



Analisis elemen hingga untuk siklus berjalan pada model prostetik lentur pergelangan kaki

Zakki Fuadi Emzain*, Utsman Syah Amrullah, AM. Mufarrih

Jurusan Teknik Mesin, Politeknik Negeri Malang

Malang, 65141, Indonesia

*Email: zfemzain@polinema.ac.id

Abstrak

Model prostetik lentur pergelangan kaki diusulkan sebagai salah satu alternatif alat bantu kaki palsu bagi para difabel untuk beraktivitas. Model didesain dan dianalisis untuk mengetahui kekuatan dan kelayakan sebelum difabrikasi. Dua tahapan utama dalam penelitian ini adalah desain model dan analisis model. Bentuk model didesain dengan beberapa rongga dan lengkungan elastis menggunakan konsep *compliant mechanism*. Analisis elemen hingga dilakukan pada model prostetik ketika fase *stance* sesuai mekanisme siklus berjalan manusia karena fase siklus tersebut area telapak kaki prostetik kontak dengan *ground*. Tiga posisi utama dalam 0-64% dari *gait cycle* adalah posisi *heel strike*, *midstance*, dan *toe-off* yang digunakan sebagai *boundary condition*. Besaran *load* yang diberikan menyesuaikan persentase *body weight* dari *gait cycle* dengan acuan sebesar 80 kg. Arah pemberian *load* sesuai dengan sudut derajat kaki ketika *dorsiflexion* sampai *plantar flexion* selama fase *stance*. Hasil deformasi terbesar terjadi pada posisi *toe-off* dengan dua kali puncak siklus sebesar 4,69 mm dan 4,45 mm pada 17% dan 51% dari *gait cycle*, sedangkan deformasi terkecil terjadi saat posisi *midstance* dengan rata-rata 0,08 mm karena menggunakan *fix support* dengan dua tumpuan pada telapak kaki. *Maximum stress* terjadi pada posisi *toe-off* sebesar 16,45 MPa pada 17% dari *gait cycle*. Dengan *safety factor* 1,63 maka nilai tersebut masih aman karena dibawah nilai *yield strength* dari material ABS, sedangkan *strain energy* terbesar terletak di area bagian bawah di tengah lengkungan antara ujung kaki dan telapak kaki prostetik pada posisi *toe-off* sebesar 3,55 mJ.

Kata kunci : Analisis elemen hingga, Mekanisme lentur, Prostetik pergelangan kaki, Siklus berjalan

Finite Element Analysis for the Gait Cycle on the Compliant Ankle-Foot Prosthetic

Abstract

The model of compliant prosthetic ankle-foot is proposed as an alternative prosthetic aid for people with disabilities to do activities. The model is designed and analyzed to determine its strength and feasibility before being fabricated. The two main stages in this research are model design and model analysis. The shape of the model was designed with several elastic cavities and arches using the concept of a compliant mechanism. Finite element analysis (FEA) was performed on the prosthetic model when the stance phase on the mechanism of the human gait cycle. Because the prosthetic foot area is in contact with the ground on this cycle phase. Three main positions in 0-64% of the gait cycle are heel strike, midstance, and toe-off positions used as boundary conditions. The amount of load given adjusts the bodyweight percentage of the gait cycle with a reference of 80 kg. The direction of loading was by following the angle of the foot when dorsiflexion to plantarflexion during the stance phase. The biggest deformation results occurred in the toe-off position with two peak cycles of 4.69 mm and 4.45 mm at 17% and 51% of the gait cycle. While the smallest deformation occurred in the midstance position with an average of 0.08 mm. Because it used fixed support with two pedestals on the soles of the prosthetic. Maximum stress occurred in the toe-off position of 16.45 MPa at 17% of the gait cycle. With a safety factor of 1.63, the value is still safe because it is below the yield strength value of ABS material. While the largest strain of energy was located in the lower area in the middle of the arch between the toe and sole foot in the toe-off position of 3.55 mJ.

Keywords: *Finite element analysis, Compliant mechanism, Prosthetic ankle-foot, Gait cycle*

1. Pendahuluan

Prostetik sebagai alat bantu pengganti organ tubuh yang hilang sangatlah penting bagi para difabel kaki baik karena cacat sejak lahir atau amputasi karena penyakit karena bisa membantu untuk melakukan aktivitas sehari-hari seperti berdiri, berjalan, naik turun tangga dan lain-lain [1]. Berdasarkan Survei Penduduk Antar Sensus (SUPAS)

2015, sekitar 8,56 persen penduduk Indonesia mengalami disabilitas. Sekitar 3,76 persen nya merupakan tuna daksa dan 2,75 persen tidak memakai alat bantu [2] sehingga masih banyak para tuna daksa yang belum menggunakan alat prostetik, bisa jadi salah satu faktornya adalah karena ketidakmampuan finansial untuk membelinya.

Hadirnya teknologi *additive manufacturing* seperti 3D printing mempunyai banyak manfaat dalam berbagai bidang termasuk juga dalam aplikasi medis. Beberapa contoh aplikasi 3D printing dalam dunia Kesehatan yaitu dalam pembuatan peralatan implan gigi, pembuatan dan rekayasa model jaringan dan organ, perangkat medis, prostetik, model anatomi, dan formulasi obat [3]. Dengan keunggulan yang mudah dalam modelling, cepat dalam fabrikasi, dan hemat biaya menjadikan 3D printer sangat tepat digunakan sebagai alternatif pembuatan alat prostetik [4].

