



ANALISIS *VON-MISES STRESS, STRAIN, DAN TOTAL DEFORMASI* PADA PELAT IMPLAN METATARSOPHALANGEAL (MTP) DENGAN MATERIAL Ti-6Al-4V MENGGUNAKAN *FINITE ELEMENT METHOD*

Muhammad Nuzan Rizki^{1*}, Ahmad Fikri², Faisal³, Rizki Aulia Nanda⁴

¹Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Malikussaleh

²Program Studi Teknik Material, Fakultas Teknik, Universitas Malikussaleh

³Program Studi Teknik Kimia, Fakultas Teknik, Universitas Malikussaleh
Kampus Bukit Indah, Muara Satu, Lhokseumawe – 24355

⁴Program Studi Teknik Mesin, fakultas Teknik, Universitas Buana Perjuangan Karawang
Puseurjaya, Telukjambe Timur, Karawang, Jawa Barat 41361

*e-mail: mnuzanrizki@unimal.ac.id

Abstrak

Salah satu penyebab fraktur pada tulang ialah kecelakaan pada saat beraktifitas maupun berkendara. Penggunaan pelat implan metatarsophalangeal (MTP) menjadi satu dari berbagai macam metode penanganan fraktur pada tulang. Maka penting untuk mengetahui kemampuan pelat implan dalam menahan segala jenis pembebanan yang mungkin terjadi saat digunakan di tubuh manusia. metode yang digunakan untuk menganalisis kekuatan struktur pelat implan MTP ini adalah dengan menggunakan finite element method. Terdapat tiga tahapan dalam metode ini. Tahapan pertama adalah preprocessing, jenis material dan jenis meshing ditentukan pada tahapan ini. Lalu tahap solution, yaitu penentuan jenis pembebanan dan constraint yang digunakan. Terakhir tahapan post processing, yaitu proses analisis hasil simulasi yang dilakukan pada dua tahapan sebelumnya. Pada penelitian ini didapatkan nilai von-mises stress dengan pembebanan 44.228 N hingga 200 N sebesar 51.492 MPa hingga 232.85 MPa. Nilai tersebut masih berada di bawah nilai tegangan luluh material Ti-6Al-4V yakni sebesar 880 MPa. Nilai von-mises stress yang rendah tersebut mengakibatkan deformasi total dan deformasi sumbu Z yang terjadi cukup rendah, rata-rata pada angka 0.0189 mm dan $8,77 \times 10^{-4}$ mm. Berdasarkan perolehan nilai tersebut dapat disimpulkan pelat implan MTP dengan material Ti-6Al-4V tidak terjadi deformasi plastis. Deformasi yang terjadi pada pelat implan MTP adalah deformasi elastis, dengan nilai yang cukup rendah. Sehingga aman digunakan sebagai salah satu alat bantu dalam proses penyembuhan fraktur pada tulang MTP.

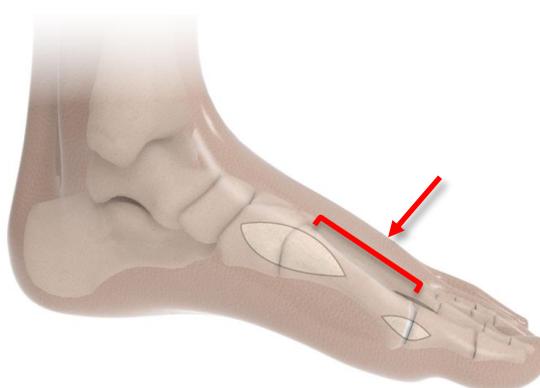
Kata kunci: pelat implan metatarsophalangeal, finite element method, von-mises stress, strain, deformasi

