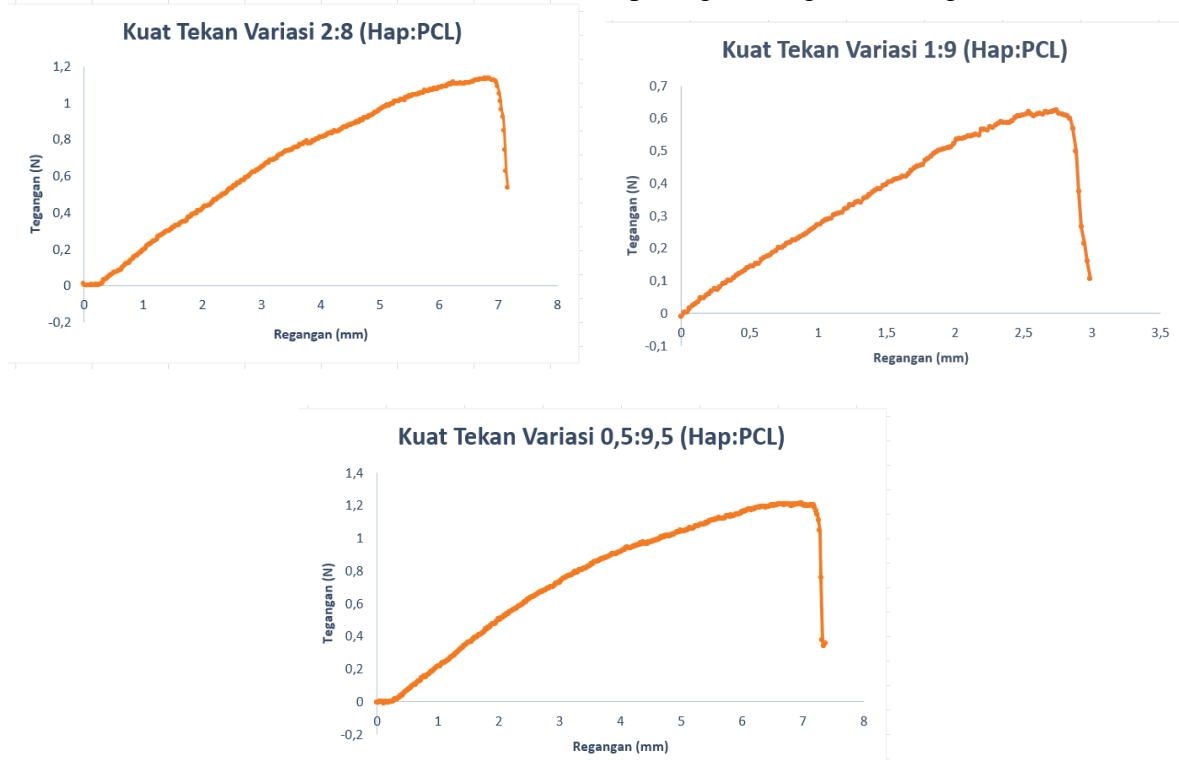
Berdasarkan hasil kuat tarik pada **Tabel 4.4**, maksimum tegangan yang dapat diterima komposit mengalami peningkatan seiring berkurangnya HAp dalam komposit. Pada pencampuran HAp:PCL rasio 2:8 nilai maksimum tegangannya yaitu 1,897 N/mm<sup>2</sup> dan % elongasi sebesar 2,6% , kemudian pada pencampuran HAp:PCL dengan rasio 0,5:9,5 nilai maksimum tegangannya meningkat menjadi 2,157 N/mm<sup>2</sup> dan % elongasi sebesar 3,3%. Pada pencampuran HAp:PCL rasio 1:9 maksimum tegangannya turun menjadi 1,496 N/mm<sup>2</sup> dan % elongasi sebesar 1,1%.

Pada hasil kuat tarik menunjukkan bahwa rasio Hap:PCL terbaik pada rasio 0,5:9,5 hal ini disebabkan PCL memiliki beberapa keuntungan seperti respon inflamasi dan tingkat resorpsi yang lebih lambat. Karena sifat struktural yang menarik dari PCL, telah digunakan untuk pembuatan pelat fiksasi tulang. Selain itu, PCL yang digabungkan dengan partikel hidroksiapatit telah mendapat perhatian khusus. Pengisi ini dapat menginduksi sifat osteo-konduktif dan toksisitas rendah (Trakoolwannachai *et al.*, 2019) dan peningkatan dalam penambahan polimer, tingkat % elongasi juga ikut meningkat (Zare *et al.*, 2019). Akan tetapi terjadi penurunan pada rasio Hap:PCL sebesar 1:9 hal ini bisa terjadi karena perbedaan

diameter dan panjang filamen yang sangat signifikan daripada rasio Hap:PCL sebesar 2:8 dan 0,5:9,5.

#### 4.3.2 Hasil Pengujian Kuat Tekan

Setelah dilakukan pengujian tekan pada filament dengan ukuran panjang 10cm variasi rasio Hap dan PCL sebesar 2:8, 1:9, dan 0,5:9,5. Kemudian didapat hasil pengujian tarik dengan tegangan dan regangan yang dapat dilihat pada gambar grafik sebagai berikut.



**Gambar 4. 13** Grafik Perbandingan Regangan dan Tegangan Pengujian Kuat Tekan

Dari **Gambar 4.13** bisa didapatkan perbandingan antara setiap variasi setiap rasio Hap:PCL dari hasil pengujian kuat tekan. Didapatkan data sebagai berikut.

**Tabel 4. 5** Perbandingan Setiap Variasi Hap:PCL dari Hasil Pengujian Kuat Tekan

Rasio	Tegangan (N/mm <sup>2</sup> )	$\Delta l$ (mm)	% Elongation
2:8	0,337	7,2	7,2%
1:9	0,178	3	3,0%
0,5:9,5	0,378	7,3	7,3%

Berdasarkan hasil kuat tarik pada **Tabel 4.5**, kuat tekan tertinggi terjadi pada pencampuran HAp:PCL rasio 0,5:9,5 dengan nilai tegangannya 0,378 N/mm<sup>2</sup>. Kuat tekan mengalami penurunan seiring bertambahnya komposisi HAp dalam komposit. Pada pencampuran HAp:PCL dengan rasio 1:9 nilai tegangannya 0,178 N/mm<sup>2</sup>, dan pada pencampuran HAp:PCL rasio 2:8 nilai tegangannya 0,337 N/mm<sup>2</sup>.

Pada hasil kuat tekan menunjukkan bahwa rasio Hap:PCL terbaik pada rasio 0,5:9,5 hal ini disebabkan selama kompresi, penurunan nilai regangan sejalan dengan peningkatan komposisi HAp. Hal ini disebabkan oleh sifat kerapuhan yang dibawa HAp tetapi pengurangan nilai kuat tekan ini kurang signifikan dibandingkan dengan uji lentur. Dalam uji

kuat tekan, baik pori-pori dan partikel HAP memberikan pengaruh yang lebih kecil pada jalur retak (Romelczyk-baishya *et al.*, 2022). Akan tetapi terjadi penurunan pada rasio Hap:PCL sebesar 1:9 hal ini bisa terjadi karena perbedaan diameter dan panjang filamen yang sangat signifikan daripada rasio Hap:PCL sebesar 2:8 dan 0,5:9,5.