Berbagai macam model alat prostetik yang telah diteliti sebelumnya seperti prostetik dengan bentuk *surface* yang mirip seperti kaki manusia [5], prostetik yang fokus pada pergelangan kaki dengan kemampuan fleksibel dan efisiensi energi balik [6]. Contoh model prostetik lain yang mempunyai desain kecil, tipis, dan murah [7], model prostetik yang menggunakan perangkat control dan sumber penggerak listrik [8], ada juga model prostetik yang menggunakan pegas, kopling, dan motor [9], namun dari beberapa penelitian yang semisal seperti tersebut di atas masih memiliki kekurangan yaitu model terlalu kompleks, sulit untuk penggunaan, berat, dan mahal.

Meskipun sudah banyak berbagai macam model prostetik yang dijual secara komersil dari harga yang sedang sampai yang mahal. Namun masih sulit dijangkau bagi para tuna daksa dari kalangan menengah kebawah [10]. Sehingga perlu adanya model foot prosthetic yang ringan, mudah penggunaan, dan murah. Proses pembuatan prosthetic foot dengan 3D printing pun lebih mudah dan cepat dari pada pembuatan secara konvensional [11].

Pendekatan metode elemen hingga berbasis komputasi dilakukan untuk mengurangi *trial error* dalam pembuatan prostetik, menghemat biaya, waktu lebih efisien, dan minim tenaga yang dikeluarkan ketika dilakukan uji coba kekuatan model prostetik. Metode elemen hingga berbasis komputasi mampu menganalisis suatu pemodelan untuk mengukur nilai deformasi, tegangan, dan regangan yang terjadi secara detail [12]. Pemecahan problem numerik dengan komputasi akan menjadikan proses kalkulasi lebih cepat dibandingkan penghitungan teoritis matematik manual atau eksperimen di laboratorium dengan nilai yang mendekati riil [13].

Oleh karena itu, tujuan dari penelitian ini adalah merancang suatu model prostetik khusus pada bagian pergelangan kaki dengan analisis menggunakan komputasi elemen hingga untuk mengetahui kekuatan dan perubahan bentuk model. Dimana model prostetik mampu menahan beban rata-rata berat manusia dengan mekanisme siklus berjalan serta mempunyai nilai faktor keamanan yang aman. Sebelum model tersebut difabrikasi menggunakan 3D printing sebagai prototipe.

2. Material dan Metode

Tahap awal dalam proses penelitian ini adalah studi literatur untuk mencari referensi penelitian yang serupa dan bentuk-bentuk model kaki prostetik (*foot prosthetic*) yang pernah diteliti. Kemudian dua

tahapan utama selanjutnya adalah desain model dan analisis model. Desain model menggunakan software CAD dan analisis model menggunakan software CAE. Pada tahap desain model bertujuan untuk merancang desain *foot prosthetic* yang unik dan memiliki keunggulan lain dibandingkan desain-desain sebelumnya. Tahap selanjutnya analisis model bertujuan untuk menganalisis desain tersebut seberapa kuat dan layak untuk diproduksi dan diterapkan kepada pasien difabel. Tahap analisis ini terdiri dari *preprocessing*, *solution*, dan *postprocessing*. *Preprocessing* meliputi *setting material parameter*, *meshing*, *boundary and loading condition*. *Solution* meliputi *setting analysis parameter*, sedangkan *postprocessing* meliputi *analysis result display*. Jika hasil analisis kurang kuat menahan beban maka kembali ke tahap desain model. Dan jika hasilnya *reasonable* dengan *safety factor* lebih dari 1.5 maka lanjut pada laporan analisis.

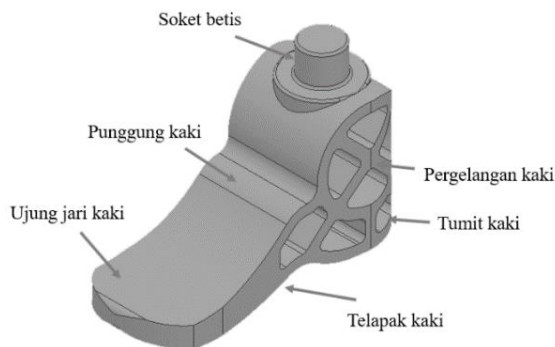
2.1 Desain Model

Pada penelitian ini, prostetik *compliant ankle-foot* didesain menggunakan software CAD Autodesk Inventor 2018 dengan bentuk umum struktur yang menyerupai pergelangan kaki. Pada bagian tumit berbentuk setengah lingkaran baik tampak samping dan atas supaya pergerakan tumpuan awal posisi tumit (*heel strike*) kontak dengan tanah berjalan secara lebih halus dan rongga lengkung bagian bawah dapat meredam tumbukan dengan ground.

Pada bagian mata kaki atau persendian pergelangan dirancang dengan bentuk melingkar supaya bisa memberikan gaya elastis kembali jika diberikan beban dari atas dan digunakan dalam siklus berjalan. Bentuk rongga-rongga lengkung di dalam lingkaran pergelangan kaki dengan ketebalan sisi sekitarnya 10 mm dirancang untuk mengurangi berat prostetik pergelangan kaki, meringankan gerakan kaki ketika digunakan berjalan, menyerap tegangan, dan efisiensi ketika fabrikasi, di samping itu dapat mengurangi kekakuan (*stiffness*) pada model serta bisa memberikan efek elastis pada prostetik pergelangan kaki.

