

PROPOSAL SKRIPSI

PENGEMBANGAN EKSTRUDER PENCETAKAN 3D DENGAN METODE EKSTRUSI PISTON UNTUK PRODUKSI SCAFFOLD BIOKOMPOSIT HYDROXYAPATITE (HAP)

Oleh:

SYIFA SYAUQIYAH
195090800111027

PROGRAM STUDI: S1 INSTRUMENTASI



**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MIPA
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
MALANG
2022**

LEMBAR PENGESAHAN

PROPOSAL SKRIPSI

**PENGEMBANGAN EKSTRUDER PENCETAKAN 3D
DENGAN METODE EKSTRUSI PISTON UNTUK
PRODUKSI SCAFFOLD BOKOMPOSIT
HYDROXYAPATITE (HAP)**

Oleh:

**SYIFA SYAUQIYAH
195090800111027**

PROGRAM STUDI: S1 INSTRUMENTASI

Malang, 29 Agustus 2022

Pembimbing II

Pembimbing I

(Ir. D.J. Djoko H. Santjojo.,
MPhil., PhD.)
NIP 196601311990021001

(Drs. Hari Arief Dharmawan,
M.Eng., Ph.D.)
NIP 196909201994121001

Mengetahui,
Ketua Program Studi S1Instrumentasi
Departemen Fisika FMIPA UB

(Prof. Dr. Eng. Agus Naba, MT.)
NIP. 196407021989031001

Kata Pengantar

Puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa karena berkat Rahmat-Nya, sehingga penulis dapat mengerjakan proposal ini dengan baik. Penulis mendapatkan banyak bantuan dalam penulisan proposal ini, oleh karena itu penulis ingin mengucapkan terimakasih kepada:

1. Tuhan Yang Maha Esa yang telah memberikan kelancaran serta kesehatan selama PKL berlangsung.
2. Bapak Ir. D.J. Djoko H. Santjojo., MPhil., Ph.D. selaku pembimbing pertama pelaksanaan tugas akhir atas bimbingan dan arahan beliau.
3. Bapak Drs. Hari Arief Dharmawan, M.Eng., Ph.D. selaku dosen pembimbing kedua pelaksanaan tugas akhir
4. Bapak Prof. Dr. Eng. Agus Naba, MT. selaku kepala prodi Instrumentasi
5. Prof. Dr. Rer. nat. M. Nurhuda selaku Ketua Jurusan Fisika Universitas Brawijaya
6. Segenap karyawan Departemen Fisika dan Fakultas MIPA Universitas Brawijaya atas segala bantuannya
7. Sahabat dan teman-teman Instrumentasi 2019 Universitas Brawijaya atas segala doa, bantuan, dan dukungan yang diberikan.

Penulis menyadari bahwa terdapat kekurangan dalam penulisan proposal ini. Oleh karena itu dengan kerendahan hati penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun untuk ke depannya.

Surabaya, 30 Agustus 2022

Syifa Syauqiyah

Daftar Isi

| | |
|---|------------|
| LEMBAR PENGESAHAN..... | i |
| Kata Pengantar..... | ii |
| Daftar Isi..... | iii |
| Daftar Gambar | v |
| Daftar Tabel..... | vi |
| BAB I..... | 1 |
| PENDAHULUAN..... | 1 |
| 1.1 Latar Belakang | 1 |
| 1.2 Perumusan Masalah..... | 3 |
| 1.3 Batasan Masalah..... | 3 |
| 2.2 Tujuan Penelitian..... | 3 |
| 2.3 Manfaat Penelitian..... | 3 |
| BAB II..... | 4 |
| 2.1 Biomaterial Komposit Hydroxyapatite (HAp)..... | 4 |
| 2.2 Pengertian 3D Printer | 5 |
| 2.2.1 <i>Extrusion-Based 3D Printing</i> | 7 |
| 2.2.2 <i>Piston Model Extrusion</i> | 8 |
| 2.2.3 <i>Nozzle pada 3D Printer</i> | 11 |
| 2.2.4 <i>Lead Screw Driven 3D Printer</i> | 11 |
| 2.3 Mikrokontroler STM32F103 | 12 |
| 2.4 Motor Stepper..... | 14 |
| 2.4.1 Tegangan | 17 |
| 2.4.2 Resistansi..... | 17 |
| 2.4.3 Derajat per Step | 17 |
| 2.5 Driver Motor TMC2208 | 19 |
| 2.6 Creality V4.2.2 | 21 |
| BAB III..... | 24 |

| | |
|---|-----------|
| METODE PENELITIAN | 24 |
| 3.1 Waktu dan Tempat | 24 |
| 3.2 Peralatan dan Bahan | 24 |
| 3.2.1 Perangkat Keras | 24 |
| 3.2.2 Perangkat Lunak | 24 |
| 3.3 Prosedur Penelitian | 25 |
| 3.3.1 Studi Literatur..... | 26 |
| 3.3.2 Pembuatan Blok diagram..... | 26 |
| 3.3.3 Modifikasi <i>Extruder</i> | 27 |
| 3.3.4 Pengembangan Prosedur dan <i>Software</i> Pencetakan . | 28 |
| 3.3.5 Uji Fungsional Sistem Pencetak 3D..... | 29 |
| 3.3.6 Analisa Hasil | 30 |
| BAB IV | 31 |
| JADWAL PENELITIAN..... | 31 |
| DAFTAR PUSTAKA | 32 |

Daftar Gambar

| | |
|---|----|
| Gambar 2.1 Struktur Kimia <i>Hydroxyapatite</i> (Shrivats McDermott, 2014) | 5 |
| Gambar 2.2 Proses Ekstrusi (Setiawan et al., 2017) | 7 |
| Gambar 2. 3 (a) Proses Pencetakan Metode Ekstrusi (b) Macam-Macam Metode ekstrusi <i>bioprinter</i> (Wang et al., 2018) | 8 |
| Gambar 2.4 <i>Cross Section Piston Extruder</i> (Waalkes et al., 2022) ... | 9 |
| Gambar 2.5 Model Ekstrusi Berbasis Piston (Waalkes et al., 2022).. | 9 |
| Gambar 2.6 Hubungan antara <i>Pressure Drop</i> dan <i>Diameter Nozzle</i> (Sukindar et al., 2016) | 11 |
| Gambar 2.7 <i>Lead Screw</i> pada <i>3D Printer</i> | 12 |
| Gambar 2.9 Pin Diagram STM32F103 (Xu et al., 2020) | 14 |
| Gambar 2.10 Prinsip Kerja Motor Stepper (Pieter Kalatiku & Yuri Yudhaswana Joeffie, n.d.) | 16 |
| Gambar 2.11 OUKEDA motor 0K20STH30-0604B-GT100(OUKEDA, 2018) | 18 |
| Gambar 2.12 Dimensi OUKEDA motor 0K20STH30-0604B-GT100(OUKEDA, 2018) | 19 |
| Gambar 2.13 Deskripsi Pin TMC2208 (FYSETC Co, 2014) | 20 |
| Gambar 2.14 Blok Diagram TMC2208 (Trinamic, 2022) | 21 |
| Gambar 2.15 <i>Motherboard Creality V4.2.2</i> | 22 |
| Gambar 2.16 <i>Pinout Creality V4.2.2</i> (Creality3D, n.d.) | 23 |
| Gambar 3.1 Prosedur Penelitian | 25 |
| Gambar 3.2 Blok Diagram Kerja | 26 |
| Gambar 3.3 Ilustrasi Desain Ekstruder | 28 |
| Gambar 3.4 Diagram Proses Pencetakan | 29 |
| Gambar 3.5 Desain Digital <i>Scaffold</i> yang Akan Dibuat | 30 |

Daftar Tabel

| | |
|--|----|
| Tabel 2.1 Spesifikasi OUKEDA motor 0K20STH30-0604B-GT100(OUKEDA, 2018) | 18 |
| Tabel 2. 2 Spesifikasi <i>Motherboar Creality V4.2.2</i> | 21 |
| Tabel 3.1 Spesifikasi TMC2208 (FYSETC Co, 2014) | 19 |
| Tabel 3. 2 Fungsi Komponen Blok Diagram | 27 |
| Tabel 4. 1 Tabel Jadwal Penelitian | 31 |

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Terdapat tiga prosedur standard yang saat ini banyak digunakan untuk mengganti tulang pasien yang mengalami kerusakan tulang. Antara lain adalah *autograft* yang merupakan metode penggantian tulang dengan jenis tulang lain dari pendonor, teknik *allograft* dan *xenograft* yang merupakan metode penggantian tulang dengan bahan buatan seperti kayu dan tulang hewan. Penggunaan teknik *autograft* memiliki keterbatasan yaitu sulitnya mendapatkan anatomi serta sifat fisik tulang yang sama dengan pasien sehingga menjadikan biaya pengobatan menjadi relative mahal (Bowo, 2012). Sedangkan metode *allograft* dan *xenograft* memungkinkan terjangkitnya penyakit seperti hepatitis dan HIB yang dibawa dari tulang implant yang digunakan (Mallick & Cox, 2013). Sehingga upaya untuk mendapatkan tulang tiruan yang lebih ekonomis dan kompatibel dengan tulang manusia terus meningkat.

Salah satu bahan alternatif yang dapat digunakan sebagai pengganti organ pada tubuh manusia secara *invivo* selama periode tertentu adalah biomaterial (Pioletti, 2013). Terdapat empat macam biomaterial sebagai implantasi tulang, antara lain adalah biologam, biokeramik, biopolymer, dan biokomposit. Polimer memiliki kelemahan kekuatan mekanik yang jauh lebih rendah dibandingkan tulang. Logam memiliki sifat korosif meskipun memiliki keunggulan dalam ketahanan dan kekuatan. Sedangkan bahan keramik mudah rapuh dan memiliki ketangguhan yang rendah. Hal ini menjadikan biomaterial dari polimer, keramik, dan logam dianggap kurang mampu mengatasi permasalahan sebagai bahan implant, dan menjadikan produksi biomaterial dari bahan komposit untuk implant tulang adalah pendekatan yang baik (PARIN et al., 2020).

