

## Perancangan dan Analisis Model *Splint* Berbasis *Reverse Engineering* Untuk Rehabilitasi Tangan

AM. Mufarrih<sup>1)</sup>, Zakki Fuadi Emzain<sup>2)</sup>  
Agus Harijono<sup>3)</sup>, Utsman Syah Amrullah<sup>4)</sup>  
<sup>1,2,3,4)</sup> Teknik Mesin, Politeknik Negeri Malang  
E-mail: <sup>1)</sup>mufarrih@polinema.ac.id

### Abstrak

Pertolongan pertama cedera lengan akibat kecelakaan, imobilisasi harus dilakukan untuk mengurangi pergerakan yang menyebabkan rasa nyeri pada bagian lengan yang cedera, melindungi lengan dari benturan dan membantu proses penyembuhannya. Imobilisasi biasanya dilakukan dengan pembidaian atau *splint*. Saat ini, papan kayu yang digunakan sebagai pembidaian menjaga posisi anggota tubuh yang cedera. Namun, bentuk papan kayu tidak mengikuti bentuk tubuh pasien, yang membuatnya kurang nyaman dan memakan waktu lebih lama untuk dipasang. Studi ini mendesain dan menganalisis model *splint* yang digunakan untuk rehabilitasi cedera tangan. Untuk membuat *splint* tangan ini lebih sesuai dengan bentuk dan nyaman digunakan, mereka dirancang dengan memperhatikan variasi ukuran dan bentuk anatomi pasien. Teknologi *reverse engineering* (RE) dan *rapid prototyping* (RP) dapat digunakan dalam bidang medis, seperti membuat alat *orthosis* atau *splint*. Metode penelitian ini dimulai dengan membaca literatur, menggambar 3D, membuat model CAD, menganalisis model, mencetak 3D, dan pasca-proses. Untuk model ini, material ABS dengan ketebalan 5 mm, 6 mm, dan 7 mm serta nilai pembebanan 5 N hingga 25 N digunakan. Hasil analisis tekanan *equivalent* menunjukkan bahwa model ketebalan 5 mm mampu menahan tekanan 25 N dengan tekanan maksimum *equivalent* sebesar 13.52 MPa, yang masih dianggap aman dengan nilai *safety factor* 2.11, dan area penting di ujung punggung telapak tangan model antara ibu jari dan jari telunjuk.

Kata Kunci: *finite element analysis*, *rapid prototyping*, *reverse engineering*, *splint* tangan.

### Abstract

*Accident arm injury first aid, immobilization should be done to reduce the movements that cause pain in the injured arm, protect the arm from impact, and help the healing process. The immobilization is usually done by spinning or splinting. Nowadays, wooden boards used as surgeries keep the position of the injured limbs. However, the wooden board shape did not follow the patient's body shape, which made it less comfortable and took longer to install. The study designed and analyzed models of splints used for hand injury rehabilitation. To make these hand splints more suitable for shape and ease of use, they were designed taking into account variations in size and anatomical shape of the patient. Reverse engineering (RE) and rapid prototyping (RP) technologies can be used in medical fields, such as making orthosis devices or splints. This research method starts with reading literature, drawing 3D, creating CAD models, analyzing models, 3D printing, and post-processing. For this model, ABS materials with thicknesses of 5 mm, 6 mm, and 7 mm and weighing values of 5 N to 25 N were used. The equivalent pressure analysis results showed that the 5 mm thick model was able to withstand pressure of 25 N with the equivalent maximum pressure*

*of 13.52 MPa, which is still considered safe with a safety factor of 2.11, and an important area in the back of the palm of the model between the thumb and the index finger.*

*Keywords: finite element analysis, rapid prototyping, reverse engineering, hand splint.*

## 1. PENDAHULUAN

Pergelangan tangan melakukan banyak hal sehari-hari, seperti mengangkat, mendorong, dan menarik objek. Namun, *spasticity* yang disebabkan oleh efek pasca stroke, patah tulang pergelangan tangan (patah radius/patah pergelangan tangan), dan cedera pergelangan tangan (cedera pergelangan tangan) dapat terjadi karena jatuh, kecelakaan, atau olahraga [1]. Selain itu, gangguan otot rangka dapat disebabkan oleh penggunaan komputer dan mouse yang berlebihan dan tidak tepat. Penyakit muskuloskeletal pada tubuh bagian atas—yang mencakup leher, bahu, lengan, dan pergelangan tangan—adalah sekitar 41% dari penyakit yang terkait dengan pekerjaan kantor tersebut [2].

