

Desain dan Pembuatan Model Protesis Bawah Lutut dengan Adjustable Shank Berbasis Ulir

DONNY SURYAWAN, M N RAMADHAN, SANTO A DHEWANTO, PURTOJO,

ABSTRACT

The number of persons with disabilities in Indonesia continues to increase every year. In 2015, more than 8.5% of the Indonesian population became people with disabilities. It increases 2.45% from 2012. Below-knee amputation is one of the contributors to disability in Indonesia. The use of a below-knee prosthesis is one of the solutions to overcome that. However, the development of below-knee prostheses in Indonesia is limited. The variation in size and height of people with disabilities causes the below knee prosthesis to be unable to be mass-produced. So, it is necessary to develop a prosthesis that can accommodate the anthropometric range of the Indonesian body. One of the efforts to overcome this is the development of a below-knee prosthesis with a thread-based adjustable shank. The design results showed that the below-knee prosthesis shank was able to be adjusted in multiples of 1.5 mm. In addition, the simulation results show that the designed prosthesis can withstand a load of 2000N.

Keywords: Protesis, Amputasi, Disabilitas

PENDAHULUAN

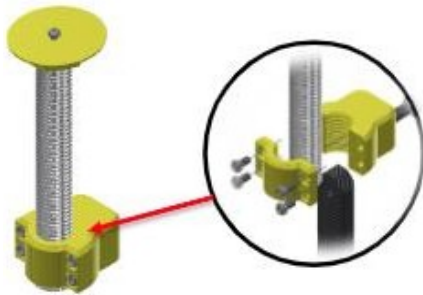
Lebih dari 8,5% penduduk Indonesia mengalami disabilitas pada tahun 2015 (Ismandari, 2019). Jumlah tersebut meningkat sekitar 2,45% dari tahun 2012 (Badan Pusat Statistik, 2015). Hal tersebut menunjukkan adanya kenaikan jumlah penyandang disabilitas tiap tahunnya. Disabilitas anggota gerak tubuh bagian bawah merupakan salah satu disabilitas yang banyak terjadi pada masyarakat. Amputasi bawah lutut adalah satu operasi medis yang paling banyak menyebabkan disabilitas anggota gerak bagian bawah (Vitriana, 2002). Amputasi pada anggota gerak bagian bawah akan menyebabkan seseorang mengalami keterbatasan. Salah satunya adalah berjalan. Sehingga untuk mengatasi keterbatasan tersebut diperlukan alat bantu berupa kursi roda, alat bantu berjalan ataupun pemasangan protesis pada bagian yang mengalami amputasi. Pemasangan protesis bawah lutut menjadi salah satu upaya yang paling populer untuk membantu penyandang disabilitas akibat amputasi bawah lutut.

Beberapa penelitian yang berkaitan dengan protesis bawah lutut antara lain perbandingan *mechanical properties* pada telapak kaki

protesis dari produk lokal dan import (Khafidh, et al., 2021). Penelitian tersebut berfokus pada perbandingan karakteristik mekanis pada produk telapak kaki protesis produk lokal dan impor. Selanjutnya adalah pengembangan bahan telapak kaki protesis menggunakan karet alam dan EVA (Kistriyani, Khafidh, Suryawan, & Ismail, 2021). Fokus utama dari penelitian tersebut adalah mencari komposisi untuk mendapatkan karakteristik fisik terbaik menggunakan bahan utama karet alam dan EVA. Ada juga penelitian terkait studi perbandingan tentang standar untuk protesis kaki (Suryawan, Khafidh, Kistriyani, & Ismail, 2021). Penelitian tersebut berfokus untuk mengkaji standar-standar yang berkaitan dengan prosetesis bawah lutut.

Inovasi dan pengembangan protesis bawah lutut juga dilakukan pada bagian shank untuk dapat diatur variasi ukurannya (Suryawan, Ridlwan, & Setiadi, 2019). Pengaturan variasi ukuran tersebut dilakukan dengan menggeser posisi shank terhadap pengunci seperti pada Gambar 1. Shank tersebut terdiri dari geratan geratan *pitch* dengan jarak 3,5 mm. Protesis tersebut mampu mengakomodasi penyandang disabilitas yang memiliki rentang tinggi badan 150-180 cm dengan kenaikan perubahan dimensi sebesar 3,5 mm. Hanya saja penelitian

tersebut masih bersifat model dan simulasi. Selain itu, kenaikan perubahan ukuran tiap 3,5 mm masih terlalu Panjang.