Doi: <https://doi.org/10.29103/jtku.v12i2.12971>

1. Pendahuluan

Peredaran kendaraan bermotor di Indonesia terus mengalami peningkatan tahun demi tahun. Kondisi ini juga turut mendorong angka kecelakaan lalu lintas. Berdasarkan kajian yang dilakukan oleh Badan Pusat Statistik tahun 2021 angka kecelakaan lalu lintas di Indonesia mencapai 103.645 orang. Total 25.266 korban meninggal, 10.553 korban luka berat, 117.913 korban luka ringan akibat lalu lintas, angka ini terus mengalami peningkatan tahun demi tahun (Badan Pusat Statistik, 2022; Korlantas POLRI, 2022). Sebagian besar kecelakaan lalu lintas tersebut mengakibatkan fraktur pada tulang. Patah tulang (*fraktur*) adalah kondisi terputusnya kontinuitas tulang, baik yang bersifat menyeluruh atau sebagian (Levine RH dkk., 2023). Kondisi ini umumnya disebabkan oleh trauma langsung dan trauma tidak langsung yang disebabkan tekanan melebihi batas mampu dan secara berulang (Klinik dkk., 2013; Mardiono Sasono & Putra, 2018). Fraktur yang terjadi cukup beragam, terdapat fraktur bahu dan lengan atas, fraktur metatarsal, dan fraktur femur (Takaendengan dkk., 2016).

Tersedia berbagai metode dalam penanganan fraktur pada tulang, salah satunya yaitu metode pemasangan pelat implan metatarsophalangeal (MTP). Metode ini diindikasikan untuk perawatan terjadinya deformasi, patah tulang, nonunion pada tulang metatarsal dan phalanges (Gambar 1).



Gambar 1 Letak tulang metatarsal pada manusia (BioPro, 2022).

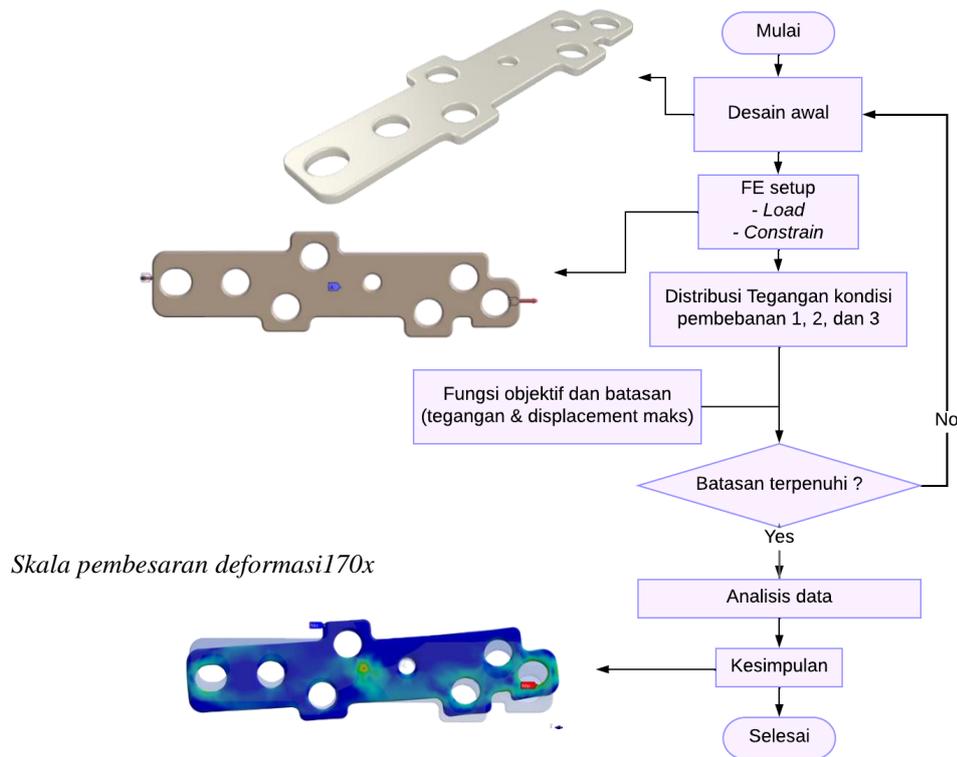
Pemasangan pelat implant MTP pada tulang yang mengalami fraktur berfungsi untuk menstabilkan tulang pada saat proses penyembuhan serta