Tergantung pada beberapa faktor, pengobatan *spasticity*, patah tulang, dan luka pada pergelangan tangan dapat dilakukan dengan operasi jika berat atau dengan penggunaan *orthoses* tangan jika relatif ringan [3]. *Orthosis* adalah perangkat buatan yang digunakan untuk menahan bagian tubuh pasien yang terluka selama proses pemulihan [4]. Dengan *orthosis*, bagian tubuh tetap difiksasi saat beraktivitas atau bekerja. Akan tetapi *orthosis* yang dijual tidak nyaman jika dibandingkan dengan yang disesuaikan. *Orthosis* yang disesuaikan juga lebih mahal dan membutuhkan waktu yang lebih lama untuk dibuat dan membutuhkan keahlian khusus dari therapist tenaga medis [5].

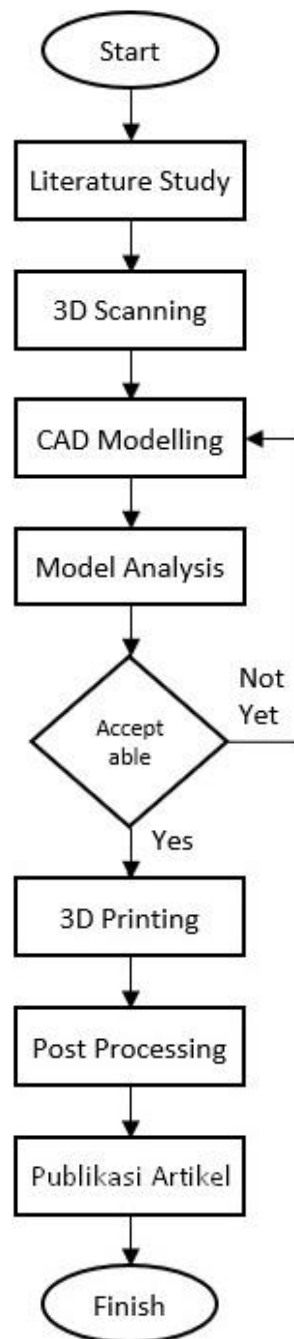
Ada dua cara umum untuk membuat gesper tangan khusus. Metode pertama menggunakan gips plester sebagai salinan cetakan. Ini digunakan untuk model *orthosis* yang terbuat dari bahan termoplastik secara manual atau dengan vakum. Memodifikasi termoplastik yang mudah dibentuk setelah dilunakkan dengan air panas di organ tubuh pasien adalah metode kedua. Namun, kedua metode tersebut membutuhkan pemotongan bagian-bagian termoplastik yang tidak digunakan di luar organ yang diselimuti. Selain itu, diperlukan tambahan seperti pad, lem, tali plaster, dan bahan lainnya. Selain itu, metode ini tidak dapat digunakan dalam produksi massal karena memerlukan kontak langsung dengan organ pasien [6].

*Reverse engineering* (RE) dan *rapid prototyping* (RP) telah banyak digunakan, termasuk di bidang medis. Aplikasi medis mencakup pembuatan jaringan dan organ, *orthosis* dan *splint*, implan, dan model anatomi yang dapat diubah. Hal ini memungkinkan pembuatan *orthosis* khusus yang disesuaikan dengan antropometri pasien [8]. 3D printer sangat cocok untuk digunakan sebagai alternatif untuk *orthosis* karena keunggulannya yang mudah untuk dimodelkan, cepat dalam fabrikasi, dan hemat biaya produksi [9].