Gambar 1. Adjustable Shank (Suryawan, Ridlwan, & Setiadi, 2019)

Penelitian lain yang terkait dengan pengembangan prosthesis bawah lutut adalah pengembangan *socket* prosthesis. Sebagai contoh adalah pengembangan socket prosthesis bawah lutut dengan variasi material berbasis komposit (Masykur & Suryawan, 2021). Penelitian tersebut berfokus pada pengembangan desain dan simulasi socket prosthesis yang mampu mengakomodasi lingkaran betis sesuai antropometri orang Indonesia. Penelitian lainnya yang berkaitan dengan socket prosthesis antara lain adalah pengembangan socket yang terdapat pengatur lingkaran socket, sehingga socket dapat digunakan untuk orang-orang dengan rentang lingkaran stump tertentu (United States Patent No. 45, 2002), Serta pengembangan desain socket yang disesuaikan dengan sisa amputasi pada penggunaannya menggunakan dan kemudian diolah menjadi data digital (Junianto & Kuswanto, 2018).

Selain penelitian, prosthesis bawah lutut memang banyak diperjualbelikan di Indonesia secara bebas. Hanya saja, kebanyakan prosthesis yang dijual tidak menampilkan spesifikasi yang memadai. Selain itu, proses pembuatan prosthesis bawah lutut juga dilakukan secara *custom* berdasarkan pesanan. Ukuran prosthesis akan disesuaikan dengan calon pengguna. Tentunya proses tersebut menjadi tidak efisien. Oleh karena itu, perlu adanya penelitian untuk merancang agar prosthesis bawah lutut mampu mengakomodasi rentang ukuran antropometri orang Indonesia. Sehingga prosthesis dapat diproduksi secara masal.

METODOLOGI PENELITIAN

Kriteria Rancangan

Kriteria yang digunakan dalam perancangan dapat dilihat pada tabel 1. Kriteria tersebut mengacu dari beberapa penelitian sebelumnya.

Tabel 1. Kriteria desain

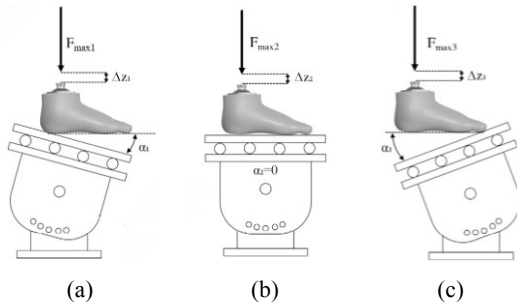
Kriteria	Deskripsi
Kuat	Dapat dapat menahan beban minimal 1,5 kali dari beban pengguna.
Ringan	Memiliki berat tidak jauh dari berat kaki sesungguhnya, yaitu sebesar 4.5 – 5.5 % total berat tubuh (Tözeren, 1999)
Perubahan Adjustable	Perubahan panjang yang dapat dilakukan sebesar 10 cm yang disesuaikan dengan rata-rata panjang tulang bawah lutut (Tibia) manusia (Hrdlicka, 1898)

Parameter Simulasi

Fokus dari penelitian yang telah dilakukan adalah pengembangan *shank* yang dapat diatur dimensinya. Oleh karena itu beberapa komponen lain dibuat sedemikian rupa dengan material yang disesuaikan untuk mendukung simulasi desain. Pengujian desain prosthesis bawah lutut yang bisa *adjustable* dalam penelitian dilakukan dengan simulasi berbasis metode elemen hingga. Pengujian tersebut terbagi 3 buah kondisi yaitu pada posisi *Heel loading*, *Midfoot loading*, *Forefoot loading* (Taboga & Grabowski, 2017).

