

# **SKRIPSI**

## **ANALISIS PERMEABILITAS DAN PERILAKU MEKANIS PADA PERANCAH TULANG PLA BERPORI**

**Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Mendapatkan Gelar Sarjana  
Teknik Mesin Pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya**



**M. AFIF PRAWIRA  
03051181520001**

**JURUSAN TEKNIK MESIN  
FAKULTAS TEKNIK  
UNIVERSITAS SRIWIJAYA  
2020**

# **SKRIPSI**

## **ANALISIS PERMEABILITAS DAN PERILAKU MEKANIS PADA PERANCAH TULANG PLA BERPORI**

**Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Mendapatkan Gelar Sarjana  
Teknik Mesin Pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya**



**OLEH:  
M. AFIF PRAWIRA  
03051181520001**

**JURUSAN TEKNIK MESIN  
FAKULTAS TEKNIK  
UNIVERSITAS SRIWIJAYA  
2020**

# HALAMAN PENGESAHAN

## ANALISIS PERMEABILITAS DAN PERILAKU MEKANIS PADA PERANCAH TULANG PLA BERPORI

### SKRIPSI

Diajukan sebagai Salah Satu Syarat untuk Mendapatkan Gelar Sarjana  
Teknik Mesin pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya

Oleh:

**M. AFIF PRAWIRA**  
**03051181520001**

Mengetahui,  
Ketua Jurusan Teknik Mesin



Indralaya, Juli 2020  
Dosen Pembimbing,

Prof. Ir. Hasan Basri, Ph.D  
NIP. 19580201198403 1002

**JURUSAN TEKNIK MESIN  
FAKULTAS TEKNIK  
UNIVERSITAS SRIWIJAYA**

**Agenda No. :  
Diterima Tanggal :  
Paraf :**

**SKRIPSI**


**NAMA : M. AFIF PRAWIRA  
NIM : 03051181520001  
JUDUL : ANALISIS PERMEABILITAS DAN PERILAKU  
MEKANIS PADA PERANCAH TULANG PLA  
BERPORI  
DIBERIKAN : 27 Februari 2020  
SELESAI : 02 Juni 2020**

Mengetahui,  
Ketua Jurusan Teknik Mesin



Irsyadi Yana, ST, M.Eng, Ph.D  
NIP. 07411225199702 1 001

Indralaya, Juli 2020  
Dosen Pembimbing,



Prof. Ir. Hasan Basri, Ph.D  
NIP. 19580201198403 1002


# HALAMAN PERSETUJUAN

Karya tulis ilmiah berupa Skripsi ini dengan judul “Analisis permeabilitas dan perilaku mekanis pada perancah tulang *PLA* berpori” telah dipertahankan di hadapan Tim Penguji Karya Tulis Ilmiah Fakultas Teknik Program Studi Teknik Mesin Universitas Sriwijaya pada tanggal 2 Juni 2020 dan dinyatakan sah untuk melakukan penelitian lebih lanjut.

Tim Penguji Karya tulis ilmiah berupa Skripsi

**Ketua :**

1. Ir. Dyos Santoso, M. T  
NIP. 196012231991021001

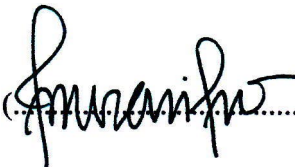
  
(.....)

**Anggota :**

2. Irsyadi Yani, S. T, M. Eng., Ph. D  
NIP. 197909272003121004

  
(.....)

3. Amir Arifin, S. T, M. Eng., Ph. D  
NIP. 197909272003121004


  
(.....)

Mengetahui,  
Ketua Jurusan Teknik Mesin



Irsyadi Yani, ST, M.Eng, Ph.D  
NIP. 19711225199702 1 001

Indralaya, Juli 2020  
Dosen Pembimbing,

  
Prof. Ir. Hasan Basri, Ph.D  
NIP. 19580201198403 1002

# HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : M. Afif Prawira  
NIM : 03051181520001  
Judul : Analisi Permeabilitas dan Perilaku Mekanis pada Perancah Tulang PLA Berpori

Menyatakan bahwa Skripsi saya merupakan hasil karya sendiri didampingi tim pembimbing dan bukan hasil penjiplakan/plagiat. Apabila ditemukan unsur penjiplakan/plagiat dalam Skripsi ini, maka saya bersedia menerima sanksi akademik dari Universitas Sriwijaya sesuai aturan yang berlaku.

Demikian, pernyataan ini saya buat dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari siapapun.



Indralaya, Juli 2020



M. Afif Prawira

## HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI

Yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : M. Afif Prawira

NIM : 03051181520001

Judul : Analisi Permeabilitas dan Perilaku Mekanis pada Perancah  
Tulang PLA Berpori

Memberikan izin kepada Pembimbing dan Universitas Sriwijaya untuk mempublikasikan hasil penelitian saya untuk kepentingan akademik apabila dalam waktu 1 (satu) tahun tidak mempublikasikan karya penelitian saya. Dalam kasus ini saya setuju untuk menempatkan Pembimbing sebagai penulis korespondensi (Corresponding author)

Demikian, pernyataan ini saya buat dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari siapapun.

