

Desain dan Analisis Elemen Hingga Model *Wrist Hand Orthosis* Berbasis Metode Pemodelan *Reverse Engineering*

Zakki Fuadi Emzain^{1*}, Nanang Qosim¹, AM. Mufarrih¹, Yusuf Dewantoro Herlambang², dan Fatahul Arifin³

¹Teknik Mesin, Politeknik Negeri Malang

Jl. Soekarno Hatta No 9, Malang 65141

²Teknik Mesin, Politeknik Negeri Semarang

Jl. Prof. H. Soedarto S.H., Semarang 50275

³Teknik Mesin, Politeknik Negeri Sriwijaya

Jl. Srijaya Negara Bukit Besar, Palembang 30139

*E-mail: zfemzain@polinema.ac.id

Diajukan: 16-10-2022; Diterima: 08-04-2023; Diterbitkan: 20-04-2023

Abstrak

Salah satu treatment untuk *spasticity* efek pasca stroke, *fracture* karena kecelakaan, *injury* karena cedera olahraga, dan *musculoskeletal disorders* karena pekerjaan kantoran pada pergelangan tangan selain dengan operasi yaitu dengan penggunaan *wrist hand orthosis*. Umumnya pembuatan *medical device* tersebut menggunakan metode konvensional yang mempunyai kekurangan. Hadirnya teknologi *reverse engineering* (RE) dapat diaplikasikan dalam bidang medis seperti pembuatan alat prosthetic atau orthosis. Pada penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan desain *wrist hand orthosis* berbasis *reverse engineering* dan menganalisisnya menggunakan metode elemen hingga. Metode penelitian meliputi 3D scanning, CAD modelling, model analysis, dan post processing. Material model yang digunakan adalah ABS dengan variasi ketebalan 5 mm, 6 mm, dan 7 mm, serta besar nilai pembebanan mulai dari 5 N sampai 25 N. Hasil analisis *equivalent stress* menunjukkan model ketebalan 5 mm mampu menahan load 25 N dengan *maximum equivalent stress* sebesar 13.52 MPa yang masih tergolong aman dengan nilai safety factor 2.11 dengan area kritis di ujung punggung telapak tangan model antara ibu jari dan jari telunjuk. Hasil *equivalent elastic strain* dan *deformation* juga mempunyai tren grafik yang sama dengan nilai *maximum* pada model ketebalan 5 mm yaitu masing-masing sebesar 0.0057 mm dan 0.616 mm. Dari hasil analisis tersebut dapat disimpulkan bahwa model *wrist hand orthosis* berlubang voronoi yang memiliki bentuk seperti *surface* tangan manusia dengan ketebalan minimalis 5 mm mampu bekerja dengan baik memfiksasi tangan pasien untuk proses rehabilitasi.

Kata kunci: finite element analysis; reverse engineering; wrist-hand orthosis

Abstract

One of the treatments for post-stroke spasticity, fractures due to accidents, sports injuries, and musculoskeletal disorders due to office work on the wrist other than surgery is a wrist hand orthosis. Generally, the manufacture of medical devices uses conventional methods, which have drawbacks. The presence of reverse engineering (RE) technology can be applied in the medical field, such as the manufacture of prosthetic or orthosis devices. This study aims to develop a reverse engineering-based wrist hand orthosis design and analyze it using the finite element method. Research methods included 3D scanning, CAD modeling, model analysis, and post-processing. The model material used was ABS with variations in the thickness of 5 mm, 6 mm, and 7 mm, and the load values range from 5 N to 25 N. The results of the equivalent stress analysis showed that the 5 mm thickness model can withstand a load of 15 N with a maximum equivalent stress of 8.11 MPa, which is still relatively safe with a safety factor value of 3.51 with a critical area at the back end of the model's palm between the thumb and index finger. The equivalent elastic strain and deformation results also had the same graphic trend with the maximum values for the 5 mm thickness model, which were 0.0057 mm and 0.616 mm, respectively. From the results of this analysis, it can be concluded that the Voronoi perforated wrist hand orthosis model, which has a shape like the surface of a human hand with a minimum thickness of 5 mm, works well in fixing the patient's hand for the rehabilitation process.

Keywords: finite element analysis; reverse engineering; wrist-hand orthosis

1. Pendahuluan

Pergelangan tangan merupakan organ tubuh memiliki peran penting dalam aktifitas sehari-hari seperti mengangkat, mendorong, dan menarik objek. Namun pergelangan tangan bisa tidak berfungsi secara optimal dikarenakan spasticity efek pasca stroke, patah tulang pergelangan tangan (*distal radius fracture/ wrist fracture*), dan cedera di pergelangan tangan (*wrist injury*). *Wrist fracture* bisa disebabkan karena jatuh, kecelakaan, dan cedera karena berolahraga [1].

Penggunaan komputer dan mouse yang berkepanjangan dan tidak tepat juga dapat menyebabkan *musculoskeletal disorders*. Sekitar 41% penyakit yang berkaitan dengan pekerjaan kantoran tersebut adalah *musculoskeletal disorders* pada tubuh bagian atas (*upper extremities*) meliputi leher, bahu, lengan, dan pergelangan tangan [2].

