

## Rancang Bangun Alat Uji Dorsifleksi Telapak Kaki Protesis Berdasarkan Standar ISO 10328

Muhammad Khafidh<sup>1\*</sup>, Wahyudi Pratama<sup>1</sup>, Tri Nurudin<sup>1</sup>, Donny Suryawan<sup>1</sup>, Lilis Kistriyani<sup>2</sup>, Siti Aminah<sup>3</sup>, Rifky Ismail<sup>4,5</sup>

<sup>1</sup>Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia  
Jl. Kaliurang Km 14,5, Ngaglik, Sleman, Yogyakarta, Indonesia 55581

<sup>2</sup>Program Studi Teknik Kimia, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia  
Jl. Kaliurang Km 14,5, Ngaglik, Sleman, Yogyakarta, Indonesia 55581

<sup>3</sup>Klinik SWA, Jl. Salak/Turi km 4, Sleman, Yogyakarta, Indonesia 55513

<sup>4</sup>Departemen Teknik Mesin, Universitas Diponegoro,

Jl. Prof. Jacub Rais, Tembalang, Semarang, Jawa Tengah, Indonesia 50275

<sup>5</sup>Center for Biomechanics, Biomaterials, Biomechatronics, and Biosignal processing (CBIOM3S)  
Universitas Diponegoro, Semarang, Jawa Tengah, Indonesia 50275

\*E-mail: khafidh@uii.ac.id

Diajukan: 14-11-2023; Diterima: 13-12-2023; Dipublikasi: 22-12-2023

### Abstrak

Kaki protesis merupakan salah satu solusi bagi penderita amputasi kaki. Salah satu bagian kaki protesis yang penting adalah telapak kaki protesis yang biasanya terbuat dari elastomer. Saat ini produk telapak kaki protesis di Indonesia masih didominasi oleh produk impor. Meskipun demikian, produk telapak kaki protesis juga sudah diproduksi oleh UMKM lokal. Standar pengujian performa telapak kaki protesis diatur dalam standar ISO 10328. Dalam standar ISO 10328, beberapa pengujian perlu dilakukan untuk mengetahui performa telapak kaki protesis, salah satunya adalah uji dorsifleksi. Saat ini masih jarang ditemukan alat yang fokus pada pengujian performa produk telapak kaki protesis. Penelitian ini fokus pada rancang bangun alat uji dorsifleksi untuk telapak kaki protesis berdasarkan standar ISO 10328. Perancangan alat menggunakan metode morfologi untuk mendapatkan desain terbaik. Hasil perancangan menunjukkan bahwa alat uji dorsifleksi diproduksi dengan mengikuti prosedur ISO 10328 seperti lokasi pembebanan, besar beban, dan kecepatan penekanan. Telapak kaki produk lokal jenis Single Axis Cushion Heel (SACH) digunakan untuk mengetahui performa dari alat uji dorsifleksi yang diproduksi. Pengujian dilakukan dengan tiga kali pengulangan untuk memastikan keberulangan hasil. Sudut dorsifleksi dari spesimen telapak kaki lokal adalah 33,46°.

**Kata kunci:** Dorsifleksi; telapak kaki protesis; ISO 10328

### Abstract

*A prosthetic leg is a solution for leg amputation patients. One of the important parts of the leg prosthesis is the prosthetic foot which is usually made of elastomer. Currently, prosthetic feet in the Indonesian market are still dominated by imported products. However, prosthetic feet have also been produced by local SME. Standards for testing the performance of prosthetic feet are regulated in the ISO 10328 standard. In the ISO 10328 standard, several tests need to be carried out to determine the performance of the prosthetic foot, one of them is the dorsiflexion test. However, the dorsiflexion testing machine for prosthetic foot products is still limited in Indonesia. This research focuses on the design and production of a dorsiflexion testing machine for prosthetic feet based on the ISO 10328 standard. The design of the machine uses the morphological method in order to find an optimum design. The results show that the dorsiflexion testing machine has been manufactured by following ISO 10328 procedures, such as load location, load and pressing speed. The prosthetic foot of Single Axis Cushion Heel (SACH) type was used to determine the performance of the dorsiflexion testing machine. The experiments was carried out three times to show good repeatability of the results. The results show that the dorsiflexion of the prosthetic foot specimen is 33,46°.*