*(Halaman sengaja dikosongkan).*

## **BAB 5**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan di atas, maka dapat disimpulkan bahwa :

1. Nilai rasio perbandingan Ca/P yang didapatkan pada Hap yang disintesis dari cangkang Keong Sawah sebesar 2,05.
2. Hasil pengujian FTIR didapatkan spektrum yang menandakan keberadaan gugus fungsi OH<sup>-</sup> dan gugus fungsi PO<sub>4</sub><sup>3-</sup>. Hasil pengujian XRD didapatkan spektrum HAp sesuai dengan spektrum HAp standar (JCPDS No. 24-0033) dengan persentase kristal yang terbentuk mencapai 91,06%. Pengujian SEM juga didapatkan bentuk partikel yang tidak merata dan menggumpal yang disertai bentuk aglomerasi dengan karakteristik partikel tunggal cenderung berbentuk bulat, serta ukuran partikel yang kebanyakan berada pada rentang 0,2 – 0,6 μm.
3. Pengaruh variasi pencampuran HAp:PCL pada komposit dapat diketahui melalui uji kuat tarik dan uji kuat tekan. Pada uji kuat tarik dan kuat tekan, semakin berkurangnya konsentrasi HAp maka tegangan tarik filamen semakin kuat. Hasil uji kuat tarik komposit yang paling optimal ketika pencampuran HAp:PCL dengan rasio 0,5:9,5.

#### **5.2 Saran**

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan di atas, maka dapat diberikan saran untuk penelitian lebih lanjut mengenai sintesis hidroksiapatit dari cangkang keong sawah dengan kombinasi polycaprolactone (PCL) sebagai suture anchor berbasis 3D printing sebagai berikut:

1. Perlu dilakukan penelitian dengan beberapa variable suhu kalsinasi agar mendapatkan komposisi CaO yang optimal hingga mendapatkan nilai Ca/P yang ideal sebesar 1,67.
2. Dalam pembuatan filamen 3D printing diperlukan metode yang optimal agar dalam pembuatan filamen memiliki diameter yang sama sehingga pada saat uji mechanical lebih akurat dan filamen yang terbentuk dapat dimanfaatkan untuk membuat spesimen suture anchor yang diharapkan.

*(Halaman sengaja dikosongkan)*

## DAFTAR PUSTAKA

- Callister, W.D. (2014), *Material Science and Engenering*, Willey, USA.
- Chaudhry, S., Dehne, K. and Hussain, F. (2019), “A review of suture anchors”, *Orthopaedics and Trauma*, Elsevier Ltd, Vol. 33 No. 4, pp. 263–270.
- Cho, C.H., Bae, K.C. and Kim, D.H. (2021), “Biomaterials used for suture anchors in orthopedic surgery”, *CiOS Clinics in Orthopedic Surgery*, Vol. 13 No. 3, pp. 287–292.
- Dahlan, K., Asra, D.Y. and Winata, B.C. (2020), “Synthesis of calcium phosphate compound from paddy field snail shells (pila ampullacea) as calcium precursor”, *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 1485 No. 1, available at:<https://doi.org/10.1088/1742-6596/1485/1/012021>.
- Dermawan, S.K., Ismail, Z.M.M., Jaffri, M.Z. and Abdullah, H.Z. (2022), “Effect of the Calcination Temperature on the Properties of Hydroxyapatite from Black Tilapia Fish Bone”, *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 2169 No. 1, pp. 0–6.
- Elangomannan, S., Louis, K., Dharmaraj, B.M., Kandasamy, V.S., Soundarapandian, K. and Gopi, D. (2017), “Carbon Nanofiber/Polycaprolactone/Mineralized Hydroxyapatite Nanofibrous Scaffolds for Potential Orthopedic Applications”, *ACS Applied Materials and Interfaces*, Vol. 9 No. 7, pp. 6342–6355.
- Emmanuel, O., Israel, O. and Okonawan, M. (2022), “Structural and Morphological Evaluations of Natural Hydroxyapatite from Calcined Animal Bones for Biomedical Applications”, Vol. 6 No. 1, pp. 14–21.
- Fadhilah, N. and Jalil, Z. (2016), “Sintesis Hidroksiapatit yang Berasal dari Tulang Sapi Aceh Synthesis of Natural Hydroxyapatite f rom Aceh ’ s Bovine Bone”, • *Journal of Aceh Physics Society (JAcPS)*, Vol. 5 No. 2, pp. 19–21.
- Faksawat, K., Limsuwan, P. and Naemchanthara, K. (2021), “3D printing technique of specific bone shape based on raw clay using hydroxyapatite as an additive material”, *Applied Clay Science*, Elsevier B.V., Vol. 214 No. August, p. 106269.
- Gecim, G., Dönmez, S. and Erkoc, E. (2021), “Calcium deficient hydroxyapatite by precipitation: Continuous process by vortex reactor and semi-batch synthesis”, *Ceramics International*, Vol. 47 No. 2, pp. 1917–1928.
- Gniadek, M. and Dąbrowska, A. (2019), “The marine nano- and microplastics characterisation by SEM-EDX: The potential of the method in comparison with various physical and chemical approaches”, *Marine Pollution Bulletin*, Vol. 148 No. May, pp. 210–216.
- Goh, K.W., Wong, Y.H., Ramesh, S., Chandran, H., Krishnasamy, S., Sidhu, A. and Teng, W.D. (2021), “Effect of pH on the properties of eggshell-derived hydroxyapatite bioceramic synthesized by wet chemical method assisted by microwave irradiation”, *Ceramics International*, Elsevier Ltd, Vol. 47 No. 7, pp. 8879–8887.
- Haryona, D., Djusmaini, D. and Ramli. (2015), “PENGARUH VARIASI TEMPERATUR KALSINASI TERHADAP KARAKTERISTIK KALSIUM KARBONAT (CaCO<sub>3</sub>) DALAM CANGKANG KEONG SAWAH (Pila ampullacea) YANG TERDAPAT DI KABUPATEN PASAMAN Haryona”, *Pillar of Physics*, Vol. 6, pp. 17–24.
- Hassan, M.I. and Sultana, N. (2017), “Characterization, drug loading and antibacterial activity of nanohydroxyapatite/polycaprolactone (nHA/PCL) electrospun membrane”, *3 Biotech*, Springer Berlin Heidelberg, Vol. 7 No. 4, available at:<https://doi.org/10.1007/s13205-017-0889-0>.
- Hedayati, S.K., Behraves, A.H., Hasannia, S., Kordi, O., Pourghaumi, M., Saed, A.B. and Gashtasbi, F. (2022), “Additive manufacture of PCL/nHA scaffolds reinforced with biodegradable continuous Fibers: Mechanical Properties, in-vitro degradation Profile,