Indralaya, Juli 2020



M. Afif Prawira

# KATA PENGANTAR

Pertama, penulis mengucapkan syukur dan berterimakasih kepada Tuhan Yang Maha Esa yang telah melimpahkan segala rahmat, karunia, dan anugerah-Nya sehingga skripsi ini dapat diselesaikan. Dalam kesempatan ini penulis menyampaikan banyak terima kasih kepada semua pihak yang telah banyak membantu hingga akhirnya penulis dapat menyelesaikan skripsi ini, adapun pihak tersebut:

1. Keluarga Penulis, kedua Orangtua yang selalu memberikan dukungan moral dan materi serta doanya yang tulus membimbing, mengarahkan, mendidik, dan memotivasi penulis dari awal hingga selesainya skripsi ini.
2. Bapak Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri selaku Dosen Pembimbing yang dengan ikhlas dan tulus telah membimbing, mengarahkan, mendidik, memotivasi serta banyak memberikan sarana kepada penulis dari awal hingga selesainya skripsi ini.
3. Bapak Agung Mataram, S.T., M.T., Ph.D. selaku Dosen Pembimbing Akademik yang telah memberikan arahan kegiatan perkuliahan.
4. Bapak Irsyadi Yani, S.T., M.Eng., Ph.D. selaku Ketua Jurusan dan Bapak Amir Arifin S.T., M.Eng., Ph.D. selaku Sekretaris Jurusan di Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya.
5. Seluruh Dosen Pengajar di Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya yang telah membagikan ilmu Teknik Mesin.
6. Staf Administrasi Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya yang telah banyak membantu dalam proses administrasi.
7. Kakak-kakak tingkat terutama kak Akbar, kak Dhoni, kak Miki dan kak Riska.
8. Teman-teman seperjuangan angkatan 2015 terutama yang sedang menggarap Skripsi
9. Teman-teman di Jhonatan, Awkedira, Genggong, Cokerz, Merdeka kost, Adas, Hehe dan Kemz.



10. Adik-adik tingkatku yang sedang berjuang untuk mendapatkan gelar Sarjana Teknik.
11. Rekan-rekan di SriwijayaEco, Format, KMBP, Aditec dan Biomergi.
12. Restu dan Warga RT 01 timbangan terminal 32 yang telah bertahun-tahun bersosialisai dengan anak kosan merdeka dan terimakasih para karyawan pojok kopi.

Dalam penulisan skripsi ini, penulis sadar masih terdapat kekurangan, oleh karena itu kritik dan saran serta masukan yang bersifat membangun sangat penulis harapkan untuk membantu dalam perbaikan. Penulis juga mengharapkan skripsi dengan judul “Analisis permeabilitas dan perilaku mekanis pada perancah tulang PLA berpori” dapat memberikan manfaat untuk kemajuan ilmu pengetahuan dan teknologi di negara Indonesia serta menjadi referensi bagi yang akan mengkaji dimasa yang akan datang.

Indralaya, Juni 2020

M. Afif Prawira

# RINGKASAN

ANALISIS PERMEABILITAS DAN PERILAKU MEKANIS PADA PERANCAH TULANG *PLA* BERPORI

Karya Tulis Ilmiah Berupa Skripsi, Juni 2020

M. Afif Prawira ; Dibimbing oleh Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri

XXVI + 53 halaman, 12 tabel, 27 gambar,

## RINGKASAN

Tujuan utama dari teknik jaringan harus menyediakan sebuah arsitektur yang menjamin pasokan nutrisi yang memadai sebelum pembentukan suplai darah. Selain itu melibatkan beberapa faktor yang berhubungan dengan arsitektur perancah; porositas, ukuran pori, permeabilitas dan saluran tortuositas. Pemodelan perancah tulang terdapat 7 desain perancah tulang dimana 4 desain dijadikan dengan varian berbeda porositas dan 4 desain dijadikan sebagai varian skala unit cell yang berbeda, pemodelan desain dilakukan menggunakan perangkat lunak *Solid works*. Pembuatan implan dengan bentuk yang sangat rumit serta ukuran yang kecil maka dibutuhkannya fabrikasi menggunakan percetakan 3D (3 dimensi). *Poly lactic acid (PLA)* banyak digunakan dibidang biologis karena kompatibilitas yang sangat baik, bioabsorbabilitas, dan bisa terdegradasi dalam tubuh manusia. Sekarang asam polylactic (*PLA*) adalah salah satu material yang dapat dicetak menggunakan percetakan 3D. Simulasi pengujian tekan untuk mencari nilai modulus elastisitas efektif perancah tulang dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak *Msc Marc*. Panjang penekanan 10% dari tinggi perancah tulang, penekanan dilakukan pada bagian atas perancah. Sebelum melakukan simulasi, dilakukan meshing terlebih dahulu menggunakan perangkat lunak *Harpoon*. Kemudian spesimen diinput kondisi batas terlebih dahulu diantaranya sifat mekanis *PLA*. perangkat lunak *Msc Marc* yang terintegrasi dengan bahasa pemrograman Fortran menghasilkan *raw data*. *Rawdata* hasil

simulasi meliputi gaya reaksi dan *displacement* akan diolah sehingga didapatkan nilai perilaku mekanis. Untuk menemukan nilai permeabilitas, dibutuhkan perubahan tekanan fluida masuk dan keluar, mencari perubahan tekanan penelitian dilakukan dengan cara simulasi di perangkat lunak *COMSOL Multiphysics*. Sebelumnya file untuk diimport ke perangkat lunak *COMSOL Multiphysics* berbentuk *IGS*. Langkah pertama mengimport part-part yaitu perancah tulang, fluida berukuran perancah tulang, fluida untuk inlet dan outlet. Untuk mendapatkan masing masing tortuositas dari ketujuh jenis perancah berpori, sebelumnya masing masing dari perancah dipotong menjadi 2D menggunakan perangkat *ChiTuBox*. Yang kemudian akan dihitung tortuositasnya menggunakan perangkat lunak *MATLAB* dengan aplikasi *Tau factor*, untuk penghitungan yang akurat maka dilakukan dengan memasukan ukuran *voxel* yang sesuai agar skala ukuran panjang, lebar dan tingginya tetap sama dengan dimensi yang asli. Dari hasil simulasi didapat dinyatakan bahwa Modulus elastisitas bisa berbeda nilainya walaupun perancah tulang berpori memiliki porositas yang sama, tortuositas yang sama serta ukuran dan berat yang sama. Tidak semua perancah tulang berpori dengan porositas yang sama dan tortuositas yang sama memiliki permeabilitas yang sama. Permeabilitas bisa berbeda-beda walaupun porositas, tortuositas, bentuk pori serta ukuran dan masanya sama. Semakin kecil skala unit cell perancah tulang maka luas permukaannya akan semakin bertambah.