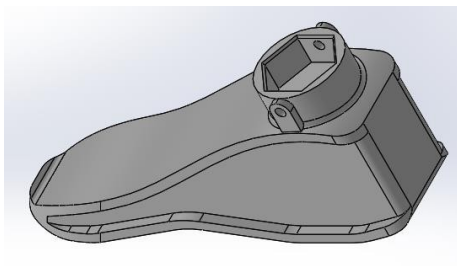
Pengujian *Heel loading* merupakan pengujian prosthesis saat kondisi kaki yang hanya bertumpu pada tumit dan membentuk sudut 15°. Pengujian *Midfoot loading* adalah pengujian prosthesis yang mewakili kondisi normal tubuh saat berdiri. Sehingga prosthesis menerima beban tubuh lurus kebawah dengan tumpuan berada pada telapak kaki. Sedangkan *Forefoot loading* adalah pengujian prosthesis dengan kondisi kaki yang hanya bertumpu pada ujung depan kaki dan membentuk sudut 20°. Ketiga konfigurasi tersebut dapat dilihat pada Gambar 2. Sedangkan Beban yang diberikan untuk

simulasi adalah 2000 N. Selain itu diasumsikan bahwa 3 kondisi pengujian tersebut tumpuan dari pengujian tidak mengalami pergerakan ataupun pergeseran sama sekali.

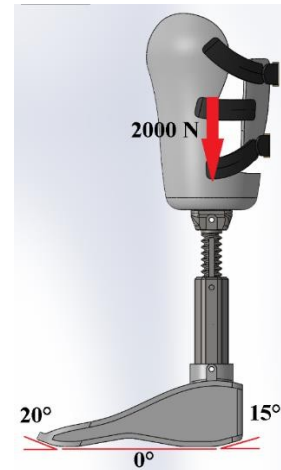


Gambar 2. Kondisi pengujian (a). Heel loading, (b). Midfoot loading, (c). Forefoot loading (Taboga & Grabowski, 2017)

Komponen SACH *foot* atau telapak kaki, dibuat sedemikian rupa untuk mempermudah proses simulasi. SACH *foot* yang digunakan dapat dilihat pada Gambar 3. Desain *Sach Foot* dirancang sedemikian rupa dengan bagian depan memiliki sudut 20° yang sesuai dengan standar pengujian *Forefoot Loading*. Kemudian bagian belakang memiliki kemiringan dengan sudut sebesar 15° yang digunakan untuk pengujian *Heel loading*. *Sach foot* ini menggunakan material yang sama dengan material *Socket* yaitu komposit fiber. Sehingga parameter pemodelan berupa posisi fiksasi dan pembebanan dapat dilihat pada Gambar 4. Sedangkan material yang digunakan pada tiap komponen dapat dilihat pada Gambar 3.