- and cell study”, *European Polymer Journal*, Elsevier Ltd, Vol. 162 No. October 2021, p. 110876.
- Khandelwal, H. and Prakash, S. (2016), “Synthesis and Characterization of Hydroxyapatite Powder by Eggshell”, *Journal of Minerals and Materials Characterization and Engineering*, Vol. 04 No. 02, pp. 119–126.
- Liu, J. and Yan, C. (2018), “3D Printing of Scaffolds for Tissue Engineering”, *3D Printing*, available at: <https://doi.org/10.5772/intechopen.78145>.
- Masrurroh, Manggara, A.B., Lapailaka, T. and Triandi, R. (2013), “Penentuan Ukuran Kristal (Crystallite Size) Lapisan Tipis Pzt Dengan Metode Xrd Melalui Pendekatan Persamaan Debye Scherrer”, *Erudio Journal of Educational Innovation*, Vol. 1 No. 2, pp. 24–29.
- Mohd Pu’ad, N.A.S., Alipal, J., Abdullah, H.Z., Idris, M.I. and Lee, T.C. (2019), “Synthesis of eggshell derived hydroxyapatite via chemical precipitation and calcination method”, *Materials Today: Proceedings*, Elsevier Ltd., Vol. 42, pp. 172–177.
- Mohd Pu’ad, N.A.S., Koshy, P., Abdullah, H.Z., Idris, M.I. and Lee, T.C. (2019), “Syntheses of hydroxyapatite from natural sources”, *Heliyon*, Elsevier Ltd, Vol. 5 No. 5, p. e01588.
- Mozartha, M. (2015), “Hidroksiapatit dan Aplikasinya di Bidang Kedokteran Gigi”, *Journal of Visual Languages & Computing*, Vol. 11 No. 3, pp. 287–301.
- Nasution, P., Sumiyati, S. and Wardana, I.W. (2015), “Studi Penurunan Tss, Turbidity Dan Cod Dengan Menggunakan Kitosan Dari Limbah Cangkang Keong sawah (Pila Ampullacea) Sebagai Biokoagulan Dalam Pengolahan Limbah Cair Pt. Sido Muncul, Tbk Semarang”, *Teknik Lingkungan*, pp. 1–10.
- Ningrum, E.O., Pratiwi, E.L., Shaffitri, I.L., Putra, A.F.P., Karisma, A.D. and Suprpto, S. (2022), “Production of bone implant filaments from blue crab shells (*Portunus pelagicus*) in various synthesis conditions and blending ratios of hydroxyapatite (HAp)-polycaprolactone (PCL)”, *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*, Vol. 963 No. 1, p. 012021.
- Nurfiana, F., Kadarwati, A. and Putra, S. (2020), “Synthesis and characterization of hydroxyapatite from duck eggshell modified silver by gamma radiolysis method”, *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 1436 No. 1, p. 012099.
- Oktaviyani, S. and Fitri Afriani, dan. (2020), “Perancah Tulang Berbasis Komposit Hidroksiapatit/Silika Melalui Metode 3D-Printing: Sebuah Kajian Naratif”, *JoP*, Vol. 6 No. 1, pp. 57–66.
- Panda, S., Biswas, C.K. and Paul, S. (2021), “A comprehensive review on the preparation and application of calcium hydroxyapatite: A special focus on atomic doping methods for bone tissue engineering”, *Ceramics International*, Elsevier Ltd, Vol. 47 No. 20, pp. 28122–28144.
- Purnama, E.F. and Langenati, S.N.R. (2006), “DIBUAT DENGAN MEDIA AIR DAN CAIRAN TUBUH BUATAN ( SYNTHETIC BODY FLUID ) Preparasi Pelarut SBF 1 Liter Identifikasi Hidroksiapatit dengan XRD Identifikasi Hidroksiapatit dengan FTIR”, *Jurnal Sains Materi Indonesia Indonesian Journal of Materials Science*, pp. 154–159.
- Rachman, R.A., Tri, U., Martia, I., Pambudi, A.B., Jovita, S. and Kurniawan, F. (2017), “Cassava Peel Biosorbent ( Manihot Utilissima ) for Removal Chromium ( Vi ) With Microbial Fuel Cell System of Combination Techniques”, *Proceeding of International Conference on Green Technology*, Vol. 8 No. 1, pp. 235–239.
- Ridha, R., Manalip, H. and Mondoringin, M.R.I.A.J. (2020), “PENGARUH PENGGUNAAN SERBUK CANGKANG KEONG SAWAH SEBAGAI SUBSTITUSI PARSIAL SEMEN TERHADAP NILAI MODULUS ELASTISITAS”, *Jurnal Statik*, Vol. 8 No. 5, pp. 655–664.
- Romelczyk-baishya, B., Chodara, A. and Koltsov, I. (2022), “Microstructure and Mechanical

- Properties of Inverse Nanocomposite Made from Polylactide and Hydroxyapatite Nanoparticles”, *Materials*, Vol. 15, pp. 1–23.
- Santhosh, S. and Balasivanandha Prabu, S. (2013), “Thermal stability of nano hydroxyapatite synthesized from sea shells through wet chemical synthesis”, *Materials Letters*, Elsevier, Vol. 97, pp. 121–124.
- Sattary, M., Kefayat, A., Bigham, A. and Rafienia, M. (2020), “Polycaprolactone/Gelatin/Hydroxyapatite nanocomposite scaffold seeded with Stem cells from human exfoliated deciduous teeth to enhance bone repair: in vitro and in vivo studies”, *Materials Technology*, Taylor & Francis, Vol. 00 No. 00, pp. 1–14.
- Sharifianjazi, F., Esmailkhanian, A., Moradi, M., Pakseresht, A., Asl, M.S., Karimi-Maleh, H., Jang, H.W., *et al.* (2021), “Biocompatibility and mechanical properties of pigeon bone waste extracted natural nano-hydroxyapatite for bone tissue engineering”, *Materials Science and Engineering B: Solid-State Materials for Advanced Technology*, Elsevier B.V., Vol. 264 No. October 2020, p. 114950.
- Sidik, M.F., Susandy, D. and Jannati, D. (2017), “Proses Pembuatan Biji Plastik Menggunakan Mesin Extruder Pelletizing Plastic”, pp. 286–292.
- Smith, A. (2018), “Design and Testing of a Sheath Device to Secure Rotator Cuff Anchors in Osteoporotic Bone”, *Thesis, Grand Valley State University*.
- Solonenko, A.P., Shevchenko, A.E., Rozdestvensky, A.A. and Dzyuba, G.G. (2022), “Investigation of the process and products of calcination of composite granules based on hydroxyapatite, wollastonite and gelatine”, *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 2182 No. 1, p. 012081.
- Su, T.Y., Tang, H.Y., Jang, J.S.C., Chen, C.H. and Chen, H.H. (2021), “Design and development of magnesium-based suture anchor for rotator cuff repair using finite element analysis and in vitro testing”, *Applied Sciences (Switzerland)*, Vol. 11 No. 20, pp. 1–14.
- Suchenski, M., McCarthy, M.B., Chowaniec, D., Hansen, D., McKinnon, W., Apostolakos, J., Arciero, R., *et al.* (2010), “Material Properties and Composition of Soft-Tissue Fixation”, *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Elsevier Inc., Vol. 26 No. 6, pp. 821–831.
- Suryana, T. (2019), “Desain Modifikasi Screw Extruder Untuk Meningkatkan Outflow Yang Optimal Dan Meniminalkan Cacat Produk Pada Plastik”, *Teknobiz: Jurnal Ilmiah Program Studi Magister Teknik Mesin*, Vol. 9 No. 1, pp. 19–27.
- Susanto, R., Yuza, B., Ali Hermawan, D., Fadli, A., Binawidya, J.K., Program Studi Teknik Kimia, P. and Teknik Riau, F. (2020), “Potensi Pembuatan Replika Tulang Berpori Menggunakan Template Ampas Tebu”, *Chempublish Journal*, Vol. 5 No. 2, pp. 116–129.
- Tai, C.C., Lo, H.L., Liaw, C.K., Huang, Y.M., Huang, Y.H., Yang, K.Y., Huang, C.C., *et al.* (2021), “Biocompatibility and biological performance evaluation of additive-manufactured bioabsorbable iron-based porous suture anchor in a rabbit model”, *International Journal of Molecular Sciences*, Vol. 22 No. 14, available at: <https://doi.org/10.3390/ijms22147368>.
- Taji, L.S., Wiyono, D.E., Karisma, A.D., Surono, A. and Ningrum, E.O. (2022), “Hydroxyapatite Based Material: Natural Resources, Synthesis Methods, 3D Print Filament Fabrication, and Filament Filler”, Vol. 8 No. 1, pp. 26–35.
- Trakoolwannachai, V., Kheolamai, P. and Ummartyotin, S. (2019), “Characterization of hydroxyapatite from eggshell waste and polycaprolactone (PCL) composite for scaffold material”, *Composites Part B: Engineering*, Elsevier Ltd, Vol. 173 No. May, p. 106974.
- Wan, M., Liu, S., Huang, D., Qu, Y., Hu, Y., Su, Q., Zheng, W., *et al.* (2021), “Biocompatible heterogeneous bone incorporated with polymeric biocomposites for human bone repair