Kata Kunci : Perancah tulang, desain perancah tulang, tortuositas, permeabilitas, *PLA*.

# SUMMARY

## ANALYSIS OF PERMEABILITY AND MECHANICAL PROPERTIES OF POROUS PLA BONE SCAFFOLD

Scientific writing in the form of Thesis, Juni , 2020

M. Afif Prawira; Supervised of Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri

XXVI + 62 pages, 6 tables, 27 images,

### SUMMARY

The main objective of tissue engineering must provide an architecture that ensures an adequate supply of nutrients before the formation of blood supply. In addition it involves several factors related to scaffolding architecture; porosity, pore size, permeability and tortuosity channels. Modeling of bone scaffolding there are 7 designs of bone scaffolding where 4 designs are made with different variants of porosity and 4 designs are used as variants of different unit cell scales, design modeling is done using Solid works software. Making implants with very complicated shapes and small sizes requires fabrication using 3D (3-dimensional) printing. Poly lactic acid (PLA) is widely used in the biological field because of its excellent compatibility, bioabsorbability, and can be degraded in the human body. Now polylactic acid (PLA) is one of the materials that can be printed using 3D printing. Simulations of compressive testing to find the modulus of effective elasticity of bone scaffolding were carried out using Marc Msc software. The length of the emphasis is 10% of the height of the scaffold, the emphasis being placed on the top of the scaffold. Before doing the simulation, first do the meshing using Harpoon software. Then the specimen is inputted with the boundary conditions first including the mechanical properties of the PLA. MSc Marc software integrated with the Fortran programming language produces raw data. *Rawdata* simulation results including reaction forces and displacement

will be processed so that the mechanical properties value is obtained. To find the permeability value, it takes a change in fluid pressure in and out, looking for changes in pressure research is done by simulation in COMSOL Multiphysics software. Previously, the file was imported into a COMSOL Multiphysics software in the form of an IGS. The first step is to import the parts that are bone scaffolding, scaffolding-sized fluid, fluid for inlet and outlet. To get each tortuosity from the seven types of porous scaffolding, previously each of the scaffolding was cut into 2D using the ChiTuBox device. The tortuosity will then be calculated using the MATLAB software with the Tau factor application, for an accurate calculation it is done by entering the appropriate voxel size so that the length, width and height are the same as the original dimensions. From the simulation results it is stated that the modulus of elasticity can differ in value even though the porous bone scaffolding has the same porosity, the same tortuosity and the same size and weight. Not all porous bone scaffolds with the same porosity and the same tortuosity have the same permeability. Permeability can vary even though porosity, tortuosity, pore shape and size and time are the same. The smaller the scale of the scaffolding bone cell unit, the surface area will increase. From the simulation results it is stated that the modulus of elasticity can differ in value even though the porous bone scaffolding has the same porosity, the same tortuosity and the same size and weight. Not all porous bone scaffolds with the same porosity and the same tortuosity have the same permeability. Permeability can vary even though porosity, tortuosity, pore shape and size and time are the same. The smaller the scale of the scaffolding bone cell unit, the surface area will increase. From the simulation results it is stated that the modulus of elasticity can differ in value even though the porous bone scaffolding has the same porosity, the same tortuosity and the same size and weight. Not all porous bone scaffolds with the same porosity and the same tortuosity have the same permeability. Permeability can vary even though porosity, tortuosity, pore shape and size and time are the same. The smaller the scale of the scaffolding bone cell unit, the surface area will increase. Permeability can vary even though porosity, tortuosity, pore shape and size

# ANALISIS PERMEABILITAS DAN PERILAKU MEKANIS PADA PERANCAH TULANG PLA BERPORI

**M.Afif Prawira, Hasan Basri\***

Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik, Universitas Sriwijaya  
Jl. Raya Palembang – Prabumulih Km 32, Ogan Ilir, Sumatera Selatan, Indonesia  
\*e-mail: hasan\_basri@unsri.ac.id

## Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk menganalisa hubungan antara perilaku mekanis dan permeabilitas pada perancah tulang variasi skala unit cell dan porositas menggunakan desain perancah tulang yang berbentuk pori yang berliku, interkoneksi pori, simetris dan permukaan yang cekung. Metode penelitian dilakukan dengan simulasi yang menggunakan berbagai macam perangkat lunak dan perancah tulang yang disimulasikan diasumsikan berbahan PLA. Alhasil dilihat dari beberapa faktor yang berhubungan dengan arsitektur perancah semua saling berhubungan akan tetapi bisa saling merugikan satu sama lain. Dengan penelitian ini dapat dilihat betapa pentingnya desain arsitektur sebuah perancah tulang yang dapat mempengaruhi integritas sebagai implan perancah tulang.

**Kata kunci:** *perancah tulang, desain perancah tulang, permeabilitas, PLA.*

Mengetahui,  
Ketua Jurusan Teknik Mesin



Indralaya, Juli 2020  
Dosen Pembimbing,

Prof. Ir. Hasan Basri, Ph.D  
NIP. 19580201198403 1002

# DAFTAR ISI

DAFTAR ISI.....	xix
DAFTAR GAMBAR.....	xxiii
DAFTAR TABEL.....	xxv
<b>BAB 1 PENDAHULUAN</b>	
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Rumusan Masalah .....	4
1.3. Batasan Masalah .....	5
1.4. Tujuan Penelitian .....	5
1.5. Manfaat Penelitian .....	6
<b>BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA</b>	
2.1. Tulang .....	7
2.1.1. Tulang Kortikal.....	8
2.1.2. Tulang Kanelus.....	9
2.2. Rekayasa Jaringan Perancah Tulang.....	12
2.3. <i>PLA</i> sebagai Material Perancah Tulang.....	14
2.4. Persyaratan Dalam Perancangan Perancah tulang .....	14
2.4.1 Sifat Mekanis Perancah Tulang .....	16
2.4.2. Permeabilitas.....	16
2.4.3. Osteokonduktivitas dan Osteoinduktivitas .....	18
2.4.4. Mikroarsitektur .....	19
2.5. Porositas Perancah Tulang .....	21
2.6. Teori Dasar Sifat Material .....	21
2.7. Aplikasi metode elemen hingga dalam rekayasa jaringan.....	25
2.8. <i>Computational Fluid Dynamic (CFD)</i> .....	26
<b>BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN</b>	
3.1. Pendekatan Umum.....	31
3.2. Diagram Penelitian.....	32
3.3. Pengumpulan Data .....	33