Gambar 3. SACH Foot

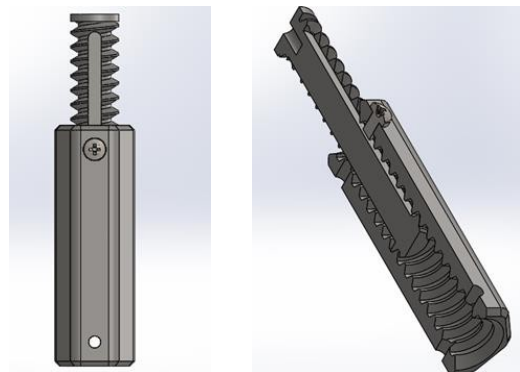


Gambar 4. Parameter pembebanan dan fiksasi

HASIL DAN PEMBAHASAN

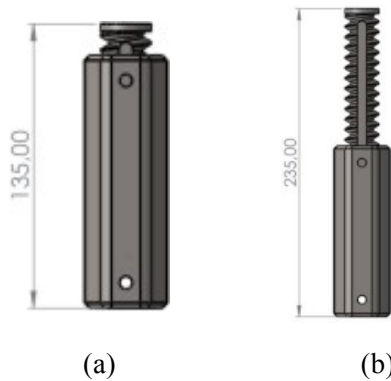
Hasil Desain

Perancangan difokuskan pada bagian *shank* yang dapat diatur dimensinya. Sistem kerja pengaturan dimensi pada *shank* dibuat menggunakan mekanisme ulir. Mekanisme tersebut dapat dilihat pada Gambar 5. Untuk mengantisipasi terjadinya perubahan orientasi akibat ulir berputar, maka ditambahkan pengunci pada kedua sisi *shank* yang memiliki ulir dalam (*Female shank*). Pengunci tersebut berupa baut yang nantinya akan terkait dengan alur pada *shank* yang memiliki ulir luar (*Male shank*). Karena memiliki 2 lubang pengunci pada kedua sisi, maka prostesis dapat mengakomodasi perubahan setiap setengah putaran atau setiap 180° . Perubahan tersebut menyebabkan *shank* dapat berubah dimensi sebesar 1,5 mm karena jarak *pitch* pada *shank* memiliki jarak 3 mm.



Gambar 5. Mekanisme Shank

Mekanisme *shank* tersebut dapat mengakomodasi perubahan dimensi hingga 100 mm dengan perubahan terkecil 1,5 mm. Dimensi shank saat di posisi minimum dan maksimum dapat dilihat pada Gambar 6.



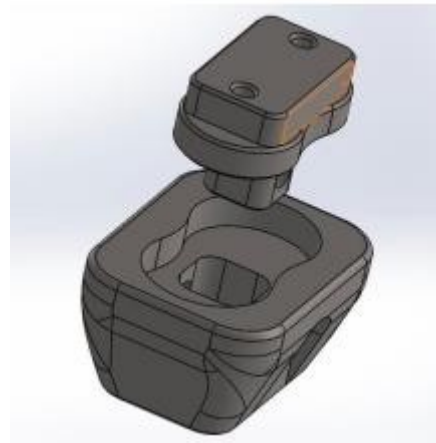
Gambar 6. Dimensi shank, (a). minimum, (b). maksimum

Sedangkan desain *socket* prosthesis dapat dilihat pada Gambar 7. Socket tersebut memiliki system pengunci Agar dapat mengakomodasi ukuran dan bentuk sisa amputasi. *Socket* tersebut dimodelkan menggunakan material komposit serat kaca.



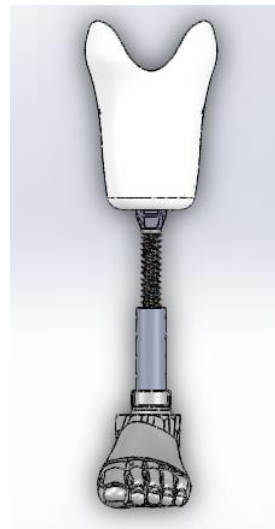
Gambar 7. Socket Prosthesis

Sebagai penghubung antara socket dan shank maka diperlukan sebuah konektor. Konektor tersebut dapat dilihat pada Gambar 8. konektor tersebut terdiri dari 2 bagian yaitu bagian yang terhubung dengan *socket* dan bagian yang terhubung dengan *shank*. Kemudian, kedua bagian konektor tersebut disatukan dengan menggunakan mekanisme baut yang dimasukkan melewati lubang yang ada di bagian samping.



Gambar 8. Desain konektor

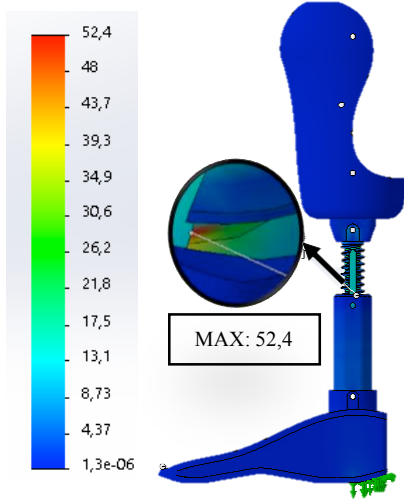
Hasil desain prosthesis bawah lutut secara keseluruhan dapat dilihat pada Gambar 9.