Karena itu, penelitian tambahan tentang pembuatan *splint* tangan dengan menggunakan teknologi *reverse engineering* (RE) dan *rapid prototyping* (RP) sangat diperlukan. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk membuat desain model *splint* tangan menggunakan *3D Laser Scanner*, kemudian melakukan analisis *finite element* pada model tersebut, dan kemudian melakukan fabrikasi menggunakan printer FDM dan SLA 3D.

## 2. METODE PENELITIAN

*3D scanning*, *CAD modeling*, analisis model, dan *post processing* adalah beberapa tahapan inti dari metode penelitian. Pada tahap awal, penelitian literatur untuk mencari referensi penelitian sebelumnya yang serupa dilakukan. Kemudian, dengan merekrut pasien atau contoh barang yang dipindai tangannya, scanning 3D dimulai. Model CAD adalah langkah selanjutnya, yang mencakup penebalan, segmentasi, lubang, dan sambungan. Tahap model analisis dilakukan untuk menentukan kekuatan maksimal dan area tegangan. *Postprocessing*, di sisi lain, mencakup hasil *equivalent stress*, faktor keamanan, *equivalent elastic strain*, dan *deformation*. *Flowchart* dari tahapan penelitian ini digambarkan pada Gambar 1. [10].



Gambar 1. Diagram alir penelitian

### Alat dan Bahan

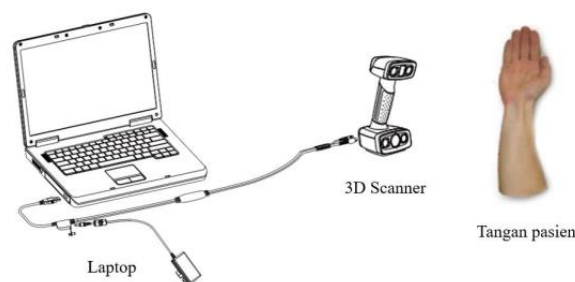
Material sampel dalam penelitian ini adalah *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS), filamen yang sering digunakan dalam percetakan 3D jenis *fused deposition modeling* (FDM). Material ABS menahan pergerakan pergelangan tangan dengan sangat baik karena sangat kuat saat ditarik. Selain itu, karena model *splint* tangan didesain untuk melindungi dari benturan *eksternal* dan memberikan tampilan yang

menarik, hasil cetak 3D yang baik juga diprioritaskan. Tabel 1 menunjukkan karakteristik mekanik material ABS. Data material kemudian dimasukkan secara manual ke dalam data teknik pada *software* analisis model.

Tabel 1. Karakteristik mekanik material ABS

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

Model *splint* tangan memiliki bentuk yang menutupi pergelangan tangan dari ujung lengan atas hingga telapak tangan. Laptop, perangkat 3D *scanner*, dan objek tangan telah disiapkan. EinScan H adalah alat 3D *scanner* yang digunakan untuk memindai tubuh manusia. Selama *scanning*, objek tangan harus diam dan tidak bergerak untuk mendapatkan hasil yang baik. Pelaku *scanner* berdiri untuk melakukan *scanning* mengelilingi tangan objek menggunakan *scanner* 3D, dengan laptop di atas meja menghadap pelaku *scanner* dan pasien atau orang sebagai objek duduk di atas kursi dengan tangan yang tegak lurus berdiri dengan siku sebagai tumpuan di atas meja. Gambar 2 menunjukkan pengaturan alur *scanning* objek..



