

STUDI KEKUATAN TARIK DAN TEKUK LOCKING COMPRESSION PLATE (LCP) HASIL 3D PRINTING

*Bimasakti Sulthan Al Azis¹, Agus Suprihanto², Gunawan Dwi Haryadi²

¹Mahasiswa Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

²Dosen Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

Jl. Prof. Sudharto, SH., Tembalang-Semarang 50275, Telp. +62247460059

*E-mail: bimasaktisaa@gmail.com

Abstrak

Tulang manusia sulit diperbaiki secara alami, dan operasi diperlukan untuk kerusakan serius. Cara konvensional seperti cangkok *autograft* dan *allograft* memiliki kekurangan, serta implan logam dapat menghambat penyembuhan. Oleh karena itu, penelitian tentang *locking compression plate* (LCP) yang terbuat dari polimer biokompatibel dan *biodegradable* diperlukan. Teknologi pencetakan 3D dapat digunakan untuk personalisasi implan dan meningkatkan kekuatan dan stabilitas. Studi berfokus pada pengaruh orientasi deposisi filamen PLA pada 3D *printing* terhadap kekuatan tarik dan tekuk LCP. Arah deposisi yang digunakan yaitu [90, 90]. Hasil penelitian menunjukkan cetak 3D LCP telah dilakukan dengan akurasi dan presisi yang baik. Tidak terdapat perbedaan signifikan antara Massa Rencana, Massa Aktual, dan Massa Jenis dari LCP. Massa Aktual berkisar antara 6,20 – 6,33 gram (rata-rata 6,26 gram). Massa Jenis berkisar antara 1,18 – 1,21 gram/cm³ (rata-rata 1,20 gram/cm³). LCP dengan orientasi deposisi [90, 90]/T cetak 3D memiliki nilai rata-rata UTS sebesar 33,780 MPa dan regangan sebesar 0,0734 mm/mm saat diuji tarik. Selain itu, menghasilkan nilai kekuatan lentur rata-rata sebesar 96,273 MPa dan defleksi rata-rata sebesar 23,43 mm saat diuji tekuk. Spesimen dengan orientasi deposisi [90, 90] memiliki arah serat yang sejajar dengan arah gaya pembebanan. Modus patahan yang terjadi sangat dipengaruhi oleh kekuatan serat, di mana patahan terjadi pada setiap serat.

Kata kunci: 3d *printing*; *biodegradable polymeric*; pcl; pla

Abstract

Human bones are difficult to repair naturally, and surgery is required for serious damage. Conventional methods such as *autograft* and *allograft* have drawbacks, and metal implants can impede healing. Therefore, research on locking compression plates (LCP) made from biocompatible and biodegradable polymers is necessary. 3D printing technology can be used to personalize implants and enhance strength and stability. The study focuses on the impact of PLA filament deposition orientation in 3D printing on the tensile and bending strength of LCP. The deposition orientation used is [90, 90]. The results of the study indicate that 3D printed LCP was done with good accuracy and precision. There were no significant differences between the Planned Mass, Actual Mass, and Density of the LCP. The Actual Mass ranged from 6.20 to 6.33 grams (average 6.26 grams). The Density ranged from 1.18 to 1.21 grams/cm³ (average 1.20 grams/cm³). The 3D printed LCP with [90, 90]/T deposition orientation had an average UTS value of 33.780 MPa and a strain of 0.0734 mm/mm during tensile testing. Additionally, it produced an average flexural strength of 96.273 MPa and an average deflection of 23.43 mm during bending tests. Specimens with [90, 90] deposition orientation have fiber directions parallel to the loading direction. The fracture mode is greatly influenced by fiber strength, where fractures occur in each fiber.

Keywords: 3d *printing*; *biodegradable polymeric*; pcl; pla

1. Pendahuluan

Tulang manusia memiliki batasan dalam perbaikan dan regenerasi secara alami. Ketika kerusakan pada tulang melewati kapasitas yang dapat diterima, akan memerlukan perbaikan melalui bantuan tambahan melalui prosedur bedah ortopedi [1]. Prosedur bedah ortopedi saat ini umumnya menggunakan metode cangkok seperti *autograft* dan *allograft*, serta metode implan seperti logam dan plastik. *Autograft*, memiliki masalah seperti morbiditas donor, nyeri, dan ketersediaan volume jaringan yang besar yang terbatas. Dalam hal *allograft*, kekurangannya termasuk risiko penyakit menular, immunogenisitas, dan kurangnya donor yang memadai [2].