Gambar 9. Desain prosthesis bawah lutut

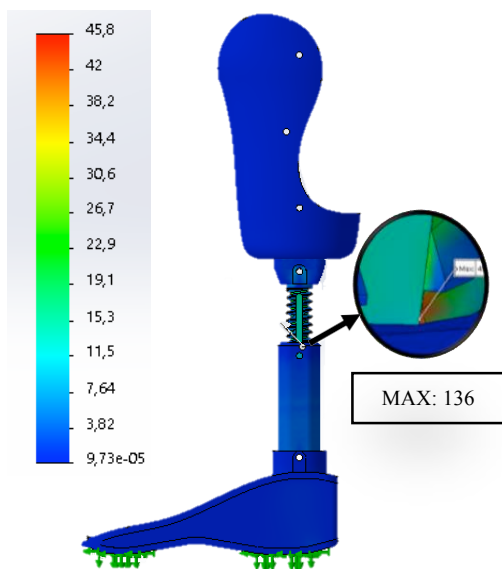
Hasil Simulasi

Hasil simulasi pada kondisi Heel loading menunjukkan bahwa prosthesis mampu menerima beban yang diberikan. Hal tersebut terlihat pada gambar Gambar 10. Nilai Tegangan maksimum yang terjadi adalah 52,4 MPa. Tegangan maksimum tersebut terletak pada bagian shank prosthesis di bagian male shank.



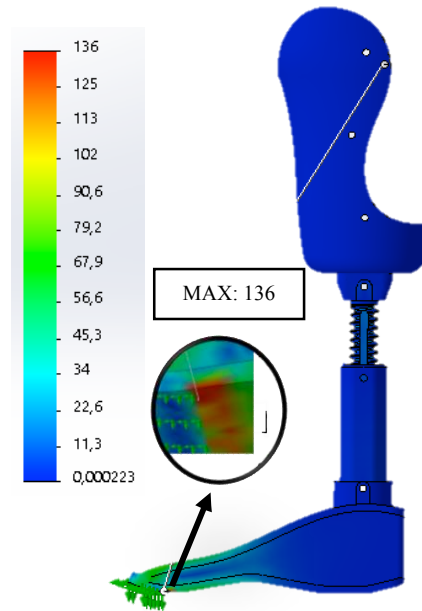
Gambar 10. Distribusi Tegangan pada Kondisi Heel Loading

Hasil simulasi *Midfoot loading* menunjukkan bahwa lokasi tegangan maksimum pada pengujian *Midfoot loading* tidak jauh berbeda dengan hasil simulasi pengujian *heel loading*. Tegangan maksimum tersebut terletak pada bagian *shank* prostesis di bagian *male shank* yang mengalami kontak dengan *female shank*. Tegangan maksimum pada kondisi tersebut menunjukkan angka sebesar 45,8 MPa. Distribusi tegangannya dapat dilihat pada Gambar 11.



Gambar 11. Distribusi Tegangan pada kondisi Midfoot loading

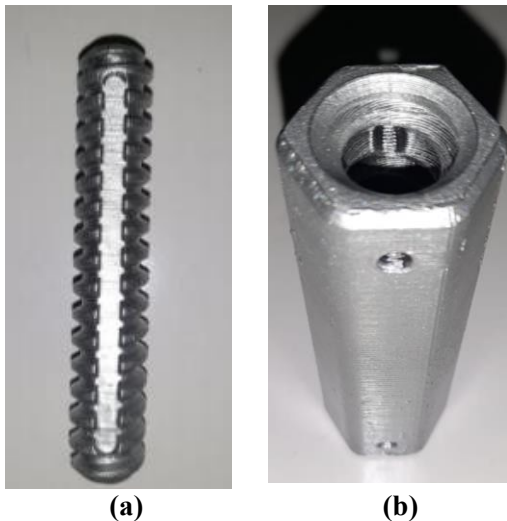
Sedangkan hasil simulasi pada kondisi *Forefoot loading* menunjukkan hasil bahwa lokasi Tegangan maksimum berada pada ujung *SACH foot*. Tegangan maksimum yang di dapat dalam pengujian ini sebesar 136 Mpa. Distribusi tegangan pada kondisi tersebut dapat dilihat pada Gambar 12.