menahan tegangan tekan di bagian permukaan (Chalayon dkk., 2013; Schafer dkk., 2022; Stuart B. Porter, 2013). Pemasangan pelat ini akan membantu proses penyembuhan karena fraktur tulang akan terlindungi dari pengaruh gaya-gaya luar (Fikri, 2023; Hossain dkk., 2020) (Hossain dkk., 2020). Setelah proses penyembuhan selesai, maka implan pelat MTP ini tidak lagi diperlukan. Pada beberapa kasus pasien, implan tetap dibiarkan. Namun, implan yang dibiarkan di luar waktu penyembuhan memiliki resiko terpapar racun atau bahkan karsinogenik apabila lapisan pelindung pada material pelat MTP hilang (Matusiewicz, 2014).

Komplikasi tidak jarang terjadi beserta dengan kerusakan saraf, infeksi, dan risiko refraktur pada proses penyembuhan fraktur tulang. Sebagai bentuk upaya untuk mengatasi kekurangan seperti disebut di atas, beberapa strategi harus terus dikembangkan dan diterapkan secara klinis. Tujuan dari penelitian ini untuk menganalisis tegangan kombinasi dari berbagai arah (*von-mises stress*), regangan (*strain*), dan total deformasi yang terjadi pada pelat implant MTP. Karena ketebalan dari pelat ini yang cukup rendah, maka penelitian ini berfokus untuk mengetahui seberapa besar nilai *von-mises stress*, *strain*, dan total deformasi yang dialami oleh pelat tersebut.

2. Metode

Penelitian ini akan melalui beberapa tahapan. Dimulai dengan mengumpulkan informasi tentang berbagai jenis pelat implan yang ditemukan pada tubuh manusia. Kemudian penentuan desain awal dari pelat yang akan digunakan menggunakan perangkat lunak *computer aided design*. Lalu menentukan beban (*load*) serta batasan (*constraint*) yang akan dikenai pada pemodelan pelat implant yang akan disimulasikan. Pada penelitian ini, penulis menggunakan simulasi metode elemen hingga (*finite element method*) untuk mendapatkan data yang diharapkan (Foti & Berto, 2019). Secara sederhana, tahapan penelitian digambarkan pada Gambar 2.



Gambar 2 Diagram alir penelitian

2.1 Metode Elemen Hingga (*Finite Element Method*)

Terdapat tiga tahapan yang menjadi bagian dalam analisis kekuatan struktur dengan menggunakan metode elemen hingga sebagai berikut (Dutra dkk., 2020):

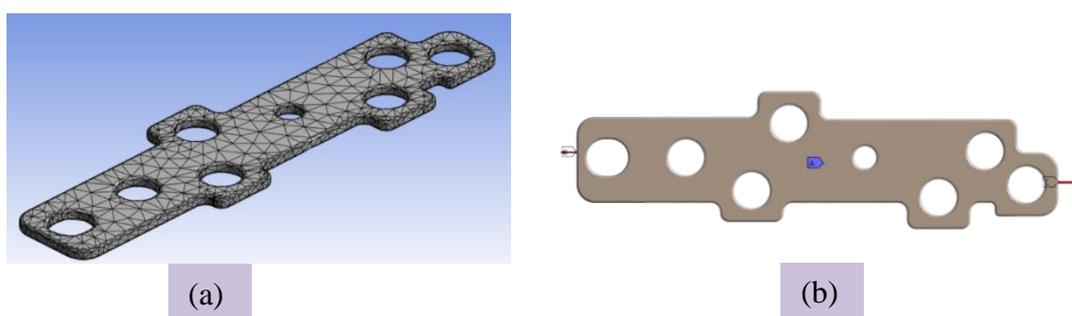
- *Preprocessing*

Pelat ini diasumsikan terbuat dari biokompatibel Ti-6Al-4V dengan sifat mekanik material seperti pada Tabel 1 di bawah ini (ASM Aerospace specification metals inc, n.d.; ISO, 2016; Nguyen et al., 2022; STAINLESS, 2023).