Penggunaan implan, bertujuan untuk menyangga atau menyambung bagian tulang yang patah. Implan ini secara ilmiah dinamakan *locking compression plate* (LCP) yang terdiri dari pelat dan sekrup. LCP dirancang untuk dapat menanggung beban tubuh dan beban lainnya sampai tulang itu sembuh dan menyatu kembali [3]. Implan LCP yang terbuat dari logam memiliki masalah biokompatibilitas dengan jaringan asli dan memiliki kekakuan yang relatif tinggi dibandingkan dengan batas kekakuan tulang dapat menghambat penyembuhan tulang [4]. Oleh karena itu, diperlukan

penelitian lebih lanjut untuk membuat sebuah LCP dengan bahan alternatif seperti polimer yang memiliki biokompabilitas, biodegradabilitas, dan juga sifat mekanis yang kuat.

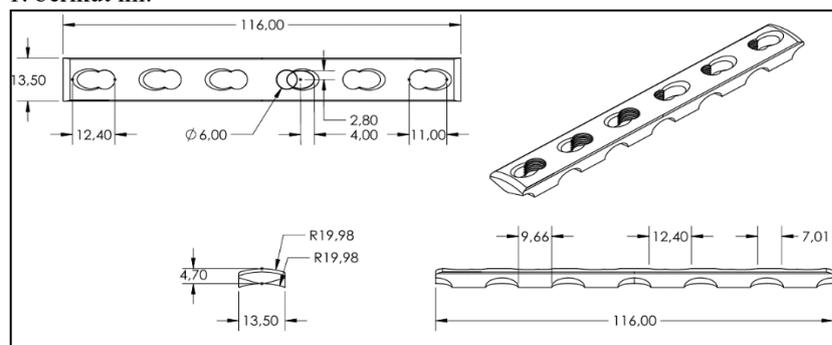
Berbagai polimer yang dapat terdegradasi dan bersifat biokompatibel, telah dikembangkan untuk aplikasi biomedis. Dalam dunia medis, *polylactide* (PLA) dan *polycaprolactone* (PCL), adalah polimer sintesis yang sering digunakan dikarenakan kemampuan biokompatibilitas, biodegradabilitas, dan sifat mekanis yang kuat [2]. PLA umum digunakan karena tidak toksik dan terdegradasi dengan terkendali dalam tubuh manusia [5].

Selain memiliki tantangan dalam penggunaan bahan logam pada LCP, metode tradisional pembuatan implan memiliki banyak keterbatasan yang membuatnya sulit untuk memenuhi kebutuhan individu pasien, dimana untuk ukuran dan bentuk pasien berbeda satu sama lain. Hal tersebut dapat mengakibatkan tegangan yang dapat menyebabkan resorpsi tulang berikutnya dan kegagalan implan akhir. Tantangan ini dapat dijawab dengan *additive manufacturing* (AM) atau teknologi pencetakan 3D, sebuah teknik fabrikasi digital canggih yang mampu menghasilkan komponen-komponen dengan struktur kompleks dan presisi, memberikan peluang untuk personalisasi [6]. Penggunaan *3D printing* dengan PLA telah menjadi metode produksi alternatif yang menarik untuk LCP [7].

Kekuatan tarik dan bending adalah parameter utama yang harus diperhatikan dalam pembuatan LCP karena keduanya memainkan peran vital dalam menjaga stabilitas fragmen tulang selama proses penyembuhan. Oleh karena itu, bagaimana metode produksi melalui 3D printing dengan PLA memengaruhi karakteristik mekanik LCP menjadi sangat penting dalam penelitian ini.