3.3.1.	Sifat Mekanis <i>PLA</i> .....	33
3.3.2.	Fluida Pengujian.....	33
3.3.3.	Data Tortuositas .....	34
3.3.4.	Data luas permukaan dan porositas .....	34
3.4.	Pemodelan .....	34
3.4.1.	Pemodelan Perancah Tulang .....	35
3.4.2.	Pemodelan <i>3D Model Fluid</i> .....	36
3.5.	Prosedur Simulasi.....	37
3.6.	Kondisi Batas Perancah Tulang Menggunakan <i>FEA</i> .....	37
3.7.	Kondisi Batas Perancah Tulang Menggunakan <i>CFD</i> .....	38
3.8.	Proses Meshing.....	38
3.9.	Studi Morfologi .....	39

#### **BAB 4 ANALISIS DAN PEMBAHASAN**

4.1.	Pendahuluan .....	41
4.2.	Hubungan antara Porositas dan Luas Permukaan .....	41
4.3.	Hubungan antara Skala Unit cell dan Luas Permukaan .....	42
4.4	Pengaruh Porositas terhadap Permeabilitas .....	43
4.5	Pengaruh Porositas terhadap Perilaku Mekanis .....	44
4.6	Pengaruh Porositas terhadap Tortuositas .....	45
4.7	Pengaruh Skala Unit cell terhadap Permeabilitas.....	46
4.8.	Pengaruh Skala Unit cell terhadap Perilaku Mekanis .....	47
4.9.	Pengaruh Skala Unit cell terhadap Tortuositas .....	48
4.10.	Hubungan antara Permeabilitas dan Tortuositas .....	49
4.10.1	Hubungan antara Permeabilitas dan Tortuositas pada Variasi Model Porositas.....	49
4.10.2	Hubungan antara Permeabilitas dan Tortuositas pada Variasi Model Skala Unit cell.....	50
4.11.	Hubungan antara Perilaku Mekanis dan Tortuositas pada Variasi Model Skala Unit cell.....	50

#### **BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN**

5.1.	Kesimpulan.....	52
------	-----------------	----



5.2.	Saran .....	52
	<b>DAFTAR RUJUKAN</b> .....	<b>i</b>



## DAFTAR GAMBAR

2.1.	Struktur Pada Tulang .....	8
2.2.	Tulang Kortikal dan Karsinus .....	10
2.3.	Skematik diagram perilaku mekanis apatit, kolagen dan tulang.	11
2.4.	Kurva tegangan-regangan tulang .....	12
2.5.	Ilustrasi penggunaan perancah tulang.....	14
2.6.	PLA .....	15
2.7.	Rentang permeabilitas untuk trabekuler dan rekayasa umum ....	18
2.8.	Spesimen silinder diberi beban <i>uniaxial compression test</i> .....	22
2.9.	Tipikal tegangan-regangan untuk pada tulang kortikal .....	25
2.10.	Modulus elastisitas efektif dan porositas bone scaffold CaP.....	27
2.11.	Kondisi batas simulasi menggunakan CFD .....	30
3.1.	Diagram alir penelitian.....	32
3.2.	Jalur aliran Fluid .....	35
3.3.	Unit cell beda porositas.....	35
3.4.	Unit cell berbeda skala.....	36
3.5.	Perancah tulang beda porositas .....	36
3.6.	Perancah tulang beda skala unit cell .....	36
3.7.	Model Fluida.....	37
4.1.	Grafik luas permukaan perancah berbagai porositas .....	42
4.2.	Grafik Luas permukaan perancah beda skala unit cell .....	43
4.3.	Grafik permeabilitas pada perancah beda porositas.....	44
4.4.	Grafik modulus lastisitas pada perancah beda porositas.....	45
4.5.	Grafik Tortuositas pada perancah beda porositas .....	46
4.6.	Grafik permeabilitas pada perancah beda skala unit cell.....	47
4.7.	Grafik modulus elastisitas pada perancah beda skala unit cell...	48
4.8.	Grafik tortuositas perancah beda skala unit cell .....	49
4.9.	Grafik Tortuositas-Permeabilitas perancah beda porositas.....	50

## DAFTAR TABEL

Tabel 3.1.	Sifat mekanis PLA .....	33
Tabel 3.2.	Karakteristik SBF .....	33
Tabel 4.1.	Luas permukaan perancah berbagai porositas.....	41
Tabel 4.2.	Luas permukaan perancah beda skala unit cell .....	42
Tabel 4.3.	Pengaruh porositas terhadap permeabilitas.....	43
Tabel 4.4.	Modulus elastisitas pada perancah beda porositas .....	44
Tabel 4.5.	Tortuositas pada perancah beda porositas .....	45
Tabel 4.6.	Permeabilitas pada perancah beda skala unitcell .....	46
Tabel 4.7.	elastisitas pada perancah beda skala unit cell .....	47
Tabel 4.8.	Tortuositas pada perancah beda skala unit cell .....	59
Tabel 4.9.	Tortuositas-Permeabilitas perancah beda skala unit cell .....	50

# **BAB 1**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Tulang adalah jaringan hidup komposit alami yang terdiri dari fase organik dimana kalsium mengandung kristal fase anorganik yang tertanam. Unsur yang membentuk tulang terdiri dari 30% matriks, 60% mineral dan 10% air. Matriks tulang yang terbesar adalah kolagen yang bertanggung jawab untuk kekuatan tarik. Komponen mineral tulang adalah kalsium fosfat, yang memberikan kekuatan tekan untuk jaringan tulang. Ada dua jenis jaringan tulang, yaitu tulang kompak (Cortical) dan tulang kanelus (Trabecular) (Kane & Ma 2013). Tulang adalah organ di dalam tubuh manusia dengan struktur keras dan kaku yang membentuk kerangka manusia. Tulang memiliki banyak fungsi penting, di antaranya adalah menjadi penopang dan menciptakan struktur serta bentuk tubuh manusia dan melindungi organ vital yang rapuh. Tulang adalah salah satu organ yang bias mengalami kerusakan, diantaranya katena penyakit dan kecelakaan.