Tabel 1 Sifat mekanik material Ti-6Al-4V

Parameter	Nilai
Modulus Young	120 GPa
Rasio Poisson	0,3
<i>Yield Strength</i>	880 MPa
<i>Ultimate Strength</i>	950 MPa
<i>Shear modulus</i>	44 GPa
<i>Shear strength</i>	550 MPa

Setiap kondisi pembebanan, pelat MTP di diskritisasi menggunakan elemen elastisitas bidang 2D dengan jenis *mesh* yang digunakan yaitu tetrahedral *element*. Pada proses *generate*, total 6.232 elemen dan 12.140 node yang digunakan pada simulasi *finite element method* pada pelat implan MTP ini (Gambar 3a).



Gambar 3 (a) Bentuk mesh yang digunakan pada modeling, (b) Letak *end load* dan *constraint* pada modeling pelat implan MTP.

- *Solution*

Pembebanan yang dialami pelat MTP diasumsikan merupakan berat dari bagian ujung kaki sampai dengan sendi lutut. Bagian ini memiliki berat sebesar 6.18 % dari berat seluruh tubuh laki-laki dewasa (ExRx.net, 2018). Pemilihan besarnya beban yang dipertimbangkan pada penelitian ini didasari oleh karena nilai berat rata-rata laki-laki dewasa lebih tinggi dibandingkan wanita dewasa, sehingga peneliti mengambil batas atas pada penentuan nilai pembebanan (Hasanuddin dkk., 2020; Rizki dkk., 2022). Pada penelitian ini jenis pembebanan yang dipilih yaitu *End Load* (Gambar 4). Jenis *end load* adalah gaya beban statis dengan besar 44.228 N hingga 200 N pada kedua sisi ujung dari pelat. Letak *constraint* yaitu pada bagian tengah pelat seperti terlihat pada Gambar 3b (Al-Tamimi dkk., 2017).

- *Postprocessing*

Pada tahap ini, hasil analisis dapat diketahui berupa *von-mises stress*, *strain*, dan total deformasi yang terjadi pada pelat implan MTP akibat pembebanan yang diberikan dari pengguna (Witkowski dkk., 2021). Hasil ini akan memperlihatkan distribusi kontur tegangan pada pelat yang disimulasikan dengan *software* berupa dalam bentuk gambar, dimana besar nilai diwakili gradasi

warna biru untuk kondisi teraman, hingga warna merah untuk kondisi paling kritis.