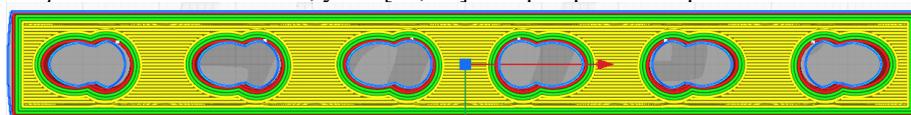
2. Bahan dan Metode Penelitian

LCP yang menggabungkan lubang konvensional dengan lubang berulir dirancang sehingga dapat menampung baik sekrup konvensional untuk plat kompresi, *locking head screws* (LHS) untuk fiksator internal, ataupun sebagai plat kombinasi/*hybrid* yang menggabungkan kedua jenis lubang [8]. Adapun desain dan geometri LCP pada penelitian bisa dilihat pada Gambar 1. berikut ini.



Gambar 1. Geometri desain *locking compression plate* (LCP)

Prinsip metode cetak 3D didasarkan dengan mengubah model 3D virtual menjadi *layer* untuk pembuatan benda 3D secara aditif [9]. Material PLA yang digunakan adalah PLA eSun berbentuk filament dengan diameter 1,75 mm. 3D printer yang digunakan adalah Creality Ender 3. Tahapan dalam membuat LCP dengan metode cetak 3D diawali dengan memasukkan *file .stl* hasil desain ke *software* UltiMaker Cura. Pada tahap *slicing*, orientasi deposisi (Gambar 2) diatur dengan mengubah *Top/Bottom Line Direction*, yaitu [90, 90]. Adapun parameter pencetakan bisa dilihat pada Tabel 1.



Gambar 2. Orientasi Deposisi *layer* Longitudinal 90°

Tabel 1. Parameter Pencetakan pada *Software* UltiMaker Cura

Sub Menu	Parameter	Units	Value
Quality	Layer Height	mm	0.15
	Enable Retraction	-	√
Fill	Bottom Thickness	mm	0.8
	Fill Density	%	100
Speed & Temperature	Print Speed	mm/s	50
	Printing Temperature	°C	210
	Bed Temperature	°C	60
Filament	Diameter	mm	1.75
	Flow	%	100
Machine	Nozzle size	mm	0.4
Cool	Enable Cooling Fan	-	√

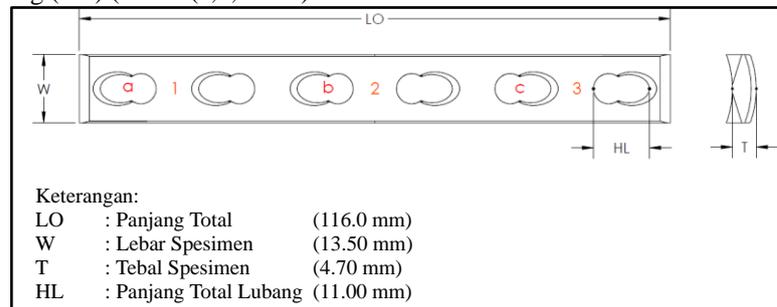
Setiap LCP yang telah berhasil dicetak akan diverifikasi apakah sudah sesuai desain, setelah itu dilanjutkan ke proses pengujian tarik ataupun tekuk. Beberapa parameter yang dapat diperoleh dari pengujian tarik termasuk kekuatan tarik (*Ultimate Tensile Strength*) dan elongasi (*Elongation*) [10]. Kemudian, pengujian tekuk adalah tegangan tekuk maksimum dan defleksi [11]. Alat yang digunakan untuk pengujian adalah TMA - WEW-1000B. Adapun kode LCP dari setiap variasi untuk uji tarik dan uji tekuk dapat dilihat pada Tabel 2.

Tabel 2. Kode LCP untuk Uji Tarik dan Uji Tekuk

Pengujian	Arah Deposisi	Kode Nama
Uji Tarik	Longitudinal 90 ⁰	[90, 90]/T
Uji Tekuk	Longitudinal 90 ⁰	[90, 90]/B

3. Hasil dan Pembahasan

Pengukuran LCP menjadi hal yang sangat penting dilakukan untuk memastikan tingkat keakuratan dan kepresisian hasil cetakan. Detail geometri LCP yang dapat dilihat pada Gambar 3, dan hasil pengukuran LCP tersedia dalam Tabel 3. Pengukuran dilakukan menggunakan *Vernier Caliper* merk Krisbow dengan ketelitian 0,05 mm. Untuk beberapa geometri, pengukuran dilakukan pada beberapa titik, yaitu lebar (W) (3 titik (1,2, dan 3)), ketebalan (T) (2 titik (1 dan 3)), dan jarak lubang (HL) (3 titik (a,b, dan c)).