**Keywords:** Dorsiflexion, prosthetic foot, ISO 10328

## 1. Pendahuluan

Amputasi merupakan tindakan medis untuk memotong bagian tubuh tertentu. Amputasi banyak dialami oleh jutaan orang di seluruh dunia. Berdasarkan data, ada 38 juta orang di dunia yang mengalami amputasi. Dari jumlah tersebut, 85% diantaranya adalah amputasi pada anggota tubuh bagian bawah [1]. Di Indonesia, lebih dari 8,5% penduduknya menderita disabilitas. Penderita amputasi pada anggota tubuh bagian bawah umumnya akan mengalami kesulitan berjalan

sehingga mengurangi mobilitas penderita [2]. Selain itu, penderita membutuhkan energi lebih besar dan menurunnya kestabilan ketika aktivitas berjalan [3-5]. Berbagai pilihan solusi dapat diambil penderita amputasi anggota tubuh bagian bawah, seperti menggunakan kursi roda, tongkat jalan, dan kaki palsu bawah lutut.

Salah satu solusi yang banyak diambil oleh penderita amputasi adalah dengan memakai kaki palsu. Kaki palsu dapat membuat penderita amputasi lebih percaya diri karena kemiripan anatomi dibandingkan dengan menggunakan kursi roda maupun tongkat jalan. Bagian utama kaki palsu bawah lutut meliputi soket, *phylon*, dan telapak kaki prostesis. Telapak kaki prostesis merupakan salah satu bagian terpenting karena dapat menentukan kenyamanan dan masa pakai kaki palsu. Produk telapak kaki prostesis di Indonesia masih dikuasai oleh produk impor, seperti produk Jerman dan Tiongkok. Meskipun demikian, ada produk lokal yang mulai diproduksi oleh UMKM. Telapak kaki prostesis kebanyakan terbuat dari material elastomer. Perbandingan sifat material elastomer pada produk UMKM dan produk impor sudah dilakukan pada penelitian sebelumnya [6]. Dalam penelitian tersebut diketahui bahwa sifat mekanik material elastomer produk UMKM masih perlu ditingkatkan. Berbagai penelitian telah dilakukan untuk mendapatkan formula elastomer yang ideal untuk telapak kaki prostesis [7-9].

Standar Internasional untuk pengujian produk telapak kaki prostesis tertuang pada berbagai standar Internasional, seperti ISO 10328 [10], ISO 22675 [11], ISO 16955 [12], dan ISO 29782 [13]. Saat ini, Indonesia belum ada standar pada produk telapak kaki palsu. Inisiasi standar SNI untuk produk telapak kaki palsu telah dilakukan dengan melakukan *benchmarking* terhadap beberapa standar internasional [14]. Dalam standar-standar tersebut, beberapa pengujian perlu dilakukan untuk menguji telapak kaki prostesis, seperti uji dorsifleksi, uji lelah (*fatigue*), dan uji *ultimate strength*.

Dorsifleksi merupakan kemampuan sendi pergelangan tangan dan kaki untuk menekuk ke arah atas. Kemampuan telapak kaki prostesis dalam gerakan dorsifleksi akan mempengaruhi kenyamanan dan keseimbangan pengguna telapak kaki prostesis [15]. Pada kaki manusia *range of motion* pada saat kaki saat dorsifleksi dan plantarfleksi (kaki ditekuk ke bawah) adalah  $70^\circ$  [16].

Penelitian terkait rancang bangun peralatan uji dorsifleksi untuk skala UMKM telah dilakukan di India [17] dan Iraq [18]. Pada alat uji dorsifleksi produk UMKM India, pembebanan dan sudut dorsifleksi dilakukan dengan manual. Sedangkan alat uji dorsifleksi produk UMKM Iraq dibuat dengan memodifikasi alat uji tarik dengan gaya penekan dari arah atas. Walaupun alat uji dorsifleksi sudah banyak ditemui, tetapi alat uji performa telapak kaki prostesis masih jarang ditemui di Indonesia. Hal ini berpotensi membuat produk telapak kaki dalam negeri tidak sesuai dengan standar internasional. Oleh karena itu, perlu adanya penelitian terkait alat uji performa telapak kaki prostesis untuk memastikan produk telapak kaki dalam negeri mempunyai kualitas yang memenuhi standar internasional. Pada penelitian ini, alat uji dorsifleksi telapak kaki prostesis akan dirancang dan diproduksi berdasarkan standar ISO 10328.