Treatment untuk *spasticity*, *fracture*, dan *injury* pada pergelangan tangan dapat dilakukan dengan operasi jika berat atau dengan penggunaan *wrist orthoses* jika relatif ringan tergantung beberapa factor [3]. Orthosis merupakan perangkat buatan yang digunakan untuk menahan atau menghentikan (*immobilize*) bagian tubuh pasien yang terluka untuk proses recovery [4]. Penggunaan orthosis juga memungkinkan digunakan sambil beraktifitas atau bekerja dengan tetap mempertahankan posisi bagian tubuh yang difiksasi. Akan tetapi orthosis yang dijual pada umumnya tidak nyaman dibandingkan yang *customize*. Sedangkan orthosis yang *customize* lebih mahal dan membutuhkan waktu lama dalam pembuatannya serta butuh keterampilan yang expert dari therapist tenaga medis [5]. Metode pembuatan wrist-hand orthosis secara konvensional seperti gips plester dan termoplastik masih butuh untuk memotong bagian-bagian termoplastik yang tidak terpakai diluar organ yang diselimuti serta diberi penambahan seperti pad, lem, tali plaster dan lain lain. Metode tersebut juga tidak bisa dilakukan untuk produksi massal serta pasti memerlukan kontak secara langsung dengan organ tubuh pasien [6].

Penggunaan *wrist orthosis* dari 3D Printer sudah terbukti secara signifikan memainkan peran sebagai pengganti dibandingkan *wrist orthosis* yang masih konvensional baik dari *gips*, *thermoplastic*, dan *brace* serta sangat prospek kedepannya [7]. Beberapa penelitian sebelumnya terkait pengembangan pembuatan *wrist orthosis* juga telah dilakukan seperti penggunaan metode *hybrid* hasil kombinasikan dari 3D printing dan *injection moulding* [8], *hand orthosis* dengan model seperti kaki bebek dengan lubang lingkarang kecil [9], *wrist orthosis* yang mengcover *surface* pergelangan tangan [10], model *wrist orthosis* dengan dua bagian atas dan bawah dengan sambungan *screw* [11], model *wrist splint* menggunakan tipe 3D printer *selective laser sintering* (SLS) [12]. Meskipun sudah ada beberapa penelitian terkait statis *wrist orthosis* yang sudah disebutkan diatas, akan tetapi beberapa model prototipe *wrist orthosis* masih bagian bawah *wrist* dan *forearm* saja. Sehingga belum mengcover seluruh bagian pergelangan tangan yang dapat difungsikan sebagai pelindung dari gesekan atau benturan dibagian atanya. Sedangkan dinamik *wrist orthosis* beberapa masih terlihat *complicated* dalam desain dan susah untuk digunakan [13], [14].

Hadirnya teknologi *reverse engineering* (RE) dan *rapid prototyping* (RP) sudah dimanfaatkan secara luas termasuk dalam bidang medis seperti pembuatan jaringan dan organ, pembuatan prostetik dan orthosis/ splint, implan, dan model anatomi yang bisa dimodifikasi [15]. Hal tersebut memungkinkan pembuatan orthosis individual yang sesuai berdasarkan antropometri pasien [16]. Keunggulan 3D printer adalah mudah dalam modelling, cepat dalam pabriaksi, dan hemat biaya produksi menjadikan 3D printer sangat tepat digunakan sebagai alternatif pembuatan orthosis [17]. Penggunaan *finite element analysis* dapat memprediksi area kritis suatu model sehingga desain model dapat ditingkatkan dan disempurnakan sebelum difabrikasi [18], [19]. Oleh karena itu, perlu adanya penelitian lebih lanjut tentang pembuatan *wrist-hand orthosis* dengan menggunakan teknologi *reverse engineering* (RE) dan *rapid prototyping* (RP) yang lebih nyaman, kokoh, dan mudah dalam pemasangan dan penggunaan. Penelitian ini bertujuan untuk membuat pengembangan desain model *wrist-hand orthosis* menggunakan 3D Lasser Scanner kemudian dilakukan analisis finite element terhadap model.

2. Material dan metodologi

2.1. Material

Pada penelitian ini material yang dijadikan sampel adalah *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) yang merupakan salah satu filament yang sering digunakan dalam 3D Printing jenis *fused deposition modeling* (FDM). Material ABS

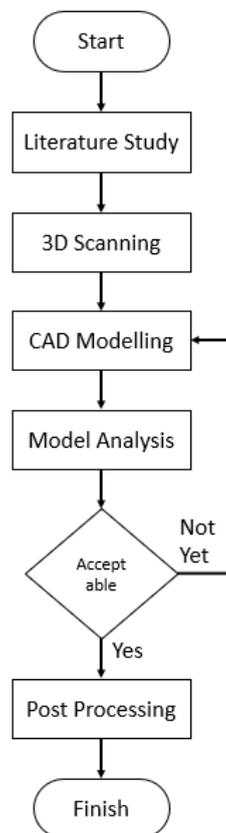
memiliki kekuatan tarik dan keuletan yang tinggi sehingga mampu untuk menahan pergerakan pergelangan tangan dengan optimal. Disamping itu tujuan model *wrist hand orthosis* didesain adalah sebagai *cover* dari benturan eksternal dan tampilan yang estetik sehingga hasil 3D printing yang bagus juga dipilih sebagai prioritas [20]. Karakteristik mekanik material ABS dapat dilihat pada Tabel 1 [21]. Data material tersebut kemudian akan diinput secara manual ke dalam engineering data pada software analysis model.