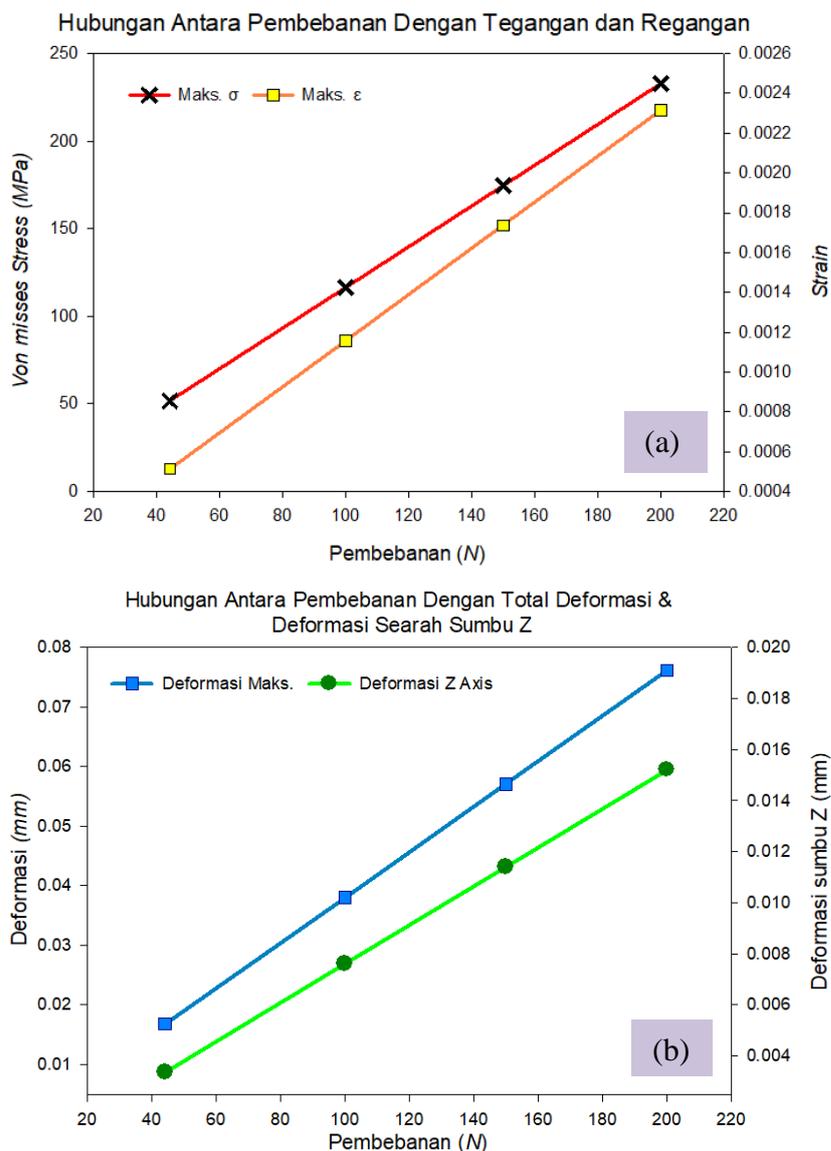
3. Hasil dan Diskusi

Nilai tegangan, regangan, dan deformasi dari simulasi permodelan ini didapat dari empat kondisi pembebanan yang berbeda, 44.228 N, 100 N, 150 N, dan 200 N. Tabel 2 dibawah ini menunjukkan data hasil pemodelan pelat implan MTP dengan material Ti-6Al-4V.

Tabel 2. Nilai kekuatan dan deformasi pada struktur modeling pelat implan MTP.

	<i>Load (N)</i>			
	44.228	100	150	200
Deformasi maksimum (mm)	0.016825	0.038041	0.057062	0.076083
Deformasi rata-rata (mm)	0.0067562	0.015276	0.022914	0.030552
Deformasi <i>Z axis</i> (mm)	0.0033611	0.0075994	0.011399	0.015199
Def <i>Z axis</i> rata-rata (mm)	-0.00039261	-0.00088769	-0.0013315	-0.0017754
<i>Von-misses stress</i> (MPa)	51.492	116.42	174.63	232.85
<i>Von-misses stress</i> rata-rata (MPa)	6.4619	14.61	21.916	29.221
<i>Strain (m/m)</i>	0.00051198	0.0011576	0.0017364	0.0023152
<i>Strain</i> rata-rata (m/m)	0.0000060104	0.0001359	0.00020384	0.00027179

Deformasi yang terjadi pada pelat implant MTP merupakan perubahan relatif saat dikenai pembebanan. Nilai yang didapat adalah perubahan aktual dalam parameter bentuk atau dimensi pelat. Distribusi tegangan gaya internal pada pelat ini diukur dari tegangan kombinasi dari berbagai arah (*von-mises stress*). Kegagalan pada pelat ini dapat terjadi apabila nilai tegangan *von-mises stress* yang terjadi melampaui batas tegangan yang diijinkan dari material Ti-6Al-4V. Kemudian perubahan relatif dalam bentuk atau ukuran pelat akibat pembebanan yang dinyatakan dalam regangan pada penelitian ini.

