

SKRIPSI

ANALISIS KEKUATAN TEKAN PERANCAH TULANG *POLYLACTIC ACID* HASIL FABRIKASI MESIN CETAK 3D

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



IRFAN GHANI FADHLURRAHMAN

03051281520092

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

SKRIPSI

ANALISIS KEKUATAN TEKAN PERANCAH TULANG *POLYLACTIC ACID* HASIL FABRIKASI MESIN CETAK 3D

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



OLEH:

IRFAN GHANI FADHLURRAHMAN

03051281520092

**JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA**

2020

HALAMAN PENGESAHAN

ANALISIS KEKUATAN TEKAN PERANCAH TULANG POLYLACTIC ACID HASIL FABRIKASI MESIN CETAK 3D

SKRIPSI

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

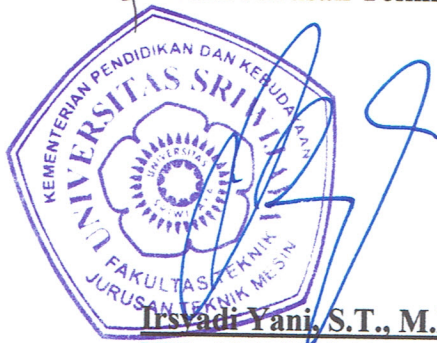
Oleh:

IRFAN GHANI FADHLURRAHMAN
03051281520092

Inderalaya, Juli 2020

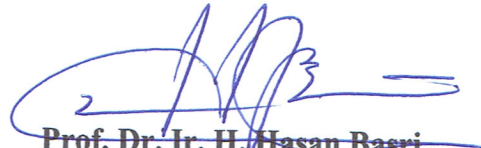
Mengetahui,

 Ketua Jurusan Teknik Mesin



Irsyad Yani, S.T., M.Eng., Ph.D
NIP. 19711225 199702 1 001

Diperiksa dan disetujui oleh :
Pembimbing Skripsi


Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri
NIP. 195802011984031002

JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA

Agenda No. :
Diterima Tanggal :
Paraf :

SKRIPSI

Nama : IRFAN GHANI FADHLURRAHMAN
NIM : 03051281520092
Jurusan : TEKNIK MESIN
Bidang Studi : MATERIAL
Judul Skripsi : ANALISIS KEKUATAN TEKAN PERANCAH
TULANG *POLYLACTIC ACID* HASIL FABRIKASI
MESIN CETAK 3D
Dibuat Tanggal : 27 September 2018
Selesai Tanggal : 16 Juli 2020

Mengetahui,

Ketua Jurusan Teknik Mesin



Irsyadi Yani S.T.,M.Eng.,Ph.D.
NIP. 197110251997021001

Indralaya, Juli 2020

Dosen Pembimbing,

A blue ink handwritten signature, which appears to be 'H. Hasan Basri', written over a white background.

Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri.
NIP. 195802011984031002


HALAMAN PERSETUJUAN

Karya tulis ilmiah berupa Skripsi dengan judul "Analisis Kekuatan Tekan Perancah Tulang *Polylactic Acid* Hasil Fabrikasi Mesin Cetak 3D" telah dipertahankan di hadapan Tim Penguji Karya Tulis Ilmiah Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya pada tanggal 16 Juli 2020.

Indralaya, Juli 2020

Tim Pembahas:

Ketua: Dr. Ir. H. Darmawi Bayin, M.T., M.T.
NIP. 19580615 198703 1 002

()
.....)

Anggota: 1. Irsyadi Yani, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 19711225 199702 1 001

()
.....)

2. Ir. H. Zainal Abidin, M.T.
NIP. 19580910 198602 1 001


()
.....)

Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin

Pembimbing Skripsi



Irsyadi Yani, S.T, M.Eng, Ph.D
NIP. 19711225 199702 1 001


Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri
NIP. 195802011984031002

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Irfan Ghani Fadhlurrahman

NIM : 03051281520092

Judul : Analisis Kekuatan Tekan Perancah Tulang *Polylactic Acid* Hasil Fabrikasi Mesin Cetak 3D

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



Irfan Ghani Fadhlurrahman

HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Irfan Ghani Fadhlurrahman

NIM : 03051281520092

Judul : Analisis Kekuatan Tekan Perancah Tulang *Polylactic Acid* Hasil Fabrikasi Mesin Cetak 3D

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



Irfan Ghani Fadhlurrahman

KATA PENGANTAR

Puji syukur kepada Allah SWT yang telah memberikan rahmat dan hidayah-Nya sehingga skripsi ini dapat diselesaikan dengan baik. Dalam kesempatan kali ini penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada pihak yang telah mendukung dan membantu kelancaran dalam penulisan, diantaranya:

1. Orang tua penulis yang telah memberikan dukungan doa dan moril serta ikut membantu kelancaran penulisan skripsi,
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,
3. Bapak Assoc. Prof. Dr. Ardiansyah Syahrom selaku Direktur *Medical Devices and Technology Centre (MEDiTEC)* di Universiti Teknologi Malaysia yang telah memberikan pengarahan dan bimbingan dalam penelitian, serta memotivasi penulis.
4. Bapak Gunawan, S.T., M.T selaku Dosen Pembimbing Akademik yang telah memberikan arahan dalam kegiatan perkuliahan penulis,
5. 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.
6. Seluruh Dosen Pengajar di Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya yang telah membagikan ilmu yang bermanfaat bagi penulis,
7. Staf Administrasi Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya yang telah banyak membantu dalam proses administrasi,
8. Akbar Teguh Prakoso, S.T., Tri Satya Ramadhoni, S.T., M. Afif Prawira, Marwansyah, dan rekan-rekan lain yang telah membantu penulis dalam menjalankan penelitian dan penulisan skripsi,
9. Seluruh elemen Universitas Sriwijaya.

Dalam penulisan skripsi ini penulis sadar bahwa masih terdapat banyak kekurangan dan kesalahan, oleh karena itu penulis memohon maaf serta mengharapkan adanya kritik dan saran yang bermanfaat.

Demikian hal ini penulis sampaikan, semoga skripsi dengan judul “Analisis Kekuatan Tekan Perancah Tulang *Polylactic Acid* Hasil Fabrikasi Mesin Cetak 3D” ini dapat memberikan manfaat untuk kemajuan ilmu pengetahuan serta bisa menjadi referensi untuk penelitian di masa depan.

Indralaya, Juni 2020

Penulis

Irfan Ghani F

NIM. 03051281520092

RINGKASAN

ANALISIS KEKUATAN TEKAN PERANCAH TULANG *POLYLACTIC ACID* HASIL FABRIKASI MESIN CETAK 3D

Karya tulis ilmiah berupa Skripsi, 29 Juli 2020

Irfan Ghani Fadhlurrahman; Dibimbing oleh Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri

Compressive Strength Analysis of 3D Printed Polylactic Acid Scaffold

xxvi + 66 Halaman, 8 Tabel, 37 Gambar, 1 Lampiran

RINGKASAN

Perancah merupakan instrumen yang penting dalam bidang medis untuk memperbaiki tulang yang cacat. Salah satu material yang dapat digunakan sebagai perancah adalah polylactic acid (PLA) yang bersifat dapat terdegradasi. Material ini dapat diproduksi menggunakan metode pencetakan 3D yang mampu membuat bentuk yang kompleks. Hal inilah yang membuatnya cocok untuk digunakan sebagai perancah.