Tabel 1. Karakteristik mekanik material ABS

No	Karakteristik	Nilai	Unit
1	Density	1.04	gr/cm ³
2	Young's Modulus	2400	MPa
3	Poisson's Ratio	0.37	
4	Tensile Strength	28.5	MPa

2.2. Metodologi

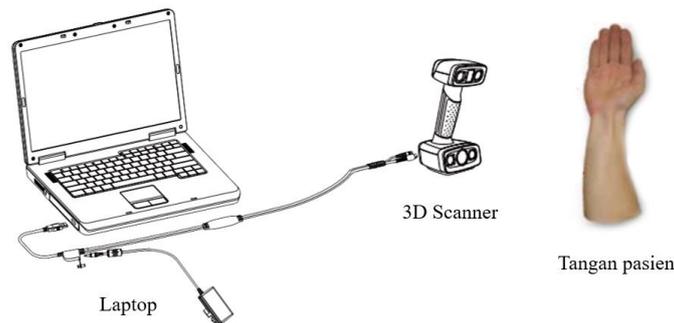
Metode penelitian terdiri dari beberapa tahapan inti yaitu 3D scanning, CAD modelling, model analysis, dan post processing. Tahap awal yaitu studi literatur untuk mencari referensi penelitian sebelumnya yang serupa. Kemudian dilanjutkan tahap 3D scanning dengan merekrut pasien atau contoh objek yang dipindai tangan nya. Tahap selanjutnya adalah CAD modelling yang meliputi segmentasi, penebalan, pembuatan lubang, dan pembuatan sambungan. Untuk mengetahui berapa kekuatan maksimal yang terjadi dan area yang mengalami tegangan maka tahap model analisis dilakukan. Sedangkan *postprocessing* meliputi *result equivalent stress*, *safety factor*, *equivalent elastic strain*, dan *deformation*. Gambar 1 merupakan *flowchart* dari tahapan penelitian ini [22], [23].



Gambar 1. Flowchart tahapan penelitian

2.3. Konfigurasi 3D Scanning

Desain dari model *wrist hand orthosis* dibuat dengan bentuk menyelimuti permukaan pergelangan tangan mulai dari area lengan atas sampai ujung telapak tangan. Peralatan yang dipersiapkan adalah laptop, perangkat 3D scanner, dan objek tangan. Alat 3D Scanner yang digunakan adalah EinScan H dimana spesifikanya yang cocok untuk scanning tubuh manusia. Untuk hasil scanning yang bagus maka objek tangan diharuskan diam tidak bergerak selama waktu scanning. Pasien atau orang sebagai objek duduk di atas kursi dengan posisi tangan yang tegak lurus berdiri dengan menggunakan siku sebagai tumpuan di atas meja. Sedangkan pelaku scanner berdiri untuk melakukan scanning mengelilingi tangan objek menggunakan 3D Scanner dan laptop berada di atas meja menghadap pelaku scanner untuk mengetahui progress scanning. Pengaturan alur scanning objek dapat dilihat pada Gambar 2.



Gambar 2. Pengaturan alur scanning

3. Hasil dan pembahasan

Hasil pada penelitian ini disajikan dalam tiga pembahasan yaitu hasil 3D scanning, hasil CAD modelling, dan hasil model analisis sebagai berikut.

3.1. 3D Scanning

Bagian tubuh yang dipindai dibuat melebihi area inti model *wrist hand orthosis* yang akan dibuat yaitu area tangan yang meliputi dari jari tangan (*finger*), telapak tangan (*palm*), pergelangan tangan (*wrist*), dan lengan (*forearm*) supaya proses segmentasi dapat dilakukan dengan tepat. Konfigurasi yang dipilih dalam proses 3D scanning meliputi *texture scan*, *high detail resolution* dengan *point distance* 0.7 mm, *watertight model*, *high detail meshing data*, dan *scaling ratio* 100%. Gambar 3 menunjukkan proses pemindaian dan Gambar 4 menunjukkan hasil akhir file (.STL) hasil 3D scanning.