## 2. Material dan metodologi

### 2.1. Kriteria Perancangan

Kriteria perancangan alat uji dorsifleksi telapak kaki prostesis secara umum mengikuti standar ISO 10328. Beberapa ketentuan seperti ukuran dan beban penekanan mengikuti ukuran standar. Tetapi dalam perancangan detailnya diperlukan kriteria yang memenuhi standar ISO tersebut. Ada dua jenis kriteria dalam penelitian ini, yaitu kriteria *must* (harus ada dalam perancangan) dan kriteria *want* (tidak harus ada tapi diharapkan ada dalam perancangan). Kriteria dipilih menggunakan metode *brainstorming* dengan memperhatikan serangkaian proses mulai dari desain, fabrikasi sampai pengujian. Detail kriteria tersebut adalah sebagai berikut:

#### Kriteria Must:

1. Otomatis (Sistem kerjanya bergerak secara otomatis).

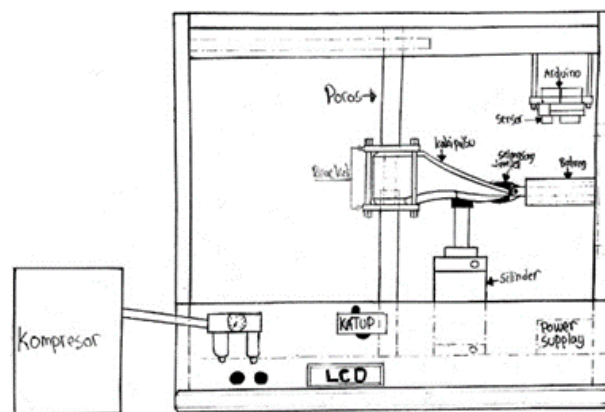
2. Kuat (Mampu menahan beban tekan sesuai standar ISO 10328).
3. Akurat (Data yang dihasilkan sesuai dengan kenyataan).

Kriteria Want:

1. Perawatan mudah (Kemudahan saat proses perawatan dengan biaya terjangkau).
2. Ringan (Kemudahan saat akan dipindahkan).
3. Pengoperasian mudah dipahami
4. Cara pengoperasiannya mudah dilakukan oleh siapapun.

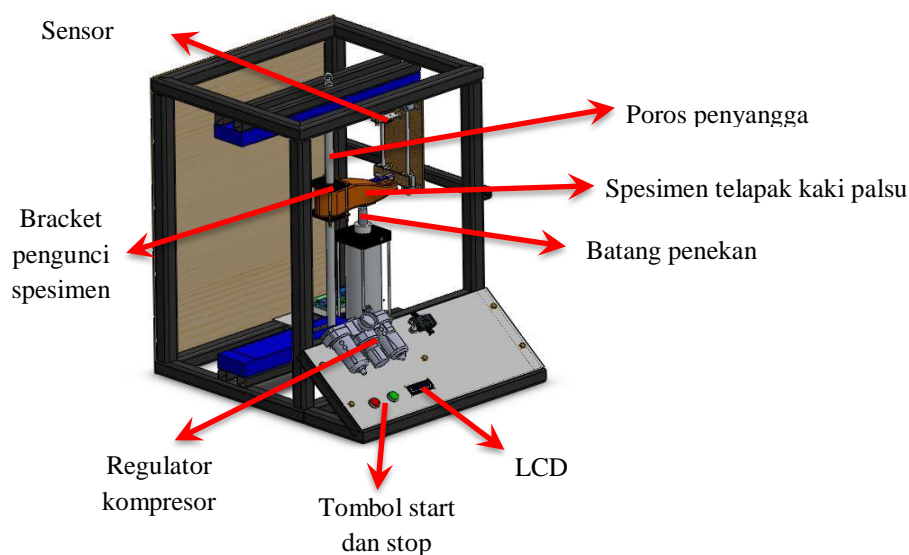
2.2. Pengembangan Konsep Desain

Pengembangan konsep desain didasarkan pada kriteria perancangan yang telah disusun pada subbab 2.1. Pada mulanya disusun 3 konsep desain yang memenuhi semua kriteria perancangan. Tahap berikutnya adalah pemilihan satu konsep desain terbaik dengan melakukan proses evaluasi berdasarkan metode morfologi. Gambar 1 merupakan konsep desain terpilih yang akan diproses ke tahap selanjutnya.