Bagian ujung jari kaki hingga punggung kaki didesain dengan bentuk melengkung untuk memperhalus gerakan melangkah dari posisi tengah-tengah (*midstance*) menuju posisi ujung jari (*toe-off*). Bentuk melengkung tersebut juga dapat memberikan tambahan gaya dorong ketika perpindahan siklus berjalan dari fase berdiri (*stance*) menuju fase ke ayunan (*swing*). Pada bagian atas pergelangan kaki dibuatkan sebuah poros pendek sebagai soket penghubung dengan prostetik betis menggunakan baut sekrup sebagai penguncinya. Pada ujung jari kaki tampak atas diberikan fillet atau bentuk lengkungan untuk mengurangi sisi tajam pada model. Bentuk yang simetris menjadikannya dapat digunakan baik untuk pergelangan kaki kanan maupun pergelangan kaki kiri. Keterangan bagian

prostatik pergelangan kaki dapat dilihat pada gambar 1.



Gambar 1. Bagian-bagian utama model prostetik *compliant ankle-foot*

Dengan konsep desain yang melengkung dan rongga-rongga lengkung menggunakan konsep mekanisme elastis (*compliant mechanism*) diharapkan dapat memberikan fleksibilitas model ketika dilakukan gerakan siklus berjalan (*gait cycle*). Di samping itu adanya energi regangan (*strain energy*) yang tersimpan baik di bagian ujung kaki, di bagian sendi, dan di bagian tumit prostetik pergelangan kaki dapat memberikan gaya lentur ketika berjalan. Sehingga pegas pasif yang biasanya terdapat pada model prostetik konvensional dan memaksa penderita yang kakinya teramputasi untuk berjalan secara tidak wajar bisa teratasi.

Konsep *strain energy* yang didesain adalah menyimpan energi tegangan (*stress*) dari beban (*load*) dan akan dikembalikan energi tersebut saat *load* dilepas untuk memberikan gaya dorong balik ke kaki. Selain itu, model ini diharapkan dapat membantu orang yang diamputasi kakinya bisa bergerak melangkah dan berjalan menyerupai gaya berjalannya manusia yang normal. Rancangan prostetik pergelangan kaki yang elastis (*compliant ankle-foot*) ini didesain meniru bio mekanika, gerakan biologis, dan fase atau siklus manusia berjalan (*human gait cycle*). Desain prostetik *compliant ankle-foot* dengan struktur statis aktif ini juga mampu mendukung rehabilitasi berjalan awal bagi pasien yang diamputasi pada kakinya.

2.2 Analisis Model

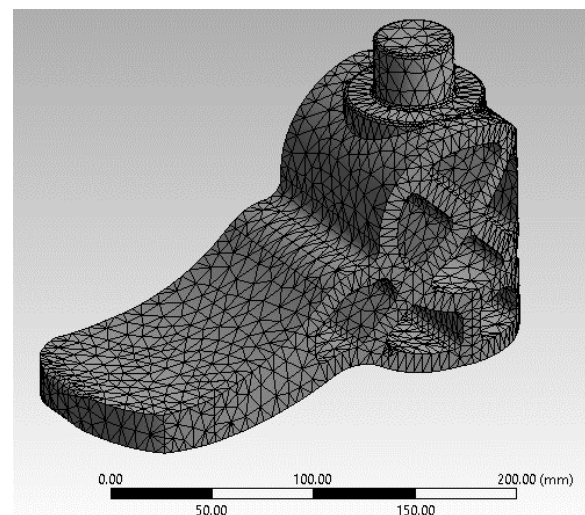
Model prostetik *compliant ankle-foot* ini dilakukan analisis elemen hingga untuk menganalisis perilaku struktur pada model dan mengetahui deformasi keseluruhan (*total deformation*), tegangan ekuivalen (*ekuivalen stress*), dan energi regangan (*strain energy*) dengan menggunakan software ANSYS 19.2 *Workbench*. File geometry yang digunakan berformat IGES hasil export dari Autodesk Inventor.

Material yang digunakan adalah *acrylonitrile butadiene styrene* (ABS) di input secara manual kedalam engineering data dengan karakteristik mekanik seperti pada Table 1 [14], [15]. Material ABS dipilih karena memiliki filament yang lebih ringan (*lighter filament*), lebih tahan lama (*durability*), dan lebih tahan panas (*heat resistance*) dibandingkan PLA dan Nylon.

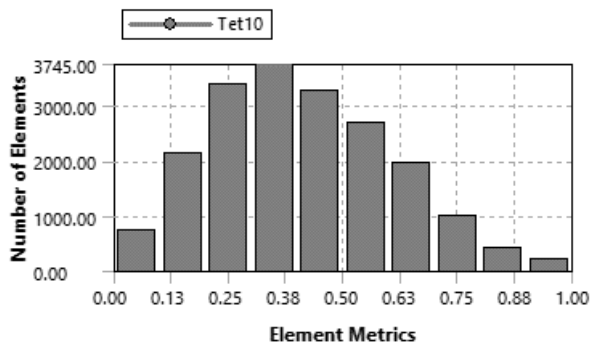
Pada tahap *meshing* digunakan ukuran elemen sebesar 5 mm diinput secara manual seperti pada Gambar 2. Kriteria evaluasi kualitas elemen menggunakan *Skala Skewness*. Gambar 3 menampilkan jumlah elemen terbanyak ada diantara metrik elemen 0,25 – 0,5. Berdasarkan skala *Skewness* itu menunjukkan bahwa kualitas elemen terkategori bagus. Tahap *meshing* ini menghasilkan 33980 *nodes* dan 19371 *elements*.