Gambar 3. Proses 3D Scanning



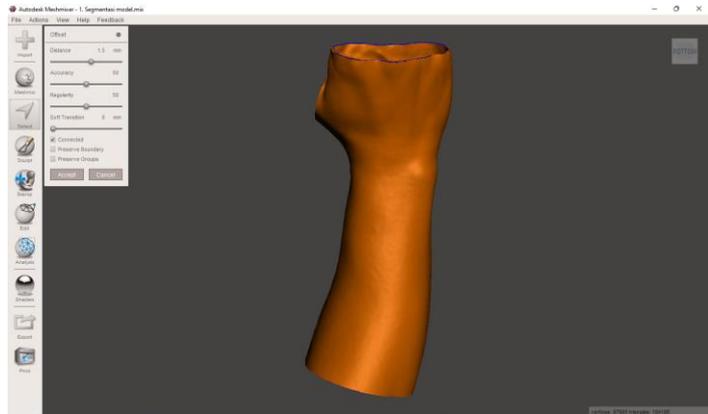
Gambar 4. Hasil akhir 3D Scanning

3.2. CAD Modelling

CAD modelling pada proses segmentasi model menggunakan batas lokasi yang disisakan mulai dari *forearm* sebelum siku sampai area ujung *metacarpals* masing masing jari. Gambar 5 menunjukkan hasil akhir segmentasi model. Selanjutnya proses penebalan *surface* dibuat sebesar 5 mm sampai 7 mm dengan *accuracy* 50 dan *regularity* 50 yang bertujuan untuk mengurangi waktu proses *solving*, meskipun masih agak kasar di ujung perpotongan akan tetapi dapat dihaluskan kembali menggunakan *sculpt brushes*. Gambar 6 menunjukkan hasil penebalan model.



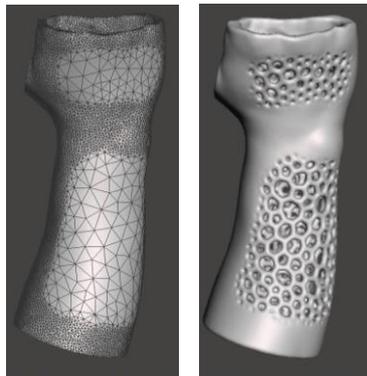
Gambar 5. Hasil akhir segmentasi model



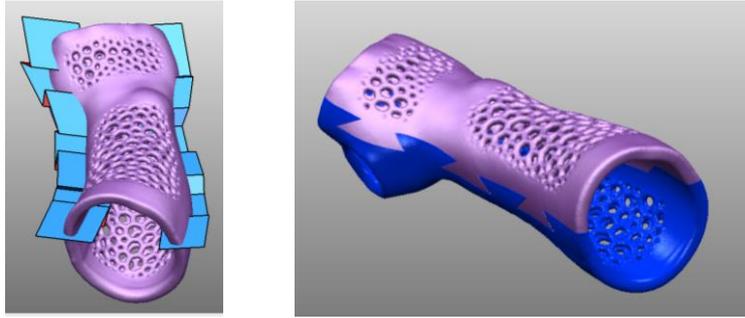
Gambar 6. Hasil akhir penebalan model

Kemudian model dilakukan pembuatan lubang ventilasi untuk menjaga kulit tetap mendapatkan sirkulasi udara ketika proses fiksasi dan menghindari iritasi kulit. Parameter yang digunakan dalam pembuatan lubang ventilasi adalah *Dual Edge* pada *Pattern Type* dan *Tiling Mode Hex Grid*. *Element Dimension* 5 mm dan *Element Spacing* 0.2 mm dipilih untuk menghasilkan ukuran lubang ventilasi berbentuk seperti *Voronoi diagram* yang berukuran sedang untuk orthosis tangan tersebut. Gambar 7 menunjukkan hasil akhir pembuatan lubang ventilasi model. Proses segmentasi, penebalan, dan pembuatan lubang model semuanya dilakukan menggunakan software *Autodesk Meshmixer*.

Pola sambungan dibuat seperti *puzzle* sehingga model orthosis akan mudah untuk dipasang dan dilepas. Pada sisi kanan model atau tampilan *Right view* pola *puzzle* yang dibuat menggunakan sudut kurang lebih 135 derajat, sedangkan untuk sisi kiri model atau tampilan *Left view* pola *puzzle* yang dibuat menggunakan sudut kurang lebih 45 derajat. Bentuk pola yang dibuat memanjang dari ujung depan sampai ujung belakang model. Pembuatan sambungan model dilakukan menggunakan software *Autodesk Powershape Ultimate*. Gambar 8 menunjukkan hasil akhir pembuatan sambungan model. Setelah itu model akan di convert dari STL file menjadi Solid Part sebelum dilakukan proses analisis model.



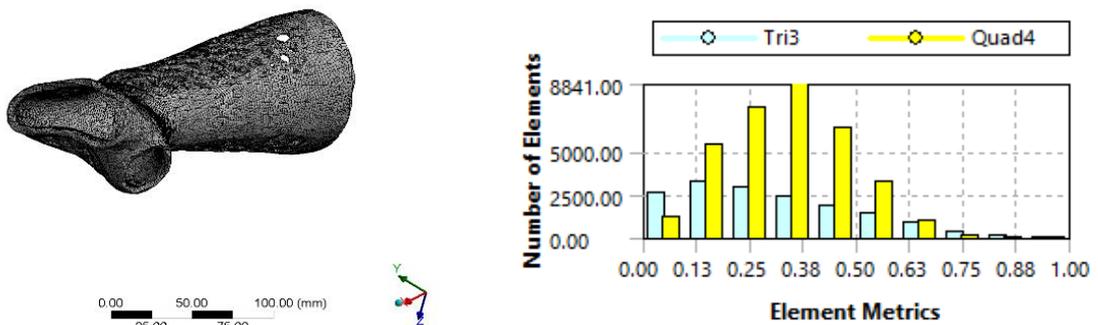
Gambar 7. Hasil akhir pembuatan lubang ventilasi model