Biomaterial komposit memiliki keunggulan yaitu mudah dalam mengatur sifat dan karakteristiknya. Biomaterial komposit yang banyak digunakan dalam implantasi jaringan adalah hidroksiapatit (n-HAp). Biomaterial hidroksiapatit dianggap mampu menggantikan mineral jaringan tulang dikarenakan sifat kimia dan strukturnya yang memiliki kemiripan dengan komponen anorganik pada tulang,

sehingga mampu menggantikan kandungan kalsium (Ca) dan fosfor (P) (Plowright et al., 2017). Biomaterial hidroksiapatit telah banyak digunakan sebagai bahan implantasi jaringan tulang karena bersifat biokompatibel, bioaffinitas, dan osteokonduktivitas yang baik (Plowright et al., 2017). Penelitian sebelumnya sintesis biokeramik dengan menggunakan teknik *electrospinning*, *freeze-drying*, dan modifikasi plasma untuk produksi *scaffold* biokeramik berpori telah dipelajari (Hartatiek, et al., 2020). Dari proses tersebut didapatkan bahwa ukuran, bentuk, dan sebaran pori sulit dilakukan karena bergantung pada banyaknya pengaruh lingkungan.

Pencetakan dengan *3D Printing* merupakan teknik pembuatan bahan yang dapat dibuat secara satu per satu (*by part*), spesifik dengan kebutuhan, struktur yang kompleks, dan fleksibilitas desain yang tinggi. Teknologi *3d printing* memungkinkan desain dan manufaktur konstruksi berdasarkan gambar yang diambil dari peralatan *medical imaging* seperti *CT-Scan* dan *MRI (Magnetic Resonance Imaging)*. Pencetakan berbasis 3D juga memiliki kemampuan untuk memproduksi komponen dengan volume yang rendah dan dapat menyesuaikan bentuk dengan kebutuhan pengguna/pasien dengan biaya yang murah dan fleksibilitas yang cukup baik (Bandyopadhyay et al., 2015). Sehingga hal ini menghasilkan berbagai keuntungan signifikan dalam bidang biomedis. Kemampuan untuk membuat hasil yang spesifik dengan kebutuhan, orientasi kontrol dan porositas, serta dapat digunakannya berbagai bahan menjadikan *3D printing* solusi untuk keterbatasan pada penelitian sebelumnya (Hutama & Nugroho, 2020).

Menurut penelitian dari Mohamed dkk (Mohamed et al., 2015) terdapat beberapa parameter dalam proses pencetakan yang mempengaruhi kualitas dan hasil mekanik ekstrusi, antara lain konsep model, perbandingan bahan atau material, parameter mesin, faktor lingkungan, arah gerakan mesin, dan parameter kerja. Pada penelitian Almy dkk (Almy & Tontowi, 2018), parameter pengaturan mesin yang diuji yaitu kecepatan keliling, kecepatan pengisian, dan sudut pengisian, tidak berpengaruh signifikan terhadap dimensi benda uji dengan bahan *hydroxyapatite* dan memungkinkan terdapat parameter lain yang mempengaruhi perbedaan dimensi. Oleh karena itu diperlukan penelitian untuk menentukan faktor lain yang mempengaruhi kualitas dan dimensi hasil pencetakan.

1.2 Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah dipaparkan, penulis memiliki rumusan masalah yaitu

1. Bagaimana desain ekstruder pencetakan 3D *scaffold hydroxyapatite* dengan teknik ekstruksi piston?
2. Bagaimana pengembangan prosedur atau *software* pencetakan agar dapat dihasilkan *scaffold* sesuai dengan pola digital?

1.3 Batasan Masalah

Penelitian yang akan dilakukan memiliki batasan masalah dalam pelaksanaan yaitu

1. Piston yang digunakan adalah piston dengan bahan polimer (*syringe* 10 ml).
2. Kontrol proses menggunakan *board creality V4.2.2* dengan mikrokontroler STM32F103 dalam pengontrolan dan pemrosesan pencetakan.

2.2 Tujuan Penelitian

Berdasarkan permasalahan tersebut, maka tujuan penelitian ini adalah mengembangkan sistem ekstruder pada pencetak 3D dengan metode ekstruksi piston untuk produksi *scaffold* biokomposit HAp sehingga memenuhi kesesuaian ukuran dan bentuk yang sesuai dengan desain digital yang diinginkan.

2.3 Manfaat Penelitian

Penelitian ini bermanfaat dalam pengembangan material maju dalam aplikasi medis atau biomaterial. Penelitian ini perlu dilakukan sehingga implementasi informasi digital menjadi bentuk nyata 3 dimensi untuk rekonstruksi jaringan pengganti yang dapat digunakan dalam tubuh manusia menjadi lebih optimal.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

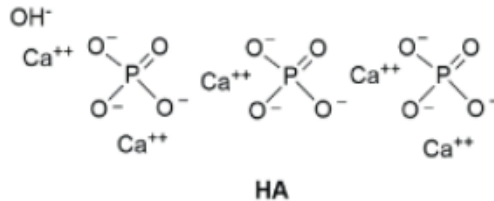
2.1 Biomaterial Komposit Hydroxyapatite (HAp)

Hydroxyapatite (HAp) memiliki rumus kimia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. *Hydroxyapatite* merupakan teknologi material yang memiliki ikatan mineral stabilitas dan memiliki kemiripan struktur kristal pada tulang manusia. HAp termasuk kelompok apatit yang paling banyak digunakan di bidang medis karena sifatnya yang biokompatibel dan osteokonduktif (Wahyudi et al., 2019). Selain itu, HAp juga memiliki sifat bioaktif, biokompatibel, dan osteokonduktif hal ini membuat HAp menjadi material yang dapat menyatu dengan tulang (*bone integration*) dan menjadi bahan yang dibutuhkan dalam proses penyembuhan trauma tulang karena dapat mempercepat regenerasi tulang (*bone regeneration*) (Tin-Oo et al., 2017). Selain itu, penggunaan HAp dalam aplikasi medis juga meluas yaitu selain untuk reparasi tulang yang mengalami kerusakan, juga dapat digunakan untuk pelapisan logam prostesa (implant) untuk meningkatkan sifat biologi dan mekanik, serta dapat juga sebagai media penghantaran obat (*drug delivery*) (Ardhiyanto, 2012).

Hydroxyapatite (HAp) bersifat sangat stabil secara termodinamik pada pH, temperatur, dan komposisi fisiologi fluida (Ren et al., 2013). Kristal HAp memiliki ukuran yang sama dengan kristal hidroksiapatit tulang yaitu sekitar 20-50 nm. *Hydroxyapatite* berbentuk kristal heksagonal dengan dimensi sel $a=b=9.42 \text{ \AA}$ dan $c=6.88 \text{ \AA}$ ($1 \text{ \AA}=10^{-10} \text{ m}$). Karena adanya kesamaan struktur kimia dengan mineral jaringan tulang manusia tersebut, sehingga *hydroxyapatite* sintetik baik dalam daya afinitasnya berikatan secara kimiawi dengan tulang (Cestari et al., 2021).

Salah satu alternatif perbaikan tulang adalah dengan rekayasa jaringan. Pada rekayasa jaringan terdapat tiga hal yang menjadi komponen utama antara lain, sel, faktor-faktor pertumbuhan, dan *scaffold* (Shrivats & McDermott, 2014). *Scaffold* adalah struktur tiga dimensi yang memiliki fungsi sebagai kerangka untuk pertumbuhan dari sel tulang sehingga *scaffold* harus memiliki sifat biomimetic dengan jaringan tulang. Oleh karena itu, kemiripan sifat kimia dan fisika yang dimiliki oleh *hydroxyapatite* dengan mineral penyusun

tulang dan gigi dengan elemen utama kalsium dan fosfor menjadikan HAp banyak dimanfaatkan sebagai *scaffold* untuk rekayasa jaringan tulang. Gambar 2.1 menunjukkan struktur kimia *hydroxyapatite* (HAp).



Gambar 2.1 Struktur Kimia *Hydroxyapatite* (Shrivats McDermott, 2014)

Meskipun memiliki kelebihan dalam penggunaannya sebagai material rekayasa jaringan, HAp memiliki sifat biomekanik yang lemah, yaitu kuat tarik yang rendah dan bersifat *brittle* (Tripathi G & Basu B, 2012). Sehingga *hydroxyapatite* banyak dikombinasikan dengan bahan biopolymer untuk membentuk *scaffold*.

2.2 Pengertian 3D Printer

Pencetakan 3 dimensi (3D) atau *3D Printing* adalah teknik pembuatan objek dari desain digital melalui penambahan material lapis demi lapis. Mesin pencetak 3D dapat mencetak objek secara 3 dimensi sehingga dapat dilihat, dipegang, dan memiliki volume. Pencetakan objek 3D dibuat dengan proses aditif yang dalam prosesnya objek dibuat dengan meletakkan lapisan dari bahan yang berurut hingga seluruh objek terbuat (Kalaskar, 2017).

3D printer mengacu pada proses *Additive Manufacturing (AM)*, yang biasa digunakan untuk membuat objek tiga dimensi dengan proses pembentukan lapisan material di bawah kendali computer untuk membuat objek. Benda biasa dicetak dengan bentuk yang hampir sama dengan digunakan data model digital dari model 3D atau sumber data elektronik lainnya seperti *Additive Manufacturing File (AMF)* (Mpofu et al., 2014). Salah satu jenis file yang paling umum untuk dibaca oleh *3D Printer* adalah *STereoLithography (STL)*. Pencetakan 3D atau AM tidak dikeluarkan dari persediaan dalam

proses pemesinan konvensional namun dibantu dengan menambahkan lapisan demi lapisan secara berturut-turut.

Teknologi 3D *printing* memiliki keunggulan yaitu dapat melakukan pembuatan bahan secara satu per satu (*by part*) dan spesifik sesuai dengan kebutuhan, struktur yang kompleks, dan fleksibilitas desain yang tinggi (Zafar et al., 2019). Kemampuan ini dapat dimanfaatkan untuk membuat perangkat spesifik dengan kebutuhan pasien, orientasi kontrol dan porositas, dan menggabungkan bahan yang beragam baik sintesis maupun biologis. Oleh karena itu kemajuan teknologi 3D *printing* saat itu dimanfaatkan di bidang medis untuk perawatan, peralatan medis, dan juga bahan implan. Bahan cetak yang diperlukan untuk biomaterial implant harus memenuhi karakteristik spesifik berdasarkan kondisi fisiologis dan interaksi dengan tubuh. Selain pertimbangan dari bahan cetak, metode pencetakan yang digunakan dan aplikasi akhir yang diproyeksikan dari perangkat juga perlu memenuhi persyaratan (Paul et al., 2018).