Gambar 12. Distribusi Tegangan pada Kondisi forefoot loading

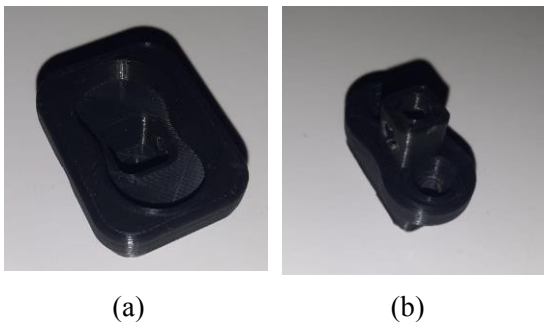
Hasil Pembuatan Model

Pembuatan model dilakukan untuk menunjukan visualisasi bentuk dan fungsional dari desain yang telah dibuat sebelum dibuat menjadi prototipe. Model dibuat menggunakan proses *3D printing* berbasis FDM. Hasil pembuatan model *shank* dapat dilihat pada Gambar 13. Sistem ulir pada *shank* dapat bekerja dengan baik sekaligus proses pengaturan dimensi dapat dilakukan dengan mudah. Hal tersebut dapat menjadi tolak ukur bahwa *shank* berfungsi dengan baik sesuai dengan rancangan.



Gambar 13. Model Shank, (a). male, (b). female

Pembuatan model konektor dapat dilihat pada Gambar 14. Konektor juga menunjukkan fungsinya dengan baik dengan hasil mampu menghubungkan bagian socket dengan shank. Keseluruhan hasil pembuatan model dari prosthesis bawah lutut dapat dilihat pada Gambar 15.



Gambar 14. Model konektor, (a) sambungan ke shank, (b). sambungan ke socket



Gambar 15. Model prosthesis bawah lutut

PEMBAHASAN

Hasil perancangan menunjukkan bahwa prosthesis bawah lutut yang dirancang mampu mengakomodasi perubahan rentang tinggi hingga 100 mm dengan step perubahan sebesar 1,5 mm. Hal tersebut sudah lebih baik dibanding penelitian sebelumnya yang menggunakan metode pengunci geratan yang memiliki step perubahan sebesar 3,5 mm (Suryawan, Ridlwan, & Setiadi, 2019). Selain itu, prosthesis bawah lutut yang telah dirancang juga memiliki beberapa kelebihan dibandingkan prosthesis bawah lutut yang telah ada di pasaran. Sebagai contoh, prosthesis bawah lutut yang ada di pasaran tidak mampu mengakomodasi perubahan dimensi tinggi dari pengguna. Sehingga, ketika prosthesis dipakai oleh pengguna yang masih dalam masa pertumbuhan, pengguna perlu secara rutin untuk mengganti komponen prosthesis agar sesuai dengan pertumbuhannya. Hal tersebut bertambah rumit ketika pengguna perlu beberapa proses dan waktu untuk memesan dan mendapatkan prosthesisnya. Dengan adanya prosthesis yang dapat diatur ketinggiannya, pengguna prosthesis tidak perlu risau saat masih dalam masa pertumbuhan, karena dimensi prosthesis dapat di atur dan disesuaikan dengan kebutuhan.

Dampak lain dengan adanya prosthesis yang dapat diatur dimensinya adalah proses produksi prosthesis dapat dilakukan secara massal tanpa perlu menunggu order dan melakukan kustomisasi sesuai pesanan. Tentunya hal tersebut membuat proses bisnis lebih efisien. Calon pengguna juga tidak perlu menunggu pemesanan untuk bisa menggunakan prosthesis bawah lutut.

Beberapa kekurangan dari prosthesis bawah lutut yang telah dirancang adalah prosthesis masih pada tahap desain dan pembuatan model. Meskipun hasil simulasi telah menunjukkan bahwa prosthesis mampu menahan beban hingga 2000 N, prosthesis perlu divalidasi dengan pengujian prototipe. Selain itu, masih terdapat peluang pengembangan agar prosthesis mampu mencapai step perubahan yang lebih kecil. Sehingga pengaturan dimensi menjadi lebih akurat sesuai kebutuhan pengguna.