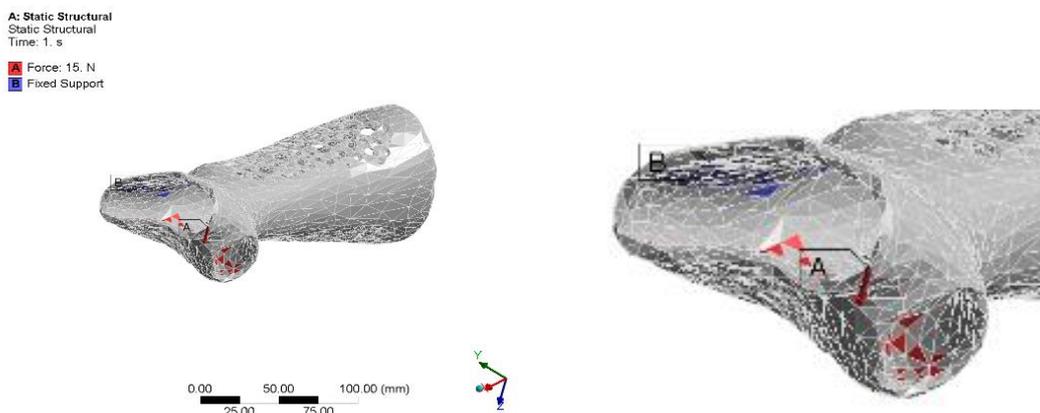
Gambar 8. Hasil akhir pembuatan sambungan model

3.3. Model Analysis

Proses *meshing* dihasilkan secara manual dengan input *element size* 2 mm dimana ukuran tersebut sudah menghasilkan kualitas *mesh* yang bagus. Dapat dilihat bahwa hasil *mesh* mayoritas berada pada interval skala 0.13 sampai 0.38 baik untuk element berbentuk *quad4* dan *tri3*. Menurut skala Skewness semakin mendekati 0 maka kualitas *mesh* tergolong bagus [24]. Gambar 9 menunjukkan hasil *meshing* model dengan indikator kualitas *mesh*. *Boundary condition* untuk *fix support* yang diterapkan adalah pada area atas model kecuali pada lubang ventilasi mulai dari punggung telapak tangan sampai ujung belakang lengan. Disisi yang berlawanan terutama pada area sekitar pergelangan tangan sampai ujung telapak tangan diberi *force* dengan besar pembebanan mulai dari 5 N sampai 25 N dimana interval gaya ini diasumsikan bisa terjadi ketika model diterapkan pada tangan pasien untuk fiksasi. Gambar 10 menunjukkan *boundary condition* dari *wrist hand orthosis* model.



Gambar 9. Hasil *meshing* model dengan indikator kualitas *mesh*

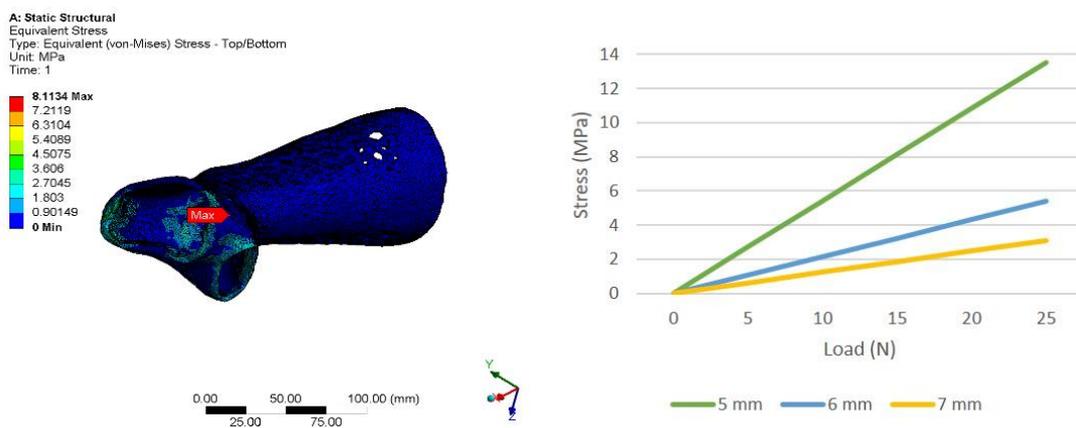


Gambar 10. Hasil *boundary condition* model

Hasil analisis model *wrist hand orthosis* untuk aspek *equivalent (von-Mises) stress* menunjukkan bahwa stress maksimal terjadi di area ujung punggung telapak tangan model. Area tersebut merupakan penghubung antara ibu jari dan jari telunjuk dimana kedua jari tersebut mempunyai peran dan gaya lebih besar dibandingkan jari-jari yang lainnya. Gambar 11 menunjukkan hasil *equivalent stress* dengan penunjukkan area *stress* maksimalnya dan grafik hubungan *load* dengan *stress* dari variasi ketebalan model. Dari beberapa jenis ketebalan model maka dapat diasumsikan model yang mempunyai ukuran minimalis yaitu 5 mm dan masih mampu menahan *load* terbesar 25 N serta masih tergolong aman untuk ukuran struktur kecil dengan *stress* maksimal sebesar 13.52 MPa. Nilai tersebut tergolong aman karena masih jauh di bawah nilai *Tensile Strength* dari material ABS itu sendiri. Dengan perhitungan menggunakan persamaan (1) *safety factor* seperti berikut.