Gambar 2. Pengaturan alur *scanning*

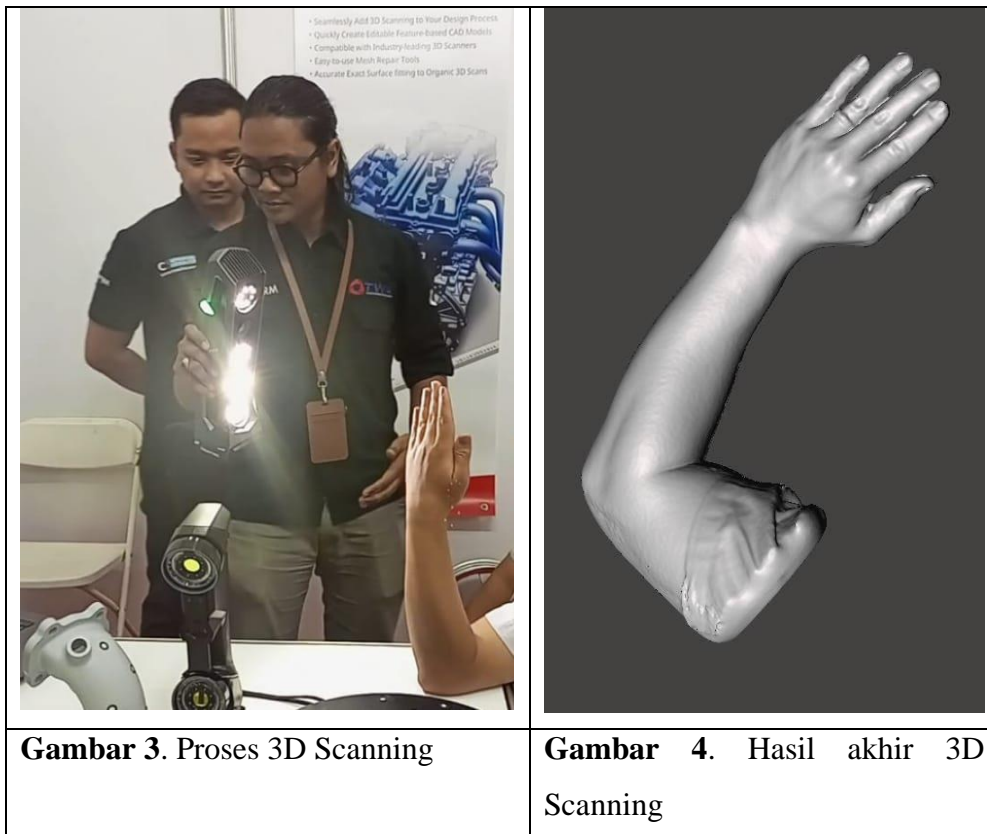
### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

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*

Supaya segmentasi dapat dilakukan dengan benar, bagian tubuh yang dipindai dibuat melebihi area inti model *splint* tangan. Area ini termasuk jari tangan, telapak tangan, pergelangan tangan, dan lengan. Gambar 3 menunjukkan proses

pemindaian, dan Gambar 4 menunjukkan hasil akhir file (.STL) pemindaian 3D. Konfigurasi yang dipilih dalam proses pemindaian 3D meliputi warna pemindaian, resolusi tinggi dengan jarak titik 0,7 mm, model yang ketat, detail meshing data yang tinggi, dan rasio scaling 100%.



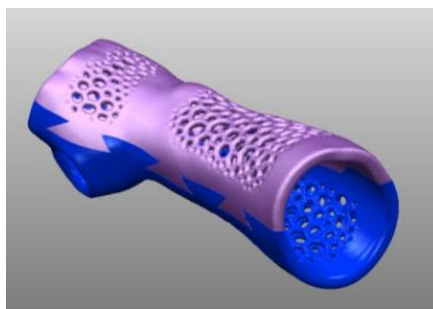
### 3.2 CAD Modelling

Pada proses segmentasi model, CAD *modeling* menggunakan batas lokasi yang tersisa mulai dari *forearm* sebelum siku hingga area ujung *metacarpal* masing-masing jari. Selanjutnya, penebalan lapisan dilakukan dari 5 milimeter hingga 7 milimeter dengan ketepatan 50 dan ketepatan 50 dengan tujuan mengurangi waktu penyelesaian. Meskipun ujung potongan masih agak kasar, tetapi dapat dihaluskan kembali dengan *brush sculpt*. Hasil penebalan model ditunjukkan pada Gambar 5.