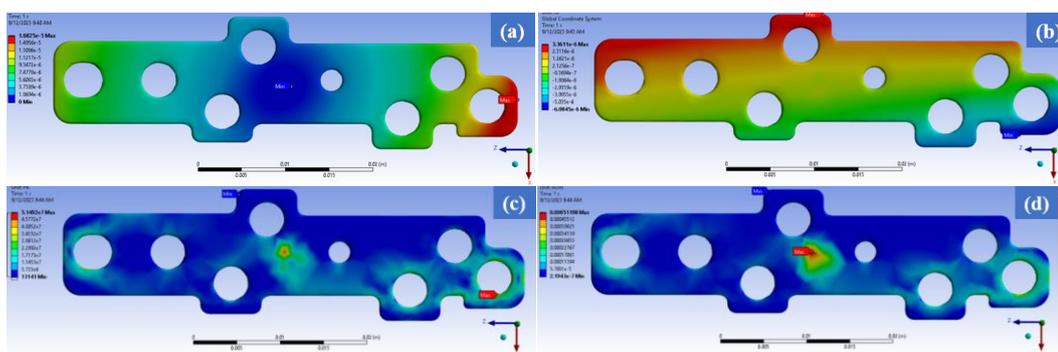


Gambar 5 (a) Hubungan antara variasi Pembebanan dengan nilai Tegangan dan Regangan, (b) Hubungan antara variasi Pembebanan – Nilai Deformasi Total & Deformasi searah sumbu Z pada pelat implan MTP.

Dari hasil simulasi pemodelan pelat implan MTP dengan kondisi pembebanan dimulai dari 44.228 N hingga 200 N menunjukkan perubahan tegangan, regangan, deformasi total, dan deformasi arah sumbu Z yang beragam.

Nilai distribusi tegangan yang diwakili dengan *von-mises stress* pada pelat implan MTP menunjukkan peningkatan yang linear dimulai dari 51.492 MPa pada pembebanan 44.228 N hingga 232.85 MPa pada pembebanan 200 N (Gambar 5a). Regangan yang terjadi juga menunjukkan *upward trend*, dimulai dari 5.1198×10^{-4}

pada pembebanan 44.228 N hingga 2.3152×10^{-3} pada pembebanan 200 N (Gambar 5a). Pola yang sama juga terjadi pada variabel deformasi. Total deformasi yang terjadi dimulai dari 1.6825×10^{-2} mm pada pembebanan 44.228 N hingga 7.6083×10^{-2} pada pembebanan 200 N (Gambar 5b).



Gambar 6 Hasil simulasi pada modeling pelat implan MTP. (a) Distribusi deformasi total, (b) Distribusi deformasi searah sumbu Z, (c) Distribusi *von-mises stress*, (d) Distribusi *strain*.

Indikator besar dan kecilnya tegangan yang terjadi dikelompokkan berdasarkan warna. Warna biru hingga merah menunjukkan nilai tegangan yang terjadi dari rendah hingga paling tinggi. Gambar 6c menunjukkan distribusi tegangan yang terjadi terpusat pada bagian lubang paling kanan dari pelat implan MTP. Hal ini ditandai dengan *von-mises stress* maksimum yang terletak pada bagian tersebut. Hasil tersebut dipengaruhi oleh bentuk bagian *bezel* lubang paling kanan pelat yang memiliki dimensi lebih sempit dibanding lubang lainnya. Sedangkan pada variabel regangan (*strain*), regangan maksimum yang timbul terletak pada bagian tengah dari pelat implan MTP ini (Gambar 6d). Fakta tersebut dikarenakan *constraint* ditetapkan pada bagian tersebut. Kemudian pada variabel total deformasi yang terjadi pada pelat mengalami pola yang hampir sama seperti pada variabel tegangan. *Bezel* pada lubang paling kanan menjadi pusat konsentrasi total deformasi maksimum (Gambar 6a-b). Walaupun demikian, nilai deformasi maksimum yang terjadi masih dapat dikatakan sangat kecil, sehingga tidak berdampak besar pada perubahan bentuk dan dimensi dari pelat implan MTP. Hal ini sejalan dengan tegangan tertinggi yang terjadi pada empat kondisi pembebanan, nilai tegangan maksimum terjadi pada pembebanan 200 N

hanya sebesar 232.85 MPa, jauh berada di bawah batas nilai kekuatan luluh (*yield strength*) material pelat yakni sebesar 880 MPa.

Dari pernyataan di atas dapat disimpulkan pelat implan MTP dengan material Ti-6Al-4V dan dalam empat kondisi pembebanan yang berbeda tidak terjadi deformasi plastis. Pelat hanya mengalami deformasi elastis dengan nilai yang cukup rendah. Sehingga pelat implan MTP dengan material Ti-6Al-4V dapat digunakan dengan aman untuk membantu upaya penyembuhan fraktur pada tulang MTP.