- by 3D printing technology”, *Journal of Applied Polymer Science*, Vol. 138 No. 13, pp. 1–13.
- Wardani, N.S., Fadli, A. and Irdoni. (2015), “Sintesis hidrosiapatit dari cangkang telur dengan metode presipitasi”, *Jurnal Online Mahasiswa Fakultas Teknik*.
- Yoruç, A.B.H. step stirring: A novel method for precipitation of nano-sized hydroxyapatite powder and Koca, Y. (2009), “Double step stirring: A novel method for precipitation of nano-sized hydroxyapatite powder”, *Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures*, Vol. 4 No. 1, pp. 73–81.
- Zare, R.N., Doustkhah, E. and Assadi, M.H.N. (2019), “Three-dimensional bone printing using hydroxyapatite-PLA composite”, *Materials Today: Proceedings*, Elsevier Ltd, Vol. 42 No. xxxx, pp. 1531–1533.
- Zheng, X., Smith, W., Jackson, J., Moran, B., Cui, H., Chen, D., Ye, J., *et al.* (2016), “Multiscale metallic metamaterials”, *Nature Materials*, Vol. 15 No. 10, pp. 1100–1106.

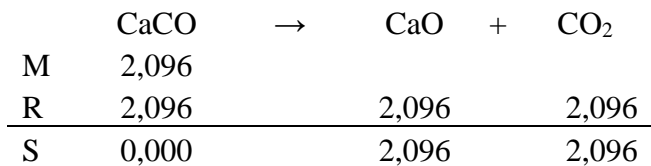
## APPENDIKS

### Proses

#### 1 Kalsinasi

$$\begin{aligned}
 \text{Berat cangkang keong sebelum kalsinasi} &= 224,33 \text{ gr} \\
 \% \text{ Kandungan CaCO}_3 \text{ dalam cangkang} &= 93,43\% \\
 \text{Berat CaCO}_3 \text{ sebelum kalsinasi} &= \text{Berat sebelum} \times \% \text{ CaCO}_3 \text{ cangkang} \\
 &= 224,33 \text{ gr} \times 93,43\% \\
 &= 209,59 \text{ gr} \\
 \text{Mr CaCO}_3 &= 100 \text{ gr/mol} \\
 \text{Mol CaCO}_3 &= \frac{\text{Berat CaCO}_3 \text{ sebelum kalsinasi}}{\text{Mr CaCO}_3} \\
 &= \frac{209,59 \text{ gr}}{100 \text{ gr/mol}} \\
 &= 2,096 \text{ mol}
 \end{aligned}$$

Reaksi pada Proses Kalsinasi



$$\begin{aligned}
 \text{Mol CaO yang terbentuk} &= 2,096 \text{ mol} \\
 \text{Mr CaO} &= 56 \text{ gr/mol} \\
 \text{Berat CaO terbentuk (Teoritis)} &= \text{Mol CaO terbentuk} \times \text{Mr CaO} \\
 &= 2,096 \text{ mol} \times 56 \text{ gr/mol} \\
 &= 117,371 \text{ gr}
 \end{aligned}$$

#### Data Penelitian

$$\begin{aligned}
 \text{Berat cangkang keong setelah kalsinasi} &= 117,33 \text{ gr} \\
 \% \text{ kandungan CaO setelah kalsinasi} &= 99,52\% \\
 \text{Berat CaO yang didapat} &= \text{Berat cangkang setelah} \times \% \text{ CaO} \\
 &= 117,33 \text{ gr} \times 99,52\% \\
 &= 116,767 \text{ gr}
 \end{aligned}$$

#### 2 Prekursor Kalsium

$$\text{Berat Cangkang yang digunakan} = 5,16 \text{ g}$$

$$\begin{aligned}
& \text{Berat CaO yang digunakan} &= & \text{Berat yang digunakan} \times \% \text{ Kandungan CaO} \\
& &= & 5,16 \text{ gr} \times 99,52\% \\
& &= & 5,14 \text{ gr} \\
& \text{Mr CaO} &= & 56 \text{ gr/mol} \\
& \text{Mol CaO yang digunakan} &= & \frac{\text{Berat CaO yang digunakan}}{\text{Mr Cao}} \\
& &= & \frac{5,14 \text{ gr}}{56 \text{ gr/mol}} \\
& &= & 0,0917 \text{ mol}
\end{aligned}$$

Kemudia senyawa CaO direaksikan dengan menggunakan distilled water sebanyak 500 mL.

$$\begin{aligned}
\rho \text{ air} &= 1 \text{ g/L} \\
\text{Volume air} &= 500 \text{ ml} = 0,5 \text{ L} \\
\text{Berat air} &= \text{Volume air} \times \rho \text{ air} \\
&= 0,5 \text{ L} \times 1 \text{ g/L} \\
&= 0,5 \text{ g} \\
&= 0,5 \text{ g} \\
\text{Mr air} &= 18 \text{ gr/mol} \\
\text{Mol air} &= \frac{\text{Berat air}}{\text{Mr air}} \\
&= \frac{0,5 \text{ gr}}{18 \text{ gr/mol}} \\
&= 0,02778 \text{ mol}
\end{aligned}$$

Reaksi pembentukan prekursor kalsium

	CaO	+	H <sub>2</sub> O	→	Ca(OH) <sub>2</sub>
	0,091				
M	7		0,02778		
	0,027				
R	8		0,02778		0,0277778
	0,063				
S	9		0		0,0277778

$$\begin{aligned}
\text{Mol Ca(OH)}_2 \text{ yang terbentuk} &= 0,02778 \text{ mol} \\
\text{Molaritas Ca(OH)}_2 &= \frac{\text{Mol Ca(OH)}_2}{\text{Vol Ca(OH)}_2} \\
&= \frac{0,02778 \text{ mol}}{0,5 \text{ L}} \\
&= 0,05556 \text{ mol/L}
\end{aligned}$$

### 3 Prekursor Fosfat

Larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> 85% densitas 1,71 kg/L  
 dalam 1 mL larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> 85% terdapat  
 = 1710 gr H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>