Gambar 5. Hasil akhir penebalan model

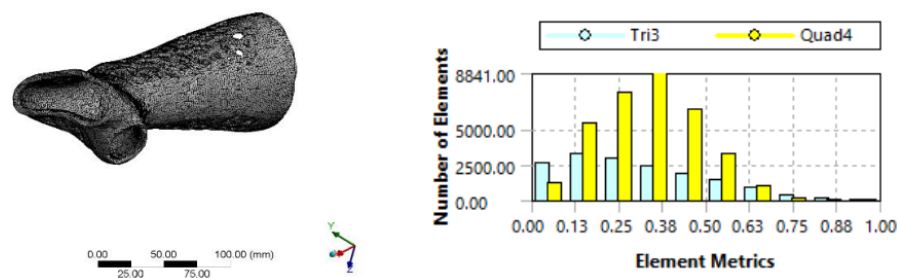
Setelah itu, model membuat lubang ventilasi untuk menjaga sirkulasi udara selama proses fiksasi dan mencegah iritasi kulit. Untuk membuat lubang ventilasi, tipe pola *Dual Edge* dan *mode tiling Hex Grid* digunakan. Ukuran elemen 5 mm dan jarak 0.2 mm dipilih untuk membuat lubang ventilasi berbentuk seperti diagram Voronoi sedang untuk *orthosis* tangan. Alat Autodesk Meshmixer digunakan untuk melakukan proses segmentasi, penebalan, dan pembuatan lubang pada model. Model *orthosis* mudah dipasang dan dilepas karena pola sambungan berbentuk puzzle. Bentuk puzzle memanjang dari bagian depan hingga bagian belakang model. Pada sisi kanan model, pola *puzzle* dibuat dengan sudut kurang lebih 135 derajat, dan pada sisi kiri, pola *puzzle* dibuat dengan sudut kurang lebih 45 derajat. *Software Autodesk Powershape Ultimate* digunakan untuk menyambungkan model. Gambar 6 menunjukkan hasil akhir dari pembuatan lubang ventilasi model dan sambungan. Sebelum analisis dimulai, model akan diubah dari file STL ke *Solid Part*.



Gambar 6. Hasil akhir pembuatan sambungan model

### 3.3 Model Analisis

Proses *meshing* dilakukan secara manual dengan menambahkan elemen berukuran 2 mm, yang sudah menghasilkan kualitas *mesh* yang baik. Untuk elemen quad4 dan tri3, hasil *mesh* biasanya berada pada interval 0,13–0,38. Semakin mendekati 0 skala *skewness*, kualitas *mesh* semakin baik [11]. Hasil *meshing* model dengan indikator kualitas *mesh* ditunjukkan pada Gambar 7. Dengan pengecualian dari lubang ventilasi yang terletak mulai dari punggung telapak tangan hingga ujung belakang lengan, batas batas *fix support* yang diterapkan berada di area atas model. Ketika model diterapkan pada tangan pasien untuk fiksasi, sisi yang berlawanan, terutama di area sekitar pergelangan tangan hingga ujung telapak tangan, diberi kekuatan dengan pembebanan yang besar mulai dari 5 N hingga 25 N. Interval gaya ini dianggap terjadi ketika model diterapkan pada tangan pasien.



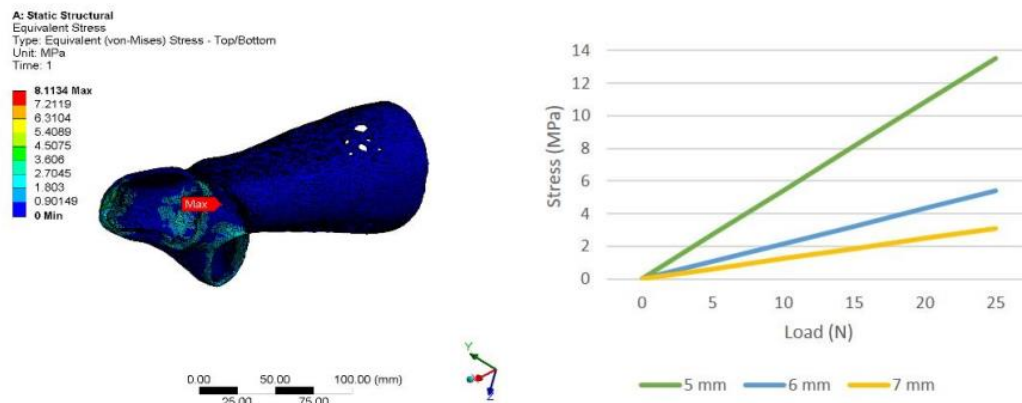
Gambar 7. Hasil meshing model dengan indikator kualitas mesh