4. Simpulan dan Saran

Distribusi tegangan *Von-Mises Stress* pada pelat implan MTP menunjukkan peningkatan yang *linear* seiring dengan peningkatan pembebanan, mulai dari 51.492 MPa pada pembebanan 44.228 N hingga 232.85 MPa pada pembebanan 200 N. Namun, nilai tegangan masih jauh di bawah batas tegangan yang diijinkan oleh material Ti-6Al-4V (880 MPa). Kemudian regangan pada pelat implan MTP juga mengalami peningkatan seiring dengan peningkatan pembebanan, mulai dari 5.1198×10^{-4} pada pembebanan 44.228 N hingga 2.3152×10^{-3} pada pembebanan 200 N. Sejalan dengan dua variabel sebelumnya, total deformasi pada pelat implan MTP juga menunjukkan tren peningkatan yang sejalan dengan pembebanan, dimulai dari 1.6825×10^{-2} mm pada pembebanan 44.228 N hingga 7.6083×10^{-2} pada pembebanan 200 N. Meskipun deformasi meningkat, nilai deformasi maksimum tetap cukup rendah, sehingga tidak signifikan dalam mengubah bentuk atau dimensi pelat implan MTP. Hasil simulasi menunjukkan bahwa pelat implan MTP tidak mengalami deformasi plastis atau kegagalan bahkan pada pembebanan tertinggi 200 N. Nilai tegangan maksimum yang terjadi tetap berada di bawah batas tegangan luluh (*yield strength*) material pelat yang digunakan. Berdasarkan hasil simulasi ini, dapat disimpulkan bahwa pelat implan MTP dengan material Ti-6Al-4V aman digunakan sebagai alat bantu dalam proses penyembuhan fraktur pada tulang MTP. Deformasi yang terjadi pada pelat implan MTP bersifat elastis dan tidak signifikan, sehingga tidak mempengaruhi kualitas atau keamanan penggunaan pelat tersebut. Kesimpulan ini menunjukkan bahwa

pelat implan MTP dengan material Ti-6Al-4V memiliki performa yang baik dalam berbagai kondisi pembebanan, dan dapat diandalkan dalam aplikasi medis untuk penyembuhan fraktur pada tulang MTP.

Penelitian ini dapat dilanjutkan dengan menambahkan variasi bentuk dan material biokompatibel lainnya, Sehingga pelat MTP nantinya dapat terdiri dari material yang beragam.

5. Daftar Pustaka

1. Al-Tamimi, A. A., Fernandes, P. R. A., Peach, C., Cooper, G., Diver, C., & Bartolo, P. J. (2017). Metallic bone fixation implants: a novel design approach for reducing the stress shielding phenomenon. *Virtual and Physical Prototyping*, 12(2), 141–151. <https://doi.org/10.1080/17452759.2017.1307769>
2. ASM Aerospace specification metals inc. (t.t.). *Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), Annealed*.
3. Badan Pusat Statistik. (2022, Mei). *jumlah kecelakaan korban mati luka berat luka ringan dan kerugian materi*.
4. BioPro. (2022). Medial Lapidus Plate. Dalam *BioPro Inc* (hlm. 1–17).
5. Chalayon, O., Chertman, C., Guss, A. D., Saltzman, C. L., Nickisch, F., & Bachus, K. N. (2013). Role of Plantar Plate and Surgical Reconstruction Techniques on Static Stability of Lesser Metatarsophalangeal Joints. *Foot & Ankle International*, 34(10), 1436–1442. <https://doi.org/10.1177/1071100713491728>
6. Dutra, T. A., Ferreira, R. T. L., Resende, H. B., Guimarães, A., & Guedes, J. M. (2020). A complete implementation methodology for Asymptotic Homogenization using a finite element commercial software: preprocessing and postprocessing. *Composite Structures*, 245, 112305. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2020.112305>
7. ExRx.net. (2018). *Body Segment Data*.
8. Fikri, A. (2023). *Indonesian Journal of Multidisciplinary on Social and Technology Homepage: https://journal Pemodelan Tegangan dan Regangan pada Bone Plate dengan Menggunakan Material Stainless Steel 316 L. 1(3), 265–269. https://doi.org/10.31004/ijmst.v1i3.211*
9. Foti, P., & Berto, F. (2019). Evaluation of the Strain Energy Density Value without the Construction of the Control Volume in the Preprocessing Phase