Pencetakan 3D yang juga dikenal sebagai manufaktur aditif merupakan salah satu teknologi manufaktur terkini yang memungkinkan untuk mencetak objek dengan tingkat kerumitan tinggi, seperti objek yang memiliki porositas internal yang spesifik. Tidak seperti metode manufaktur lain yang merupakan metode substraktif atau menghilangkan material yang tidak dibutuhkan dari sebuah material mentah, metode pencetakan 3D adalah sebaliknya. *Printer* 3D menambahkan material sedikit demi sedikit hingga objek terbentuk sesuai desain pada komputer, oleh karena itu bentuk yang kompleks pun dapat diproduksi, karena tidak ada geometri yang menghalangi *toolhead* dari membentuk objek.

Pencetakan 3D telah muncul sebagai terobosan terbaru untuk membuat perancah rekayasa jaringan tulang dengan struktur yang terdefinisi dengan baik dan mudah direproduksi, memungkinkan pembuatan model anatomi 3D yang akurat dari jaringan tulang tertentu untuk pasien tertentu. Beberapa keuntungan menggunakan pencetakan 3D adalah kemampuan untuk membuat perancah serbaguna menggunakan polimer sintesis yang memiliki kemampuan biodegradasi yang sudah dilabeli aman oleh FDA. Polimer-polimer ini meliputi *polylactic acid* (PLA), *polycaprolactone* (PCL) dan *polyurethane* (PU) yang biasa digunakan untuk kemasan makanan, obat, serta perangkat medis dan bedah.

Salah satu metode dari pencetakan 3D adalah FDM atau *Fused Deposition Modeling*. *Fused Deposition Modeling* (FDM) adalah metode SFF yang murah dan mudah digunakan. Teknik berbasis nozzle ini didasarkan pada ekstrusi lapis demi

lapis polimer termoplastik dalam keadaan semi-cair di sepanjang jalur yang ditentukan. Metode ini dapat diterapkan untuk fabrikasi berbagai macam material, dan memungkinkan produksi perancah yang dipersonalisasi sesuai kebutuhan pasien dengan kontrol geometri yang tepat.

Meskipun demikian, pencetakan 3D dengan metode FDM tidak selalu akurat. Oleh karena itu dibutuhkan studi apakah metode ini cukup akurat untuk digunakan. Selain itu meskipun PLA dapat terdegradasi, tetapi proses ini memakan waktu yang cukup lama, yang salah satunya adalah karena faktor porositasnya. Semakin tinggi porositas maka degradasi akan semakin cepat, tetapi modulus elastisitasnya akan menurun. Oleh karena itu perlu dilakukan studi untuk menentukan nilai porositas yang cocok agar modulus elastisitasnya serupa dengan tulang. Metode yang digunakan untuk mendapatkan nilai modulus elastisitas ini adalah dengan simulasi.

Studi ini dilakukan dengan membandingkan dimensi dan porositas hasil cetak dengan model CAD, serta membandingkan modulus elastisitas efektifnya dengan modulus elastisitas efektif tulang kanselus. Untuk memvalidasi akurasi, maka satu perancah dengan porositas 0% difabrikasi menggunakan mesin cetak 3D sebagai tolak ukur volume total perancah. Kemudian empat perancah dengan porositas yang bervariasi juga difabrikasi menggunakan mesin cetak 3D untuk dianalisis. Setelah itu dimensinya diukur menggunakan jangka sorong, dan porositasnya diketahui dengan mengukur volume solid menggunakan gelas ukur dengan fluida etanol. Untuk mengetahui modulus elastisitas efektifnya, maka digunakan metode simulasi dengan perangkat lunak MSC Marc.

Dari studi ini didapati bahwa perancah dengan varian porositas 42.9% dan 58.1% dapat dicetak dengan sempurna, sedangkan 22.3% dan 73.4% tidak, karena memiliki ukuran pori atau fitur yang terlalu kecil. Di sisi lain, Perancah dengan porositas 58.1% dan 73.4% memiliki modulus elastisitas efektif yang masuk ke dalam rentang tulang kanselus, sedangkan varian porositas 22.3% dan 42.9% tidak. Dari sini dapat disimpulkan bahwa perancah dengan porositas 58.1% merupakan yang terbaik untuk digunakan sebagai implan tulang kanselus karena modulus elastisitas efektifnya masuk ke dalam rentang modulus tulang kanselus, dan hasil fabrikasinya memiliki fitur yang sempurna serta akurat.

Kata Kunci : Perancah, Pencetakan 3D, *Polylactic acid*, Porositas, Modulus elastisitas.

SUMMARY

COMPRESSIVE STRENGTH ANALYSIS OF 3D PRINTED POLYLACTIC ACID SCAFFOLD

Karya tulis ilmiah berupa Skripsi, 29 Juli 2020

Irfan Ghani Fadhlurrahman; supervised by Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri

Analisis Kekuatan Tekan Perancah Tulang *Polylactic Acid* Hasil Fabrikasi Mesin Cetak 3D

xxvi + 6 Pages, 8 Tables, 37 Figures, 1 Attachment

SUMMARY

A scaffold is an important instrument in the medical field to repair damaged bones. One of the materials that can be used as a scaffold is polylactic acid (PLA) which can be degraded. This material can be fabricated using 3D printing methods that are able to make complex shapes. This is what makes it suitable for use as a scaffold.

3D printing, also known as additive manufacturing, is one of the latest manufacturing technologies that makes it possible to print objects with a high degree of complexity, such as objects that have specific internal porosity. Unlike other manufacturing methods that are subtractive, which means removing unneeded material from a raw material, 3D printing methods are the opposite. 3D printers add material little by little until objects are formed according to design on the computer, therefore even complex shapes can be produced, because there is no geometry that prevents toolheads from forming objects.

3D printing has emerged as the latest breakthrough to create an engineering scaffold of bone tissue with well-defined and easily reproducible structures, enabling the creation of accurate 3D anatomical models of certain bone tissue for certain patients. Some of the advantages of using 3D printing are the ability to create a versatile scaffold using synthetic polymers that have biodegradation capabilities that have been labeled safe by the FDA. These polymers include polylactic acid (PLA), polycaprolactone (PCL) and polyurethane (PU) which are commonly used for food packaging, medicine, and medical and surgical devices.

One method of 3D printing is FDM or Fused Deposition Modeling. Fused Deposition Modeling (FDM) is an inexpensive and easy to use SFF method. This nozzle-based technique is based on the extrusion of thermoplastic polymers in a semi-liquid state along the specified path. This method can be applied to the fabrication of various materials, and allows the production of scaffolding that is personalized according to the needs of patients with precise geometry control.

However, 3D printing with the FDM method is not always accurate. Therefore, studies are needed whether this method is accurate enough to be used. Besides, although PLA can be degraded, this process takes a long time, one of which is due to its porosity factor. The higher the porosity the faster the degradation, but the modulus of elasticity will decrease. Therefore a study is needed to determine the value of porosity that is suitable so that the modulus of elasticity is similar to bone. Computer simulation is the method that will be used to get the modulus of elasticity.

This study was conducted by comparing the dimensions and porosity of the fabricated scaffolds with the CAD model, and comparing the effective elastic modulus with the effective elastic modulus of cancellous bone. To validate its accuracy, a scaffold with a porosity of 0% is fabricated using a 3D printer as a benchmark for the total volume of scaffolding. Then another four scaffolds with varying porosity were also fabricated using a 3D printer for analysis. After that, the dimensions are measured using calipers, and the porosity will be known by measuring the volume of solid using a measuring cup with ethanol. To find out the effective modulus of elasticity, MSC Marc simulation software will be used.