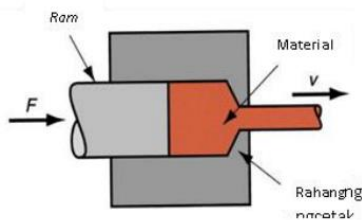
Kemampuan pencetakan dari bahan biomaterial juga ditentukan oleh teknik pencetakan yang digunakan meskipun terdapat beberapa kemungkinan untuk dilakukan pencetakan materi yang sama dengan digunakannya beberapa teknik yang sama. Terdapat beberapa kategori atau tipe teknik pencetakan 3D yang banyak digunakan antara lain, metode berbasis ekstrusi, metode berbasis fusi partikel, metode penginderaan (*photopolymerization*) ringan dan pencetakan inkjet (Jasveer & Jianbin, 2018). Keempat metode ini memiliki kesamaan yaitu digunakannya sedikit variasi mekanis atau kimia, sedangkan perbedaannya adalah pada sifat material yang dibutuhkan untuk desain dan pencetakan (Napadensky, 2019).

Pencetakan 3D berbasis ekstrusi memiliki beberapa kelebihan antara lain kemudahan dalam penggunaan, pencetakan yang presisi dari geometri kompleks melalui *computer aided design (CAD)*, dan metode pemadatan (Placone & Engler, 2018). Namun tetap dibutuhkan material dengan karakter *printability* yang spesifik (Ting et al., 2017). Dalam pencetakan *scaffold* dibutuhkan pertimbangan dari perubahan temperature, modifikasi pH atau konsentrasi ion, dan juga kombinasi lainnya (Trachtenberg et al., 2016). Sehingga metode ekstrusi ini dapat meminimalisir kondisi yang berdampak negative dan juga mengoptimalkan sifat mekanik, meniru arsitektur permukaan, dan mempertakankan fitur fisik lainnya.

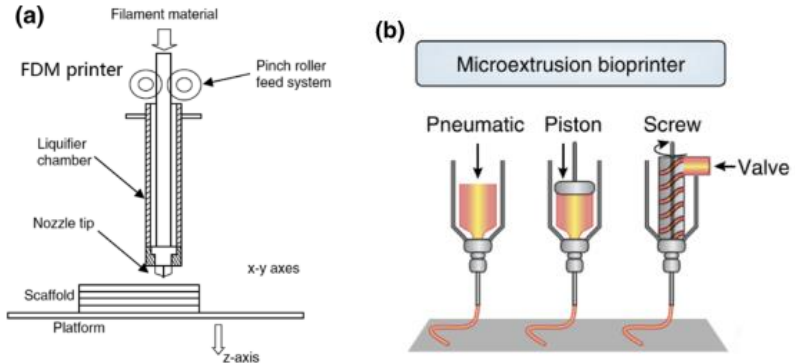
2.2.1 Extrusion-Based 3D Printing

Salah satu keuntungan utama untuk pencetakan berbasis ekstrusi, adalah kemampuan untuk membuat desain dengan densitas sel tinggi ($>1 \times 10^6$ sel/mL atau bahkan spheroid) (Ahn et al., 2017). Selain itu, pencetakan berbasis ekstrusi kompatibel dengan bio material dari berbagai rentang viskositas, dan bekerja sangat baik dengan *bioink* atau biomaterial dengan viskositas yang relatif tinggi (~ 104 Pa s untuk BioBot dan 3D-Bioplotter) (Diamantides et al., 2017). Oleh karena itu pada penelitian ini digunakan pencetakan 3D berbasis ekstrusi.

Proses ekstrusi sendiri berarti proses pembentukan produk dengan cara material awal dimasukkan ke dalam dies kemudian ditekan melewati sebuah lubang cetakan dengan gaya tekan mekanik ataupun hidrolik (Setiawan et al., 2017). Material ditekan dengan gaya sebesar F melalui *dies* dan terbentuk produk dengan bentuk yang diinginkan. yang ditunjukkan pada gambar 2.2. Pencetakan 3D berbasis ekstrusi dilakukan dengan cara tinta dipaksa melalui nosel sebagai cairan kental atau meleleh untuk membentuk garis individu yang memadat ke alas pembangun. Ketika bahan diekstrusi, nosel akan mengikuti jalur yang ditentukan oleh model computer yang sudah dibuat desainnya untuk membangun objek 3D lapisan demi lapisan sesuai pada gambar 2.3.



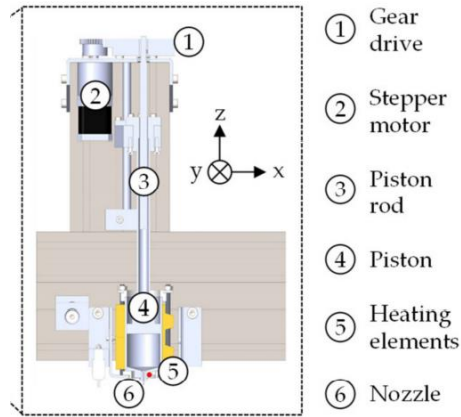
Gambar 2.2 Proses Ekstrusi (Setiawan et al., 2017)



Gambar 2. 3 (a) Proses Pencetakan Metode Ekstrusi (b) Macam-Macam Metode ekstrusi *bioprinter* (Wang et al., 2018)

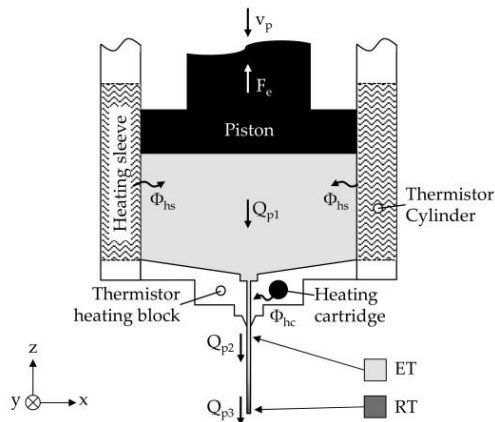
2.2.2 *Piston Model Extrusion*

Pada pengguna cetakan injeksi logam, ekstrusi material berbasis piston memungkinkan penghematan biaya ketika digunakan sebagai proses pembentukan beberapa bagian yang memiliki ukuran *batch* kecil (Waalkes et al., 2022). Oleh karena itu pada penelitian ini tipe ekstrusi yang dipilih adalah tipe piston. Pada penelitian yang pernah dilakukan (Singh et al., 2021), untuk memastikan kontrol yang tepat per langkah, piston digerakkan oleh motor stepper, yang dikurangi (130:1) oleh dua roda gigi, seperti yang dapat dilihat pada desain CAD pada gambar 2.4. Bahan baku *MIM (Metal Injection Molding)* granular diisi antara piston dan nozzle (kapasitas: 105.3 cm³) dan dilebur seluruhnya oleh elemen pemanas. Selanjutnya, bahan cair dipadatkan dan diekstrusi melalui nosel dengan gerakan piston ke bawah pada kecepatan yang ditentukan. Bahan baku yang diekstrusi disimpan pada platform cetak sesuai dengan penampang bagian yang akan dihasilkan. Sistem kinematik menggerakkan platform cetak dalam arah x-, y-, dan z sehingga percepatan massa ekstruder yang tinggi dapat dihindari. Setelah menyimpan lapisan, platform cetak diturunkan setinggi satu lapisan dan lapisan baru disimpan sampai bagian hijau benar-benar terbentuk.



Gambar 2.4 *Cross Section Piston Extruder* (Waalkes et al., 2022)

Selama ekstrusi piston, bahan baku MIM granular antara piston dan nozzle dilakukan pemanasan hingga suhu ekstrusi (T) dan dilebur dengan bantuan aliran panas dari dua lengan pemanas (Φ_{hs}) dan kartrid pemanas (Φ_{hc}), kedua aliran panas dikendalikan melalui termistor. Dengan menggerakkan piston ke bawah akan mendorong bahan baku cair keluar dari nosel, gaya ekstrusi yang bekerja pada batang piston dapat diukur, seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.5. Gaya ekstrusi ini berkorelasi dengan kecepatan pencetakan dan suhu ekstrusi yang diatur dalam *software slicing*.



Gambar 2.5 *Model Ekstrusi Berbasis Piston* (Waalkes et al., 2022)

Untuk langkah proses ekstrusi yang terkontrol yang analog dengan FFF (*Fused Filament Fabrication*), jumlah langkah untuk satu milimeter umpan piston ditentukan dalam firmware (Marlin, versi 1.1.9.1) (Waalkes et al., 2020). Berdasarkan hal tersebut, perangkat lunak *slicing* menghitung aliran volume yang dibutuhkan (Q_s) pada suhu kamar (RT) sesuai dengan Persamaan (1):

$$Q_s = v \cdot A \quad (1)$$

Dengan v adalah kecepatan *printing* (mm/s) dan A adalah perkiraan luas penampang jalur ekstrusi (mm²).

Berbeda dengan FFF dan dengan asumsi kekekalan massa dalam PEX (*Piston Based Material Extrusion*) aliran volume input Q_{p1} sama dengan Q_{p2} yang keluar melalui nosel karena keduanya dipindahkan pada suhu ekstrusi (ET) (Gonzalez-Gutierrez et al., 2018). Prasyarat penting untuk memenuhi Persamaan (2) adalah gaya ekstrusi yang memastikan pemadatan yang tepat dari bahan baku cair untuk kecepatan dan suhu yang ditentukan. Untuk mengontrol proses ekstrusi piston dengan perangkat lunak *slicer* FFF standar (Galati & Minetola, 2019), Q_{p1} dan Q_s disamakan dengan definisi seperti yang dijelaskan dalam Persamaan (4) menggunakan Persamaan (3). Hal ini didasarkan pada analogi bahwa baik untuk PEX dan FFF bahan cair diekstrusi oleh piston karena filamen padat di atas zona leleh juga bertindak sebagai piston yang memaksa bahan yang sudah cair melalui nozzle (Waalkes et al., 2022).

$$Q_{p1} = Q_{p2} = q_m / \rho ET \quad (2)$$

$$Q_{p1} = v_p \cdot A_p \quad (3)$$

$$Q_{p1} = Q_s \rightarrow v_p = v \cdot A / A_p \quad (4)$$

$$Q_{p1} = q_m / \rho ET > q_m / \rho RT = Q_{p3} \quad (5)$$

dengan

q_m : *flow rate*/ laju aliran [g/s]

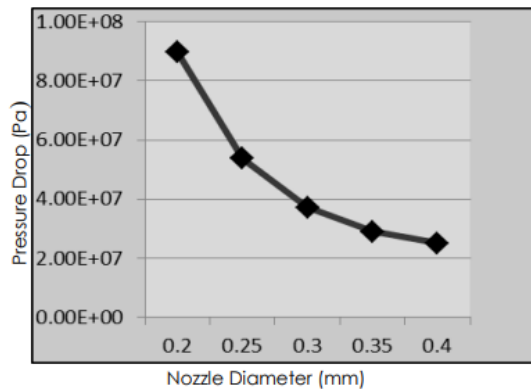
ρ : Densitas *feedstock* pada RT and ET [g/mm³]

v_p : Kecepatan piston [mm/s]

A_p : Luas penampang dari piston [mm²]

2.2.3 Nozzle pada 3D Printer

Bahan baku pencetakan 3D *Printer* akan keluar dari *extruder* melalui *nozzle*. Sehingga pemilihan *nozzle* juga perlu dipertimbangkan untuk menghasilkan *scaffold* yang maksimal. Untuk menentukan *nozzle* yang digunakan adalah dengan mempertimbangan *pressure drop* yang terjadi ketika bahan melewati *nozzle*. Semakin rendah *pressure drop* yang terjadi maka produk yang dihasilkan akan semakin konsisten (Sukindar et al., 2016). Saat diameter outlet *nozzle* menjadi lebih sempit, *pressure drop* menjadi lebih tinggi. Memilih diameter *nozzle* yang optimal sangat penting untuk menjaga konsistensi dalam proses ekstrusi.