Hasil analisis model *splint* tangan untuk aspek *equivalent (von-Mises) stress* menunjukkan bahwa area ujung punggung telapak tangan model mengalami tingkat *stress* tertinggi. Ini adalah area antara ibu jari dan jari telunjuk, di mana kedua jari ini memiliki peran dan gaya yang lebih besar daripada jari lainnya. Gambar 8 menunjukkan hasil *equivalent stress* dengan area *stress* maksimum dan grafik yang menunjukkan hubungan beban dengan *stress* berdasarkan variasi ketebalan model. Dengan mempertimbangkan berbagai jenis ketebalan model, dapat disimpulkan bahwa model dengan ketebalan hanya 5 mm masih mampu menahan tekanan 25 N dan aman untuk struktur kecil dengan *stress* maksimum 13.52 MPa, yang jauh di bawah kekuatan tegangan material ABS. Persamaan (1) faktor keamanan berikut digunakan untuk perhitungan.

$$n = \frac{\sigma_{yield}}{\sigma_{actual}}$$

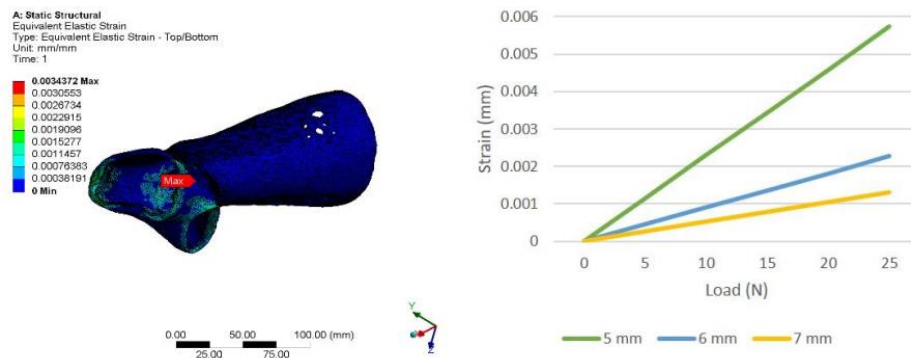


Dimana  $n$  adalah *safety factor*,  $\sigma_{yield}$  adalah *yield strength* pada material, dan  $\sigma_{actual}$  merupakan maksimal *stress* yang terjadi sehingga model mempunyai *safety factor* 2.11.

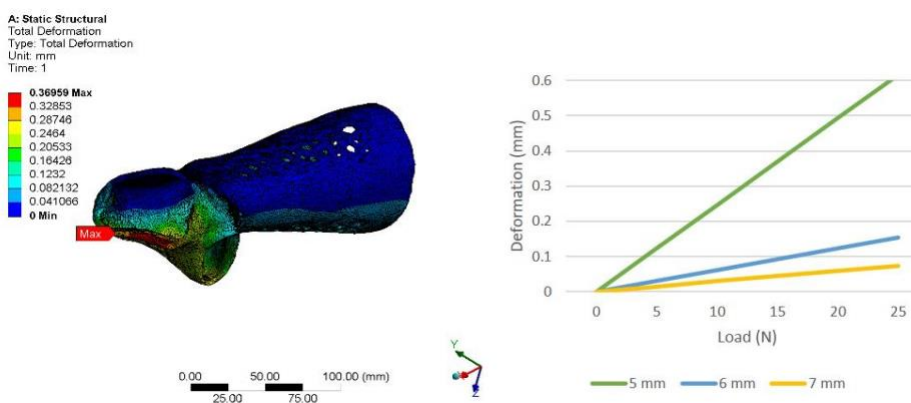


Gambar 8. Hasil *equivalent stress* model dan grafik hubungan load dengan stress dari variasi ketebalan model