From this study, it was found that scaffolds with 42.9% and 58.1% porosity variants could be printed perfectly, while 22.3% and 73.4% could not, because they had pore sizes or detailed features that were too small. On the other hand, Scaffolds with porosity of 58.1% and 73.4% has an effective modulus of elasticity that falls into the cancellous bone range, while porosity variants of 22.3% and 42.9% did not. From this it can be concluded that a scaffold with 58.1% porosity is the best for use as cancellous bone implants because the effective modulus of elasticity falls into the cancellous modulus range, and the fabrication results have perfect and accurate features.

Keywords : Scaffold, 3D Printing, Polylactic acid, Porosity, Elastic Modulus.

ANALISIS KEKUATAN TEKAN PERANCAH TULANG *POLYLACTIC ACID* HASIL FABRIKASI MESIN CETAK 3D

I. G. Fadhlurrahman, 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 mengetahui akurasi dimensi dan porositas dari perancah *polylactic acid* yang difabrikasi menggunakan mesin cetak 3D serta modulus elastisitas efektifnya. Kontribusi utama dari penelitian ini adalah didapatkannya porositas perancah yang parameternya paling memenuhi ketentuan untuk digunakan sebagai implan tulang kancellus. Hal ini diperoleh dengan cara membandingkan dimensi dan porositas hasil cetak dengan model CAD, serta membandingkan modulus elastisitas efektifnya dengan modulus elastisitas efektif tulang kancellus. Untuk memvalidasi akurasi, maka 4 perancah dengan porositas yang bervariasi dan satu perancah dengan porositas 0% difabrikasi menggunakan mesin cetak 3D. Setelah itu dimensinya diukur menggunakan jangka sorong. Porositasnya diketahui dengan mengukur volume solid menggunakan gelas ukur dan etanol, yang mana perancah dengan porositas 0% digunakan sebagai tolak ukur volume total perancah. Untuk mengetahui modulus elastisitas efektifnya, maka digunakan metode simulasi dengan perangkat lunak MSC Marc. Dari sini didapati bahwa perancah dengan varian porositas 42.9% dan 58.1% dapat dicetak dengan sempurna, sedangkan 22.3% dan 73.4% tidak karena memiliki ukuran pori atau fitur yang terlalu kecil. Di sisi lain, Perancah dengan porositas 58.1% dan 73.4% memiliki modulus elastisitas efektif yang masuk ke dalam rentang tulang kancellus, sedangkan varian porositas 22.3% dan 42.9% tidak. Sehubungan dengan hasil yang didapatkan, perancah dengan porositas 58.1% merupakan yang terbaik untuk digunakan sebagai implan tulang kancellus karena modulus elastisitas efektifnya masuk ke dalam rentang modulus tulang kancellus, dan hasil fabrikasinya memiliki fitur yang sempurna serta akurat.

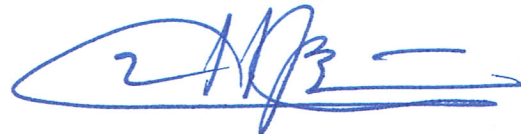
Kata Kunci: perancah, pencetakan 3D, *polylactic acid*, porositas, modulus elastisitas.

Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin



Irsyadi Yanj, S.T., M.Eng., Ph.D
NIP. 197111225 199702 1 001

Indralaya, Juli 2020
Dosen Pembimbing,



Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri
NIP. 195802011984031002

DAFTAR ISI

DAFTAR ISI	xix
DAFTAR GAMBAR	xxi
DAFTAR TABEL	xxv
BAB I. PENDAHULUAN	
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Rumusan Masalah.....	4
1.3. Batasan Masalah	4
1.4. Tujuan Penelitian	5
1.5. Manfaat Penelitian	6
BAB II. TINJAUAN PUSTAKA	
2.1. Rekayasa Jaringan Tulang	7
2.2. Polimer untuk Perancah.....	10
2.2.1. <i>Polylactic Acid (PLA)</i>	11
2.3. Pencetakan 3D untuk Perancah	13
2.4. <i>Fused Deposition Modeling (FDM)</i>	14
2.4.1 . Variasi Mekanis Metode FDM	26
2.5. Pengujian Tekan	29
2.6. Modulus Young	30
2.7. Standar Pengujian Spesifik Industri	32
2.7.1. ASTM D695	33
2.8. Rangkuman	35
BAB III. METODE PENELITIAN	
3.1. Pendekatan Umum.....	37
3.2. Diagram Alir Penelitian.....	38
3.3. Variasi Model Perancah.....	38
3.4. Fabrikasi Perancah.....	40
3.4.1. <i>Slicing</i>	40
3.4.2. Proses Pencetakan 3D.....	41

3.5.	Pengukuran Dimensi Luar	45
3.6.	Pengukuran Porositas	45
3.7.	Simulasi	46
3.7.1.	<i>Meshing</i>	46
3.7.2.	Penentuan Material.....	47
3.7.3.	Penentuan Kondisi Batas	47
3.7.4.	Menjalankan Simulasi.....	48

BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1.	Pendahuluan	49
4.2.	Perancah Hasil Pencetakan 3D.....	49
4.3.	Simulasi	54

BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN

5.1.	Kesimpulan	64
5.2.	Saran.....	64

DAFTAR RUJUKAN	i
-----------------------------	---

LAMPIRAN	i
-----------------------	---

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Perancah yang dibuat dari <i>Hydroxyapatite</i> (HA) dengan metode cetak 3D <i>binder jetting</i>	10
Gambar 2.2. Perancah yang dibuat dari komposit <i>polylactic acid</i> (PLA) dan <i>hydroxyapatite</i> (HA) dengan metode cetak 3D FDM	12
Gambar 2.3. Prinsip dasar pencetakan 3D dengan metode <i>Fused Deposition Modeling</i> (FDM)	14
Gambar 2.4. Prinsip dasar pencetakan 3D dengan metode <i>Fused Deposition Modeling</i> (FDM), tampak depan	14
Gambar 2.5. Tipikal skematik pencetakan 3D dengan metode <i>Fused Deposition Modeling</i> (FDM)	16
Gambar 2.6. Piramida material termoplastik yang tersedia untuk metode FDM, semakin tinggi maka properti materialnya akan semakin tinggi	17
Gambar 2.7. Kiri ke kanan: 3 objek yang dicetak dengan <i>layer height</i> 50, 200, dan 300 mikron	18
Gambar 2.8. Tampak dekat dari objek yang sama	18
Gambar 2.9. Efek <i>stepping</i> akan semakin terlihat pada kurvatur yang lebih besar ...	19
Gambar 2.10. Objek hasil cetak printer 3D memiliki kekuatan yang berbeda di setiap sumbunya	20
Gambar 2.11. Skematik lapis demi lapis (<i>layer by layer</i>) metode FDM	21
Gambar 2.12. Garis-garis lapisan pada objek yang dicetak dengan metode FDM akan terlihat	21
Gambar 2.13. Dua silinder yang sama dicetak dengan <i>layer height</i> yang sama tetapi dengan orientasi yang berbeda, objek kiri vertikal dan kanan horizontal	22
Gambar 2.14. Perbedaan geometri internal objek yang dicetak dengan metode FDM	23
Gambar 2.15. Kebutuhan akan pemakaian <i>support</i> bergantung pada sudut <i>overhang</i>	24
Gambar 2.16. Objek T tidak berhasil dicetak tanpa <i>support</i>	24