Gambar 2.6 Hubungan antara *Pressure Drop* dan Diameter *Nozzle* (Sukindar et al., 2016)

Gambar 2.6 di atas menunjukkan bahwa semakin besar diameter *nozzle* maka akan semakin kecil *pressure drop* yang dihasilkan. Namun hal ini tetap perlu mempertimbangkan dari bahan pencetakan yang digunakan dalam proses ekstrusi. Sehingga pada penelitian akan digunakan *nozzle* berukuran 0.3 mm dan 0.4 mm yang kemudian akan diamati perbandingan hasil pencetakannya.

2.2.4 Lead Screw Driven 3D Printer

3D *Printer* yang digunakan pada penelitian menggunakan *lead screw* sebagai pengontrol gerak linear. Penggunaan *lead screw* memberikan keuntungan yaitu peningkatan tingkat akurasi,

pengulangan dan kinerja yang lebih tinggi saat digunakan dalam 3D printer. Dalam aplikasi pencetakan 3D, *lead screw* biasanya digerakkan oleh *motor stepper* dan dipandu oleh rel pada sumbu X dan Y. Mur Acme yang direkayasa secara presisi terhubung ke mekanisme *carriage*. Semua sumbu bergerak pada *lead screw* yang digerakkan motor stepper dengan mur anti-*backlash*, dan bergerak di sepanjang *bearing guides*. Dibandingkan dengan *belt-drive* yang menghasilkan gerakan linier dengan pengulangan $\pm 0,1$ mm/m dan tinggi lapisan 100 mikron dalam aplikasi pencetakan 3D, *lead screw* memberikan gerakan linier dengan pengulangan $\pm 0,02$ mm/m dan tinggi lapisan 50 mikron. Sehingga lebih presisi dan akurat untuk melakukan pengontrolan kinerja 3D printer (HELIX LINEAR TECHNOLOGIES, 2013).



Gambar 2.7 Lead Screw pada 3D Printer
(HELIX LINEAR TECHNOLOGIES, 2013)

Untuk menentukan langkah yang ditempuh pada *lead screw* digunakan persamaan (6) berikut ini.

$$stepsPermm = \frac{stepsPerturn \times Microstepping}{Lead} \quad (6)$$

Dengan *lead* yang berarti jarak mur bergerak per putaran penuh dari sekrup. Misalnya, sekrup dengan *lead* 2 mm akan menggerakkan mur sebesar 2 mm untuk setiap putaran penuh (circuitist.com, 2022).

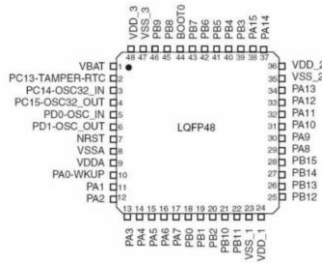
2.3 Mikrokontroler STM32F103

Mikrokontroler merupakan komponen semikonduktor yang di dalamnya terdapat sistem mikroprosesor seperti ALU, ROM, RAM,

dan port I/O. Terdapat dua tipe mikrokontroler yaitu tipe CISC (*Complex Instruction Set Computing*) yang merupakan tipe dengan banyak instruksi namun dengan fasilitas internal secukupnya, dan tipe RISC (*Reduced Instruction Set Computing*) yaitu tipe dengan banyak fasilitas internal namun jumlah instruksinya lebih sedikit (Setyawan et al., 2016). Mikrokontroler menjadikan sebuah sistem dapat diprogram ulang (*programmable*) sehingga pengembangannya menjadi lebih mudah dan *hardware* nya tidak perlu dilakukan desain ulang secara keseluruhan (Setya Nugraha & Paryanto, 2019). Mikrokontroler dapat diaplikasikan pada sistem yang sederhana hingga pada sistem yang kompleks.

Salah satu jenis mikrokontroler adalah mikrokontroler STM32 ARM Cortex-M yang merupakan mikrokontroler produksi STMicroelectronics dengan arsitektur prosesor 32-bit (ARM, 2018). Keluarga STM32 adalah mikrokontroler dengan arsitektur ARM Cortex-M yang memiliki fungsi dan kegunaan untuk membuat bermacam-macam *embedded system* dengan konsumsi daya yang rendah hingga sistem *real-time* yang rumit salah satunya adalah *auto pilot* helicopter (Geoffrey Brown, 2016). Sehingga dapat disimpulkan bahwa STM32 adalah sebuah mikrokontroler yang memiliki arsitektur prosesor 32-bit yang dikembangkan oleh *Advanced RISC Machine (ARM)* dengan seri Cortex-M sehingga dapat digunakan untuk membangun sebuah *embedded system* dan mempunyai kinerja yang tinggi, kode yang simple, dan konsumsi daya yang rendah serta berukuran kecil (STMicroelectronics, 2018).

Pada penelitian digunakan mikrokontroler dengan seri STM32F103. STM32F103 merupakan seri dari mikrokontroler STM32 ARM Cortex-M3 yang masuk ke dalam tipe *mainstream*. STM32F103 memiliki kinerja prosesor 32-bit dan *clock* frekuensi 72 MHz. Mikrokontroler ini hanya tersedia dalam bentuk LQFP (*Low Profile Quad Flat Package*) atau dalam bentuk SMD seperti ditunjukkan dalam gambar 2.7.



Gambar 2.8 Pin Diagram STM32F103 (Xu et al., 2020)

Mikrokontroler ini berdensitas menengah dan memiliki 64 pin. STM32F103 terdiri dari tiga port yaitu PA, PB, dan PC yang merupakan port MCU dan masing-masing portnya memiliki 16 pin sebagai I/O. Pin V SS, V DD, dan V BAT digunakan untuk bias mikrokontroler dengan digunakan catu daya eksternal. Selain itu STM32F103 juga memiliki memori *Flash* hingga 128 kbytes dan *static random access memory* (SRAM) hingga 20 kbytes. Periferal kedua memori tersebut bekerja sama dengan menghubungkan ke dua bus APB (*Advanced Peripheral Bus*).

Mikrokontroler ini juga mencakup banyak peripheral, dua ADC 12 bit, satu buah *Advanced Control Timer*, tiga timer 16 bit *General Purpose*, dan juga PWM (*Pulsed Width Modulation*) pengatur waktu. Sebagai antarmuka komunikasi sistem juga dilengkapi dengan SPI (*Serial Periferak Interface*), tiga USART (*Universal Synchronous/Asynchronous Receive Transmitter*), USB, dan CAN (*Controller Area Network*) (STMicroelectronics, 2015). Datasheet STM32F103 ditunjukkan pada lampiran 1. STM32F103 ini tertanam pada *motherboard* *Creality* sebagai board untuk mengembangkan *software* 3D printer yang digunakan dalam penelitian.

2.4 Motor Stepper

Motor stepper bekerja berdasarkan pulsa-pulsa yang diberikan, pada lilitan kawat setiap fase-nya dalam urutan yang tepat. Selain itu, pulsa-pulsa itu harus menyediakan arus yang cukup besar pada setiap lilitan fase tersebut. Karena itu untuk pengoperasian motor stepper, pertama-tama harus mendesain suatu sequencer logic, untuk menentukan urutan dari lilitan fase motor, dan kemudian

menggunakan suatu penggerak (driver) untuk menyediakan arus yang dibutuhkan oleh setiap lilitan fase-nya.

Pada spesifikasi motor stepper umumnya tertulis:

N_p = pulsa / rotasi pps = pulsa per second (kecepatan pulsa)

Ω = rotasi / menit atau rpm (kecepatan putar)

Persamaan kecepatan putar motor stepper (rpm) dapat dituliskan menggunakan kecepatan pulsa (pps) sebagai berikut:

$$\begin{aligned}\omega &= 60 \frac{pps}{N_p} [\text{rotasi/menit}] \\ &= \frac{60}{N_p} pps\end{aligned}\quad (6)$$

Karena 1 rotasi = 360 deg, maka tingkat ketelitian motor stepper dapat dituliskan rumus sebagai berikut:

$$\begin{aligned}\delta &= \frac{1}{N_f} [\text{rotasi/pulsa}] 360^\circ \\ \delta &= \frac{360^\circ}{N_f} [^\circ/\text{pulsa}]\end{aligned}\quad (7)$$

Sedangkan untuk menghitung torsi motor digunakan persamaan:

$$T = F \cdot D$$

T : torsi motor (dalam lb ft/Nm)

F : gaya (pon/Newton)

D : jarak (ft/meter)

Dengan konversi:

1 lb ft = 0,1383 kgm = 1,305 Nm

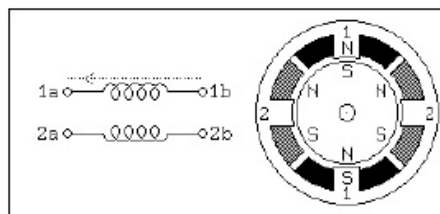
1 kgm = 7,233 lb ft = 9,807 Nm

Motor stepper dapat dibagi menjadi beberapa jenis yaitu unipolar dan bipolar, sesuai dengan metode perancangan rangkaian pengendaliannya. Rangkaian pengendali motor unipolar memerlukan satu switch berupa transistor tiap lilitannya. Untuk motor bipolar, memerlukan sinyal pulsa yang berubah-ubah dari positif ke negatif atau sebaliknya. Pengendali motor stepper bipolar memerlukan rangkaian pengendali yang lebih kompleks. Keunggulan motor stepper bipolar dibandingkan dengan motor stepper unipolar yaitu torsi yang lebih besar untuk ukuran motor yang sama.