Tabel 1. Karakteristik mekanik material ABS

Karakteristik	Nilai	Unit
Density	1400	Kg/m ³
Young's modulus	2400	MPa
Poisson's ratio	0,37	
Yield strength	26,84	MPa

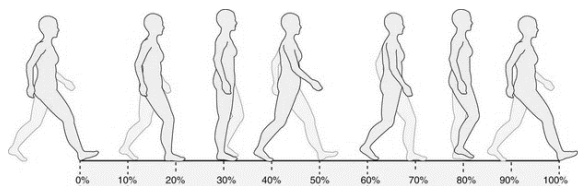


Gambar 2. Bentuk *meshing* model prostetik *compliant ankle-foot*



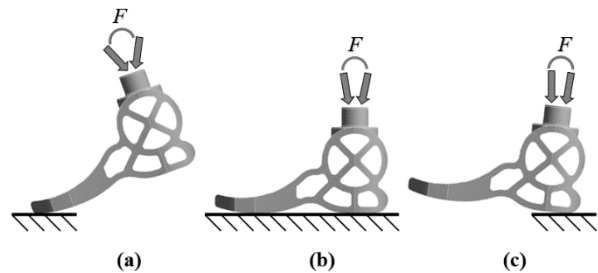
Gambar 3. Hasil kualitas *meshing* dari jumlah elemen

Model prostetik *compliant ankle-foot* membatasi dengan tiga macam tumpuan (*fix support*) dalam *gait cycle*. Tiga posisi tersebut adalah yaitu posisi *heel strike*, posisi *midstance*, dan posisi *toe-off*. Pada posisi *heel strike fix support* terletak pada ujung tumit kaki dan tumpuan tumit kaki, kemudian pada *midstance fix support* terletak di telapak kaki bagian depan dan belakang. Sedangkan pada posisi *toe-off fix support* ditempatkan di ujung kaki. Dari 0-100% *gait cycle*, yang digunakan dalam analisis ini adalah 0-64% karena pada fase tersebut terjadinya kontak kaki dengan ground. Dengan pembagian 0-9% dari *gait cycle* adalah posisi *heel strike*, kemudian 10-16% posisi *midstance* dan 17-64% posisi *toe-off*. Gambar 4 menampilkan ilustrasi persentase dari *human gait cycle*.



Gambar 4. Persentase *human gait cycle* [16]

Besaran *load* dan arah *load* yang diberikan berdasarkan data *gait analysis* dari persentase berat tubuh (*body weight*) atau *vertical force* dan sudut pergelangan kaki di setiap fase *gait cycle* [17]. *Body weight* yang digunakan sebagai acuan adalah 80 Kg. Maka dari 0 - 114% *body weight* didapati *load* mulai dari 0 - 913,81 N sesuai tiap fase *gait cycle*. Sedangkan arah pemberian *load* mulai dari 6,4 derajat ketika *dorsiflexion* sampai 19,9 derajat *plantar flexion*. Gambar 5 menunjukkan ilustrasi simulasi yang dilakukan dengan *boundary condition* tiga posisi fase *stance* dari *human gait cycle*.

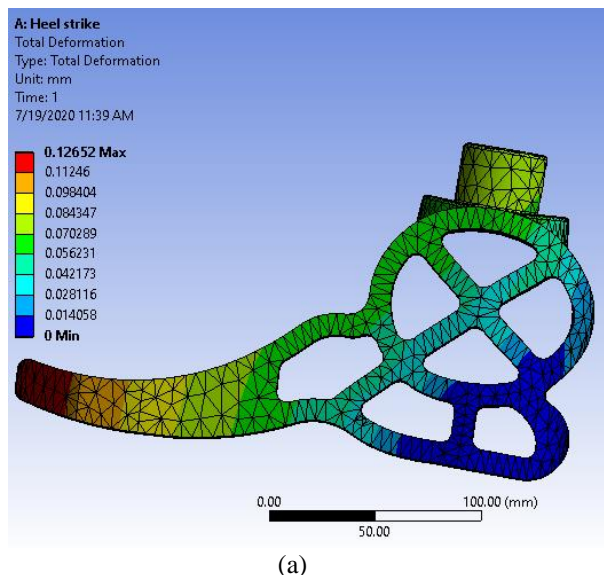


Gambar 5. *Boundary condition* model (a) posisi *heel strike*; (b) posisi *midstance*; (c) posisi *toe-off*