Gambar 2.17. Lapisan yang dicetak di atas <i>support</i> memiliki kekasaran permukaan yang lebih tinggi.....	25
Gambar 2.18. Printer <i>Cartesian</i> Tipe 1, dimana sumbu X diletakkan di sumbu Z, sedangkan sumbu Y independen. Ini merupakan jenis printer <i>cartesian</i> yang paling banyak dipakai.....	26
Gambar 2.19. Printer <i>Cartesian</i> Tipe 2, dimana sumbu X diletakkan di sumbu Y, sedangkan sumbu Z independen.	27
Gambar 2.20. Printer <i>Cartesian</i> Tipe 3, dimana sumbu Y diletakkan di sumbu Z, sedangkan sumbu X independen.....	27
Gambar 2.21. Printer <i>core XY</i> , warna biru dan merah menunjukkan 2 <i>belt</i> yang berbeda.....	28
Gambar 2.22. Batang logam dibawah tekanan bertambah panjang dan berkurang luas penampangnya.....	31
Gambar 2.23. Ilustrasi alat pengujian tekan.....	34
Gambar 3.1. Diagram Alir Penelitian.....	38
Gambar 3.2. Dimensi luar (atas), unit cell (tengah) dengan urutan dari kiri ke kanan: 22.3%, 42.9%, 58.1%, dan 73.4%, serta desain perancah (bawah) dengan urutan dari kiri ke kanan: padat (0%), 22.3%, 42.9%, 58.1%, dan 73.4%.....	39
Gambar 3.3. Material <i>Poly(lactic acid)</i> PLA natural.....	40
Gambar 3.4. Tampilan software <i>slicer Ultimaker Cura 4.1.0</i> , saat akan mencetak perancah varian dengan porositas 58.1%.....	41
Gambar 3.5. Tampilan software <i>Repetier Host</i> , saat sedang mencetak perancah varian padat.....	42
Gambar 3.6. Mesin cetak 3D coreXY saat sedang mencetak perancah.....	42
Gambar 3.7. Tampak atas mesin cetak 3D coreXY, menunjukkan komponen yang digunakan.....	44
Gambar 3.8. Hasil cetak perancah varian porositas 42.9% sebelum dibersihkan....	44
Gambar 3.9. Hasil cetak perancah varian porositas 42.9% setelah dibersihkan.....	45
Gambar 3.10. Skematik kondisi batas pada pengujian tekan.....	48
Gambar 4.1. Hasil cetak perancah dengan variasi porositas dengan urutan dari kiri ke kanan: padat (0%), 22.3%, 42.9%, 58.1%, dan 73.4%.....	49

Gambar 4.2. Pengukuran volume pada perancah varian porositas 73.4%	52
Gambar 4.3. Kurva tegangan-regangan hasil simulasi	62
Gambar 4.4. Modulus elastisitas perancah hasil simulasi.....	63

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Sifat mekanis dari jaringan tubuh manusia.....	8
Tabel 2.2 Sifat mekanis dari berbagai jenis polimer yang dicetak menggunakan 3D printer.....	11
Tabel 4.1 Diameter luar perancah hasil cetak printer 3D dalam satuan mm	50
Tabel 4.2 Tinggi luar perancah hasil cetak printer 3D dalam satuan mm	51
Tabel 4.3 Volume hasil cetak dan perbandingannya dengan model CAD	53
Tabel 4.4 Porositas hasil cetak dan perbandingannya dengan model CAD.....	53
Tabel 4.5 <i>Raw data</i> (data mentah) gaya dan <i>displacement</i> dari perancah dengan porositas 22.3%	54
Tabel 4.6 Data yang sudah diolah menjadi <i>stress</i> , <i>strain</i> , dan modulus elastisitas dari perancah dengan porositas 22.3%	59

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Tulang umumnya memiliki kemampuan untuk regenerasi secara penuh, akan tetapi hanya berlaku pada cacat yang berukuran kecil (Hung, 2012). Cacat tulang yang berukuran kritis seperti bekas trauma, infeksi, penyakit degeneratif, tumor, dan sebagainya tidak bisa beregenerasi penuh tanpa bantuan. Dalam kebanyakan kasus, rekayasa jaringan tulang diperlukan untuk mengisi dan merangsang regenerasi pada daerah tulang yang rusak tersebut (Kalfas, 2001). Rekayasa jaringan tulang adalah prosedur pembedahan yang berupa penggantian tulang yang hilang untuk memperbaiki cacat seperti patah tulang yang kompleks, menimbulkan risiko kesehatan yang signifikan, atau gagal untuk sembuh secara sempurna (Hung, 2012).

Prosedur bedah ortopedi yang melibatkan rekayasa jaringan tulang telah berkembang pesat dalam beberapa dekade terakhir menjadikan tulang sebagai salah satu jaringan yang paling banyak ditransplantasikan (Gomez et al., 2016). *Autograft* atau rekayasa dengan mengambil perancah dari tulang di bagian lain dari pasien tetap menjadi solusi terbaik untuk sekarang. Namun metode ini masih memiliki banyak kelemahan seperti ketersediaan jaringan yang terbatas, nyeri, infeksi luka operasi, dan peningkatan waktu operasi (DeBoer, 1988). Pilihan rekayasa jaringan yang lain seperti *allograft* yang mengambil donor dari orang lain dan *xenograft* yang mengambil donor dari spesies lain (Hung, 2012) kurang umum digunakan karena biaya, potensi penularan penyakit dan penolakan oleh imun tubuh (Dimitriou et al., 2011).

Untuk menghindari masalah ini, semen tulang klinis telah dikembangkan untuk mengisi, menstabilkan, dan bahkan merangsang perbaikan kerusakan tulang yang kritis. Semen tulang kalsium fosfat adalah semen tulang sintetis dengan

kemampuan osteokonduktif dan pengiriman antibiotik. Namun, tidak memiliki sifat mekanik yang diperlukan untuk menahan beban yang diberikan. Semen akrilik (PMMA) memberikan dukungan mekanis yang kuat, namun tidak merangsang regenerasi tulang dan memiliki kelemahan seperti toksisitas yang tinggi serta mengakibatkan kerusakan jaringan sehat di sekitarnya. Juga, beberapa semen tulang telah terbukti menyebabkan tekanan lokal di sekitar area target yang dapat menyebabkan patah tulang sekunder. Semen berbahan logam keras seperti titanium memiliki sifat mekanik yang unggul. Meskipun demikian, material ini memiliki harga yang tinggi, bermasalah dengan integrasi tulang, dan berpotensi menyebabkan peradangan jaringan (Park et al., 2001).

Oleh karena itu, pemakaian perancah telah menjadi pendekatan yang menjanjikan untuk membuat pengganti tulang dengan mempertimbangkan hubungan antara perancah dengan sel-sel tulang tertentu, faktor pertumbuhan, dan perancah berpori yang biokompatibel (Langer dan Vacanti, 2000). Perancah yang ideal harus memenuhi beberapa kriteria. Pertama, material harus biokompatibel dan harus dapat diproduksi dengan jaringan yang saling berhubungan untuk meniru arsitektur jaringan alami (Compton dan Lewis, 2014). Kemudian, perancah harus bisa mengimitasi properti mekanis jaringan (Sabir, Xu, dan Li, 2009). Lalu, perancah harus bisa menyediakan lingkungan mikro yang mempromosikan pertumbuhan sel menuju tujuan yang diinginkan (O'Brien, 2011). Perancah juga harus menyediakan kondisi optimal untuk membentuk jaringan fungsional, dan harus memungkinkan untuk dibuat dalam bentuk kompleks dan tidak menyebabkan peradangan (Stuart, 2016). Terakhir, perancah harus memiliki sifat mekanik, porositas, dan ukuran pori yang sesuai (Murphy dan Atala, 2014). Penelitian telah menunjukkan bahwa perancah dengan ukuran pori berkisar antara 100 μm hingga 1500 μm cocok untuk aplikasi rekayasa jaringan termasuk tulang (Hulbert et al., 1970; Jones et al., 2007; Murphy, Haugh, dan O'Brien, 2010).