**Gambar 1.** Sketsa konsep desain terpilih.

Desain terpilih ini menggunakan sistem kontrol pneumatik. Daya utamanya adalah kompresor dimana udara masuk melalui regulator yang berfungsi untuk mengatur dan menstabilkan tekanan udara yang masuk. Di dalam kontrol pneumatik terdapat komponen lainnya, yaitu *power supply*, katup, *relay*, LCD, arduino, sensor, poros, dan silinder pneumatik.



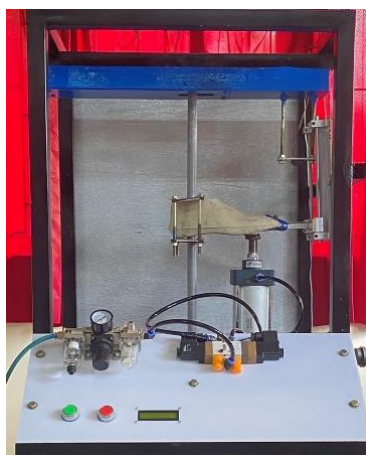
**Gambar 2.** Desain 3 dimensi dari konsep terpilih.

Sensor berfungsi untuk membaca pergerakan kaki ketika mendapatkan tekanan dari silinder dan pergerakan balik ketika tekanan dilepas. Poros berfungsi untuk menahan dan menggeser kaki palsu, sehingga alat ini dapat digunakan untuk melakukan uji dorsifleksi pada berbagai ukuran telapak kaki prosthesis. Terdapat batang tambahan dengan mekanisme engsel di jempol kaki palsu agar pembacaan sensor lebih akurat saat proses penekanan pada kaki palsu. Konsep desain terpilih kemudian digambar 3 dimensi menggunakan software Solidworks 2018. Gambar 2 menunjukkan hasil akhir desain 3 dimensi dari alat yang dirancang pada penelitian ini.

### 3. Hasil dan pembahasan

#### 3.1. Fabrikasi Alat

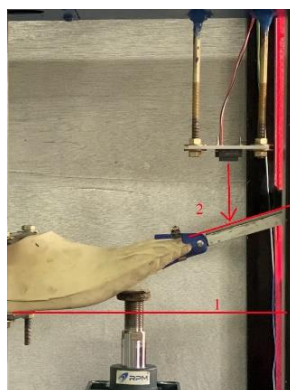
Proses fabrikasi alat uji dorsifleksi secara garis besar dibedakan menjadi dua proses, yaitu fabrikasi struktur alat dan pembuatan kontrol kerja alat. Pada alat ini, gaya tekan yang diberikan pada spesimen telapak kaki palsu dapat divariasikan dengan mengatur tekanan pada kompresor. Besar gaya tekan dapat disesuaikan dengan standar pada ISO 10328. Pada penelitian ini, gaya tekan yang digunakan adalah 1000 N. Kecepatan penekanan adalah 500 mm/menit dalam waktu 15 detik. Operator menekan tombol start berwarna hijau dan alat akan secara otomatis melakukan proses uji dorsifleksi dengan 3 kali pengulangan. Gambar 3 merupakan hasil fabrikasi dari alat uji dorsifleksi hasil dari penelitian ini.



**Gambar 3.** Alat uji dorsifleksi telapak kaki prosthesis.

#### 3.2. Hasil Pengujian Alat dengan Dua Mekanisme Pembacaan Sensor

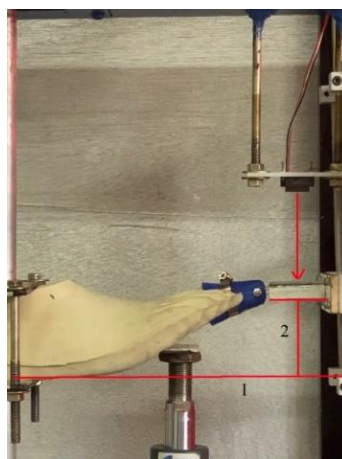
Alat uji dorsifleksi yang sudah selesai difabrikasi kemudian dilakukan pengujian untuk melihat performa alat. Telapak kaki prosthesis yang digunakan pada penelitian ini adalah jenis *Single Axis Cushion Heel* (SACH) produksi dalam negeri.