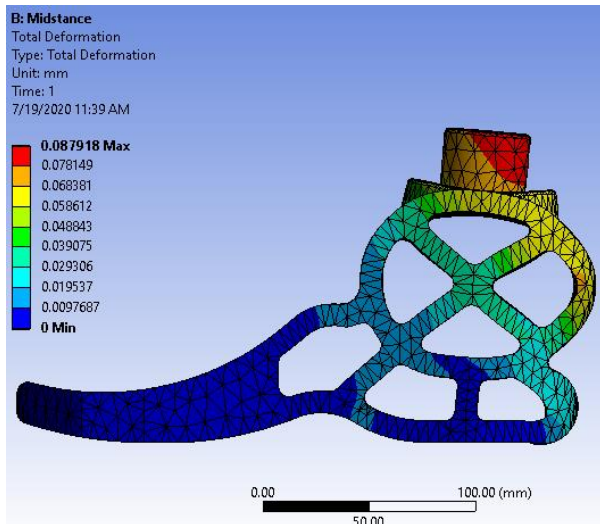
3. Hasil dan Pembahasan

3.1 Deformasi

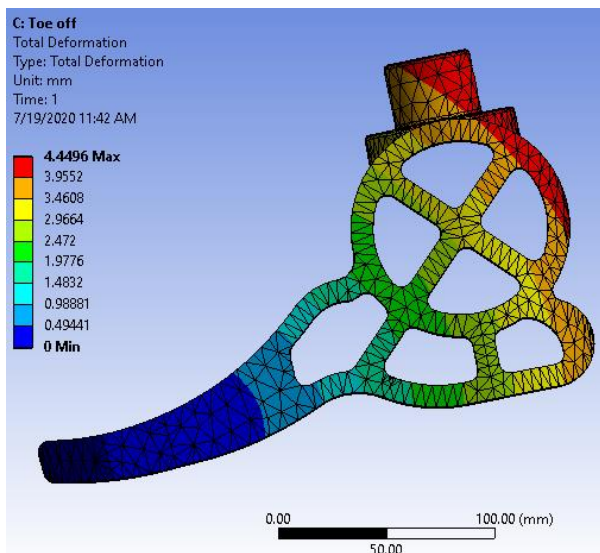
Total deformation digunakan sebagai parameter analisis untuk mengetahui perubahan bentuk model yang terjadi ketika diberi *load*. Hasil dari total deformation menunjukkan bahwa pada posisi *toe-off* mengalami *displacement* yang lebih besar dari pada posisi *midstance* dan *heel strike* pada mekanisme *gait cycle*. Khususnya dari tahap 17-56% dari *gait cycle* karena pada tahap tersebut pula gaya yang diberikan lebih besar dari tahap yang lain. Dari posisi *toe-off* sendiri mengalami dua kali deformasi terbesar dalam puncak siklusnya yaitu terjadi pada fase 17% dari *gait cycle* sebesar 4,69 mm dan pada fase 51% dari *gait cycle* sebesar 4,45 mm. Sedangkan deformasi terkecil terjadi saat posisi *midstance* dengan rata-rata 0,08 mm. Itu dikarenakan pada posisi *midstance* menggunakan *fix support* dengan dua tumpuan pada telapak kaki yaitu pada bagian tumit dan bagian dekat ujung kaki (area metatarsal). Bentuk deformasi yang terjadi pada tiga posisi tersebut dengan *maksimum load* pada masing-masing posisi dapat diilustrasikan pada Gambar 6. Sedangkan grafik *gait cycle* 0-64% dengan deformasi maksimalnya ketika diberi *load* dapat dilihat pada Gambar 7.



(a)

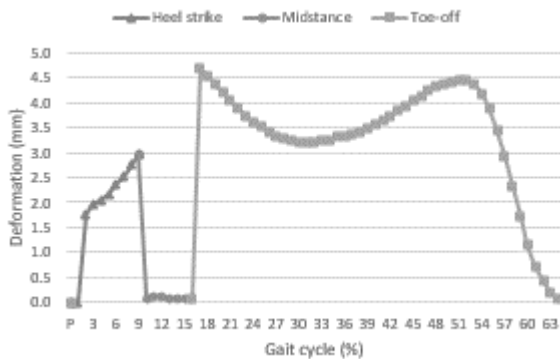


(b)



(c)

Gambar 6. Hasil total deformation pada model (a) posisi heel strike; (b) posisi midstance; (c) posisi toe-off