Namun, hasil analisis model splint tangan untuk aspek *elastic strain equivalent* menunjukkan tren yang sama dan area *strain* maksimal yang sama dengan *stress equivalent*. Untuk masing-masing dari tiga jenis ketebalan model, nilai *strain* maksimal dengan *load* terbesar 25 N ditemukan pada model ketebalan 5 mm, yaitu 0.0057 mm, yang merupakan nilai yang dapat diterima karena nilainya yang relatif kecil. Untuk model ketebalan 7 mm, nilai *strain* maksimalnya adalah 0,013 mm, yang merupakan nilai yang lebih kecil. Gambar 9 menunjukkan hasil *strain* elastis yang setara dengan area *strain* maksimalnya dan grafik hubungan *load* dengan *strain* dari variasi ketebalan model. Selanjutnya, hasil analisis aspek *deformation* dari model *splint* tangan menunjukkan bahwa area di ujung telapak tangan adalah yang mengalami deformasi terbesar. Ini wajar dan dapat diterima karena area ini merupakan perbatasan antara telapak tangan dan jari-jari di mana posisi tangan cenderung membengkok. Nilai deformasi terkecil terjadi pada model dengan ketebalan 5 mm, yaitu 0,616 mm, sedangkan nilai deformasi terbesar terjadi pada model dengan ketebalan 5 mm, yaitu 0,394 mm.



Gambar 9. Hasil *equivalent elastic strain model* dan grafik hubungan *load* dengan *strain* dari variasi ketebalan model



Gambar 10. Hasil deformation model dan grafik hubungan *load* dengan *deformation* dari variasi ketebalan model

#### 4. SIMPULAN

Metode *reverse engineering* telah digunakan secara efektif untuk membuat model *splint* tangan berlubang *voronoi* yang memiliki bentuk seperti permukaan tangan manusia. Pembuatan model dimulai dengan pemindaian 3D objek. Selanjutnya, proses segmentasi, penebalan, lubang ventilasi, pembuatan sambungan model, dan konversi format model dilakukan melalui model 3D. Selanjutnya, metode elemen hingga digunakan untuk menganalisis desain model dengan variasi ketebalan dan pembebanan. Hasil analisis model menunjukkan bahwa model ketebalan 5 mm memiliki tekanan maksimum setara sebesar 13.52 MPa, yang dianggap aman dengan faktor keamanan 2.11. Area ujung punggung telapak tangan model terletak antara ibu jari dan jari telunjuk. Hasil *strain elastis equivalent* juga memiliki tren grafik dan area maksimalnya sebanding dengan nilai *strain* maksimal pada model ketebalan 5 mm, yaitu 0.0057 mm, yang masih relatif

kecil. Di sisi lain, hasil *deformation* menunjukkan bahwa area ujung telapak tangan model mengalami deformasi terbesar dan nilai maksimal. Untuk penelitian selanjutnya, model *splint* tangan akan dibuat menggunakan printer FDM 3D dan dilakukan uji eksperimen pada model prototipe.

## 5. SARAN atau UCAPAN TERIMAKASIH

Ucapan terima kasih kami sampaikan kepada UPT Penelitian dan Pengabdian Masyarakat Politeknik Negeri Malang yang telah membiayai penelitian ini.

## 6. DAFTAR PUSTAKA

- [1] H. Hsu, M. P. Fahrenkopf, and S. V Nallamothe, "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] H. Dodziuk, "Applications of 3D printing in healthcare," *Kardiochirurgia i torakochirurgia Pol. Polish J. cardio-thoracic Surg.*, vol. 13, no. 3, p. 283, 2016.
- [8] 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.
- [9] H. Choi, A. Seo, and J. Lee, "Mallet Finger Lattice Casts Using 3D Printing," *J. Healthc. Eng.*, vol. 2019, 2019.
- [10] 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.
- [11] 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.