Mr H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> = 98 gr/mol  
 artinya 1 mol H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> = 98 gr/mol

$$\frac{85}{100} \times 1710 = 1453,5 \text{ gr} = \frac{1453,5}{98} \times 1 \text{ mol} = 14,8 \text{ mol dalam 1 L}$$

$$\begin{aligned} \text{maka, M} &= \frac{n \text{ (mol)}}{V \text{ (liter)}} \\ &= \frac{14,8}{1} \\ &= 14,8 \text{ M} \end{aligned}$$

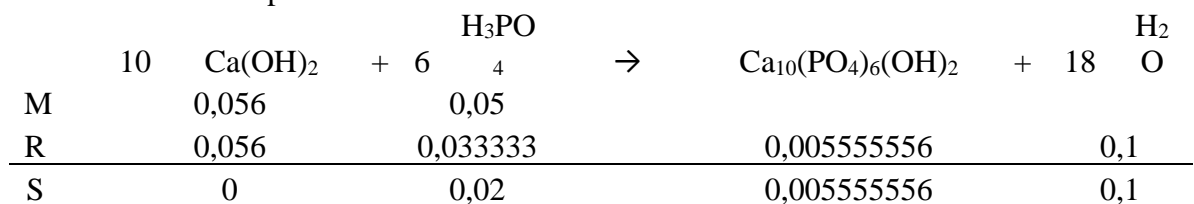
untuk membuat larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> dengan konsentrasi 0,5 M sebanyak 100 mL, perlu dilakukan pengenceran larutan H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>

$$\begin{aligned} \text{Molaritas larutan H}_3\text{PO}_4 \text{ (M}_2\text{)} &= 0,5 \text{ M} \\ \text{Volume larutan H}_3\text{PO}_4 \text{ (V}_2\text{)} &= 100 \text{ mL} = 0,1 \text{ L} \\ &= 0,1 \text{ L} \\ \text{Volume larutan H}_3\text{PO}_4 \text{ (V}_1\text{)} &= \frac{V_2 \times M_2}{M_1} \\ &= \frac{100 \times 0,5}{14,8} \\ &= 3,37838 \text{ mL} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Mol larutan H}_3\text{PO}_4 \text{ 0,5M} &= \text{Volume larutan} \times \text{molaritas larutan} \\ &= 0,1 \text{ L} \times 0,5 \text{ mol/L} \\ &= 0,05 \text{ mol} \end{aligned}$$

#### 4 Proses Sintesis

Reaksi sintesis HAp



$$\text{Mol HAp yang terbentuk} = 0,0056 \text{ mol}$$

$$\begin{aligned} \text{Mr HAp} &= 1004 \text{ g/mol} \\ \text{Massa HAp yang terbentuk} &= \text{Mol HAp} \times \text{Mr HAp} \\ &= 0,0056 \quad \times \quad 1004 \text{ g/mol} \\ &= 5,57778 \text{ g} \end{aligned}$$

# LAMPIRAN

## 1. Hasil Analisa XRD

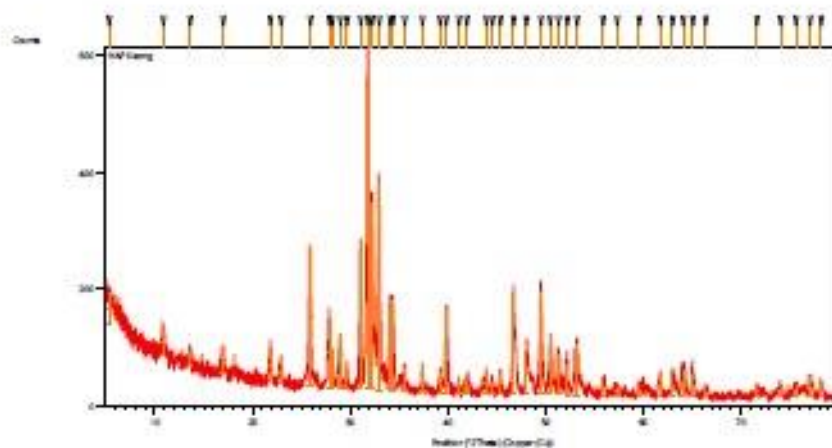
ASUSn Page 1 7/22/2022

### Measurement Conditions: (Bookmark 1)

Dataset Name	HAP Keong
File name	C:\Users\ASUS\Downloads\April\April\M.Alvin-XRD\HAP
Keong\HAP Keong.xrdml	
Comment	Configuration=Reflection-Transmission Spinner, Owner=User-1, Creation date=1/15/2016 11:44:36 AM
2Theta:0.001; Minimum step size	Goniometer=PW3050/60 (Theta/Theta); Minimum step size Omega:0.001
Minimum step size Phi:0.1	Sample stage=Reflection-Transmission Spinner PW3064/60;
	Diffractometer system=XPERT-PRO
	Measurement program=C:\PANalytical\Data
Collector\Programs\Scan 5-80.xrdmp, Identifier={4F9D8833-2D96-47ED-BFCF-B40E5171876F}	
Measurement Date / Time	4/7/2022 2:35:21 PM
Operator	Institut Teknologi
Raw Data Origin	XRD measurement (*.XRDML)
Scan Axis	Gonio
Start Position [°2Th.]	5.0084
End Position [°2Th.]	79.9784
Step Size [°2Th.]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1600
Scan Type	Continuous
PSD Mode	Scanning
PSD Length [°2Th.]	2.12
Offset [°2Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	1.0000
Specimen Length [mm]	10.00
Measurement Temperature [°C]	25.00
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffractometer Type	0000000011119014
Diffractometer Number	0
Goniometer Radius [mm]	240.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No



## Main Graphics, Analyze View: (Bookmark 2)



## Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2θ]	Height [cts]	FWHM Left [°2θ]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
5.3119	54.51	0.8029	16.63706	10.03
10.8440	42.05	0.2676	8.15884	7.74
13.6236	22.49	0.4015	6.49987	4.14
16.9727	40.82	0.2676	5.22408	7.51
21.8386	58.29	0.2007	4.06985	10.72
22.9256	34.39	0.2676	3.87929	6.33
25.9142	239.33	0.2007	3.43829	44.04
27.8546	116.56	0.1171	3.20303	21.45
28.1553	61.43	0.1338	3.16949	11.30
28.9849	86.44	0.2007	3.08064	15.91
29.6699	32.31	0.2007	3.01105	5.94
31.0502	254.60	0.0836	2.88028	46.84
31.7905	543.50	0.1673	2.81488	100.00
32.2333	320.11	0.1171	2.77721	58.90
32.9489	357.64	0.1673	2.71852	65.80
34.0916	140.16	0.2007	2.62996	25.79
34.3794	151.11	0.2007	2.60860	27.80
35.5669	41.64	0.2007	2.52419	7.66
37.3645	42.77	0.1338	2.40677	7.87
39.2014	33.91	0.2676	2.29813	6.24
39.8419	145.85	0.2007	2.26265	26.84
41.1161	23.76	0.2007	2.19543	4.37
41.9224	20.51	0.5353	2.15505	3.77
43.9415	33.43	0.2007	2.06060	6.15
44.5625	19.11	0.2007	2.03331	3.52

