

Kekuatan pergelangan kaki prostetik pergelangan kaki dengan bahan baja dan aluminium

Handoko^{1,*}, Lilik Dwi Setyana², Budi Basuki³, Bambang Hari Priambodo⁴, Yani Kurniawan², M. Habib Isyroudin⁶

¹Departemen Teknik Mesin, Sekolah Vokasi, Universitas Gadjah Mada
Jl. Yacaranda, Sekip, Unit IV, Yogyakarta, 55281

²Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Pancasila
Srengseng Sawah, Jagakarsa, Jakarta Selatan 12640
Email korespondensi: handoko.dtm@ugm.ac.id

Abstrak

Prostetik kaki sebagai pendukung peningkatan mobilitas kaum disabilitas perlu pengembangan terutama soal kenyamanan. Modifikasi agar prostetik lebih nyaman digunakan adalah dengan memanfaatkan sifat elastis pegas dan bahan plat alas serta peredam. Penelitian ini menganalisis kekuatan komponen alas prostetik dari baja dan aluminium dalam menanggung beban dinamis tubuh pengguna. Analisis menggunakan teknik komputasi dengan metode elemen hingga. Hasil komputasi menunjukkan bahwa bagian paling kritis dari prostetik yaitu alas masih aman dengan tegangan kerja maksimum sebesar 31,56 MPa untuk baja dan 44,03 MPa untuk aluminium. Kedua bahan komponen sanggup menanggung tegangan kerja tersebut.

Kata kunci: komputasi, prostetik kaki, metode elemen hingga, kekuatan bahan.

Abstract

Leg prosthetics as a device to increase the mobility of people with disabilities need to be supported in their development, especially in terms of comfort. Modifications to make prosthetics more comfortable to use are by utilizing the elastic properties of springs and base plate materials and dampers. This study analyzes the strength of steel and aluminium prosthetic base components in bearing the dynamic load of user's body. The analysis uses computational techniques with the finite element method. Computational results show that the most critical part of prosthetic, i.e. the base, is safe with maximum working stresses of 31,56 MPa for steel and 44,03 MPa for aluminium. Both materials are able to withstand the working stress.

Keywords: computation, leg prosthetic, finite element method, strength of material.

1. Pendahuluan

Sekitar satu milyar manusia di dunia, hidup dengan aneka bentuk disabilitas. Jenis disabilitas dengan prevalensi tinggi adalah keterbatasan mobilitas oleh karena disabilitas kaki. Jumlah manusia dengan disabilitas akut sehingga memerlukan alat bantu diperkirakan 190 juta jiwa [1]. Sementara itu, jumlah penyandang disabilitas di Indonesia mencapai 22,97 juta jiwa atau sekitar 8,5% dari total jumlah penduduk [2]. Data jumlah penyandang disabilitas kaki tidak tersedia sehingga data dari Amerika Serikat dipakai sebagai gambaran. Penyandang disabilitas dengan *limb loss* atau *limb difference* di negara tersebut sebanyak 5,6 juta jiwa, dimana 83 % diantaranya mengalami *lower limb amputation* [3]. Jumlah total penyandang disabilitas adalah lebih dari 70 juta jiwa [4]. Oleh karena itu dengan perbandingan jumlah total penyandang disabilitas, jumlah penduduk dan asumsi kemiripan prosentase penyandang amputasi kaki, diperoleh estimasi kasar sekitar 1,2 juta jiwa penyandang disabilitas kaki yang memerlukan alat bantu (*lower limb prosthetic*, LLP). Alat tersebut umumnya berupa tongkat penyangga dan prostetik. Perkiraan ini menunjukkan besarnya kebutuhan

prostetik kaki, terutama produk dalam negeri. Pemenuhan kebutuhan diharapkan akan mendukung penyandang disabilitas kaki agar meningkat mobilitasnya dan menjadi lebih produktif, mengurangi ketergantungan dari pihak lain.