Penyakit tulang dipengaruhi oleh berbagai factor seperti usia, ras, berat badan, nutrisi, pola hidup, penyakit tertentu, hormon dan genetik. Akan tetapi yang paling sering dan paling banyak dijumpai adalah karena bertambahnya usia. Ada banyak jenis penyakit tulang termasuk peradangan persendian, tumor dan beberapa diantaranya termasuk penyakit degeneratif dalam kategori *silence disease* / penyakit diam-diam karena gejala terhadap penyakit ini tidak terasa atau tampak nyata bagi orang yang mulai mengalaminya dan secara tidak langsung dapat menyebabkan beragam hal yang dapat membuat seseorang meninggal dunia. Seperti pada kasus patah tulang akibat osteoporosis cenderung meningkat (Soepomo, 2014)

Osteoporosis umumnya dialami oleh orang lanjut usia yaitu 59 tahun lebih, karena hilangnya massa tulang dan melemahnya struktur tulang. Ini menyebabkan hilangnya kepadatan tulang, sehingga lebih rentan terhadap kerusakan dan patah.

Definisi osteoporosis yang disepakati secara internasional adalah penyakit kerangka sistemik progresif yang ditandai dengan berkurangnya kepadatan tulang dan kerusakan mikroarsitektur dari jaringan tulang, dengan konsekuensi peningkatan kerapuhan tulang dan kerentanan terhadap patah tulang' Guidelines for Diagnosis and Management of Osteoporosis (J. A. Kanis, 1997).

Pengobatan biasanya terfokus pada transplantasi jaringan dari suatu tempat ke tempat yang lain pada pasien yang sama (*autograft*), atau dari satu orang ke orang lain (*allograft*). *Autograft* mempunyai beberapa kekurangan meliputi jumlahnya yang terbatas, kesulitannya dalam pengambilan *graft*, biaya mahal, meningkatkan resiko infeksi akibat pemindahan *graft* yang tidak steril, meningkatkan resiko kehilangan darah, dan menambah waktu *anastesi* yang menyebabkan keterlambatan dalam penanganan. Demikian dengan *allograft* yang juga memiliki kendala serius karena keterbatasan akses jaringan untuk semua pasien yang membutuhkan, dan fakta menyatakan, bahwa ada resiko penolakan sistem kekebalan tubuh, serta kemungkinan terjadinya infeksi atau tertularnya penyakit dari pendonor kepada pasien. Dari permasalahan di atas, solusi alternative yang dilakukan adalah pengembangan rekayasa jaringan (*Tissue Engineeri*) (F. J. O'Brien, 2011)

Teknik rekayasa jaringan telah sukses meningkatkan kemampuan regenerasi jaringan tulang melalui perancah tulang yang didesain sebagai pemacu tumbuhnya jaringan baru pada tulang, serta memiliki potensi yang nyata sebagai alternatif cangkok tulang (Q. Z. Chen, 2006). Agar *kompatibel* dengan sistem biologis yang kompleks di dalam tubuh manusia, *Scaffold* yang baik memiliki kriteria sebagai berikut: Pertama, *Scaffold* yang baik harus memiliki sifat *Biokompatibilitas* yang dimana memungkinkan *scaffold* mendukung aktifitas pertumbuhan jaringan tulang yang ditopangnya, dan tentunya *scaffold* bersifat *non-toxic*, selain itu *scaffold* harus memiliki kemampuan *osteokonduktifitas* yang memungkinkan sel jaringan baru yang terbentuk dapat menempel dan berkembang di dalam pori-pori perancah jaringan (*scaffold*). Kedua, *scaffold* harus memiliki persamaan atau pendekatan sifat mekanik dari tulang itu sendiri. Ketiga, *Scaffold* harus memiliki struktur berpori agar nutrisi dan sel pembentuk jaringan dapat masuk dan beregenerasi didalamnya (pori) .Keempat , *scaffold* harus memiliki sifat.

*Bioresorbabilitas* atau dalam kata lain dapat terdegradasi dengan waktu yang telah ditentukan, dalam konteks ini *scaffold* diharuskan terdegradasi seiring dengan tersusunnya jaringan tulang baru agar tidak diperlukan operasi untuk kedua kalinya (pengangkatan implan) (Susmita, 2012)

Tujuan utama dari perancah teknik jaringan harus menyediakan sebuah arsitektur yang menjamin pasokan nutrisi yang memadai sebelum pembentukan suplai darah. Selain itu melibatkan beberapa faktor yang berhubungan dengan arsitektur perancah; porositas, ukuran pori, permeabilitas dan saluran tortuositas. (Arande, 2004). Pengaruh struktur implan perancah tulang terhadap sifat mekanisnya harus diselidiki secara sistematis. Namun, relatif rumit dan mahal untuk melaksanakan pengujian dengan metode eksperimental. Saat ini dilaporkan bahwa simulasi dengan menggunakan *Finite Element Method* adalah salah satu teknik yang efektif untuk memprediksi sifat mekanik material tanpa merusak (L. Tan, 2009).