Gambar 3. Geometri desain *locking compression plate* (LCP)

Tabel 3. Data Pengukuran Geometri LCP Hasil Cetak 3D

Kode Spesimen	Sampel	L (mm)	W (mm)			T (mm)		HL (mm)		
			1	2	3	1	3	a	b	c
[90, 90]/T	1	116,05	13,55	13,55	13,60	4,75	4,75	11,00	11,05	11,05
	2	116,10	13,60	13,55	13,60	4,80	4,75	10,95	11,00	10,95
	3	116,05	13,55	13,55	13,55	4,70	4,75	10,95	10,95	11,00
[90, 90]/B	1	116,10	13,55	13,60	13,60	4,70	4,70	10,95	11,00	10,95
	2	116,10	13,50	13,55	13,50	4,70	4,70	11,00	11,05	11,00
	3	116,10	13,50	13,55	13,50	4,75	4,70	11,00	11,00	11,00

Dimensi hasil pengukuran LCP menunjukkan bahwa proses pembuatan telah berlangsung dengan akurasi dan presisi yang baik. Hasil pengukuran pada Tabel 3, menunjukkan bahwa dimensi LCP mendekati geometri desain yang telah ditetapkan.

Berikut adalah data hasil pengukuran massa dan massa jenis dari LCP yang dihasilkan melalui metode cetak 3D. Informasi ini tersedia dalam Tabel 4 Melalui pengukuran ini, kita dapat mengevaluasi apakah proses cetak 3D telah menghasilkan produk dengan konsistensi massa dan massa jenis yang diharapkan dan dapat membantu dalam mengoptimalkan proses produksi untuk mencapai hasil yang diinginkan.

Tabel 4. Data Pengukuran Massa dan Massa Jenis LCP Hasil Cetak 3D

Kode Spesimen	Massa Rencana (gr)	Massa Aktual (gr)				Massa Jenis (gr/cm ³)			
		Spesimen Ke-				Spesimen Ke-			
		1	2	3	Rata-Rata	1	2	3	Rata-Rata
[90, 90]/T	6,50	6,20	6,10	6,30	6,20	1,19	1,17	1,18	1,18
[90, 90]/B	6,50	6,30	6,30	6,40	6,33	1,20	1,20	1,22	1,21

Massa Rencana merupakan perkiraan massa oleh *software* UltiMaker Cura untuk pembuatan LCP. Tidak terdapat perbedaan signifikan dalam Massa Rencana, Massa Aktual, dan Massa Jenis dari LCP. Massa Aktualnya berkisar antara 6,20 – 6,33 gr (rata-rata 6,26 gr). Massa Jenisnya berkisar antara 1,18 – 1,21 gr/cm³ (rata-rata 1,20 gr/cm³).

Pengujian tarik dilakukan untuk mengetahui kekuatan tarik dari LCP. Metode ini melibatkan pemberian beban gaya searah sumbu pada spesimen uji. Sedangkan, pengujian tekuk dilakukan untuk mengetahui kekuatan lentur dari LCP. Metode ini melibatkan pemberian beban gaya yang merenggangkan atau membengkokkan spesimen uji. Pada Gambar 4 - Gambar 7, menunjukkan visualisasi setiap perubahan LCP sebelum dan setelah menjalani pengujian.



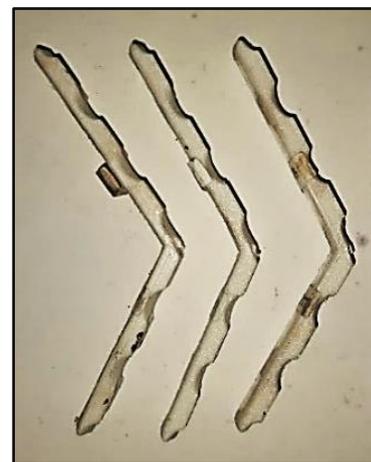
Gambar 4. LCP [90, 90]/T Sebelum Uji Tarik