45.3659	34.18	0.2007	1.99915	6.29
46.7222	174.68	0.1338	1.94424	32.14
48.0242	72.03	0.2007	1.89452	13.25
49.5055	173.81	0.2342	1.84125	31.98
50.4746	90.00	0.1673	1.80815	16.56
51.3426	66.81	0.2676	1.77960	12.29
52.2193	49.60	0.2342	1.75177	9.13
53.2262	86.48	0.4015	1.72098	15.91
55.8889	26.26	0.2676	1.64514	4.83
57.3093	13.12	0.3353	1.60770	2.41
59.5794	20.31	0.2676	1.55175	3.74
61.7392	34.57	0.3346	1.50255	6.36
63.0328	38.80	0.2007	1.47479	7.14
64.0814	46.90	0.4684	1.45317	8.63
65.1043	36.34	0.2676	1.43279	6.69
66.4132	14.16	0.4015	1.40769	2.60
71.6383	17.83	0.4015	1.31733	3.28
74.0627	17.99	0.4015	1.28009	3.31
75.6388	20.99	0.4015	1.25729	3.86
77.1044	30.84	0.4015	1.23701	5.67
78.2157	29.21	0.2676	1.22219	5.37

**Pattern List:** (Bookmark 4)

**Document History:** (Bookmark 5)

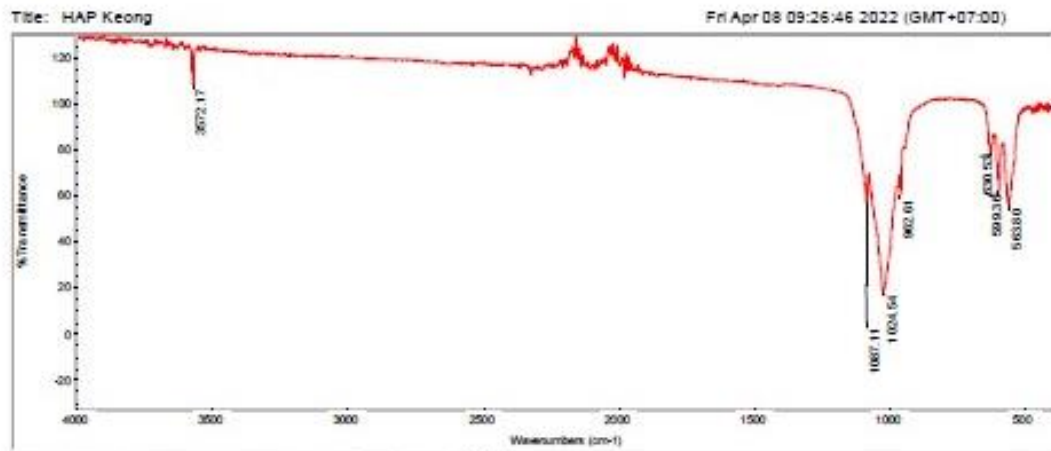
**Insert Measurement:**

- File name = "HAP Keong.xrdml"
- Modification time = "4/10/2022 12:32:35 PM"
- Modification editor = "ASUS"

**Default properties:**

- Measurement step axis = "None"
- Internal wavelengths used from anode material: Copper (Cu)
- Original K-Alpha1 wavelength = "1.54060"
- Used K-Alpha1 wavelength = "1.54060"
- Original K-Alpha2 wavelength = "1.54443"
- Used K-Alpha2 wavelength = "1.54443"
- Original K-Beta wavelength = "1.39225"
- Used K-Beta wavelength = "1.39225"
- Divergence slit type = "Fixed"
- Irradiated length = "10.00000"
- Fixed div. slit size = "1.00000"
- Dist. focus to div. slit = "91.00000"
- Spinner used = "No"
- Receiving slit size = "0.10000"
- Step axis value = "0.00000"
- Offset = "0.00000"

## 2. Hasil Analisa FTIR



Collection time: Fri Apr 08 09:15:48 2022 (GMT+07:00) Spectrum: HAP Keong  
 Fri Apr 08 09:26:35 2022 (GMT+07:00) Region: 3495.28-455.13  
 FIND PEAKS: Search type: Correlation

Position	Intensity	Index	Match	Compound name	Library
3672.17	108.132	792	55.80	Tetramethylene sulfide, 96%	HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
1087.11	56.485	760	53.87	Crystalline calcium phosphate (Caris Vu	HR Hummel Polymer and Additives
1024.54	18.228	55.19	55.19	Unsu. Speleus	HR Hummel Polymer and Additives
962.61	59.899	820	51.28	2-Butene-1,4-diol, 95%	HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
590.36	61.859	622	49.78	Methyl alcohol, 99.9%, A.C.S. spectrophic	HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
563.80	55.801	6176	48.00	tometic grade	HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
		48.00	48.00	Dipropyl chlorophosphate, 97%	HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
		1213	47.85	Propargyl alcohol, 2-Propyn-1-ol	HR Hummel Polymer and Additives
		73	48.92	BENZYL ALCOHOL, 99%	Aldrich Vapor Phase Sample Library
		1737	48.41	2-Propan-1-ol	HR Hummel Polymer and Additives
		16512	45.53	Methyl alcohol-D, 99.5+ atom % D	HR Aldrich FT-IR Collection Edition II

Spectrum: HAP Keong  
 Region: 4000.00  
 Absolute threshold: 108.917  
 Sensitivity: 50  
 Peak list:

### 3. Hasil Analisa SEM-EDX

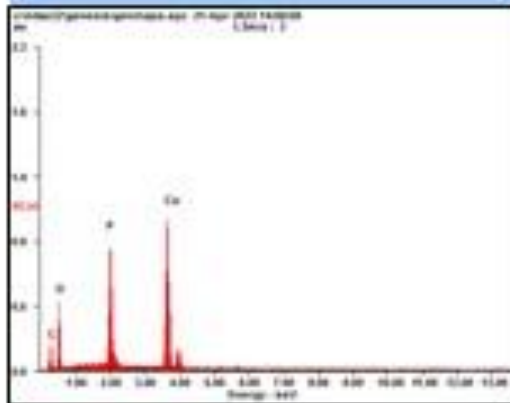
#### Microanalysis Report



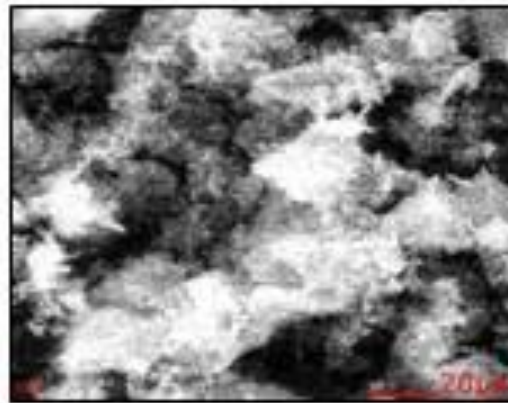
Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

4/21/2022




Element	Wt%	At%
C	09.02	16.18
O	39.87	53.74
P	16.56	11.52
Ca	34.56	18.58
Matrix	Correction:	ZAF



#### 4. Hasil Analisa SEM

	UNIVERSITAS NEGERI MALANG FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM <b>LABORATORIUM MINERAL DAN MATERIAL MAJU (LABORATORIUM SENTRAL)</b> Jalan Zetriswargi 5, Malang 65145 Telp. 0341-51312 (pns) 2389/ 374895-98318680088 E-mail : <a href="mailto:labmineral@um.ac.id">labmineral@um.ac.id</a> / <a href="mailto:labmm@um.ac.id">labmm@um.ac.id</a> Website : <a href="http://central-laboratory.um.ac.id">central-laboratory.um.ac.id</a>
---	--