Pencetakan 3D yang juga dikenal sebagai manufaktur aditif, telah muncul sebagai terobosan terbaru untuk membuat perancah rekayasa jaringan tulang dengan struktur yang terdefinisi dengan baik dan mudah direproduksi,

memungkinkan pembuatan model anatomi 3D yang akurat dari jaringan tulang tertentu untuk pasien tertentu (Seitz et al., 2005). Beberapa keuntungan menggunakan pencetakan 3D adalah kemampuan untuk membuat perancah serbaguna menggunakan polimer sintesis yang memiliki kemampuan biodegradasi yang sudah dilabeli aman oleh FDA. Polimer-polimer ini meliputi *polylactic acid* (PLA), *polycaprolactone* (PCL) dan *polyurethane* (PU) yang biasa digunakan untuk kemasan makanan, obat, serta perangkat medis dan bedah (Schaschke dan Audic, 2014).

Karena keuntungan-keuntungan tersebut, pencetakan 3D menjadi metode yang menarik untuk dipakai dalam manufaktur perancah, terutama karena kapabilitasnya untuk mencetak material yang dapat terdegradasi seperti PLA. PLA merupakan material yang menarik untuk digunakan karena selain dapat terdegradasi, PLA juga mempunyai sifat biokompatibel dan kekuatan mekanik yang bagus (Pawar et al., 2014). Salah satu persyaratan untuk perancah adalah kekuatan mekanik yang menyerupai jaringan tulang karsinoma yang akan digantikan (Sabir, Xu, dan Li, 2009), dan modulus elastisitas efektif adalah properti yang penting dalam kekuatan mekanik. Sebelumnya, Jalil dan Todo (2017) telah meneliti perancah PLA dengan diameter pori 0.7mm, 1mm, dan 2mm. Mereka mencapai kesimpulan bahwa pori yang lebih kecil dari 0.7mm sulit untuk dicetak dan memiliki modulus elastisitas yang paling rendah, dan modulus elastisitas efektif perancah tidak berbanding lurus terhadap porositas dengan perancah berpori 1mm memiliki modulus elastisitas tertinggi. Germain et al (2018) meneliti efek dari *annealing* terhadap kekuatan dan degradasi struktur *gyroid* dan *strut based*, yang mencapai kesimpulan bahwa *annealing* tidak berdampak signifikan terhadap kekuatan, dan struktur *gyroid* lebih stabil setelah terdegradasi.

Berdasarkan penjelasan sebelumnya, dapat disimpulkan bahwa perancah PLA yang dicetak menggunakan mesin cetak 3D merupakan topik yang penting untuk diteliti, terutama modulus elastisitas efektifnya. Oleh karena itu, maka penulis memutuskan untuk melakukan penelitian berjudul Analisis Kekuatan Tekan Perancah Tulang *Polylactic Acid* Hasil Fabrikasi Mesin Cetak 3D.

1.2. Rumusan Masalah

Di antara banyak metode fabrikasi perancah yang digunakan untuk rekayasa jaringan tulang, pencetakan tiga dimensi (3D) adalah salah satu metode yang paling menarik. Pencetakan 3D adalah teknologi yang bisa membuat struktur 3D dengan tingkat kerumitan yang tinggi dengan cepat. Saat ini pencetakan 3D dapat membuat perancah dengan ukuran dimensi millimeter hingga nanometer (Ventrici de Souza et al., 2017). Teknologi ini dapat mengatasi banyak keterbatasan dari opsi fabrikasi konvensional seperti *solvent casting* dan *particulate leaching*, *gas foaming*, *fiber meshes* dan *fiber bonding*, *phase separation*, *melt molding*, *emulsion freeze drying*, serta *solution casting* dan *freeze drying*. Keterbatasan dari opsi-opsi konvensional ini adalah tidak mampu untuk mengontrol ukuran pori secara presisi, geometri pori, interkonektivitas pori, dan konstruksi saluran internal di dalam perancah (Peltola et al., 2008).

Saat ini telah banyak yang meneliti tentang perancah tulang yang difabrikasi dengan pencetakan 3D. Akan tetapi berdasarkan pengamatan penulis, hanya sedikit yang meneliti tentang perancah hasil fabrikasi mesin cetak 3D berbahan PLA murni dan modulus elastisitasnya (Jalil dan Todo, 2017; Germain et al., 2018; Fairag et al., 2019). Oleh karena itu, penulis memutuskan untuk meneliti perancah berbahan PLA murni hasil fabrikasi mesin cetak 3D yang difokuskan pada hasil cetak dan modulus elastisitas efektifnya.

1.3. Batasan Masalah

Agar dapat mencapai hasil akhir yang diinginkan dan tidak menyimpang dari masalah yang ditinjau, maka batasan masalah pada tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Pemodelan geometri struktur dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak *CAD SOLIDWORKS 2016*
2. Dalam penelitian ini terdapat 5 variasi porositas

3. *Slicing* model 3D pada penelitian ini menggunakan perangkat lunak *slicer Ultimaker Cura 4.1.0*
4. Pencetakan 3D yang digunakan pada penelitian ini adalah printer 3D dengan konfigurasi *core XY*
5. Material yang digunakan pada penelitian ini adalah *Polylactic Acid (PLA)*
6. Pengukuran dimensi hasil cetak 3D menggunakan jangka sorong
7. Pengukuran porositas hasil cetak 3D menggunakan metode pengukuran volume dengan gelas ukur
8. Dalam penelitian ini tidak dilakukan *Micro CT Scanning* pada hasil cetak, sehingga porositas mikro yang merupakan efek samping pencetakan 3D dan ukuran internal pori tidak diukur
9. Dalam penelitian ini tidak dilakukan pengujian tekan eksperimental
10. *Meshing* menggunakan perangkat lunak *Sharc Harpoon*
11. Simulasi pengujian tekan menggunakan perangkat lunak *MSC Marc*
12. Tidak dilakukan studi konvergen karena perangkat keras untuk simulasi tidak memadai

1.4. Tujuan Penelitian

Tujuan dari dilakukannya penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Mengetahui keakuratan dimensi dan porositas hasil cetak perancah berbahan dasar *polylactic acid (PLA)* yang dicetak menggunakan mesin cetak 3D dengan metode *Fused Deposition Modeling*
2. Mendapatkan modulus elastisitas efektif perancah *polylactic acid* menggunakan simulasi perangkat lunak
3. Mengetahui hubungan antara porositas dengan modulus elastisitas efektif perancah

1.5. Manfaat Penelitian

1. Bentuk kontribusi untuk perkembangan ilmu biomekanik di Jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya
2. Berkontribusi dalam pengembangan perancah tulang berbahan *polylactic acid* murni
3. Dapat menurunkan biaya produksi perancah tulang
4. Dapat dijadikan acuan untuk penelitian berikutnya