Saat ini material yang digunakan dibidang rekayasa jaringan tulang untuk implan perancah tulang antara lain keramik bioaktif, polimer alami atau sintesis, komposit polimer dan keramik. Meskipun terdapat beberapa hasil yang positif, material ini memiliki keterbatasan. Bahan logam meliputi titanium paduan, *stainless steel* dan *cobalt-chromium* berbasis paduan memainkan peranan penting untuk aplikasi fiksasi pada fraktur tulang. Namun, biomaterial saat ini memiliki potensi melepaskan ion beracun atau partikel dari proses keausan dan biodegradasi sehingga memungkinkan resiko peradangan local pada jaringan sekitar implan (Cohen, 1998). Selain itu untuk pembuatan implan dengan bentuk yang sangat rumit serta ukuran yang kecil maka dibutuhkannya fabrikasi menggunakan percetakan 3D (3 dimensi). Asam polylactic (PLA) banyak digunakan di daerah biologis karena kompatibilitas yang sangat baik, bioabsorbabilitas, dan bisa terdegradasi dalam tubuh manusia (Sha, 2016). Sekarang asam polylactic (PLA) adalah salah satu material yang dapat dicetak menggunakan percetakan 3D .

Dalam pengembangan tulang kanvas buatan, dua faktor utama perlu dipertimbangkan yaitu integritas struktur keseluruhan dan permeabilitasnya.

Sementara ada banyak penelitian yang menganalisis sifat mekanik dari tulang kancellus buatan dan alami, studi permeabilitas, terutama yang menggunakan simulasi numerik, langka. Dalam penelitian ini, tulang kancellus yang ideal disimulasikan dari indeks morfologis tulang kancellus alami. Tiga orientasi berbeda juga disimulasikan untuk membandingkan sifat anisotropik struktur. Metode dinamika fluida komputasional (CFD) digunakan untuk menganalisis aliran fluida melalui struktur cancellous. Laju aliran massa konstan digunakan untuk menentukan permeabilitas intrinsik dari spesimen virtual. (Syahrom, 2013). Dalam media berpori, tortuositas adalah ukuran dari liku pori dan memiliki yang signifikan dalam memengaruhi untuk transportasi partikel dan propagasi gelombang. Dalam karya Waldir, telah menganalisis bagaimana fraksi trabecular volume, konektivitas, tortuositas, dan elastisitas memainkan peran penting untuk kompetensi mekanik dari struktur (Waldir L. Roque, 2012). Istilah tortuosity adalah cerminan dari arsitektur internal perancah dan mengacu pada jalur memutar/bengkok yang akan diambil cairan melalui pori-pori yang saling berhubungan untuk mendapatkan dari satu ujung perancah ke ujung yang berlawanan, dibagi dengan jarak garis lurus antara wajah-wajah yang berlawanan (Arande et al. 2004).

Dari latar belakang di atas, peneliti akan mengangkat pokok bahasan dari penelitian-penelitian yang sudah ada, peneliti akan meneliti permeabilitas dan perilaku mekanis perancah tulang dengan menggunakan material PLA dengan rancangan arsitektur dengan menggunakan parameter tortuositas, porositas dan skala unit cell pada perancah.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Tulang kancellus mempunyai peran penting pada struktur tulang, kerusakan pada kancellus mengakibatkan rusaknya seluruh jaringan pada tulang dikarenakan tulang tidak ternutrisi dengan baik. Pada saat ini perancah tulang berbasis PLA dianggap sebagai salah satu pengobatan untuk tulang kancellus karena dapat diproduksi dengan arsitektur yang rumit. Arsitektur morfologi adalah salah satu parameter yang berpengaruh pada kinerja perancah tulang, sehingga tortuositas,



porositas dan skala unit cell perancah perlu dikaji lebih lanjut untuk mengetahui secara aktual pengaruhnya terhadap permeabilitas. Serta tortuositas, porositas dan ukuran skala unit cell perancah perlu dikaji lebih lanjut untuk mengetahui secara aktual pengaruhnya terhadap perilaku mekanis pada perancah tulang, pada penelitian ini akan dilakukan pengujian dengan metode simulasi menggunakan perangkat lunak Comsol.

### 1.3 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah dalam penelitian ini antara lain :

1. Pemodelan perancah tulang menggunakan perangkat lunak SolidWorks.
2. Material yang digunakan pada perancah tulang adalah PLA.
3. Simulasi laju aliran untuk mencari nilai permeabilitas menggunakan metode *Computational Fluid Dynamic* (CFD), menggunakan perangkat lunak Comsol.
4. Dalam penelitian ini menghitung modulus elastisitas menggunakan perangkat lunak Comsol, menggunakan metode *Finite Element*.
5. Dalam penelitian ini menghitung tortuositas menggunakan perangkat lunak MATLAB.
6. Menjadikan gambar 3D menjadi 2D (per slice) menggunakan perangkat lunak ChiTuBox.
7. Dalam penelitian ini terdapat 4 variasi porositas dan 4 variasi skala unit cell.
8. Variasi laju aliran dan siklus regangan tekan digunakan untuk menyerupai kondisi dari fluida yang melewati tulang karsinoma berdasarkan aktivitas fisiologis manusia.

### 1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini antara lain:

1. Menganalisis pengaruh porositas terhadap permeabilitas, perilaku mekanis dan tortuositas pada perancah tulang.
2. Menganalisis hubungan antara tortuositas dan permeabilitas pada perancah tulang.
3. Menganalisis perilaku mekanis perancah tulang berbahan PLA.
4. Menganalisis hubungan antara skala unit cell terhadap permeabilitas, perilaku mekanis dan tortuositas pada perancah tulang dengan porositas yang sama.
5. Kontribusi menghasilkan implan perancah tulang.