Gambar 5. LCP [90, 90]/T Sesudah Uji Tarik

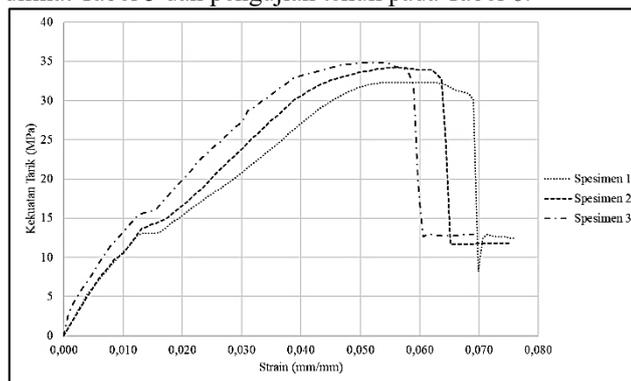


Gambar 6. LCP [90, 90]/B Sebelum Uji Tekuk



Gambar 7. LCP [90, 90]/B Sesudah Uji Tekuk

Pada pengujian tarik menghasilkan grafik *stress-strain* dari 3 spesimen LCP hasil cetak 3D (Gambar 8.), yang dimana menunjukkan kemiripan satu sama lain untuk setiap spesimen pengujian. Kemudian, terkait data yang lebih detail dari hasil pengujian tarik bisa dilihat Tabel 5 dan pengujian tekuk pada Tabel 6.



Gambar 8. Grafik *Stress-Strain* Uji Tarik LCP Hasil Cetak 3D

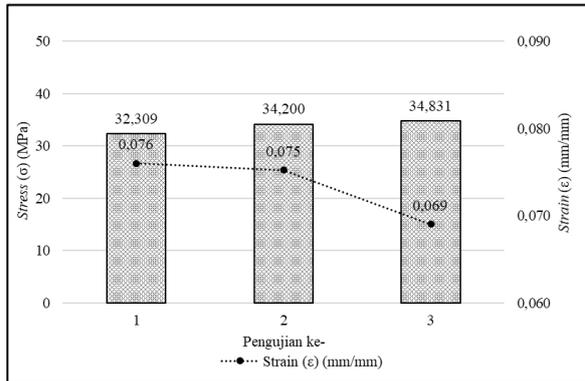
Tabel 5. Data Uji Tarik LCP Hasil Cetak 3D

Kode Spesimen	Sampel	Fmaks (kN)	ΔL (mm)	UTS (σ) (MPa)	Strain (ϵ) (mm/mm)
[90, 90]/T	1	2,05	8,82	32,309	0,0760
	2	2,17	8,73	34,200	0,0753
	3	2,21	8,01	34,831	0,0691
	Rata - Rata	2,14	8,52	33,780	0,0734

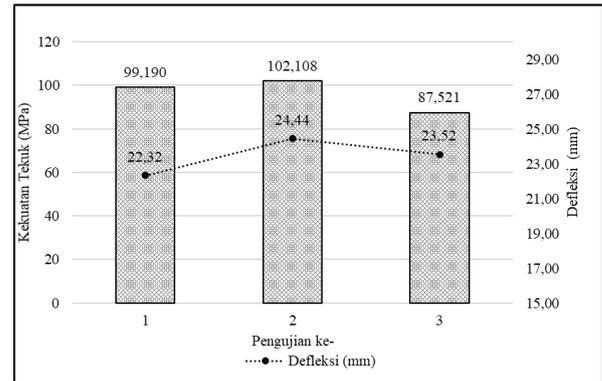
Tabel 6. Data Uji Tekuk LCP Hasil Cetak 3D

Kode Spesimen	Sampel	F_{maks} (kN)	σ_b (MPa)	Defleksi (mm)
[90, 90]/B	1	0,34	99,190	22,32
	2	0,35	102,108	24,44
	3	0,30	87,521	23,52
Rata - Rata		0,33	96,273	23,43

Dari Tabel 5, diketahui bahwa LCP dengan orientasi deposisi [90, 90]/T cetak 3D memiliki nilai rata-rata UTS sebesar 33,780 MPa dan regangan sebesar 0,0734 mm/mm saat diuji tarik. Tabel 6 menunjukkan bahwa pengujian tekuk LCP dengan orientasi deposisi [90, 90]/T menghasilkan nilai kekuatan lentur rata-rata sebesar 96,273 MPa dan defleksi rata-rata sebesar 23,43 mm. Visualisasi hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 9 untuk uji tarik dan Gambar 10 untuk uji tekuk.