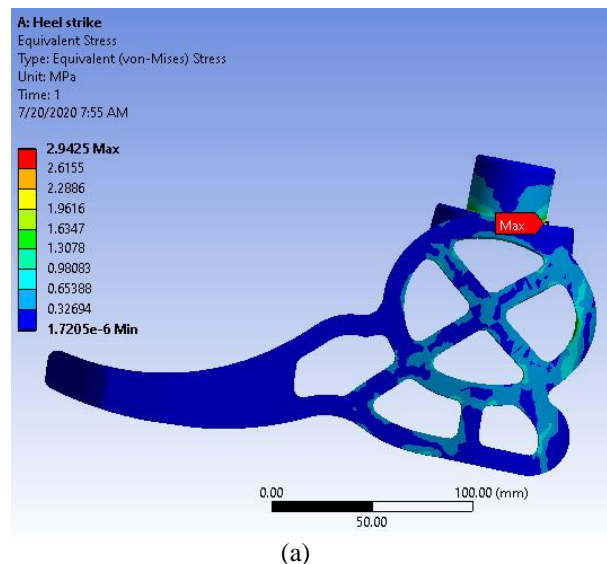


Gambar 7. Hasil maximum deformation pada tiga posisi utama dalam gait cycle

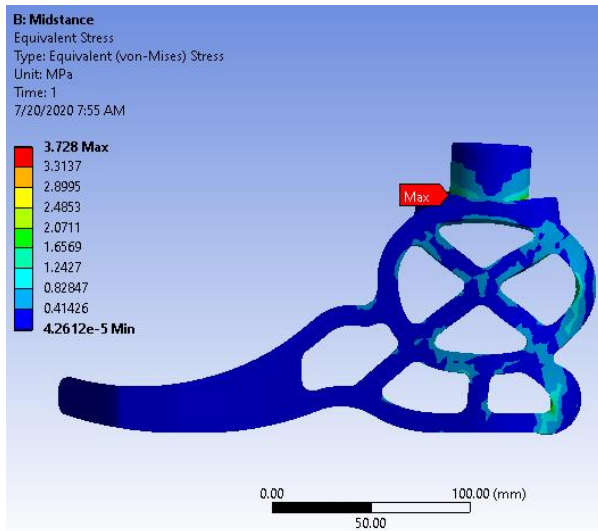
Untuk mengetahui nilai kekakuan material pada bentuk model dalam setiap fase *gait cycle* dapat menggunakan rumus $stiffness (K = F/d)$. Dengan K adalah *stiffness* (N/mm), F merupakan *force* (N), dan d adalah *displacement* (mm). Dari persamaan diatas maka dapat ditemukan besaran *stiffness* yang terdapat pada posisi *heel strike*, *midstance*, dan *toe-off* dengan *maximum deformation* adalah sebesar 241,5 N/mm, 10563,6 N/mm, dan 219,8 N/mm secara berturut-turut. Posisi *midstance* dengan bentuk model tersebut mempunyai *stiffness* yang paling besar karena memiliki *displacement* yang paling kecil.

3.2 Stress

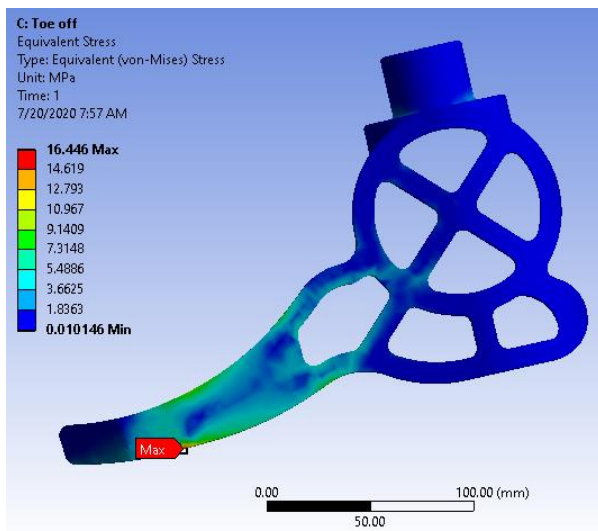
Untuk mengetahui hasil *stress* yang terjadi pada prostetik *compliant ankle-foot* selama mekanisme *gait cycle* digunakanlah *von mises stress* sebagai parameter analisis. *Load* yang diberikan pada setiap fase *gait cycle* sesuai dengan persentase dari *body weight* seperti data Gambar 3 diatas dengan acuan berat badan 80 kg. Hasil analisis menunjukkan bahwa *maximum stress* terjadi pada posisi *toe-off* sebesar 16,45 MPa pada fase 17% dari *gait cycle*. Kemudian diikuti pada fase 50% dari *gait cycle* sebesar 16,05 MPa sebagai puncak kedua dari *maximum stress*. Hal tersebut terjadi karena pada fase tersebut menerima *load* yang besar pula meskipun tidak yang paling besar yaitu 822 N dan 897 N berturut-turut. Kedua puncak *maximum stress* tersebut berada di area lengkung ujung kaki prostetik seperti yang ditampilkan pada Gambar 8. Grafik *maximum stress* yang terjadi selama *gait cycle* ditunjukkan pada Gambar 9.



(a)

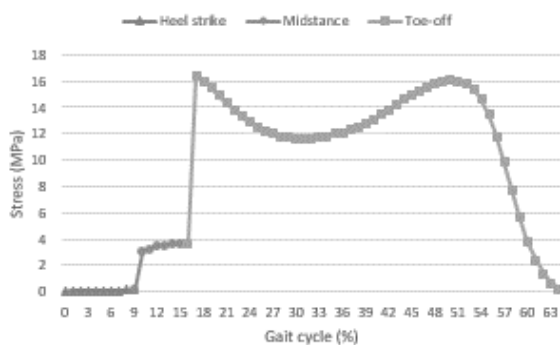


(b)



(c)

Gambar 8. Area *maximum stress* yang terjadi pada model (a) posisi *heel strike*; (b) posisi *midstance*; (c) posisi *toe-off*