$$n = \frac{\sigma_{yield}}{\sigma_{actual}} \quad (1)$$

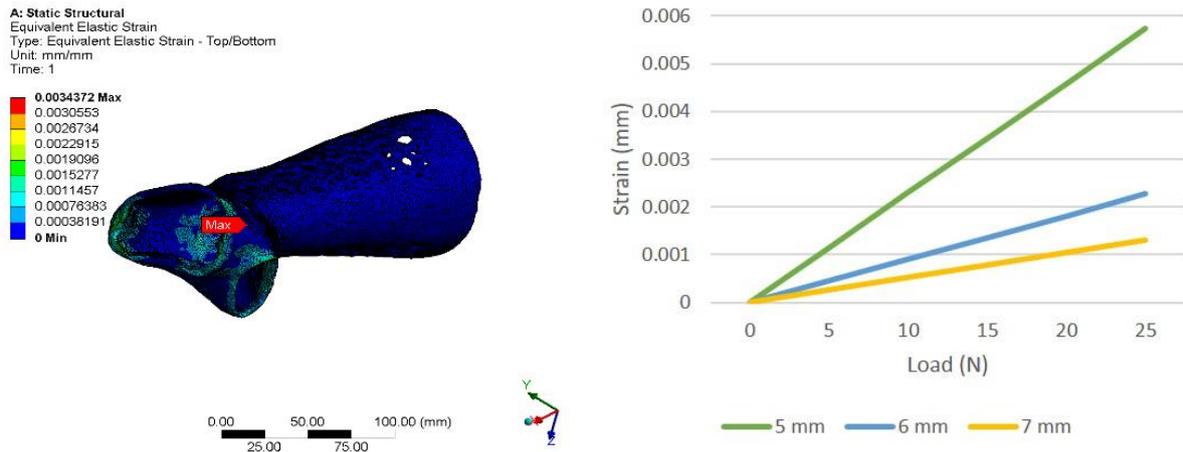
Dimana n adalah *safety factor*, σ_{yield} adalah *yield strength* pada material, dan σ_{actual} merupakan maksimal stress yang terjadi sehingga model mempunyai *safety factor* 2.11.



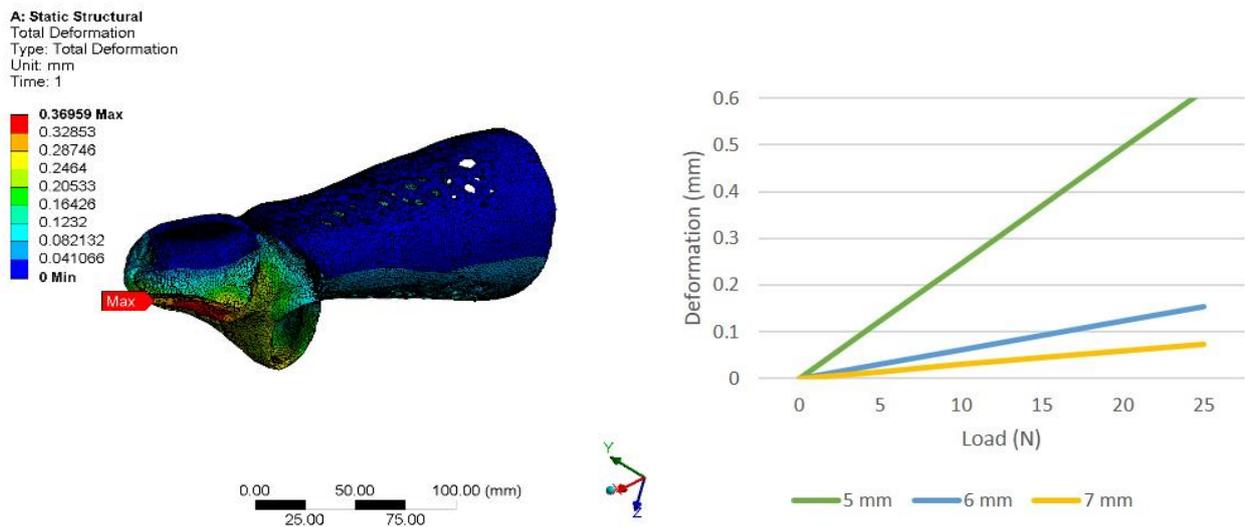
Gambar 11. Hasil *equivalent stress* model dan grafik hubungan *load* dengan *stress* dari variasi ketebalan model