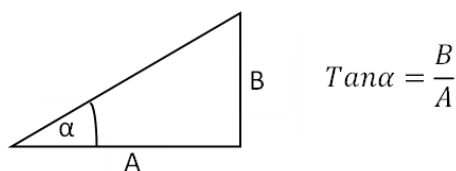
**Gambar 4.** Pengujian menggunakan mekanisme batang lurus.

Pada desain awal, sensor jarak menangkap pergerakan batang lurus yang terhubung pada jempol kaki palsu, lihat Gambar 4. Garis merah angka 1 adalah posisi awal sebelum kaki palsu mendapatkan gaya tekan ke atas, sedangkan garis merah angka 2 adalah posisi setelah kaki palsu mendapatkan gaya tekan ke atas. Gambar 4 menunjukkan bahwa posisi batang akan miring dengan sudut tertentu ketika kaki palsu mendapat gaya tekan ke atas. Terdapat selisih ketinggian posisi batang yang dibaca sensor dengan posisi tinggi aktual dari ujung jempol kaki palsu. Perbedaan tinggi hasil pembacaan sensor dan tinggi aktual jempol kaki mengakibatkan eror dalam penentuan nilai dorsifleksi telapak kaki prostesis.

Kelemahan mekanisme batang lurus disempurnakan oleh mekanisme *linear bearing*. Mekanisme ini dilakukan menggunakan pergerakan *slider* naik turun, kemudian batang penghubung bisa memanjang karena ada pegas. Terdapat engsel pada holder di jempol kaki palsu sehingga posisi batang penghubung tetap horizontal ketika mendapatkan gaya tekan ke atas. Sensor akan membaca ketinggian jempol sesuai dengan yang sesungguhnya. Gambar 5 menunjukkan hasil pengujian menggunakan *linear bearing*. Garis merah angka 1 merupakan posisi awal telapak kaki prostesis, sedangkan garis merah angka 2 adalah ketika mendapatkan gaya ke atas. Batang penghubung masih dalam posisi horizontal dan dapat mencerminkan ketinggian ujung jempol yang sesungguhnya. Sudut dorsifleksi dapat dihitung dengan menggunakan aturan tangen ketika diketahui tinggi jempol kaki palsu setelah penekanan dan panjang sisi miring dari tumit ke jempol, lihat Gambar 6. Sisi “B” adalah tinggi jempol yang didapatkan dari sensor pada alat, sedangkan sisi “A” adalah panjang antara tumit sampai jempol.



Gambar 5. Pengujian penggunaan *linear bearing*.

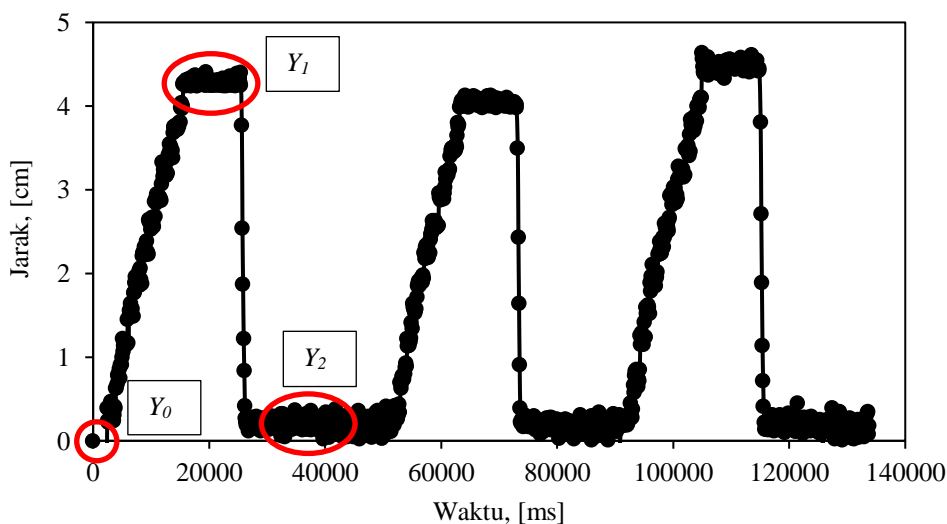


Gambar 6. Aturan tangen untuk menghitung sudut dorsifleksi.