<b>LAPORAN HASIL UJI</b>	
<b>LSUM.LHU.A.00548.2022</b>	
Customers	: M.Alvin Hidayatullah - ITS
Contact Customer	: 085604118682/ email : alvinmuhammad135@gmail.com
Methods	: IKM.A.1
Test Equipment	: SEM
Received Date	: 27 Mei 2022
Order Number	: LSUM.P.000710.2022
<b>SPECIMEN DESCRIPTION</b>	
Condition of Samples	: Potongan si wafer dalam cawan kaca
Sample Code	: A577
Material Name	: Hidroksiapatit (1)
Measurement time	: 15 Juni 2022
<b>OPERATOR, ANALYZER &amp; SUPERVISOR</b>	
Analyzer	: Halimahtus Subdiah, S.Si
Supervisor	: Nandang Mufti, S.Si, M.T, Ph.D
<b>RESULTS</b>	
Remark	
Hasil analisa hanya berlaku untuk sampel yang diuji	

Mengetahui,  
Manajer Teknis



Dra. Surjani Wonorahardjo, Ph.D.  
NIP. 196605281991032001

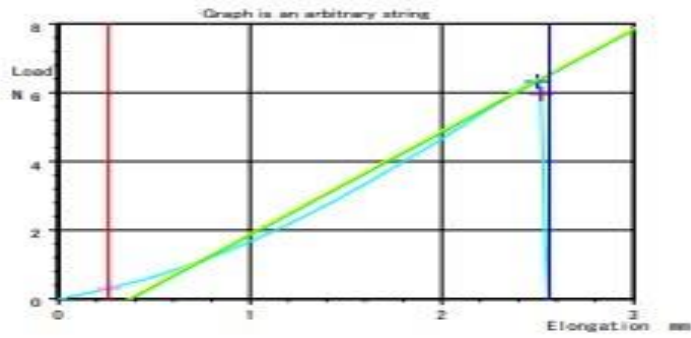
Malang, 16 Juni 2022  
Menyengaji  
a.n Dekan  
Kepala Lab. Mineral dan Material Maju FMIPA UM



Nandang Mufti, S.Si, M.T, Ph.D  
NIP. 49220815200501100

#### 5. Hasil Uji Mekanik





Sample name	S2
Operator	M. Alvin H
Test No	1

Material	Steel
Condition	As Rec

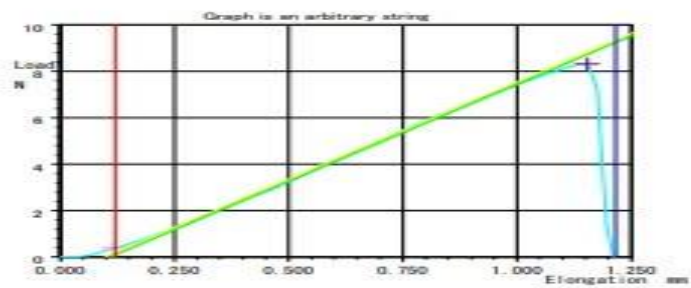
Tensile test

Test date	21/06/2022	Testing machine name	MCT
Type of test	Tension	Load cell load rating	500 N
Test speed	10.0 mm/min		
PointData(Stress)	0 MPa	PointData(Strain)	0 %CL
Distance between jaws	10 mm	Breaking point message	0.5 N
Origin of elongation	Initial load point	Initial load value	0.3 N
Stress adjust	No	Slope Analysis	1 To 100 N
Pitch	5 N	Invalid amplitude level	1 N
Test start point	Initial load point	Test end point	From initial load point: 1000 mm

Sample name	S2	Operator	M. Alvin H
-------------	----	----------	------------

TestID=792	Maximum point Stress kgf/mm <sup>2</sup>	Maximum point Strain %CL	Point data 1 Stress MPa	Point data 1 Strain %CL	Break point Stress MPa	Break point Strain %CL	First peak Load kgf	Peak point Load kgf	Valley point Load N
Test No	0.1897	22.360	0.0853	-2.6233	1.7542	22.560	0.6447	0.6447	*****
Average	0.1897	22.360	0.0853	-2.6233	1.7542	22.560	0.6447	0.6447	0.0000
Max	0.1897	22.360	0.0853	-2.6233	1.7542	22.560	0.6447	0.6447	0.0000
Min	0.1897	22.360	0.0853	-2.6233	1.7542	22.560	0.6447	0.6447	0.0000
Range	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000

TestID=792	Origin of max Load N	Formula
Test No	2.5042	
Average	2.5042	
Max	2.5042	
Min	2.5042	
Range	0.0000	



Sample name	S1
Operator	M. Alvin H
Test No	1

Material	Steel
Condition	As Rec

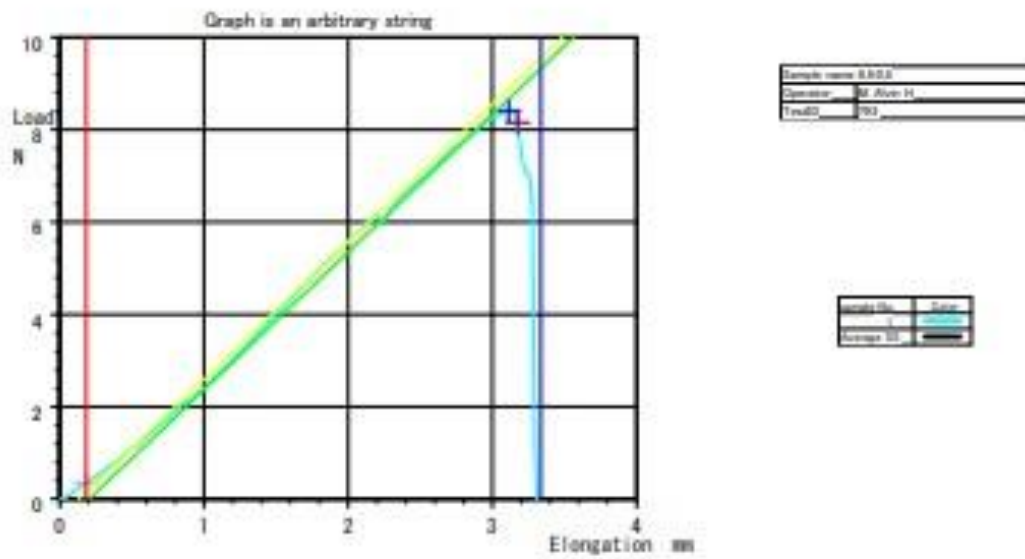
Tensile test

Test date	21/06/2022	Testing machine name	MCT
Type of test	Tension	Load cell load rating	500 N
Test speed	10.0 mm/min		
PointData(Stress)	0 MPa	PointData(Strain)	0 %CL
Distance between jaws	10 mm	Breaking point message	0.5 N
Origin of elongation	Initial load point	Initial load value	0.3 N
Stress adjust	No	Slope Analysis	1 To 100 N
Pitch	5 N	Invalid amplitude level	1 N
Test start point	Initial load point	Test end point	From initial load point: 1000 mm