Sedangkan untuk hasil analisis model *wrist hand orthosis* dari aspek *equivalent elastic strain* juga menunjukkan tren yang sama dan area *strain* maksimalnya juga sama dengan *equivalent stress*. Dari ketiga jenis ketebalan model, nilai *strain* maksimal dengan *load* terbesar 25 N terdapat pada model ketebalan 5 mm yaitu sebesar 0.0057 mm. Nilai *strain* tersebut dapat diterima dengan baik karena nilainya yang masih relatif kecil. Sedangkan model ketebalan 7 mm lebih kecil nilai *strain* maksimalnya yaitu sebesar 0.013. Gambar 12 menunjukkan hasil *equivalent elastic strain* dengan penunjukkan area *strain* maksimalnya dan grafik hubungan *load* dengan *strain* dari variasi ketebalan model.

Selanjutnya hasil analisis model *wrist hand orthosis* dari aspek *deformation* menunjukkan bahwa area ujung telapak tangan model mengalami deformasi terbesarnya. Hal tersebut wajar dan dapat terjadi dikarenakan area tersebut merupakan perbatasan dari telapak tangan dengan jari-jari dimana posisi tangan cenderung membengkok dan sebagai pusat tumpuan beban. Nilai deformasi terbesar terjadi pada model ketebalan 5 mm yaitu sebesar 0.616 mm, sedangkan nilai deformasi terkecil terjadi pada model ketebalan 7 mm yaitu sebesar 0.073 mm. Gambar 13 menunjukkan hasil *deformation* dengan penunjukkan area *deformation* maksimalnya dan grafik hubungan *load* dengan *deformation* dari variasi ketebalan model.



Gambar 12. Hasil *equivalent elastic strain* model dan grafik hubungan *load* dengan *strain* dari variasi ketebalan model



Gambar 13. Hasil *deformation* model dan grafik hubungan *load* dengan *deformation* dari variasi ketebalan model

4. Kesimpulan

Desain model *wrist hand orthosis* berlubang voronoi yang memiliki bentuk seperti *surface* tangan manusia telah berhasil dibuat dengan baik menggunakan metode *reverse engineering*. Pembuatan model dimulai dari pemindaian objek menggunakan 3D scanner, kemudian dalam 3D modelling dilakukan proses segmentasi, penebalan, pembuatan lubang ventilasi, pembuatan sambungan model, dan konversi format model. Selanjutnya desain model dilakukan analisis menggunakan metode elemen hingga dengan variasi ketebalan dan pembebanan. Hasil analysis model menunjukkan *maximum equivalent stress* terjadi pada model ketebalan 5 mm dengan stress maksimalnya sebesar 13.52 MPa yang tergolong aman dengan *safety factor* 2.11. Area yang mengalami *maximum equivalent stress* terjadi di area ujung punggung telapak tangan model antara ibu jari dan jari telunjuk. Hasil *equivalent elastic strain* juga mempunyai tren grafik dan area maksimalnya yang sama dengan nilai strain maksimalnya terdapat pada model ketebalan 5 mm yaitu sebesar 0.0057 mm yang tergolong masih relatif kecil. Sedangkan hasil *deformation* menunjukkan area ujung telapak tangan model mengalami deformasi terbesarnya dan nilai maksimalnya terjadi pada model ketebalan 5 mm yaitu sebesar

0.616 mm. Dapat disimpulkan ketebalan yang paling optimum adalah 5 mm, jika ketebalan terlalu kecil akan meningkatkan tegangan model dan jika terlalu besar akan menambah berat model. Untuk penelitian selanjutnya akan dilakukan fabrikasi model *wrist hand orthosis* menggunakan FDM 3D Printing dan akan dilakukan uji experimental pada model prototipe tersebut.

Ucapan terima kasih

Ucapan terima kasih kami sampaikan kepada UPT Penelitian dan Pengabdian Masyarakat Politeknik Negeri Malang yang telah membiayai penelitian ini dengan dana SP DIPA – 023.18.2.677606/2022.