Data ketinggian sensor diambil setiap satu detik. Lama penekanan dilakukan selama 15 detik dan ditahan selama 10 detik. Setelah penahanan, gaya tekan akan dihilangkan sehingga kaki palsu akan kembali ke posisi semula. Pada spesimen yang mengalami deformasi plastis selama penekanan, maka spesimen tersebut tidak kembali ke posisi semula. Siklus ini akan terjadi dengan tiga kali pengulangan. Gambar 7 menunjukkan grafik jarak ketinggian terhadap waktu yang terjadi pada uji dorsifleksi telapak kaki prostesis produk dalam negeri.  $Y_0$  merupakan kondisi ketika telapak kaki tanpa diberi beban,  $Y_1$  merupakan kondisi ketika telapak kaki ketika diberi beban, dan  $Y_2$  merupakan kondisi ketika beban dihilangkan.

Setiap satu siklus pengujian, alat uji dorsifleksi akan melakukan tiga kali pengulangan seperti yang ditunjukkan pada Gambar 7.

Pada Gambar 7, didapatkan nilai jarak ketinggian yang relatif sama. Hal ini menunjukkan bahwa keberulangan hasil dari alat ini cukup bagus. Ketinggian pada siklus pertama, kedua, dan ketiga masing-masing sebesar 4,28 cm, 4,04 cm, dan 4,46 cm. Sehingga rata-rata dan standar deviasi dari material kaki palsu produk lokal adalah  $4,26 \pm 0,21$  cm. Sudut dorsifleksi didapatkan dengan rumus pada Gambar 6 dimana jarak antara tumit dan jempol kaki palsu adalah 6,75 cm. Berdasarkan aturan tangen, sudut dorsifleksi dari spesimen telapak kaki produk lokal adalah  $33,46^\circ$ .



**Gambar 7.** Grafik penggunaan *linear bearing*.

### 3.3. Diskusi

Gambar 8 menunjukkan mekanisme plat penekan. Hanya sebagian kecil dari plat penekan yang menyentuh permukaan bawah telapak kaki prosthesis. Bagian sisi kiri menyentuh spesimen telapak kaki prosthesis, sedangkan bagian kanan tidak menyentuh spesimen telapak kaki prosthesis. Kontak area yang kecil akan mengakibatkan konsentrasi tegangan pada spesimen telapak kaki prosthesis. Sifat mekanik material elastomer pada produk telapak kaki produksi lokal telah dipelajari pada penelitian sebelumnya, dimana secara umum sifat mekanik material elastomer produk lokal lebih rendah dibandingkan dengan produk impor [6]. Konsentrasi tegangan pada alat telapak kaki buatan dapat mengakibatkan cacat pada permukaan bawah kaki palsu. Penyempurnaan mekanisme penekan perlu dilakukan untuk mengatasi kelemahan ini.



**Gambar 8.** Plat besi penekanan.

Gambar 9 menunjukkan holder yang dipasang pada jempol telapak kaki prostesis mengalami kerusakan berupa patah. Holder dibuat dari material *Polylactic Acid* (PLA) menggunakan 3D print. Material PLA pada holder memiliki sifat material yang kaku sehingga mudah patah. Penggunaan material lain seperti TPU (*Thermoplastic Polyurethane*) shore A 85 dan 95 perlu dilakukan pada penelitian selanjutnya untuk menghindari patah pada holder.



**Gambar 9.** Patahan selongsong jempol kaki.

#### **4. Kesimpulan**

Penelitian ini fokus pada rancang bangun alat uji dorsifleksi telapak kaki prostesis sesuai dengan standar ISO 10328. Alat uji dorsifleksi selesai diproduksi dengan sistem penekanan otomatis dan dirancang untuk dapat digunakan pada berbagai ukuran telapak kaki prostesis. Parameter pengujian sudah disesuaikan dengan standar ISO 10328, seperti lokasi penekanan, besar massa tekanan, kecepatan penekanan, dan waktu penekanan. Alat uji dorsifleksi ini diharapkan dapat digunakan untuk memastikan produk telapak kaki prostesis dalam negeri memenuhi standar internasional. Alat uji dorsifleksi diuji dengan produk telapak kaki produk lokal, hasil pengujian didapatkan bahwa sudut dorsifleksi dari material sebesar 33,46°.