DAFTAR RUJUKAN

- Abbasi, N., Hamlet, S., Love, R.M. and Nguyen, N.T., 2020. Porous scaffolds for bone regeneration. *Journal of Science: Advanced Materials and Devices*, 5(1), pp.1-9. 10.1016/j.jsamd.2020.01.007.
- Ahmed, T.A., Dare, E.V. and Hincke, M., 2008. Fibrin: a versatile scaffold for tissue engineering applications. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, 14(2), pp.199-215. 10.1089/ten.teb.2007.0435.
- Ali, D., Ozalp, M., Blanquer, S.B. and Onel, S., 2019. Permeability and fluid flow-induced wall shear stress in bone scaffolds with TPMS and lattice architectures: A CFD analysis. *European Journal of Mechanics-B/Fluids*, 79, pp.376-385. 10.1016/j.euromechflu.2019.09.015.
- Ambu, R. and Morabito, A.E., 2019. Modeling, Assessment, and Design of Porous Cells Based on Schwartz Primitive Surface for Bone Scaffolds. *The Scientific World Journal*, 2019.
- American Society for Testing and Materials, 2015. D695-15 Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics, ASTM International, West Conshohocken, PA. 10.1520/D0695-15
- Autodesk, 2020. *What is Finite Element Analysis?*. [online] Tersedia di: <http://download.autodesk.com/us/algos/userguides/mergedProjects/getting_started/Introduction_to_Algor/What_is_FEA.htm> [Diakses pada: 2 April 2020].
- Avdeev, A.R., Shvets, A.A. and Torubarov, I.S., 2019, March. Investigation of Kinematics of 3D Printer Print Head Moving Systems. In *International Conference on Industrial Engineering* (pp. 461-471). Springer, Cham.

- Burg, K.J., Porter, S. and Kellam, J.F., 2000. Biomaterial developments for bone tissue engineering. *Biomaterials*, 21(23), pp.2347-2359. 10.1016/s0142-9612(00)00102-2.
- Cain, P., 2020. *Supports in 3D Printing: A technology overview*. [online] 3D Hubs. Tersedia di: <<https://www.3dhubs.com/knowledge-base/supports-3d-printing-technology-overview/>> [Diakses pada: 5 Juni 2020].
- Cain, P., 2020. *The impact of layer height on a 3D print*. [online] 3D Hubs. Tersedia di: <<https://www.3dhubs.com/knowledge-base/impact-layer-height-3d-print/>> [Diakses pada: 5 Juni 2020].
- Carolo, L., 2020. *3D Printer Axis: The Basics – Simply Explained*. [online] All3DP. Tersedia di: < <https://all3dp.com/2/3d-printer-axis-the-basics-simply-explained/>> [Diakses pada: 5 Juni 2020].
- Chen, G.Q. and Wu, Q., 2005. The application of polyhydroxyalkanoates as tissue engineering materials. *Biomaterials*, 26(33), pp.6565-6578. 10.1016/j.biomaterials.2005.04.036
- Compton, B.G. and Lewis, J.A., 2014. 3D-printing of lightweight cellular composites. *Advanced materials*, 26(34), pp.5930-5935. 10.1002/adma.201401804.
- Cordonnier, T., Sohier, J., Rosset, P. and Layrolle, P., 2011. Biomimetic materials for bone tissue engineering—state of the art and future trends. *Advanced Engineering Materials*, 13(5), pp.B135-B150. 10.1002/adem.201080098
- Cox, S.C., Thornby, J.A., Gibbons, G.J., Williams, M.A. and Mallick, K.K., 2015. 3D printing of porous hydroxyapatite scaffolds intended for use in bone tissue engineering applications. *Materials Science and Engineering: C*, 47, pp.237-247. 10.1016/j.msec.2014.11.024.
- Dave, H. K. *et al.* (2019) ‘Compressive Strength of PLA based Scaffolds: Effect of layer height, Infill Density and Print Speed’, *International Journal of Modern Manufacturing Technologies*, 11(1), pp. 21–27.

- De Boer, H.H., 1988. The history of bone grafts. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 226, pp.292-298.
- Diego, R.B., Estellés, J.M., Sanz, J.A., García-Aznar, J.M. and Sánchez, M.S., 2007. Polymer scaffolds with interconnected spherical pores and controlled architecture for tissue engineering: fabrication, mechanical properties, and finite element modeling. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 81(2), pp.448-455. 10.1002/jbm.b.30683.
- Dimitriou, R., Jones, E., McGonagle, D. and Giannoudis, P.V., 2011. Bone regeneration: current concepts and future directions. *BMC medicine*, 9(1), p.66. 10.1186/1741-7015-9-66.
- Djidi, D., Mignard, N. and Taha, M., 2015. Thermosensitive polylactic-acid-based networks. *Industrial Crops and Products*, 72, pp.220-230. 10.1016/j.indcrop.2014.09.035
- Encyclopaedia Britannica, 2019. *Young's Modulus*. [online] Tersedia di: <<https://www.britannica.com/science/Youngs-modulus>> [Diakses pada: 13 Desember 2019].
- Entezari, A., Fang, J., Sue, A., Zhang, Z., Swain, M.V. and Li, Q., 2016. Yielding behaviors of polymeric scaffolds with implications to tissue engineering. *Materials Letters*, 184, pp.108-111. <http://dx.doi.org/10.1016/j.matlet.2016.07.149>
- Fairag, R., Rosenzweig, D.H., Ramirez-Garcialuna, J.L., Weber, M.H. and Haglund, L., 2019. Three-Dimensional Printed Polylactic Acid Scaffolds Promote Bone-like Matrix Deposition in Vitro. *ACS applied materials & interfaces*, 11(17), pp.15306-15315. 10.1021/acsami.9b02502.
- Germain, L., Fuentes, C.A., van Vuure, A.W., des Rieux, A. and Dupont-Gillain, C., 2018. 3D-printed biodegradable gyroid scaffolds for tissue engineering

- applications. *Materials & Design*, 151, pp.113-122. 10.1016/j.matdes.2018.04.037.
- Ghassemi, T., Shahroodi, A., Ebrahimzadeh, M.H., Mousavian, A., Movaffagh, J. and Moradi, A., 2018. Current concepts in scaffolding for bone tissue engineering. *Archives of bone and joint surgery*, 6(2), p.90.
- Gómez, S., Vlad, M.D., López, J. and Fernández, E., 2016. Design and properties of 3D scaffolds for bone tissue engineering. *Acta biomaterialia*, 42, pp.341-350. 10.1016/j.actbio.2016.06.032.
- Gravel, M., Gross, T., Vago, R. and Tabrizian, M., 2006. Responses of mesenchymal stem cell to chitosan–coralline composites microstructured using coralline as gas forming agent. *Biomaterials*, 27(9), pp.1899-1906. 10.1016/j.biomaterials.2005.10.020.
- Gross, B.C., Erkal, J.L., Lockwood, S.Y., Chen, C. and Spence, D.M., 2014. Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. 10.1021/ac403397r.
- Gruber, P.R., 2001. Commodity polymers from renewable resources: Polylactic acid. In *Carbon Management: Implications for R & D in the Chemical Sciences and Technology* (pp. 166-184).
- Guerreiro, R., Pires, T., Guedes, J.M., Fernandes, P.R. and Castro, A.P., 2020. On the Tortuosity of TPMS Scaffolds for Tissue Engineering. *Symmetry*, 12(4), p.596. 10.3390/sym12040596.
- Gupta, B., Revagade, N. and Hilborn, J., 2007. Poly (lactic acid) fiber: An overview. *Progress in polymer science*, 32(4), pp.455-482. 10.1016/j.progpolymsci.2007.01.005
- Hollinger, J.O. and Schmitz, J.P., 1997. Macrophysiologic roles of a delivery system for vulnerary factors needed for bone regeneration. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 831, pp.427-437. 10.1111/j.1749-6632.1997.tb52215.x.