### 1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah dapat :

1. Bentuk kontribusi untuk perkembangan ilmu *biomechanical* di Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya.
2. Mampu memberikan pengetahuan secara umum dan mendasar tentang pengujian tekan tanpa merusak dengan menggunakan *Finite Element Analysis*, dan pengujian permeabilitas dengan menggunakan metode *Computational Fluid Dynamic*.
3. Penelitian tentang analisis perilaku mekanis dan permeabilitas pada material PLA berpori mempunyai manfaat untuk mengetahui variasi geometri model yang terbaik terhadap perilaku mekanis dan permeabilitas untuk pengaplikasian implan perancah tulang.
4. Untuk dapat dijadikan sebagai acuan bagi penelitian berikutnya untuk pengembangan design pada perancah tulang dengan menjadikan tortuositas sebagai parameter permeabilitas.

## DAFTAR RUJUKAN

- Amin, B., Elahi, M. A., Shahzad, A., Porter, E., McDermott, B., & O'Halloran, M. (2019). Dielectric properties of bones for the monitoring of osteoporosis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 57(1). <https://doi.org/10.1007/s11517-018-1887-z>
- Arande, T Ejas S K, J O O L O Ng, C M Auli A Grawal, dan San Antonio. 2004. "Diffusion in Musculoskeletal Tissue Engineering Scaffolds : Design Issues Related to Porosity , Permeability , Architecture , and Nutrient Mixing." 32(12): 1728–43.
- Auman, E A N, K E F Ong, and T M K Eaveny. 1999. "Dependence of Intertrabecular Permeability on Flow Direction and Anatomic Site." 27: 517–24.
- C. Y. Lin, N. Kikuchi, and S. J. Hollister, "A novel method for biomaterial scaffold internal architecture design to match bone elastic properties with desired porosity," *J Biomech*, vol. 37, pp. 623-36, May 2004
- Chen Y, Mak AFT, Wang M, Li J, Wong MS (2006) PLLA scaffolds with biomimetic apatite coating and biomimetic apatite/collagen composite coating to enhance osteoblast-like cells attachment and activity. *Surf Coat Tech* 201(3–4):575–580
- Cooper, S. J. et al. 2016. "TauFactor: An open-source application for calculating tortuosity factors from tomographic data." *SoftwareX* 5: 203–10. <http://dx.doi.org/10.1016/j.softx.2016.09.002>.
- D. Lacroix, A. Chateau, M. P. Ginebra, and J. A. Planell, "Micro-finite element models of bone tissue-engineering scaffolds," *Biomaterials*, vol. 27, no. 30, pp. 5326–5334, 2006.
- D. Lacroix, J. A. Planell, and P. J. Prendergast, "Computer-aided design and finite-element modelling of biomaterial scaffolds for bone tissue

- engineering.” *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 367, no. 1895, pp. 1993–2009, 2009.
- E. A. Sander and E. A. Nauman, "Permeability of musculoskeletal tissues and scaffolding materials: experimental results and theoretical predictions," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 31, pp. 1-26, / 2003
- E. M. K. Abad, S. A. Khanoki, and D. Pasini, "Shape design of periodic cellular materials under cyclic loading," in *ASME 2011 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference, IDETC/CIE 2011*, August 28, 2011 - August 31, 2011, Washington, DC, United states, 2011, pp. 945-954
- Entezari, Ali et al. 2016. “Yielding behaviors of polymeric scaffolds with implications to tissue engineering.” *Materials Letters* 184: 108–11. <http://dx.doi.org/10.1016/j.matlet.2016.07.149>.
- Fiore, Gina L et al. 2010. “High T g Aliphatic Polyesters by the Polymerization of Spirolactide Derivatives †.” : 870–77.
- Fung YC. 1993. *Biomechanics : mechanical properties of living tissues* . New York: Springer.
- G. H. van Lenthe, H. Hagenmüller, M. Bohner, S. J. Hollister, L. Meinel, and R. Müller, “Nondestructive micro-computed tomography for biological imaging and quantification of scaffold-bone interaction in vivo,” *Biomaterials*, vol. 28, no. 15, pp. 2479–2490, 2007.
- Gibson LJ, Ashby MF (1997) *Cellular solids: structure and properties*. Cambridge University Press, New York.
- Gibson, L. J., and Ashby, M. F. 1997. *Cellular solids: structure and properties*. Cambridge university press.
- Hedges, R.E.M, and G.J. van Klinken. 1992. *A review of current approaches in the pretreatment of bone for radiocarbon dating by AMS*. In Long, A., and R.S. Kra (eds), *Proceedings of the 14th International 14C Conference*. *Radiocarbon*, 34 (3): 279-291.

- J. Knychala, N. Bouropoulos, C. J. Catt, O. L. Katsamenis, C. P. Please, and B. G. Sengers, "Pore geometry regulates early stage human bone marrow cell tissue formation and organisation," *Ann Biomed Eng*, vol. 41, pp. 917-30, May 2013
- Kapfer, Sebastian C et al. 2011. "Biomaterials Minimal Surface Scaffold Designs for Tissue Engineering Q." *Biomaterials* 32(29): 6875–82. <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2011.06.012>.
- L. J. Gibson, "Biomechanics of cellular solids," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 3, pp. 377–399, 2005.
- L. Tan, M. Gong, F. Zheng, and B. Zhang, "Study on compression behavior of porous magnesium used as bone tissue engineering scaffolds," vol. 15016, 2009.
- Leber, Christopher, Hongsoo Choi, Susmita Bose, and Amit Bandyopadhyay. 2010. "Micromachined Si Channel Width and Tortuosity on Human Osteoblast Cell Attachment and Proliferation." *Materials Science & Engineering C* 30(1): 71–77. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2009.08.010>.
- Lee, Min, Benjamin M Wu, and James C Y Dunn. 2008. "Effect of Scaffold Architecture and Pore Size on Smooth Muscle Cell Growth." : 3–9.
- M. A. Woodruff, C. Lange, J. Reichert, A. Berner, F. Chen, P. Fratzl, et al. 2012. *Bone tissue engineering: From bench to bedside*. *Materials Today*., vol. 15: 430-435.
- M. A. Woodruff, C. Lange, J. Reichert, A. Berner, F. Chen, P. Fratzl, et al., "Bone tissue engineering: From bench to bedside," *Materials Today*, vol. 15, pp. 430-435, 2012
- M. Rumpler and others, 'The Effect of Geometry on Three-Dimensional Tissue Growth', *Journal of The Royal Society Interface*, 5.27 (2008), 1173–80
- Md Saad, A. P., Jasmawati, N., Harun, M. N., Abdul Kadir, M. R., Nur, H., Hermawan, H., & Syahrom, A. (2016). Dynamic degradation of porous magnesium under a simulated environment of human cancellous bone.