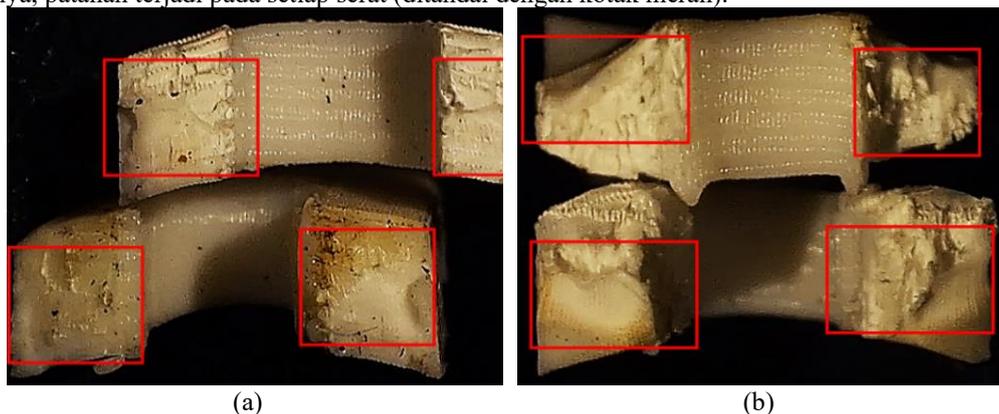
Gambar 9. Diagram *Stress - Strain* Uji Tarik LCP



Gambar 10. Diagram Kekuatan Tekuk - Defleksi Uji Tekuk LCP

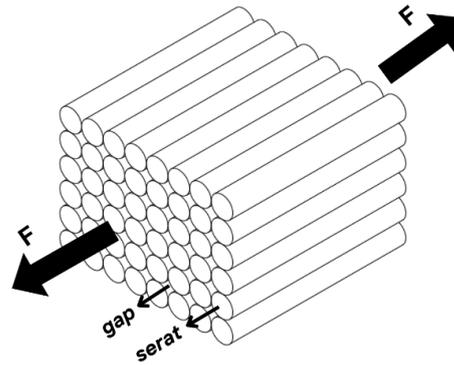
Berdasarkan Gambar 9, menunjukkan bahwa material memiliki kekuatan tarik yang cukup konsisten dengan peningkatan nilai *stress* dan penurunan sedikit pada nilai *strain*, yang mengindikasikan sedikit peningkatan kekakuan material pada pengujian terakhir. Sementara itu, Gambar 10 bahwa pada pengujian kedua, material mampu menahan deformasi lebih besar sebelum mengalami kegagalan. Pengujian pertama dan ketiga menunjukkan nilai kekuatan tekuk yang lebih rendah dibanding pengujian kedua, namun tetap dalam rentang yang dapat diterima, dengan defleksi yang sedikit bervariasi.

Gambar 11 (a) menunjukkan gambaran patahan pada pengujian tarik LCP [90,90]/T. Pembebanan dilakukan searah dengan arah serat. Akibatnya, patahan terjadi pada setiap serat (ditandai dengan kotak merah). Gambar 11 (b) menunjukkan gambaran patahan pada pengujian tekuk LCP [90,90]/B. Pembebanan dilakukan tegak lurus terhadap arah serat. Akibatnya, patahan terjadi pada setiap serat (ditandai dengan kotak merah).



Gambar 11. Patahan LCP [90,90]/T (a) Uji Tarik (b) Uji Tekuk

Spesimen dengan orientasi deposisi [90, 90] memiliki arah serat yang sejajar dengan arah gaya pembebanan. Modus patahan yang terjadi sangat dipengaruhi oleh kekuatan serat, di mana patahan terjadi pada setiap serat. Gambar 12 berikut memperlihatkan susunan serat dan patahan yang terjadi.