- Hulbert, S., Young, F.A., Mathews, R.S., Klawitter, J.J., Talbert, C.D. and Stelling, F.H., 1970. Potential of ceramic materials as permanently implantable skeletal prostheses. *Journal of biomedical materials research*, 4(3), pp.433-456. 10.1002/jbm.820040309.
- Hung, N.N., 2012. Basic knowledge of bone grafting. Bone Grafting. Rijeka, Croatia: InTech, pp.11-38. 10.5772/30442.
- Innofil3D, 2016. *Technical Data Sheet ABS*. [pdf] Innofil3D. Tersedia di: <<https://www.ultrafuseff.com/wp-content/uploads/2016/05/TDS-Innofil3D-ABS-160609.pdf>> [Diakses pada 5 Juni 2020].
- Instron, 2019. *What is Compression Testing?*. [online] Tersedia di: <<https://www.instron.us/en-us/our-company/library/test-types/compression-test>> [Diakses pada: 9 Desember 2019]
- Jalil, M.H. and Todo, M., 2017. Development and Characterization of Gear Shape Porous Scaffolds Using 3D Printing Technology. *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics*, 7(2), pp.74-83. 10.17706/ijbbb.2017.7.2.74-83.
- Jayawardene, T.S.S., Nakamura, M. and Goto, S., 2003. Accurate control position of belt drives under acceleration and velocity constraints. *International Journal of Control, Automation, and Systems*, 1(4), pp.474-483.
- Jones, A.C., Arns, C.H., Sheppard, A.P., Hutmacher, D.W., Milthorpe, B.K. and Knackstedt, M.A., 2007. Assessment of bone ingrowth into porous biomaterials using MICRO-CT. *Biomaterials*, 28(15), pp.2491-2504. 10.1016/j.biomaterials.2007.01.046.
- Jung, J.W., Park, J.H., Hong, J.M., Kang, H.W. and Cho, D.W., 2014. Octahedron pore architecture to enhance flexibility of nasal implant-shaped scaffold for rhinoplasty. *International journal of precision engineering and manufacturing*, 15(12), pp.2611-2616. 10.1007/s12541-014-0634-0.

- Kalfas, I.H., 2001. Principles of bone healing. *Neurosurgical focus*, 10(4), pp.1-4.
10.3171/foc.2001.10.4.2.
- Karageorgiou, V. and Kaplan, D., 2005. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials*, 26(27), pp.5474-5491.
10.1016/j.biomaterials.2005.02.002.
- Lacroix, D., Chateau, A., Ginebra, M.P. and Planell, J.A., 2006. Micro-finite element models of bone tissue-engineering scaffolds. *Biomaterials*, 27(30), pp.5326-5334.
10.1016/j.biomaterials.2006.06.009.
- Langer, R. and Vacanti, J.P., 2000. Tissue Eng. *Molecular therapy*, 1, p.12.
10.1006/mthe.1999.0003.
- Lee, H., Ahn, S., Bonassar, L.J. and Kim, G., 2013. Cell (MC3T3-E1)-Printed Poly (ϵ -caprolactone)/Alginate Hybrid Scaffolds for Tissue Regeneration. *Macromolecular rapid communications*, 34(2), pp.142-149.
10.1002/marc.201200524.
- Lin, C.Y., Schek, R.M., Mistry, A.S., Shi, X., Mikos, A.G., Krebsbach, P.H. and Hollister, S.J., 2005. Functional bone engineering using ex vivo gene therapy and topology-optimized, biodegradable polymer composite scaffolds. *Tissue engineering*, 11(9-10), pp.1589-1598.
10.1089/ten.2005.11.1589
- Liu, M. and Lv, Y., 2018. Reconstructing bone with natural bone graft: a review of in vivo studies in bone defect animal model. *Nanomaterials*, 8(12), p.999. 10.3390/nano8120999.
- Liu, P.S., Chen, G.F., Liu, P.S. and Chen, G.F., 2014. Characterization Methods: Basic Factors. *Porous Mater*, pp.411-492.
- Lopes, M.S., Jardini, A.L. and Maciel Filho, R.J.P.E., 2012. Poly (lactic acid) production for tissue engineering applications. *Procedia Engineering*, 42, pp.1402-1413. 10.1016/j.proeng.2012.07.534

- Makerbot, 2019. *PLA and ABS Strength Data*. [pdf] Brooklyn: Makerbot. Tersedia di: http://download.makerbot.com/legal/MakerBot_R__PLA_and_ABS_Strength_Data.pdf [Diakses pada 23 Agustus 2019].
- Matweb, 2019. *Compressive Strength Testing of Plastics*. [online] Tersedia di: <http://www.matweb.com/reference/compressivestrength.aspx> [Diakses pada: 10 Desember 2019].
- Mi, H.Y., Salick, M.R., Jing, X., Jacques, B.R., Crone, W.C., Peng, X.F. and Turng, L.S., 2013. Characterization of thermoplastic polyurethane/polylactic acid (TPU/PLA) tissue engineering scaffolds fabricated by microcellular injection molding. *Materials Science and Engineering: C*, 33(8), pp.4767-4776. 10.1016/j.msec.2013.07.037
- Milan, J.L., Planell, J.A. and Lacroix, D., 2009. Computational modelling of the mechanical environment of osteogenesis within a polylactic acid–calcium phosphate glass scaffold. *Biomaterials*, 30(25), pp.4219-4226. 10.1016/j.biomaterials.2009.04.026
- Murphy, C.M., Haugh, M.G. and O'brien, F.J., 2010. The effect of mean pore size on cell attachment, proliferation and migration in collagen–glycosaminoglycan scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials*, 31(3), pp.461-466. 10.1016/j.biomaterials.2009.09.063.
- Murphy, S.V. and Atala, A., 2014. 3D bioprinting of tissues and organs. *Nature biotechnology*, 32(8), p.773. 10.1038/nbt.2958.
- Niaza, K. V. *et al.* (2016) '3D-printed scaffolds based on PLA/HA nanocomposites for trabecular bone reconstruction', *Journal of Physics: Conference Series*, 741(1). doi: 10.1088/1742-6596/741/1/012068.
- O'brien, F.J., 2011. Biomaterials & scaffolds for tissue engineering. *Materials today*, 14(3), pp.88-95. 10.1016/S1369-7021(11)70058-X.