- of the Finite Element Analysis. *Procedia Structural Integrity*, 18, 183–188. <https://doi.org/10.1016/j.prostr.2019.08.152>
10. Hasanuddin, I., Husaini, Rizki, M. N., Akhyar, Nasruddin, M., Amir, N., Marlina, Y., & Asmawati, L. (2020). The Design of Rowing Ergometer Based on the Anthropometry of Acehnese Male Athletes. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 931(1), 012022. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/931/1/012022>
 11. Hossain, A., Tipper, J. L., & Wei, D. (2020, September 3). Analysis of a Multi-Material Bone Plate and its Effect on Interfragmentary Strain for Bone Remodeling Processes. *Volume 1: Additive Manufacturing; Advanced Materials Manufacturing; Biomanufacturing; Life Cycle Engineering; Manufacturing Equipment and Automation*. <https://doi.org/10.1115/MSEC2020-8395>
 12. ISO. (2016). Implants for surgery — Metallic materials. Dalam *ISO* (4 ed., hlm. 1–7). ISO.
 13. Klinik, M. P., Pengelola, S., Ilmiah, J., & Klinik Indonesia, P. (2013). *Indonesian Journal Of Clinical Pathology And Medical Laboratory*. 19(2).
 14. Korlantas POLRI. (2022). *Statistik Laka*.
 15. Levine RH, Thomas A, Nezwek TA, & Waseem M. (2023). *Salter-Harris Fracture*. StatPearls.
 16. Mardiono Sasono, & Putra, H. T. (2018). Hubungan Pengetahuan Dan Sikap Perawat Dalam Penatalaksanaan Pembidaian Pasien Fraktur di RS Bhayangkara Palembang 2018. *Jurnal Kesehatan Saelmakers Perdana*, 1(2), 64–70.
 17. Matusiewicz, H. (2014). Potential release of in vivo trace metals from metallic medical implants in the human body: From ions to nanoparticles – A systematic analytical review. *Acta Biomaterialia*, 10(6), 2379–2403. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.02.027>
 18. Nguyen, H. D., Pramanik, A., Basak, A. K., Dong, Y., Prakash, C., Debnath, S., Shankar, S., Jawahir, I. S., Dixit, S., & Buddhi, D. (2022). A critical review on additive manufacturing of Ti-6Al-4V alloy: microstructure and mechanical properties. *Journal of Materials Research and Technology*, 18, 4641–4661. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2022.04.055>
 19. Rizki, M. N., Asnawi, Islami, N., Nanda, R. A., & Afandi Dedi. (2022). Desain Ergometer Kayak Berdasarkan Antropometri Dan Biomekanik Atlet. *Malikussaleh Journal of Mechanical Science and Technology*, 6(3), 40–47.
 20. Schafer, K. A., Baldini, T., Hamati, M., Backus, J. D., Hunt, K. J., & McCormick, J. J. (2022). Two Orthogonal Nitinol Staples and Combined

Nitinol Staple-Screw Constructs for a First Metatarsophalangeal Joint Arthrodesis: A Biomechanical Cadaver Study. *Foot & Ankle International*, 43(11), 1493–1500. <https://doi.org/10.1177/10711007221119157>

21. STAINLESS. (2023). *TIAL6V4*.
22. Stuart B. Porter (Ed.). (2013). *Tidy's Physiotherapy*. Elsevier.
23. Takaendengan, D. T., Womling, P. A. V., & Wagiu, angelica M. J. (2016). Profil 10 besar kasus di instlasi gawat darurat bedah RSUP profil Dr. R. D. Kandou periode januari-desember 2015. *Jurnal Kedokteran*, 4(2).
24. Witkowski, W., Kuik, L., Rucka, M., Daszkiewicz, K., Andrzejewska, A., & Łuczkiwicz, P. (2021). Medially positioned plate in first metatarsophalangeal joint arthrodesis. *PLOS ONE*, 16(12), e0260572. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0260572>