Motor stepper gerakannya bertahap (*step-by-step*) dan memiliki akurasi yang tinggi tergantung pada spesifikasinya. Setiap motor stepper mampu berputar untuk setiap step-nya dalam satuan sudut

(0.75° , 0.9° atau 1.8°), makin kecil sudut per step-nya, maka gerakan motor stepper tersebut makin presisi (Teuku Firsya, 2014).

Prinsip kerja motor stepper adalah mengubah pulsa-pulsa input menjadi gerakan mekanis diskrit. Oleh karena itu untuk menggerakkan motor stepper diperlukan pengendali motor stepper yang membangkitkan pulsa-pulsa periodik. Struktur motor stepper sederhana dan pulsa yang dibutuhkan untuk menggerakkannya, dengan memberikan ilustrasi dari pulsa keluaran pengendali motor stepper dan penempatan pulsa tersebut pada motor stepper untuk menghasilkan arah putaran yang bersesuaian dengan pulsa kendali.



Gambar 2.9 Prinsip Kerja Motor Stepper (Pieter Kalatiku & Yuri Yudhaswana Joeffie, n.d.)

Motor stepper mempunyai beberapa lilitan, dimana lilitan-lilitan tersebut harus dicatu pulsa tegangan dengan suatu urutan tertentu agar dapat berotasi. Membalik urutan pemberian tegangan akan menyebabkan putaran motor stepper berbalik arah. Jika sinyal kontrol tidak terkirim sesuai dengan perintah, maka motor stepper tidak berputar secara tepat, mungkin hanya bergetar dan tidak bergerak. Untuk mengontrol motor stepper perlu digunakan suatu rangkaian driver, yang berfungsi mencatu arus dan tegangan sesuai dengan kebutuhan. Karakteristik dari motor stepper adalah sebagai berikut.

2.4.1 Tegangan

Tiap motor stepper mempunyai tegangan rata-rata yang tertulis pada tiap unitnya atau tercantum pada datasheet masing-masing motor stepper. Tegangan rata-rata ini harus diperhatikan dengan seksama karena bila melebihi dari tegangan rata-rata ini, akan menimbulkan panas yang menyebabkan kinerja putarannya tidak maksimal atau bahkan motor stepper akan rusak dengan sendirinya

2.4.2 Resistansi

Resistansi per lilitan adalah karakteristik yang lain dari motor stepper. Resistansi ini akan menentukan arus yang mengalir, selain itu juga akan mempengaruhi torsi dan kecepatan maksimum dan motor stepper.

2.4.3 Derajat per Step

Besarnya derajat putaran per step adalah parameter terpenting dalam pemilihan motor stepper, karena akan menentukan ukuran langkah gerakan yang paling kecil (resolusi). Tiap-tiap motor stepper mempunyai spesifikasi masing-masing, antara lain 0.72° per step, 1.8° per step, 3.6° per step, 7.5° per step, 15° per step, dan bahkan ada yang 90° per step. Dalam pengoperasiannya kita dapat menggunakan 2 prinsip yaitu full step atau halfstep. Dengan fullstep berarti motor stepper berputar sesuai dengan spesifikasi derajat per stepnya, sedangkan half step berarti motor stepper berputar setengah derajat per step dari spesifikasi motor stepper tersebut.

Pada umumnya motor stepper hanya mempunyai kumparan pada statornya sedangkan pada bagian rotornya merupakan magnet permanent. Motor stepper dapat diatur posisinya searah jarum jam atau sebaliknya. Kecepatan motor stepper ditentukan oleh kecepatan pemberian data pada komutatornya. Semakin cepat data yang diberikan ke motor stepper maka akan semakin cepat berputarnya. Pada kebanyakan motor stepper kecepatannya dapat diatur dalam daerah frekuensi dan akan menghasilkan putaran yang cukup cepat.

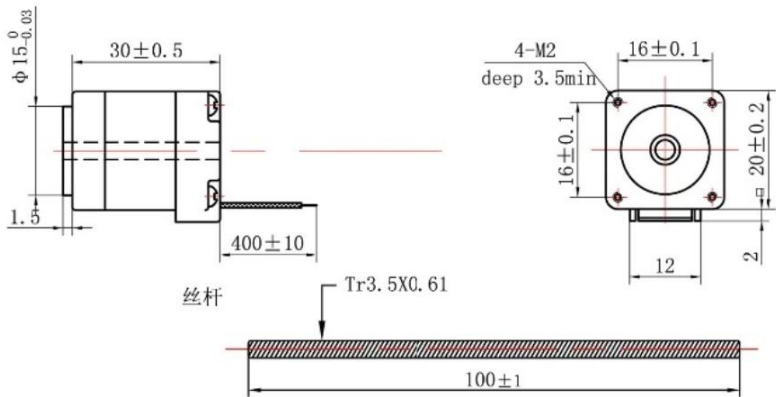
Motor *stepper* yang digunakan pada penelitian adalah OUKEDA motor 0K20STH30-0604B-GT100. Berikut ini adalah spesifikasi dari *motor stepper* yang digunakan (Tabel

Tabel 2.1 Spesifikasi OUKEDA motor 0K20STH30-0604B-GT100(OUKEDA, 2018)

| | |
|---|-----------------------|
| Motor Voltage (VM) | 5.5-36V |
| Step Angle | 1.8° |
| Positional Accuracy | ±5% |
| Resistance Accuracy | ±10% |
| Inductance Accuracy | ±20% |
| Temperature rise | 80°C MAX |
| Ambient Temperature | -10 to 40°C |
| Insulation resistance | 100MΩMin. 500VDC |
| Dielectric strength | DC 500V |
| Shaft axial play | 0.075mm Max of 10N |
| Shaft radial play | 0.025mm Max of 5N |
| Insulation class | ClassB, 130°C |
| Holding torque(Kg cm) | 0.2 |
| Ralted current/Phase (A) | 0.6 |
| Phase Resistance ±10% (Ω) | 6.5 |
| Voltage (V) | 3.9 |
| Phases Inductance (1KHz) ±20% (mH) | 1.7 |
| Piston motion | Screw Dia(mm) 3.5 |
| | Lead(mm) 0.6096 |



Gambar 2.10 OUKEDA motor 0K20STH30-0604B-GT100(OUKEDA, 2018)



Gambar 2.11 Dimensi OUKEDA motor 0K20STH30-0604B-GT100(OUKEDA, 2018)

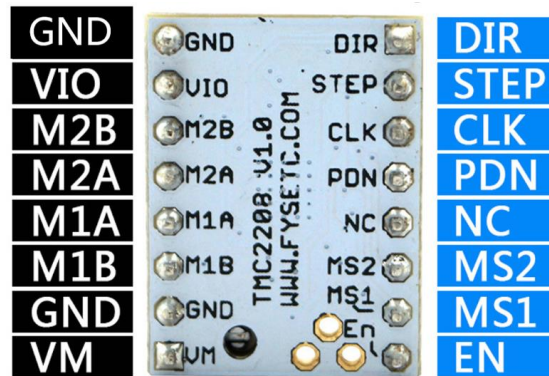
2.5 Driver Motor TMC2208

TMC2208 adalah chip penggerak motor stepper dua fase yang sangat sunyi, memiliki arus penggerak kontinu 1.4A, arus puncak 2A, rentang tegangan 4.75V-36V, 256 subdivisi. Unit interpolasi microPlyer yang fleksibel menyediakan hingga 256 subdivisi, memungkinkan kontrol sinusoidal yang sempurna bahkan dalam sistem dengan frekuensi pulsa terbatas, TMC2208 juga dirancang dengan teknologi ultra-quiet stealthChop2 yang banyak digunakan dalam pencetakan 3D. TMC2208 kompatibel dengan elektronik printer 3D yang ada sehingga menghilangkan biaya desain ulang yang mahal dan juga dilengkapi dengan antarmuka langkah/dir standar sehingga mudah digunakan (FYSETC Co, 2014). TMC2208 dapat menggantikan TMC2100, sehingga menghasilkan panas yang lebih rendah, terutama untuk pasar pencetakan 3D. Lebih lanjut, spesifikasi TMC2208 adalah sebagai berikut (Gambar 2.9).

Tabel 3.1 Spesifikasi TMC2208 (FYSETC Co, 2014)

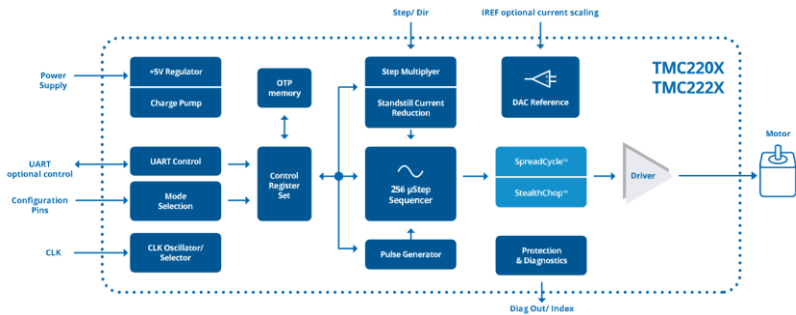
| Model | TMC2208 |
|---------------|------------------|
| Interface | Step/Dir |
| Configuration | CFG Pins or UART |

| | |
|--------------------------------|---------------------|
| Native Microsteps | up to 1/256 |
| microPlyer Microsteps | 1/256 |
| Logic Voltage(VIO) | 3-5V |
| Motor Voltage (VM) | 5.5-36V |
| Motor Phase Current max | 1.2A RMS, 2.0A Peak |
| Internal V-Regulator | Enabled |
| RDSon | ≤ 0.3 Ohm |
| stealthChop (quiet) | Yes |
| spreadCycle | Yes |
| coolStep | No |
| stallGuard | No |
| dcStep | No |



Gambar 2.12 Deskripsi Pin TMC2208 (FYSETC Co, 2014)

TMC2208 menghasilkan arus motor kontinu hingga 1,4A dan arus puncak hingga 2A. Oleh karena itu, tegangan referensi modul driver tidak boleh melebihi 1V. Apabila melebihi 1V maka akan mempengaruhi masa pakai modul driver (FYSETC Co, 2014; Trinamic, 2022).