Sample name	S1	Operator	M. Alvin H
-------------	----	----------	------------

TestID=791	Maximum point Stress kgf/mm <sup>2</sup>	Maximum point Strain %CL	Point data 1 Stress MPa	Point data 1 Strain %CL	Break point Stress MPa	Break point Strain %CL	First peak Load kgf	Peak point Load kgf	Valley point Load N
Test No	0.2496	50.340	0.1131	-1.2	2.4466	50.340	0.8480	0.8480	*****
Average	0.2496	50.340	0.1131	-1.2	2.4466	50.340	0.8480	0.8480	0.0000
Max	0.2496	50.340	0.1131	-1.2	2.4466	50.340	0.8480	0.8480	0.0000
Min	0.2496	50.340	0.1131	-1.2	2.4466	50.340	0.8480	0.8480	0.0000
Range	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000

TestID=791	Origin of max Load N	Formula
Test No	4.3462	
Average	4.3462	
Max	4.3462	
Min	4.3462	
Range	0.0000	



Tensile test

Test date	21/05/2022	Testing machine name	MCT
Type of test	Tension	Load cell load rating	500 N
Test speed	10.0 mm/min		
PointData(Stress)	0 MPa	PointData(Strain)	0 %GL
Distance between jaws	10 mm	Breaking point measu	0.5 N
Origin of elongation	Initial load point	Initial load value	0.3 N
Elong actual	No	Slope Analysis	1 To 100 N
Pitch	5 N	Invalid amplitude level	1 N
Test start point	Initial load point	Test end point	From initial load point 1000 mm

Sample name	9.5:0.5	Operator	M. Alvin H.
-------------	---------	----------	-------------

TestID=793	Maximum point Stress kgf/mm2	Maximum point Strain %GL	Point data 1 Stress MPa	Point data 1 Strain %GL	Break point Stress MPa	Break point Strain %GL	Post peak p Load kgf	Peak point Load kgf	Valley point Load N
1	0.2157	29.290	0.0856	-1.8433	2.0502	29.913	0.8576	0.8576	*****
Average	0.2157	29.290	0.0856	-1.8433	2.0502	29.913	0.8576	0.8576	*****
Max.	0.2157	29.290	0.0856	-1.8433	2.0502	29.913	0.8576	0.8576	0.0000
Min.	0.2157	29.290	0.0856	-1.8433	2.0502	29.913	0.8576	0.8576	0.0000
Range	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
Standard deviation	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****

TestID=793	Integral area Load N	Formula
1	4.4907	
Average	4.4907	
Max.	4.4907	
Min.	4.4907	
Range	0.0000	
Standard deviation	*****	

## BIODATA PENULIS I



ANNISA ALIFIA RAHMAH, lahir di Kota Pasuruan Provinsi Jawa Timur, pada tanggal 12 Juli 2001. Penulis merupakan anak pertama dari 2 bersaudara, dengan menempuh pendidikan dasar di SDN Jogosari 1 Pandaan (2007-2013). Kemudian melanjutkan pendidikan di SMP Negeri 1 Pandaan (2013-2016), dan menempuh pendidikan tingkat atas di SMA Negeri 1 Pandaan (2016-2018). Selepas lulus pada tahun 2018, penulis kemudian melanjutkan jenjang pendidikan sarjana terapan (D-IV) di Departemen Teknik Kimia Industri, Falkutas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya pada Tahun 2018 dan terdaftar dengan NRP 10411810000023. Semasa kuliah, penulis yang akrab disapa Nisa ini aktif dalam beberapa kegiatan organisasi kampus, sebagai pengurus aktif HIMA DEKKIM ITS menjadi staf Departemen Hubungan Masyarakat (HUMAS) periode kepengurusan 2019-2020 dan sebagai Sekretaris Departemen periode pengurusan 2020-2021. Selain di tingkat himpunan penulis juga aktif di berbagai kegiatan tingkat Fakultas, yaitu sebagai pengurus aktif BEM FV ITS menjadi staf Pengembangan Sumber Daya Mahasiswa (PSDM) pada periode kepengurusan 2019-2020. Juga mengikuti kepanitian dalam seperti GERIGI ITS 2019, PAMMITS 2019, GERIGI ITS 2020, dan agenda HIMA DEKKIM. Penulis juga semasa berkuliah aktif tergabung dalam tim kepeemanduan FV – ITS periode 2019-2022. Dan aktif sebagai Asisten Praktikum Kimia Industri II (2020), Asisten Praktikum Teknologi Pengolahan Air (2021), dan Asisten Praktikum Perpindahan Panas dan Peralatan (2022). Penulis juga berkesempatan magang di PT. POMI (Paiton Operation & Maintenance Indonesia), Probolinggo, Jawa Timur (2021). Apabila terdapat kritik dan saran yang dapat membangun Tugas Akhir penulis, ataupun segala bentuk komunikasi yang ingin dilakukan dengan penulis mengenai Tugas Akhir ini, dapat menghubungi email [annisaalifiar@gmail.com](mailto:annisaalifiar@gmail.com), Annisa Alifia Rahmah | LinkedIn , serta nomor 082131733948. Penulis bertempat tinggal di: Perumahan Kebonwaris Permai 3, A – 35 Pandaan, Pasuruan, Jawa Timur.



## BIODATA PENULIS II



MUHAMMAD ALVIN HIDAYATULLAH, lahir di Kota Lumajang Provinsi Jawa Timur, pada tanggal 9 Februari 2000. Penulis merupakan anak ketiga dari 3 bersaudara, dengan menempuh pendidikan dasar di SD Negeri Dawuhan Lor 05 (2006-2012). Kemudian melanjutkan pendidikan di SMP Negeri 2 Lumajang (2012-2015), dan menempuh pendidikan tingkat atas di SMA Negeri 1 Lumajang (2015- 2018). Selepas lulus pada tahun 2018, penulis kemudian melanjutkan jenjang pendidikan sarjana terapan (D-IV) di Departemen Teknik Kimia Industri, Falkutas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya pada Tahun 2018 dan terdaftar dengan NRP 10411810000027. Semasa kuliah, penulis yang akrab disapa Alvin ini aktif dalam beberapa kegiatan organisasi kampus, sebagai pengurus aktif HIMA DEKKIM FV-ITS menjadi staf Departemen Pengembangan Sumber Daya Mahasiswa (PSDM) periode kepengurusan 2019-2020 dan sebagai Ketua Departemen Pengembangan Sumber Daya Mahasiswa (PSDM) periode pengurusan 2012-2021. Juga mengikuti kepanitian dalam seperti Vondasi 2.0, PAMMITS 2020, dan agenda HIMA DEKKIM. Penulis juga berkesempatan magang di PT. POMI (Paiton Operation & Maintenance Indonesia), Probolinggo, Jawa Timur (2021) dan Praktek Kerja Lapangan di PPSDM MIGAS Cepu, Blora, Jawa Tengah. Apabila terdapat kritik dan saran yang dapat membangun Tugas Akhir penulis, ataupun segala bentuk komunikasi yang ingin dilakukan dengan penulis mengenai Tugas Akhir ini, dapat menghubungi email [alvinmuhammad135@gmail.com](mailto:alvinmuhammad135@gmail.com), Muhammad Alvin Hidayatullah | LinkedIn , serta nomor 085604118682. Penulis bertempat tinggal di: Jl. Sunandarpriyo Sudarmo No.141 Dawuhan Lor, Sukodono Lumajang, Provinsi Jawa Timur.