KESIMPULAN

Hasil desain dan pembuatan model menunjukkan bahwa prostesis mampu mengakomodasi perubahan tinggi hingga 100 mm dengan resolusi perubahan hingga 1,5 mm. Selain itu, hasil simulasi menunjukkan bahwa prostesis masih aman saat digunakan untuk menahan beban 2000 N pada skenario pembebanan *Heel loading*, *Midfoot loading*, dan *Forefoot loading*.

DAFTAR PUSTAKA

- Badan Pusat Statistik. (2015). *Profil Penduduk Indonesia Hasil SUPAS 2015*. Jakarta: Badan Pusat Statistik.
- Hrdlicka, A. (1898). Study of the Normal Tibia. *American Anthropologist*, 307-312.
- Ismandari, F. (2019). *Situasi Disabilitas Indonesia: Pusat Data dan Informasi Kementerian*.
- Junianto, A. D.;& Kuswanto, D. (2018). Desain kaki palsu untuk membantu aktivitas berjalan pada tuna daksa transtibial dengan menggunakan rapid prototyping dan reverse engineering. *Jurnal Sains Dan Seni ITS*, 15-18.
- Khafidh, M.;Marwa, P. A.;Alfajr, B.;Suryawan, D.;Kistriyani, L.;& Ismail, R. (2021). The mechanical properties of rubber material in prosthetic feet: comparison between local and imported products. *International Conference on Design, Energy, Material and Manufacture (ICDEMM2021)*. 2568. Riau: AIP Conference Proceedings.
- Kistriyani, L.;Khafidh, M.;Suryawan, D.;& Ismail, R. (2021). Physical Characteristic of Polymer Formulations for Prosthetic Foot Materials: Comparison of Natural Rubber and Ethylene Vinyl Acetate. *Proceeding of The 2nd International Conference on Engineering Science and Technology (ICEST 2021)*. Yogyakarta: AIP Conference Proceedings.
- Masykur, L. A.;& Suryawan, D. (2021). DESAIN DAN SIMULASI SOCKET PROSTESIS BAWAH LUTUT DENGAN VARIASI MATERIAL BERBASIS KOMPOSIT. *JTT (Jurnal Teknologi Terapan)*, 153-160.
- Staros, A. (1957). The SACH (Solid-Ankle Cushion-Heel) Foot . *Orthopedic & Prosthetic Appliance Journal*, 23-31.
- Suryawan, D.;Khafidh, M.;Kistriyani, L.;& Ismail, R. (2021). A systematic review and comparison of international standards for prosthetic feet. *International Conference on Design, Energy, Materials and Manufacture (ICDEMM2021)*. 2568. Riau: AIP Conference Proceedings.
- Suryawan, D.;Ridwan, M.;& Setiadi, A. (2019). Inovasi desain dan simulasi model prostesis bawah lutut berdasarkan antropometri orang indonesia. *Jurnal Teknik Mesin Indonesia*, 30-36. doi:https://doi.org/10.36289/jtmi.v14i1.112
- Taboga, P.;& Grabowski, M. A. (2017). Axial and torsional stiffness of pediatric prosthetic feet. *Clinical Biomechanics*, 47-54.
- Tözeren, A. (1999). *Human Body Dynamics*:. New York: Springer.
- Vitriana. (2002). *Rehabilitasi Pasien Amputasi Bawah Lutut Dengan Menggunakan Immediate Post Operative Prosthetic*. Bandung: Universitas Padjajaran.
- Wright, A. B.;Tucson, A.;& Peters, E. J. (2002). *United States Patentinro 45*.

PENULIS:

Donny Suryawan

Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia, Yogyakarta.

Email: donny.suryawan@uii.ac.id

Muhammad Nurriszka Ramadhan

Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia, Yogyakarta.

Santo Ajie Dhewanto

Program Studi Teknik Mesin, Fakultas
Teknologi Industri, Universitas Islam
Indonesia, Yogyakarta.

Purtojo

Program Studi Teknik Mesin, Fakultas
Teknologi Industri, Universitas Islam
Indonesia, Yogyakarta.