Gambar 2.13 Blok Diagram TMC2208 (Trinamic, 2022)

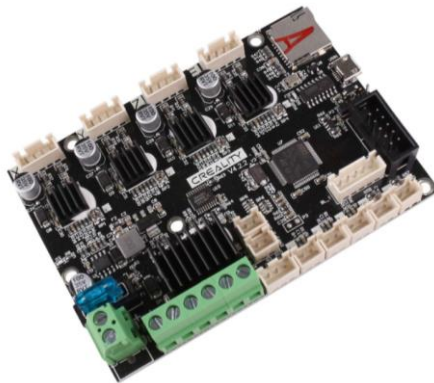
2.6 Creality V4.2.2

Motherboard *Creality V4.2.2* (Gambar 2.12) adalah 32bit *controller* yang menawarkan berbagai fitur yang berfokus pada pengalaman pengguna serta pengurangan biaya, sehingga penggunaan Creality memungkinkan untuk menambahkan lebih banyak fitur dan peningkatan ke model entry-level, tanpa menaikkan harga (DIYElectronics, 2021). Selain sangat kompatibel dengan semua Printer 3D yang menggunakan papan Creality V1.1.x asli dari Ender Series, board ini menyatukan beberapa fitur terbaik dari versi sebelumnya, dan juga meningkatkan beberapa fiturnya. Spesifikasi dari *Motherboard Creality* adalah sebagai berikut.

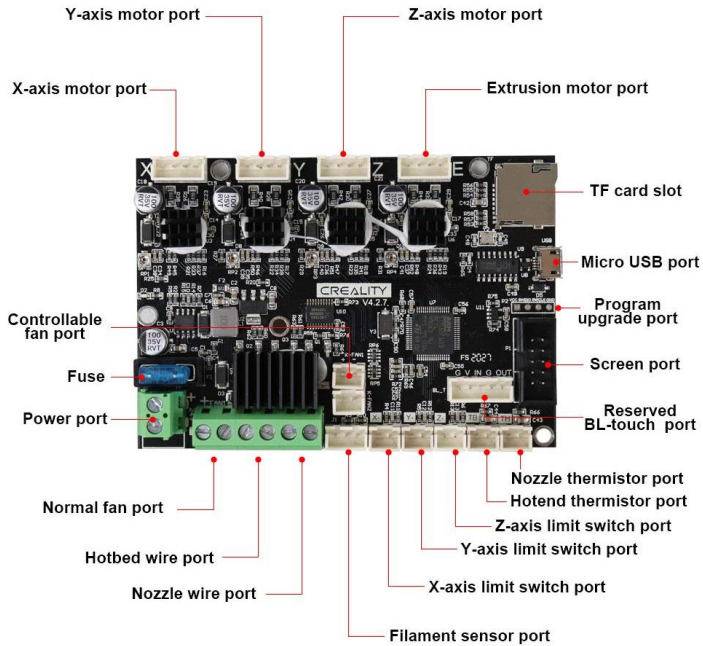
Tabel 2. 2 Spesifikasi *Motherboar Creality V4.2.2*
(DIYElectronics, 2021)

| | |
|-------------------------------------|--|
| Main Control Chip | 72MHz ARM Cortex-M3 STM32F103 |
| Input Voltage | 24V DC |
| Stepper Driver Compatibility | Integrated TMC2208 Stepper Drivers |
| Integrated Extra Functions | Print Resume Functionality |
| | Automatic Bed Levelling |
| | <u>BLTouch Capable</u> |

| | |
|-----------------------------------|--|
| Motor Interfaces | X Y Z E |
| Heating Element Interfaces | Heatbed Terminals |
| | Hotend Terminals |
| Thermistor Interfaces | TH TB |
| Display Interface(s) | EXP: Creality Ender 3 V2 Modular HD Display |
| End Stop Ports | X- Y- Z- |
| Additional Interfaces | Micro USB Port: Computer to Board Interface |
| | TF Card Slot: Printing from Micro SD Card |



Gambar 2.14 *Motherboard Creality V4.2.2*
(DIYElectronics, 2021)



Gambar 2.15 Pinout Creality V4.2.2 (Creality3D, n.d.)

Motherboard Creality V4.2.2 digunakan dalam penelitian untuk pengontrolan gerakan motor, kecepatan motor, suhu maksimal ekstruder untuk melelehkan biokomposit HAp untuk mencetak objek, suhu pendinginan untuk *cool bed*, dan konfigurasi home atau keadaan awal sebelum mencetak objek *scaffold* biokomposit HAp.

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat

Penelitian akan dilakukan di Laboratorium Plasma dan Material Maju Departemen Fisika Universitas Brawijaya dan dimulai pada bulan September 2022 sampai dengan November 2022

3.2 Peralatan dan Bahan

Penelitian yang dilakukan membutuhkan beberapa alat dan bahan yang terbagi menjadi dua yaitu perangkat keras dan perangkat lunak. Alat dan bahan yang digunakan adalah sebagai berikut

3.2.1 Perangkat Keras

Terdapat beberapa alat dan komponen yang digunakan sebagai penunjang penelitian, antara lain

1. Mesin mini-CNC yang dimodifikasi menjadi pencetak 3D biokomposit HAp
2. Motor stepper
3. Board Creality V4.2.2 dengan mikrokontroler STM32F103
4. *Driver motor*
5. Extruder
6. Kabel USB
7. *Tool set* berupa obeng yang digunakan untuk memasang dan mengencangkan baut
8. Komputer/laptop pribadi

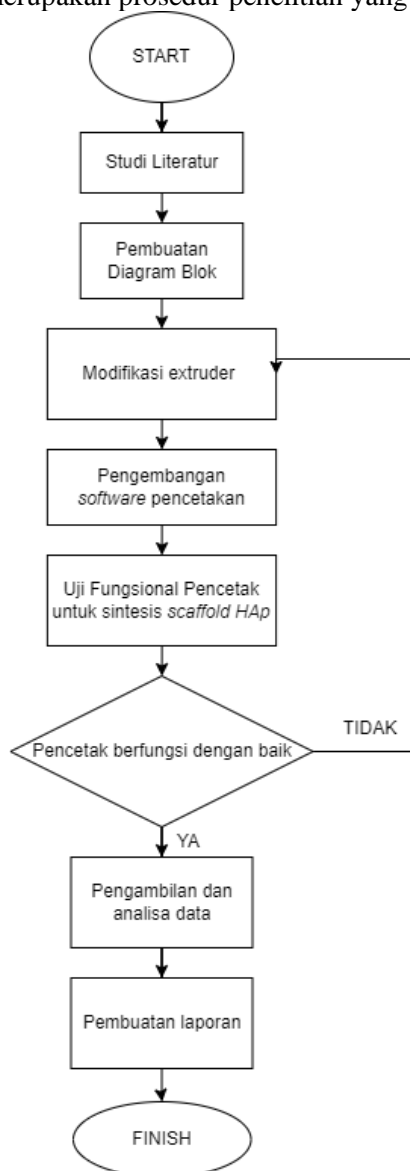
3.2.2 Perangkat Lunak

Setelah diketahui alat dan bahan perangkat keras yang digunakan maka perlu diketahui juga perangkat lunak yang digunakan

1. Windows 11
2. *Firmware Marlin*
3. *Visual Studio*
4. Autodesk Inventor

3.3 Prosedur Penelitian

Berikut merupakan prosedur penelitian yang akan dilakukan



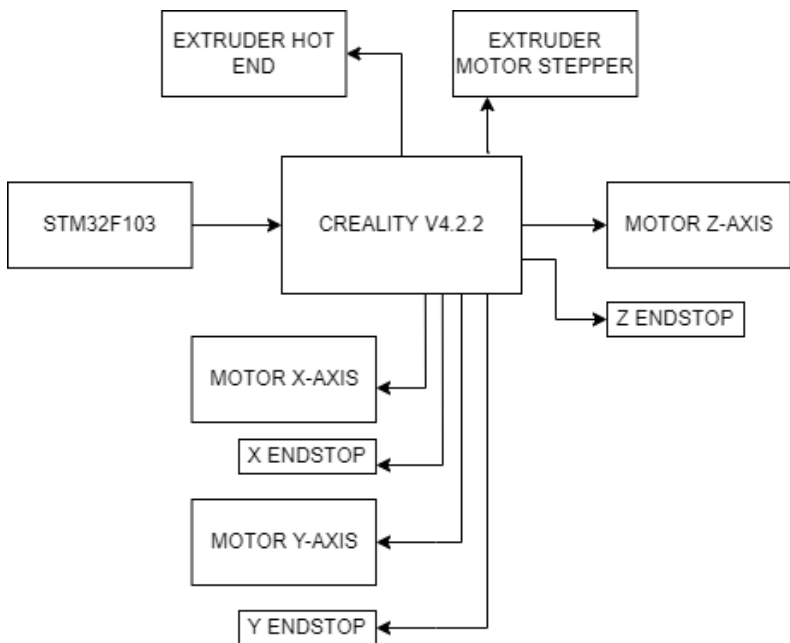
Gambar 3.1 Prosedur Penelitian

3.3.1 Studi Literatur

Untuk didapatkan berbagai referensi terkait dengan penelitian yang dilakukan, maka perlu dilakukan studi literatur. Referensi yang diperlukan terkait penelitian adalah terkait biomaterial komposit *Hydroxyapatite (HAp)*, *3D Printing*, Mikrokontroler STM32F103, motor stepper, driver motor TMC2208, dan *motherboard Creality V4.4*.

3.3.2 Pembuatan Blok diagram

Sebelum memasuki tahap pengembangan alat, blok diagram perlu dibuat untuk mempermudah dalam memahami cara kerja dan perbaikan alat. 3D printer yang digunakan berbasis ekstrusi dengan cara bahan tinta dipaksa melalui nosel sebagai cairan kental atau meleleh untuk membentuk garis individu yang memadat ke alas lapis demi lapis.



Gambar 3.2 Blok Diagram Kerja

Pada gambar 3.2 terdapat beberapa komponen 3D *printer* yang memiliki fungsi masing-masing dan saling berhubungan sesuai dengan penjelasan pada table 3.1.