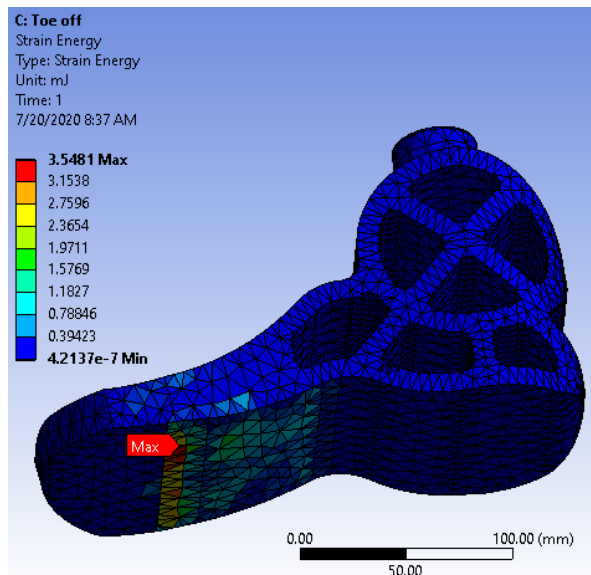
Gambar 9. Hasil *maximum stress* pada tiga posisi utama dalam *gait cycle*

Pada posisi *midstance*, *stress* yang terjadi tergolong sedang dengan nilai yang berkisar 3-3,7 MPa. Itu dikarenakan posisi *midstance* ditumpu oleh dua tumpuan pada depan dan belakang, sehingga distribusi *stress* lebih merata, meskipun pada posisi *midstance* juga menerima *load* yang relatif besar berkisar 94% sampai 104% dari berat tubuh. Sedangkan posisi *heel strike* mempunyai *stress* yang paling rendah rata-rata dibawah 0.13 MPa. Sebab desain yang berongga cukup efektif untuk menyerap *stress* di samping fase tersebut adalah fase yang pertama kontak dengan ground dan *load* yang diberikan juga tidak terlalu besar. Area *maximum stress* pada posisi *heel strike* dan *midstance* terletak di sekitar keliling soket betis seperti yang ditampilkan pada Gambar 9.

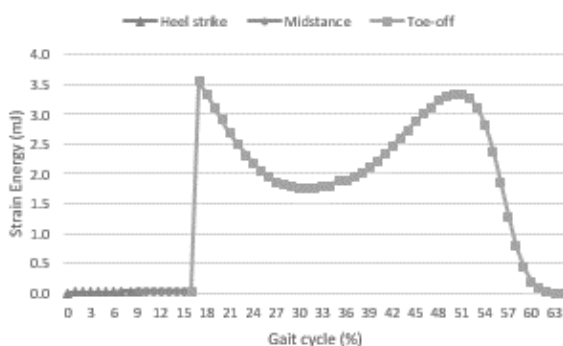
Untuk mengevaluasi keamanan pada model prostetik ini dapat dihitung menggunakan rumus *safety factor* ($n = \frac{\sigma_{yield}}{\sigma_{actual}}$). Dimana *n* adalah *safety factor*, σ_{yield} adalah *yield strength* pada material, dan σ_{actual} merupakan maksimal *stress* yang terjadi. Dari persamaan diatas diperoleh hasil *safety factor* sebesar 1,63. Dari hasil tersebut menunjukkan bahwa *stress* tersebut masih dibawah batas *yield strength* dari material ABS dengan *safety factor* diatas 1,5 yang tergolong cukup aman. Sehingga desain model prostetik *compliant ankle-foot* tersebut masih berkategori aman karena masih di area elastis material.

3.3 Strain Energy

Parameter analisis selanjutnya untuk mengukur energi regangan yang tersimpan adalah *strain energy*. Dari *load* yang diberikan sesuai besaran pada mekanisme *gait cycle*, hasilnya menunjukkan bahwa pada awal posisi *toe-off* menyimpan energi regangan paling besar yaitu sebesar 3,55 mJ pada fase 17% dari *gait cycle*. Energi regangan terbesar selanjutnya sebesar 3,34 mJ dan 3,33 mJ pada fase 18% dan 50% dari *gait cycle*. Sedikit berbeda dengan hasil *maximum stress* dari persentase *gait cycle*. Area *maximum strain energy* terletak pada lengkungan antara ujung kaki dengan telapak kaki persis dengan titik *maximum stress* sebagaimana yang terlihat pada Gambar 10. Sedangkan grafik dari hasil analisis *strain energy* dengan *load* yang diberikan selama 0-64% *gait cycle* ditampilkan pada Gambar 11. Selain itu, hasil dari *strain energy* yang sangat kecil dibawah 1 mJ adalah saat posisi *heel strike*, *midstance* dan di fase akhir posisi *toe-off*.



Gambar 10. Area maximum strain energy saat posisi toe-off pada 17% dari gait cycle



Gambar 11. Hasil maximum strain energy pada tiga posisi utama dalam gait cycle

4. Kesimpulan

Prostetik merupakan alat bantu kaki palsu yang penting bagi para difabel kaki untuk beraktivitas seperti manusia normal semisal berdiri dan berjalan, serta bisa membantu pasien yang teramputasi kakinya untuk melakukan rehabilitasi berjalan. Tujuan dari desain dan analisis model prostetik *compliant ankle-foot* adalah untuk mengetahui kekuatan dan kelayakan sebelum model ini di fabrikasi. Berdasarkan hasil analisis dari tiga posisi *heel strike*, *midstance*, dan *toe-off* selama *gait cycle* menunjukkan bahwa model prostetik *compliant ankle-foot* ini mampu menahan *load* sebesar 114% dari body weight 80 kg atau sekitar 913,81 N. Dengan arah pemberian *load* dari 6,4 derajat ketika *dorsiflexion* sampai 19,9 derajat *plantar flexion*.