- P Pawar, R., U Tekale, S., U Shisodia, S., T Totre, J. and J Domb, A., 2014. Biomedical applications of poly (lactic acid). *Recent patents on regenerative medicine*, 4(1), pp.40-51.
- Park, H.K., Dujovny, M., Agner, C. and Diaz, F.G., 2001. Biomechanical properties of calvarium prosthesis. *Neurological research*, 23(2-3), pp.267-276. 10.1179/016164101101198424.
- Park, S., Kim, G., Jeon, Y.C., Koh, Y. and Kim, W., 2009. 3D polycaprolactone scaffolds with controlled pore structure using a rapid prototyping system. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 20(1), pp.229-234. 10.1007/s10856-008-3573-4.
- Peltola, S.M., Melchels, F.P., Grijpma, D.W. and Kellomäki, M., 2008. A review of rapid prototyping techniques for tissue engineering purposes. *Annals of medicine*, 40(4), pp.268-280. 10.1080/07853890701881788.
- Redwood, B., 2020. *How does part orientation affect a 3D print?*. [online] 3D Hubs. Tersedia di: <<https://www.3dhubs.com/knowledge-base/how-does-part-orientation-affect-3d-print/>> [Diakses pada: 5 Juni 2020].
- Roosa, S.M.M., Kemppainen, J.M., Moffitt, E.N., Krebsbach, P.H. and Hollister, S.J., 2010. The pore size of polycaprolactone scaffolds has limited influence on bone regeneration in an in vivo model. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 92(1), pp.359-368. 10.1002/jbm.a.32381.
- Rouzeau, P., 2016. *Halenia CoreXY printer*. [online] GitHub. Tersedia di: <<https://github.com/PRouzeau/Halenia-CoreXY-printer/>> [Diakses pada: 5 Juni 2020].
- Sabir, M.I., Xu, X. and Li, L., 2009. A review on biodegradable polymeric materials for bone tissue engineering applications. *Journal of materials science*, 44(21), pp.5713-5724. 10.1007/s10853-009-3770-7.

- Salgado, A.J., Coutinho, O.P. and Reis, R.L., 2004. Bone tissue engineering: state of the art and future trends. *Macromolecular bioscience*, 4(8), pp.743-765. 10.1002/mabi.200400026.
- Schaschke, C. and Audic, J.L., 2014. biodegradable materials. 10.3390/ijms151121468.
- SD3D, 2020. *PLA Technical Data Sheet*. [pdf] SD3D. Tersedia di: <https://www.sd3d.com/wp-content/uploads/2017/06/MaterialTDS-PLA_01.pdf> [Diakses pada 5 Juni 2020].
- Seitz, H., Rieder, W., Irsen, S., Leukers, B. and Tille, C., 2005. Three-dimensional printing of porous ceramic scaffolds for bone tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 74(2), pp.782-788. 10.1002/jbm.b.30291.
- Senatov, F.S., Niaza, K.V., Zadorozhnyy, M.Y., Maksimkin, A.V., Kaloshkin, S.D. and Estrin, Y.Z., 2016. Mechanical properties and shape memory effect of 3D-printed PLA-based porous scaffolds. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 57, pp.139-148. 10.1016/j.jmbbm.2015.11.036.
- Serra, T., Ortiz-Hernandez, M., Engel, E., Planell, J.A. and Navarro, M., 2014. Relevance of PEG in PLA-based blends for tissue engineering 3D-printed scaffolds. *Materials Science and Engineering: C*, 38, pp.55-62. 10.1016/j.msec.2014.01.003.
- Serra, T., Planell, J.A. and Navarro, M., 2013. High-resolution PLA-based composite scaffolds via 3-D printing technology. *Acta biomaterialia*, 9(3), pp.5521-5530. 10.1016/j.actbio.2012.10.041.
- Seyednejad, H., Gawlitta, D., Kuiper, R.V., de Bruin, A., van Nostrum, C.F., Vermonden, T., Dhert, W.J. and Hennink, W.E., 2012. In vivo

- biocompatibility and biodegradation of 3D-printed porous scaffolds based on a hydroxyl-functionalized poly (ϵ -caprolactone). *Biomaterials*, 33(17), pp.4309-4318. 10.1016/j.biomaterials.2012.03.002.
- Studart, A.R., 2016. Additive manufacturing of biologically-inspired materials. *Chemical Society Reviews*, 45(2), pp.359-376. 10.1039/c5cs00836k.
- Sulong, M.A., Belova, I.V., Boccaccini, A.R., Murch, G.E. and Fiedler, T., 2016. A model of the mechanical degradation of foam replicated scaffolds. *Journal of materials science*, 51(8), pp.3824-3835. 10.1007/s10853-015-9701-x.
- Trachtenberg, J.E., Mountziaris, P.M., Miller, J.S., Wettergreen, M., Kasper, F.K. and Mikos, A.G., 2014. Open-source three-dimensional printing of biodegradable polymer scaffolds for tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 102(12), pp.4326-4335. 10.1002/jbm.a.35108.
- Tsuruga, E., Takita, H., Itoh, H., Wakisaka, Y. and Kuboki, Y., 1997. Pore size of porous hydroxyapatite as the cell-substratum controls BMP-induced osteogenesis. *The Journal of Biochemistry*, 121(2), pp.317-324.
- Tyler, B., Gullotti, D., Mangraviti, A., Utsuki, T. and Brem, H., 2016. Polylactic acid (PLA) controlled delivery carriers for biomedical applications. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 107, pp.163-175. 10.1016/j.addr.2016.06.018.
- Ultimaker, 2018. *Technical Data Sheet ABS*. [pdf] Ultimaker. Tersedia di: <<https://ultimaker.com/download/74640/UM180821%20TDS%20ABS%20RB%20V11.pdf>> [Diakses pada 2 Desember 2019].
- Ultimaker, 2018. *Technical Data Sheet Nylon*. [pdf] Ultimaker. Tersedia di: <<https://ultimaker.com/download/74969/UM180821%20TDS%20Nylon%20RB%20V11.pdf>> [Diakses pada 2 Desember 2019].

- Ultimaker, 2018. *Technical Data Sheet PC*. [pdf] Ultimaker. Tersedia di: <<https://ultimaker.com/download/74975/UM180821%20TDS%20PC%20RB%20V11.pdf>> [Diakses pada 2 Desember 2019].
- Ultimaker, 2018. *Technical Data Sheet PLA*. [pdf] Ultimaker. Tersedia di: <<https://ultimaker.com/download/74599/UM180821%20TDS%20PLA%20RB%20V10.pdf>> [Diakses pada 2 Desember 2019].
- Varotsis, A.B., 2020. *Introduction to FDM 3D printing*. [online] 3D Hubs. Tersedia di: <<https://www.3dhubs.com/knowledge-base/introduction-fdm-3d-printing/>> [Diakses pada: 5 Juni 2020].
- Ventrici de Souza, J., Liu, Y., Wang, S., Dörig, P., Kuhl, T.L., Frommer, J. and Liu, G.Y., 2017. Three-dimensional nanoprinting via direct delivery. *The Journal of Physical Chemistry B*, 122(2), pp.956-962. 10.1021/acs.jpcc.7b06978.
- Verhulsel, M., Vignes, M., Descroix, S., Malaquin, L., Vignjevic, D.M. and Viovy, J.L., 2014. A review of microfabrication and hydrogel engineering for micro-organs on chips. *Biomaterials*, 35(6), pp.1816-1832. 10.1016/j.biomaterials.2013.11.021.
- Veyhl, C., Belova, I.V., Murch, G.E., Öchsner, A. and Fiedler, T., 2010. On the mesh dependence of non-linear mechanical finite element analysis. *Finite elements in analysis and design*, 46(5), pp.371-378. 10.1016/j.finel.2009.12.003.
- Williams, J.L. and Lewis, J.L., 1982. Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis. 10.1115/1.3138303.
- Xia, X.C., Chen, X.W., Zhang, Z., Chen, X., Zhao, W.M., Liao, B. and Hur, B., 2013. Effects of porosity and pore size on the compressive properties of closed-cell Mg alloy foam. *Journal of Magnesium and Alloys*, 1(4), pp.330-335. 10.1016/j.jma.2013.11.006.

Zimmerman, R. W. B. T.-D. in P. S. (ed.), 1991. Effective Elastic Moduli, *Developments in Petroleum Science*. Elsevier, pp. 110–127.
10.1016/S0376-7361(08)70281-4.