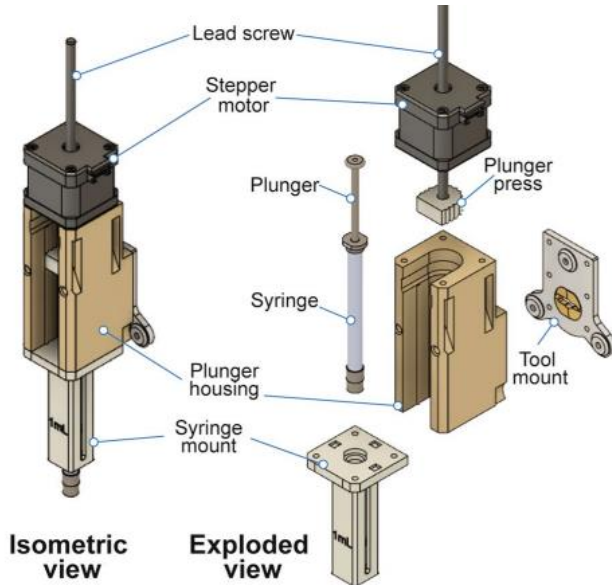
Tabel 3. 2 Fungsi Komponen Blok Diagram

| No | Komponen | Penjelasan |
|----|-----------------------|---|
| 1 | STM32F103 | Sebagai mikrokontroler 3D printer |
| 2 | Creality V4.2.2 | Sebagai <i>motherboard</i> yang akan mengoneksikan semua motor yang digunakan |
| 3 | Motor <i>Extruder</i> | Untuk menggerakkan <i>extruder</i> |
| 4 | <i>Extruder</i> | Sebagai actuator untuk mengatur keluaran filamen berupa biokomposit HAp |
| 5 | Motor XYZ | Sebagai penggerak untuk mencetak objek dalam arah x, y, dan z |
| 6 | XYZ endstop | Untuk membatasi pergerakan motor XYZ agar tidak bergerak di luar jangkauannya |

3.3.3 Modifikasi *Extruder*

Mesin yang digunakan adalah mesin CNC-mini yang dimodifikasi menjadi pencetak 3D biokomposit HAp. Mesin 3D *printing* menggunakan 4 motor penggerak yang dimanfaatkan sebagai penggerak, yaitu motor x, y, z dan 1 buah motor ekstruder. *Motor Stepper* akan dikontrol menggunakan *Creality board* yang telah terintegrasi dengan motor driver TMC2208. Modifikasi *print head* atau ekstruder akan dirancang dan dibuat khusus untuk biomaterial komposit HAp menggunakan *software Autodesk Inventor*. Tipe ekstruder yang digunakan adalah ekstruder tipe piston yang menggunakan *syringe* atau suntikan berukuran 10 ml sebagai pendorong bahan cetak. Kecepatan motor ekstruder dan tekanan dari *plunger press* akan diatur sehingga pencetak 3D dapat menghasilkan bentuk dan ukuran hasil cetakan yang sesuai dengan desain digital

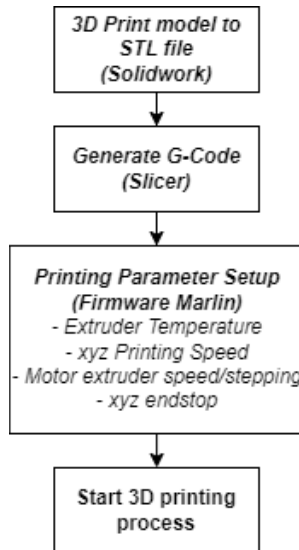
yang diinginkan. Ilustrasi dari desain ekstruder yang digunakan adalah sebagai berikut.



Gambar 3.3 Ilustrasi Desain Ekstruder

3.3.4 Pengembangan Prosedur dan *Software* Pencetakan

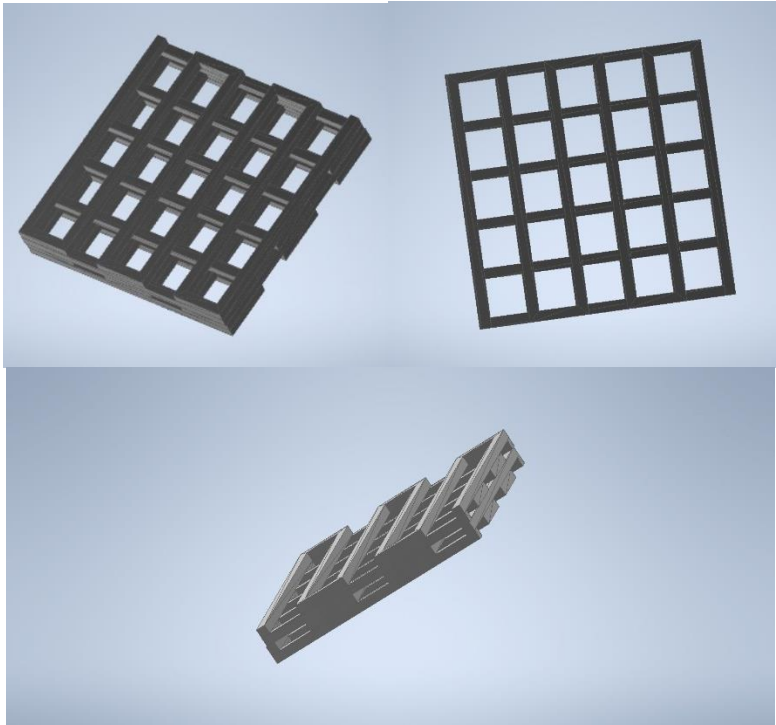
Pembuatan sintesis biokomposit HAp akan diawali dengan desain *scaffold* yang penyimpanannya desainnya digunakan alamat '.stl', hal ini bertujuan agar dapat dibentuk *G-Code* dan dapat digunakan untuk memprogram 3D printer dalam pembuatan *scaffold*. Pemrograman menggunakan *firmware* Marlin yang berbasis bahasa C. Program tersebut dimasukkan ke dalam mikrokontroler STM32 pada board Creality sehingga dapat melakukan perintah yang dituliskan dalam program. Pada saat program dijalankan, maka semua perintah yang ada di program tersebut akan dilakukan. Perintah yang akan diatur antara lain adalah gerakan motor, kecepatan motor, temperature minimum dan maksimum ekstruder untuk mencetak objek, dan *endstop* dari tiap motor x,y,z. Parameter yang diatur tersebut merupakan hasil perhitungan sesuai dengan model matematis yang telah tercantum pada tinjauan Pustaka. Selain itu konfigurasi home atau keadaan awal sebelum mencetak objek *scaffold* juga akan diatur.



Gambar 3.4 Diagram Proses Pencetakan

3.3.5 Uji Fungsional Sistem Pencetak 3D

Kegiatan selanjutnya adalah pengujian fungsional sistem pencetak 3D dalam sintesis *scaffold* HAp. Hubungan parameter pencetakan dan komposisi hydrogel/HAp akan dicermati sehingga diperoleh hasil pencetakan *scaffold* HAp secara optimal. Hasil dari pencetakan akan dibandingkan dengan desain digital yang telah dibuat dengan parameter perbandingan adalah bentuk dan ukuran dari hasil cetak. Uji fungsional ini bertujuan untuk mengidentifikasi dan mempelajari parameter pencetakan sehingga diperoleh proses yang terkendali dan terulangi (*repeatable*). Pengujian dilakukan beberapa kali dengan sehingga didapatkan tingkat keakuratan dan tingkat presisi dari sistem yang dibangun. Desain digital dari *scaffold* yang dibangun adalah sebagai berikut (Gambar 3.5).



Gambar 3.5 Desain Digital *Scaffold* yang Akan Dibuat

3.3.6 Analisa Hasil

Data hasil penelitian didapatkan berdasarkan hasil keluaran dari sistem yang dibangun. Hasil sebenarnya dari pelaksanaan penelitian dan pengujian akan dituliskan dalam laporan. Penyusunan laporan akhir akan dilakukan berdasarkan penelitian yang dilakukan dan data sebenarnya dari hasil pengujian.

BAB IV JADWAL PENELITIAN

Tabel 4. 1 Tabel Jadwal Penelitian

| No | Uraian | Bulan | | | | | | | | | | | |
|----|--|-------|---|---|---|----|---|---|---|----|---|---|---|
| | | 9 | | | | 10 | | | | 11 | | | |
| | | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 | 3 | 4 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 1 | Studi Literatur | | | | | | | | | | | | |
| 2 | Modifikasi extruder | | | | | | | | | | | | |
| 3 | Pengembangan prosedur & <i>software</i> pencetakan | | | | | | | | | | | | |
| 4 | Uji Fungsional Pencetak | | | | | | | | | | | | |
| 5 | Pengambilan & analisa data | | | | | | | | | | | | |
| 6 | Pembuatan laporan | | | | | | | | | | | | |

DAFTAR PUSTAKA

- Ahn, G., Min, K.-H., Kim, C., Lee, J.-S., Kang, D., Won, J.-Y., Cho, D.-W., Kim, J.-Y., Jin, S., Yun, W.-S., & Shim, J.-H. (2017). Precise stacking of decellularized extracellular matrix based 3D cell-laden constructs by a 3D cell printing system equipped with heating modules. *Scientific Reports*, 7(1), 8624. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-09201-5>
- Almy, R. D., & Tontowi, A. E. (2018). THE EFFECT OF 3D PRINTING MACHINE PARAMETERS IN EXTRUSION PROCESS OF BIOCOMPOSITE MATERIALS (PMMA AND HA) ON DIMENSIONAL ACCURACY. *SINERGI*, 22(2), 83. <https://doi.org/10.22441/sinergi.2018.2.003>
- Ardhiyanto, H. B. (2012). PERAN HIDROKSIAPATIT SEBAGAI MATERIAL BONE GRAFT DALAM MENSTIMULASI KEPADATAN KOLAGEN TIPE L PADA PROSES PENYEMBUHAN TULANG. *Stomatognatic (J.K.G Unej)*, 9(1), 1618.
- ARM. (2018). *arm*. <https://www.arm.com/products/processors> .
- Bandyopadhyay, A., Bose, S., & Das, S. (2015). 3D printing of biomaterials. *MRS Bulletin*, 40(2), 108–115. <https://doi.org/10.1557/mrs.2015.3>
- Bowo, H. (2012). STIMULASI OSTEOLAS OLEH HIDROKSIAPATIT SEBAGAI MATERIAL BONE GRAFT PADA PROSES PENYEMBUHAN TULANG. *Stomatognatic (J. K. G Unej)*, 9(3), 162–164.
- Cestari, F., Agostinacchio, F., Galotta, A., Chemello, G., Motta, A., & Sglavo, V. M. (2021). Nano-hydroxyapatite derived from biogenic and bioinspired calcium carbonates: Synthesis and in vitro bioactivity. *Nanomaterials*, 11(2), 1–14. <https://doi.org/10.3390/nano11020264>
- circuitist.com. (2022). *Steps per mm calculator - lead screw & GT2 timing belt*. <https://circuitist.com/how-to-calculate-steps-per-mm-lead-screw-and-gt2-timing-belt/>.
- Creality3D. (n.d.). *Official Creality V4.2.7 Silent Board For Ender-3(Pro)/Ender-3V2/Ender 5*.
- Diamantides, N., Wang, L., Pruiksma, T., Siemiatkoski, J., & Dugopolski, C. (2017). Correlating rheological properties and