*Corrosion Science*, 112, 495–506.  
<https://doi.org/10.1016/j.corsci.2016.08.017>

- Middleton, John C, and Arthur J Tipton. 2000. "Synthetic Biodegradable Polymers as Orthopedic Devices." 21.
- P. Osdoby, "Tissue Engineering and Regenerative Medicine," *Regen. Med. Cell Based Ther. Tissue Eng.*, vol. 7, no. 1, 2016.
- Q. Z. Chen, I. D. Thompson, and A. R. Boccaccini. 2006. *45S5 Bioglass-derived glass-ceramic scaffolds for bone tissue engineering*. *Biomaterials*, vol. 27, no. 11: 2414–2425.
- Rafiq, Mohammed, Abdul Kadir, and Ardiyansyah Syahrom. 2012. "Comparison of Permeability on the Actual and Ideal Cancellous Bone Microstructure." 1(December 2009): 68–77.
- Rd, Derga. 2010. "INDUSTRIAL PRODUCTION OF HIGH MOLECULAR." (iii): 27–41.
- Renáta Oriňáková *et al.* 2013. *Iron Based Degradable Foam Structures for Potential Orthopedic Applications*. *Int. J. Electrochem. Sci.*, Vol. 8: 12451-12465.
- Roque, Waldir L, Katia Arcaro, and Angel Alberich-bayarri. 2013. "Mechanical Competence of Bone : A New Parameter to Grade Trabecular Bone Fragility From Tortuosity and Elasticity." 60(5): 1363–70.
- S. J. Hollister and W. L. Murphy. 2011. *Scaffold translation: Barriers between concept and clinic*. *Tissue Engineering - Part B: Reviews.*, vol. 17: 459-474.
- S. J. Hollister, "Porous scaffold design for tissue engineering," *Nature Materials*, vol. 4, pp. 518- 24, 07/ 2005
- S. J. Hollister, "Scaffold design and manufacturing: From concept to clinic," *Advanced Materials*, vol. 21, pp. 3330-3342, 2009.
- S. J. Hollister, R. D. Maddox, and J. M. Taboas, "Optimal design and fabrication of scaffolds tomimic tissue properties and satisfy biological constraints,"

- Biomaterials, vol. 23, pp. 4095-103, Oct 2002
- S. J. Hollister, R. D. Maddox, and J. M. Taboas. 2002. *Optimal design and fabrication of scaffolds to mimic tissue properties and satisfy biological constraints*. Biomaterials., vol. 23: 4095-4103.
- S. J. Hollister. 2005. *Porous scaffold design for tissue engineering*. Nature Materials., vol. 4: 518- 524.
- S. v. Gaalen, M. Kruyt, G. Meijer, A. Mistry, A. Mikos, J. v. d. Beucken, *et al.* 2008. *Chapter 19 - Tissue engineering of bone," in Tissue Engineering*. C. v. Blitterswijk, P. Thomsen, A. Lindahl, J. Hubbell, D. F. Williams, R. Cancedda, *et al.* Eds., ed Burlington: Academic Press: 559-610.
- S. v. Gaalen, M. Kruyt, G. Meijer, A. Mistry, A. Mikos, J. v. d. Beucken, *et al.*, "Chapter 19 - Tissue engineering of bone," in *Tissue Engineering*, C. v. Blitterswijk, P. Thomsen, A. Lindahl, J. Hubbell, D. F. Williams, R. Cancedda, *et al.*, Eds., ed Burlington: Academic Press, 2008, pp. 559-610
- Sha, Lili *et al.* 2016. "Polylactic Acid Based Nanocomposites : Promising Safe and Biodegradable Materials in Biomedical Field." 2016.
- Soepomo, Prof. 2014. "Deteksi penyakit tulang menggunakan jaringan syaraf tiruan dengan metode backpropagation 1." 2: 1308–21.
- Susmita Bose, Mangal Roy and Amit Bandyopadhyay. 2012. *Recent advances in bone tissue engineering scaffolds*. USA : W.M. Keck Biomedical Materials Research Lab, School of Mechanical and Materials Engineering, Washington State University. Vol. 30, No. 10: 546-554.
- Syahrom, Ardiyansyah *et al.* 2013. "Medical Engineering & Physics Permeability Studies of Artificial and Natural Cancellous Bone Structures." 35: 792–99.
- Teo, Jeremy C M, and Swee Hin Teoh. 2012. "Permeability Study of Vertebral Cancellous Bone Using Micro-Computational Fluid Dynamics." 15(4): 417–23.

Thomas E. Kruger, Andrew H. Miller, and Jinxi Wang. 2013. *Review Article: Collagen Scaffolds in Bone Sialoprotein-Mediated Bone Regeneration*. Hindawi: The ScientificWorld Journal: 1-7.

Wang M. 2004 . *Biomaterials and tissue engineering*. In: Shi DL (ed) *Biological and medical physics biomedical engineering*. Heidelberg: Springer. , 11: 246.

Waterlow, J.C., P.J. Garlick , and D.J. Millward, 1978. *Protein Turnover in Mammalian Tissues and in the Whole Body*. North-Holland Publishing Company, Amsterdam.

<http://fauzanahmad.wordpress.com>, diakses pada tanggal 16 September 2019.

<http://www.sridianti.com/jenis-jaringan-tulang-kortikal-kanselus.html>, diakses pada tanggal 16 September 2019.