Hasil deformasi terbesar terjadi pada posisi *toe-off* yaitu sebesar 4,69 mm pada fase 17% dari *gait cycle*. Deformasi terbesar selanjutnya terjadi pada fase 51% dari *gait cycle* sebesar 4,45 mm yang merupakan puncak kedua dari *gait cycle*. Sedangkan

untuk *stiffness* paling besar adalah saat posisi *midstance* sebesar 10563,6 N/mm karena memiliki *displacement* yang paling kecil dengan dua tumpuan yaitu bagian ujung kaki dan tumit kaki. *Maximum stress* juga terjadi pada posisi *toe-off* sebesar 16,45 MPa pada fase 17% dari *gait cycle*. Dengan *safety factor* sebesar 1,63 sehingga nilai tersebut masih tergolong aman karena dibawah *yield strength* dari material ABS. *Strain energy* terbesar terletak di area melengkung bawah antara ujung kaki dan telapak kaki pada posisi *toe-off* sebesar 3,55 mJ pada fase 17% dari *gait cycle*. Tabel 3 merangkum hasil dari data analisis model prostetik lentur pergelangan kaki.

Tabel 3. Hasil analisis model prostetik lentur pergelangan kaki

Parameter	Nilai	Unit
Deformation	4,69	Mm
Stiffness	10563,6	N/mm
Stress	16,45	MPa
Safety factor	1,63	
Strain energy	3,55	mJ

Dari pembahasan diatas dapat disimpulkan bahwa rancangan desain prostetik *compliant ankle-foot* ini mampu melakukan gerak dengan mekanisme *gait cycle* dengan pemberian *load* dan sudut arah *load* pada masing-masing fase. Model ini mempunyai keunggulan yang fleksibel karena bentuk lengkung yang elastis mengadopsi konsep *compliant mechanism* dan pemanfaatan *strain energy*. Untuk penelitian ke depan akan dicoba fabrikasi sebuah prototype dengan 3D printer dan dilakukan experiment dari prototype tersebut.

Referensi

- [1] A. K. Agarwal, *Essentials of Prosthetics and Orthotics*. Jaypee Brothers Publishers, 2013.
- [2] S. Indonesia, "Profile of the People of Indonesia, Supas Result 2015," Statistics Indonesia, 2016.
- [3] C.-Y. Liaw and M. Guvendiren, "Current and emerging applications of 3D printing in medicine," *Biofabrication*, vol. 9, no. 2, p. 24102, 2017.
- [4] C. L. Ventola, "Medical applications for 3D printing: current and projected uses," *Pharm. Ther.*, vol. 39, no. 10, p. 704, 2014.
- [5] R. Versluys, P. Beyl, M. Van Damme, A. Desomer, R. Van Ham, and D. Lefeber, "Prosthetic feet: State-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics," *Disabil. Rehabil. Assist.*

- Technol.*, vol. 4, no. 2, pp. 65–75, 2009.
- [6] T. T. Nguyen, H. G. Le, T.-P. Dao, and S.-C. Huang, “Evaluation of structural behaviour of a novel compliant prosthetic ankle-foot,” in *2017 International Conference on Mechanical, System and Control Engineering (ICMSC)*, 2017, pp. 58–62.
- [7] S. Ertis, J. Kearns, and S. Maniskas, “Design and testing of a low cost prosthetic foot,” 2012.
- [8] K. Fite, J. Mitchell, F. Sup, and M. Goldfarb, “Design and control of an electrically powered knee prosthesis,” in *2007 IEEE 10th International conference on rehabilitation robotics*, 2007, pp. 902–905.
- [9] M. Liu, P. Datsaris, and H. H. Huang, “A prototype for smart prosthetic legs-analysis and mechanical design,” in *Advanced Materials Research*, 2012, vol. 403, pp. 1999–2006.
- [10] M. Dzulfikar, J. Jamari, R. Ismail, S. Sugiyanto, and D. Setyawan, “Analisa Gait Cycledan Beban Statis Produk Kaki Tiruanatas Lutut (Above Knee Prosthesis) Menggunakan Metode Elemen Hingga,” *Maj. Ilm. MOMENTUM*, vol. 11, no. 2, 2015.
- [11] A. D. Junianto and D. Kuswanto, “Desain Kaki Palsu untuk Membantu Aktivitas Berjalan pada Tuna Daksa Transtibial dengan Menggunakan Rapid Prototyping dan Reverse Engineering,” *J. Sains dan Seni ITS*, vol. 7, no. 1, pp. 15–18, 2018.
- [12] S. Moaveni, *Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e*. Pearson Education India, 2011.
- [13] D. L. Logan, *A first course in the finite element method*. Cengage Learning, 2011.
- [14] R. Zou *et al.*, “Isotropic and anisotropic elasticity and yielding of 3D printed material,” *Compos. Part B Eng.*, vol. 99, pp. 506–513, 2016.
- [15] V. V Volkov-Muzylev, L. E. Vendland, Y. A. Borisov, and A. N. Demidov, “Possibility of ABS polymers application for centrifugal wheel model manufacture by additive printing,” in *AIP Conference Proceedings*, 2019, vol. 2141, no. 1, p. 40001.
- [16] D. A. Neumann, *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation*. Elsevier Health Sciences, 2013.
- [17] G. Bovi, M. Rabuffetti, P. Mazzoleni, and M. Ferrarin, “A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects,” *Gait Posture*, vol. 33, no. 1, pp. 6–13, 2011.