- printability of collagen bioinks: the effects of riboflavin photocrosslinking and pH. *Biofabrication*, 9.
- DIYElectronics. (2021). *CREALITY V4.2.2 MOTHERBOARD*. <https://www.diyelectronics.co.za/store/controller-boards/2981-creality-v422-motherboard.html>.
- FYSETC Co, L. (2014). *Spesification of TMC2208*. <https://wiki.fysetc.com/tmc2208/>.
- Galati, M., & Minetola, P. (2019). Analysis of Density, Roughness, and Accuracy of the Atomic Diffusion Additive Manufacturing (ADAM) Process for Metal Parts. *Materials*, 12(24), 4122. <https://doi.org/10.3390/ma12244122>
- Geoffrey Brown. (2016). *Discovering the STM32 Microcontroller*. indiana.edu.
- Gonzalez-Gutierrez, J., Cano, S., Schuschnigg, S., Kukla, C., Sapkota, J., & Holzer, C. (2018). Additive Manufacturing of Metallic and Ceramic Components by the Material Extrusion of Highly-Filled Polymers: A Review and Future Perspectives. *Materials*, 11(5), 840. <https://doi.org/10.3390/ma11050840>
- Hartatiek et al. (2020). Morphology, porosity, and biodegradation of PVA/CS/PEG/HaP nanofiber composites as scaffold in bone tissue engineering. *AIP Conference Proceedings*, 2231(doi: 10.1063/5.0002678).
- HELIX LINEAR TECHNOLOGIES. (2013). *How are lead screws used in a 3d printer?*
- Hutama, A. S., & Nugroho, A. (2020). Optimasi Pembuatan Scaffold dengan Struktur Pori-Pori Beraturan Menggunakan Metode Response Surface Method. *JMPM (Jurnal Material Dan Proses Manufaktur)*, 4(1). <https://doi.org/10.18196/jmpm.4147>
- Jasveer, S., & Jianbin, X. (2018). Comparison of Different Types of 3D Printing Technologies. *International Journal of Scientific and Research Publications (IJSRP)*, 8(4). <https://doi.org/10.29322/ijsrp.8.4.2018.p7602>
- Kalaskar, D. (2017). *3D Printing in Medicine*. Elsevier Science.
- Mallick, K. K., & Cox, S. C. (2013). 341 Biomaterial scaffolds for tissue engineering. In *Frontiers in Bioscience* (Vol. 5).
- Mohamed, O. A., Masood, S. H., & Bhowmik, J. L. (2015). Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. *Advances in*

- Manufacturing*, 3(1), 42–53. <https://doi.org/10.1007/s40436-014-0097-7>
- Mpofu, T. P., Mawere, C., & Mukosera, M. (2014). The Impact and Application of 3D Printing Technology Article in. In *International Journal of Science and Research*. <https://www.researchgate.net/publication/291975129>
- Napadensky, E. (2019). Inkjet 3D printing. In *The Chemistry of Inkjet Inks* (pp. 255–268). World Scientific Publishing Co. https://doi.org/10.1142/9789812818225_0013
- OUKEDA. (2018). *OK20STH30-0604B-GT100 DC3.9V Nema8 1.8 derajat 20 MM melalui poros miniatur linear sekrup melangkah motor Piston gerak perangkat*.
- PARIN, F. N., YILDIRIM, K., & TERZİOĞLU, P. (2020). Biochar loaded chitosan/gelatin/poly(ethylene glycol) biocomposite beads: Morphological, thermal and swelling properties. *Journal of Innovative Science and Engineering (JISE)*, 4(2), 56–68. <https://doi.org/10.38088/jise.743635>
- Paul, G. M., Rezaienia, A., Wen, P., Condoor, S., Parkar, N., King, W., Korakianitis, T., Gordon, S., & Paul, M. (2018). *SCIENCE OF MEDICINE / FEATURE REVIEW Medical Applications for 3D Printing: recent developments*.
- Pieter Kalatiku, P., & Yuri Yudhaswana Joeffie, dan. (n.d.). *PEMROGRAMAN MOTOR STEPPER DENGAN MENGGUNAKAN BAHASA PEMROGRAMAN C*.
- Pioletti, D. P. (2013). Integration of mechanotransduction concepts in bone tissue engineering. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(10), 1050–1055. <https://doi.org/10.1080/10255842.2013.780602>
- Placone, J. K., & Engler, A. J. (2018). Recent Advances in Extrusion-Based 3D Printing for Biomedical Applications. *Advanced Healthcare Materials*, 7(8). <https://doi.org/10.1002/adhm.201701161>
- Plowright, R., Belton, D. J., Kaplan, D. L., & Perry, C. C. (2017). Quantifying the efficiency of Hydroxyapatite Mineralising Peptides. *Scientific Reports*, 7(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-017-07247-z>

- Ren, F., Lu, X., & Leng, Y. (2013). Ab initio simulation on the crystal structure and elastic properties of carbonated apatite. *J Mech Behav Biomed Mater*, 59–67.
- Setiawan, A., Studi DIII Aeronautika, P., & Yogyakarta, S. (2017). PENGARUH PARAMETER PROSES EKTRUSI 3D PRINTER TERHADAP SIFAT MEKANIS CETAK KOMPONEN BERBAHAN FILAMENT PLA (Poly Lactide Acid). In *Jurnal Teknik STTKD* (Vol. 4, Issue 2).
- Setya Nugraha, A., & Paryanto. (2019). Developing a Lathe-Machining Module for the Grade XI Students of Machining Engineering Study Program At SMK N 2 Klaten. *Journal of Physics: Conference Series*, 1273(1), 012017. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1273/1/012017>
- Setyawan, L. B., Dewantoro, G., & D. B., M. A. I. (2016). Palang Pintu Kereta Api Otomatis Berbasis Data Global Positioning System (GPS). *Techné : Jurnal Ilmiah Elektroteknika*, 15(02), 101–110. <https://doi.org/10.31358/techne.v15i02.145>
- Shrivats, A., & McDermott, M. (2014). Bone tissue engineering. *State of the Union. Drug Discov Today*, 19(6), 81–86.
- Singh, G., Missiaen, J.-M., Bouvard, D., & Chaix, J.-M. (2021). Additive manufacturing of 17–4 PH steel using metal injection molding feedstock: Analysis of 3D extrusion printing, debinding and sintering. *Additive Manufacturing*, 47, 102287. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.102287>
- STMicroelectronics. (2015). *Datasheet STM32F103x8*.
- STMicroelectronics. (2018). *ST life.augmented*. https://www.st.com/content/st_com/en.html.
- Sukindar, N. A., Ariffin, M. K. A., Baharudin, B. T. H. T., Jaafar, C. N. A., & Ismail, M. I. S. (2016). ANALYZING THE EFFECT OF NOZZLE DIAMETER IN FUSED DEPOSITION MODELING FOR EXTRUDING POLYLACTIC ACID USING OPEN SOURCE 3D PRINTING. *Jurnal Teknologi*, 78(10). <https://doi.org/10.11113/jt.v78.6265>
- Ting, G., Timothy, R., Casey, G., Antonios, G., & Jordan, E. (2017). 3D printing PLGA: a quantitative examination of the effects of polymer composition and printing parameters on print resolution. *Biofabrication*, 9(024101).

- Tin-Oo, M. M., Gopalakrishnan, V., Samsudin, A. R., Al-Salihi, K.A., & Shamsuria, O. (2017). Antibacterial Property of Locally Produced Hydroxyapatite. *Archives of Orofacial Sciences*, 41–44.
- Trachtenberg, J., Placone, J., Smith, B., & Piard, C. (2016). Extrusion-Based 3D Printing of Poly(propylene fumarate) in a Full-Factorial Design. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 2, 1771–1780. <https://doi.org/DOI:10.1021/acsbiomaterials.6b00026>
- Trinamic. (2022). *TMC2208-LA Products*. <https://www.trinamic.com/products/integrated-circuits/details/tmc2208-la/>.
- Tripathi G, & Basu B. (2012). A porous hydroxyapatite scaffold for bone tissue engineering. *Physico-Mechanical and Biological Evaluations*, 38(1), 1–9.
- Waalkes, L., Längerich, J., Holbe, F., & Emmelmann, C. (2020). Feasibility study on piston-based feedstock fabrication with Ti-6Al-4V metal injection molding feedstock. *Additive Manufacturing*, 35, 101207. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2020.101207>
- Waalkes, L., Längerich, J., Imgrund, P., & Emmelmann, C. (2022). Piston-Based Material Extrusion of Ti-6Al-4V Feedstock for Complementary Use in Metal Injection Molding. *Materials*, 15(1). <https://doi.org/10.3390/ma15010351>
- Wahyudi, T. C., Sukmana, I., & Savetlana, S. (2019). Potensi Pengembangan Material Implan Tulang Hidroksiapatit Berbasis Bahan Alam Lokal. In *Jalan Profesor Soemantri Brojonegoro* (Vol. 34111, Issue 1). Jalan Ki Hajar Dewantara.
- Wang, Q., Sun, J., Yao, Q., Ji, C., Liu, J., & Zhu, Q. (2018). 3D printing with cellulose materials. In *Cellulose* (Vol. 25, Issue 8, pp. 4275–4301). Springer Netherlands. <https://doi.org/10.1007/s10570-018-1888-y>
- Xu, S., Cao, S., Gao, K., & Cao, W. (2020). System and Design of a AGV for Flexible Production Line. *Journal of Physics: Conference Series*, 1601(6), 062036. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1601/6/062036>

Zafar, M. J., Zhu, D., & Zhang, Z. (2019). 3D printing of bioceramics for bone tissue engineering. In *Materials* (Vol. 12, Issue 20). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/ma12203361>