Gambar 12. Mekanisme Patahan LCP [90, 90]

4. Kesimpulan

Dimensi hasil pengukuran LCP menunjukkan bahwa proses pembuatannya telah dilakukan dengan akurasi dan presisi yang baik. Tidak terdapat perbedaan signifikan antara Massa Rencana, Massa Aktual, dan Massa Jenis dari LCP. Massa Aktual berkisar antara 6,20 – 6,33 gram (rata-rata 6,26 gram). Massa Jenis berkisar antara 1,18 – 1,21 gram/cm³ (rata-rata 1,20 gram/cm³). LCP dengan orientasi deposisi [90, 90]/T cetak 3D memiliki nilai rata-rata UTS sebesar 33,780 MPa dan regangan sebesar 0,0734 mm/mm saat diuji tarik. Selain itu, menghasilkan nilai kekuatan lentur rata-rata sebesar 96,273 MPa dan defleksi rata-rata sebesar 23,43 mm saat diuji tekuk. Spesimen dengan orientasi deposisi [90, 90] memiliki arah serat yang sejajar dengan arah gaya pembebanan. Modus patahan yang terjadi sangat dipengaruhi oleh kekuatan serat, di mana patahan terjadi pada setiap serat.

5. Daftar Pustaka

- [1] Z. Li, Q. Wang, and G. Liu, "A Review of 3D Printed Bone Implants," *Micromachines*, vol. 13, no. 4. MDPI, Apr. 01, 2022. doi: 10.3390/mi13040528.
- [2] G. Narayanan, V. N. Vernekar, E. L. Kuyinu, and C. T. Laurencin, "Poly (lactic acid)-based biomaterials for orthopaedic regenerative engineering," *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 107. Elsevier B.V., pp. 247–276, Dec. 15, 2016. doi: 10.1016/j.addr.2016.04.015.
- [3] M. N. Latif, Syahril, R. A. Nabawi, and I. P. Nanda, "SIMULASI DAN ANALISIS LOCKING COMPRESSION PLATE IMPLAN TULANG PAHA MENGGUNAKAN METODA FINITE ELEMENT ANALYSIS," *Jurnal Sains dan Teknologi*, vol. 19, no. 1, 2019.
- [4] H. J. Chung *et al.*, "Feasibility of 3D-Printed Locking Compression Plates with Polyether Ether Ketone (PEEK) in Tibial Comminuted Diaphyseal Fractures," *Polymers (Basel)*, vol. 15, no. 14, Jul. 2023, doi: 10.3390/polym15143057.
- [5] S. Solechan *et al.*, "Investigating the Effect of PCL Concentrations on the Characterization of PLA Polymeric Blends for Biomaterial Applications," *Materials*, vol. 15, no. 20, Oct. 2022, doi: 10.3390/ma15207396.
- [6] M. Meng, J. Wang, H. Huang, X. Liu, J. Zhang, and Z. Li, "3D printing metal implants in orthopedic surgery: Methods, applications and future prospects," *Journal of Orthopaedic Translation*, vol. 42. Elsevier (Singapore) Pte Ltd, pp. 94–112, Sep. 01, 2023. doi: 10.1016/j.jot.2023.08.004.
- [7] C. H. Cheng, M. Y. Shie, Y. H. Lai, N. P. Foo, M. J. Lee, and C. H. Yao, "Fabrication of 3d printed poly(Lactic acid)/polycaprolactone scaffolds using tgf- β 1 for promoting bone regeneration," *Polymers (Basel)*, vol. 13, no. 21, Nov. 2021, doi: 10.3390/polym13213731.
- [8] D. L. Miller and T. Goswami, "A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing," in *The SAGE Handbook of Cultural Analysis*, SAGE Publications Inc., 2008, pp. 291–310. doi: 10.4135/9781848608443.n14.
- [9] M. Gurr and R. Mulhaupt, *Rapid Prototyping*. 2016.
- [10] H. Budiman, "ANALISIS PENGUJIAN TARIK (TENSILE TEST) PADA BAJA ST37 DENGAN ALAT BANTU UKUR LOAD CELL," 2016.
- [11] H. S. Nasmi and S. Sinarep, "ANALISA KEKUATAN BENDING KOMPOSIT EPOXY DENGAN PENGUATAN SERAT NILON," 2011.