#### **Ucapan terima kasih**

Peneliti mengucapkan terimakasih kepada Kementerian Pendidikan, Kebudayaan, Riset, dan Teknologi yang telah membiayai penelitian ini dalam Hibah Penelitian Dasar Unggulan Perguruan Tinggi dengan nomor kontrak 071/E5/PG.02.00.PT/2022.

#### **Daftar Pustaka**

- [1] Chauhan P, Singh AK, Raghuwanshi NKJMTP. The state of art review on prosthetic feet and its significance to imitate the biomechanics of human ankle-foot. 2022;62:6364-70.
- [2] Kooiman VGM, van Staveren ES, Leijendekkers RA, Buurke JH, Verdonschot N, Prinsen EC, et al. Testing and evaluation of lower limb prosthesis prototypes in people with a transfemoral amputation: a scoping review on research protocols. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2023;20(1):1.
- [3] Jarvis HL, Bennett AN, Twiste M, Phillip RD, Etherington J, Baker R. Temporal Spatial and Metabolic Measures of Walking in Highly Functional Individuals With Lower Limb Amputations. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2017;98(7):1389-99.
- [4] Russell Esposito E, Rábago CA, Wilken J. The influence of traumatic transfemoral amputation on metabolic cost across walking speeds. 2018;42(2):214-22.

- [5] Sheehan RC, Rábago CA, Rylander JH, Dingwell JB, Wilken JM. Use of Perturbation-Based Gait Training in a Virtual Environment to Address Mediolateral Instability in an Individual With Unilateral Transfemoral Amputation. *Physical Therapy*. 2016;96(12):1896-904.
- [6] Khafidh M, Marwa PA, Alfajr B, Suryawan D, Kistriyani L, Ismail R. The mechanical properties of elastomeric materials in prosthetic feet: Comparison between local and imported products. *AIP Conference Proceedings*. 2023;2568(1).
- [7] Khafidh M, Suryawan D, Kistriyani L, Naufal M, Ismail R. Friction Optimization of Talc Powder-Reinforced Elastomers for Prosthetic Foot Application. 2023;5(1):88-99.
- [8] Kistriyani L, Khafidh M, Suryawan D, Naufal M, Ismail R. Talc modification with bis[3-(triethoxysilyl)propyl]tetrasulfide (TESPT)-based coating to improve the mechanical characteristics of silicone rubber. *Materials Today: Proceedings*. 2023.
- [9] Kistriyani L, Khafidh M, Suryawan D, Ismail R. Physical characteristic of polymer formulations for prosthetic foot materials: Comparison of natural rubber and ethylene vinyl acetate. *AIP Conference Proceedings*. 2023;2677(1).
- [10] ISO. 10328: 2006 Prosthetics. Structural testing of lower-limb prostheses. Requirements and test methods. British Standards Institution: London, UK; 2016.
- [11] ISO. 22675:2016 Testing of ankle-foot devices and foot units Requirements and test methods. British Standards Institution: London, UK; 2016.
- [12] ISO. 16955:2016 Prosthetics Quantification of physical parameters of ankle foot devices and foot units. British Standards Institution: London, UK; 2016.
- [13] ISO. 29782:2022 Prostheses and orthoses Factors to be considered when specifying a prosthesis for a person who has had a lower limb amputation. British Standards Institution: London, UK; 2022.
- [14] Suryawan D, Khafidh M, Kistriyani L, Ismail R. A systematic review and comparison of international standards for prosthetic feet. *AIP Conference Proceedings*. 2023;2568(1).
- [15] Hoch MC, Staton GS, McKeon PO. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2011;14(1):90-2.
- [16] Hamzah MN, Gatta AA. Dorsiflexion and Plantarflexion Test and Analysis for a new Carbon Fiber Ankle-Foot Prosthesis. *Journal for Engineering Sciences*. 2019;10(1):114-8.
- [17] Kabra S, Narayanan R. Equipment and methods for laboratory testing of ankle-foot prostheses as exemplified by the Jaipur foot. *Journal of rehabilitation research development*. 1991;28(3):23-34.
- [18] Jweeg MJ, Al-Beirut AA, Al-Kinani KKJA-KEJ. Design and Analysis of New Prosthetic Foot. 2007;3(1):12-25.