Daftar Pustaka

- [1] H. Hsu, M. P. Fahrenkopf, and S. V Nallamothu, “Wrist fracture,” *StatPearls [Internet]*, 2021.
- [2] M. S. Sirajudeen, M. Alaidarous, M. Waly, and M. Alqahtani, “Work-related musculoskeletal disorders among faculty members of college of Applied Medical Sciences, Majmaah University, Saudi Arabia: A cross-sectional study,” *Int. J. Health Sci. (Qassim)*, vol. 12, no. 4, p. 18, 2018.
- [3] M. Calbiyik, “Fixation of unstable distal radius fractures by using expandable Intramedullary nailing system in adult patients,” *Pakistan J. Med. Sci.*, vol. 34, no. 1, p. 198, 2018.
- [4] Y. K. Modi, “Calcium sulphate based 3D printed tooling for vacuum forming of medical devices: an experimental evaluation,” *Mater. Technol.*, vol. 33, no. 10, pp. 642–650, 2018.
- [5] J. L. Keller, J. P. Henderson, K. W. Landrieu, M. P. Dimick, and J. M. Walsh, “The 2019 practice analysis of hand therapy and the use of orthoses by certified hand therapists,” *J. Hand Ther.*, 2021.
- [6] D. Palousek, J. Rosicky, D. Koutny, P. Stoklásek, and T. Navrat, “Pilot study of the wrist orthosis design process,” *Rapid Prototyp. J.*, 2014.
- [7] Y. Zheng *et al.*, “Effects of a 3D-printed orthosis compared to a low-temperature thermoplastic plate orthosis on wrist flexor spasticity in chronic hemiparetic stroke patients: a randomized controlled trial,” *Clin. Rehabil.*, vol. 34, no. 2, pp. 194–204, 2020.
- [8] H. Kim and S. Jeong, “Case study: Hybrid model for the customized wrist orthosis using 3D printing,” *J. Mech. Sci. Technol.*, vol. 29, no. 12, pp. 5151–5156, 2015.
- [9] G. Baronio, S. Harran, and A. Signoroni, “A critical analysis of a hand orthosis reverse engineering and 3D printing process,” *Appl. bionics Biomech.*, vol. 2016, 2016.
- [10] S. J. Kim, S. J. Kim, Y. H. Cha, K. H. Lee, and J.-Y. Kwon, “Effect of personalized wrist orthosis for wrist pain with three-dimensional scanning and printing technique: a preliminary, randomized, controlled, open-label study,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 42, no. 6, pp. 636–643, 2018.
- [11] F. Górski, W. Kuczko, W. Weiss, R. Wichniarek, and M. Żukowska, “Prototyping of an Individualized Multi-Material Wrist Orthosis using Fused Deposition Modelling,” *Adv. Sci. Technol. Res. J.*, vol. 13, no. 4, 2019.
- [12] Y. K. Modi and N. Khare, “Patient-specific polyamide wrist splint using reverse engineering and selective laser sintering,” *Mater. Technol.*, vol. 37, no. 2, pp. 71–78, 2022.
- [13] L. Sutton, H. Moein, A. Rafiee, J. D. W. Madden, and C. Menon, “Design of an assistive wrist orthosis using conductive nylon actuators,” in *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2016, pp. 1074–1079.
- [14] S. Ates, I. Mora-Moreno, M. Wessels, and A. H. A. Stienen, “Combined active wrist and hand orthosis for home

use: Lessons learned,” in *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2015, pp. 398–403.

- [15] H. Dodziuk, “Applications of 3D printing in healthcare,” *Kardiochirurgia i torakochirurgia Pol. Polish J. cardiothoracic Surg.*, vol. 13, no. 3, p. 283, 2016.
- [16] K. J. Young, J. E. Pierce, and J. M. Zuniga, “Assessment of body-powered 3D printed partial finger prostheses: a case study,” *3D Print. Med.*, vol. 5, no. 1, pp. 1–8, 2019.
- [17] H. Choi, A. Seo, and J. Lee, “Mallet Finger Lattice Casts Using 3D Printing,” *J. Healthc. Eng.*, vol. 2019, 2019.
- [18] N. Qosim, Z. F. Emzain, A. M. Mufarrih, R. Monasari, F. Kusumattaqiin, and R. E. Santoso, “Finite Element Analysis of SS316L-Based Five-Hole Plate Implant For Fibula Reconstruction,” *J. Appl. Eng. Technol. Sci.*, vol. 4, no. 1, pp. 16–23, 2022.
- [19] N. Qosim, R. Monasari, Z. F. Emzain, L. Hakim, and A. Sai’in, “Finite Element Analysis of Miniplate for Post-Fracture Finger Rehabilitation Device,” *J. Appl. Eng. Technol. Sci.*, vol. 2, no. 1, pp. 21–26, 2020.
- [20] Y.-S. Yang, Z. F. Emzain, and S.-C. Huang, “Biomechanical Evaluation of Dynamic Splint Based on Pulley Rotation Design for Management of Hand Spasticity,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 29, pp. 683–689, 2021.
- [21] Z. F. Emzain, S.-C. Huang, Y.-S. Yang, and N. Qosim, “Design and Analysis of a Dynamic Splint Based on Pulley Rotation for Post-Stroke Finger Extension Rehabilitation Device,” *Rekayasa Mesin*, vol. 11, no. 3, pp. 477–485, 2020.
- [22] Z. F. Emzain, U. S. Amrullah, and A. M. Mufarrih, “Desain dan Analisis Elemen Hingga Model Prosthetic Ankle-Foot,” *Infotekmesin*, vol. 11, no. 2, pp. 87–93, 2020.
- [23] Z. F. Emzain, U. S. Amrullah, and A. M. Mufarrih, “Analisis elemen hingga untuk siklus berjalan pada model prostetik lentur pergelangan kaki,” *J. POLIMESIN*, vol. 18, no. 2, pp. 91–98, 2020.
- [24] Z. F. Emzain, U. S. Amrullah, A. Mufarrih, N. Qosim, and Y. D. Herlambang, “Design optimization of sleeve finger splint model using Finite Element Analysis,” *J. Polimesin*, vol. 19, no. 2, pp. 147–152, 2021.