Penelitian untuk meningkatkan kenyamanan pengguna prostetik dapat meninjau aspek rancangan, metode produksi dan hingga penggunaan sistem cerdas responsif. Terkait rancangan, peningkatan kenyamanan dan mobilitas pengguna prostetik bisa ditinjau dari kesesuaian soket, bantalan, dan pengendalian tekanan kerja pada komponen. Kustomisasi dapat dilakukan untuk memenuhi kebutuhan individu, sekaligus meningkatkan hasil fisik dan psikologis [5]. Tinjauan kekuatan sebagian komponen misalnya soket, dapat juga dilakukan spesifik untuk metode produksi tertentu. Sebagai contoh penelitian oleh [6] yang membandingkan dua metode pengecoran komponen prostetik untuk mengatasi fluktuasi volume anggota tubuh saat pengguna beraktifitas. Pada kebutuhan yang lebih tinggi, lebih nyaman sekaligus mahal, sistem responsif menggunakan mikroprosesor dan sensor dapat diupayakan untuk penyesuaian *real time*

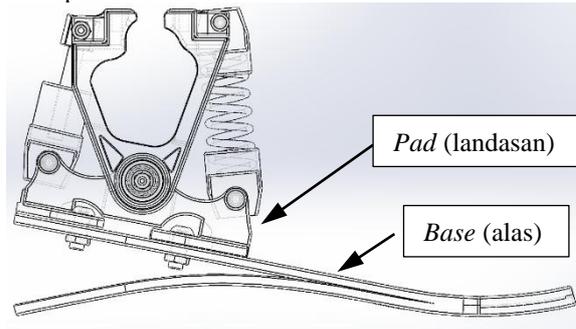
sehingga meningkatkan pengalaman pengguna [5]. Sistem dengan kenyamanan tinggi dapat menggunakan umpan balik aktivasi otot untuk menyesuaikan tekanan dalam soket secara dinamis. Kenyamanan terjadi karena adaptasi komponen prostetik dengan perubahan bentuk anggota tubuh selama pengguna beraktivitas contohnya berjalan [7].

Penelitian ini mengkaji kekuatan rancangan prostetik yang dapat dibuat dengan biaya rendah namun mendukung kenyamanan pengguna. Kebaruan terletak pada tinjauan kekuatan bahan komponen rancangan pergelangan kaki prostetik yang menunjang kenyamanan dengan pegas, didukung dengan elastisitas bahan komponen tapak kaki. Bahan yang diselidiki adalah dua tipe bahan yang paling banyak tersedia di pasaran dan murah yaitu baja karbon rendah (*mild steel*) dan aluminium ADC 12 (A383). Selain itu, kebaruan dapat diklaim dari aspek keunikan rancangan prostetik yang dipelajari. Rancangan yang standar dan ideal tidak tersedia karena tidak ada satupun rancangan yang dapat menangani semua fungsi *limb* [8]. Masalah produk prostetik di Indonesia selama ini disebabkan oleh 1) mayoritas pengguna berasal dari kalangan ekonomi lemah, menurut [9-10] dan berdasarkan hasil observasi tim peneliti di sebuah yayasan nirlaba yang membuat kaki palsu di Yogyakarta, 2) produk lokal masih terbatas kualitas serta kuantitasnya, dan 3) harga produk impor cukup mahal [10]. Masalah ini masih ditambah dengan umur pakai prostetik kaki yang relatif masih pendek sehingga kebutuhan produksi diperkirakan lebih besar lagi. Sebagai contoh prostetik Ottobock buatan Jerman rata – rata umur pakainya hanya 3,5 tahun [11], sementara produk implan orthopedi sekarang sudah mencapai 10 tahun lebih. Pelaksanaan penelitian ini bertujuan untuk mendukung pengembangan produk prostetik lokal yang meningkatkan kenyamanan pengguna namun tetap rendah biaya produksinya. Metode penyelesaian masalah adalah dengan memilih suatu rancangan dari banyak ragam yang tersedia, yaitu rancangan yang memiliki sistem peredam beban pada bagian pergelangan kaki, dan mengkaji kekuatan rancangan tersebut dengan komputasi menggunakan metode elemen hingga. Pemilihan peredaman pada bagian pergelangan kaki dimaksudkan untuk memperluas cakupan hasil kajian karena tidak semua amputasi hingga ke bagian lutut. Oleh karena itu rancangan dengan peredam pada bagian lutut tidak dipilih. Kontribusi dari penelitian ini adalah tersedianya luaran kajian kekuatan bahan komponen prostetik pada bagian pergelangan kaki. Kajian ini memprediksi keamanan rancangan saat kelak digunakan oleh kaum disabilitas kaki. Hasil ini akan mendukung pengembangan produk prostetik tanpa perlu banyak upaya *trial and error* eksperimental.

2. Metode

Pelaksanaan penelitian meliputi tiga tahap yaitu:

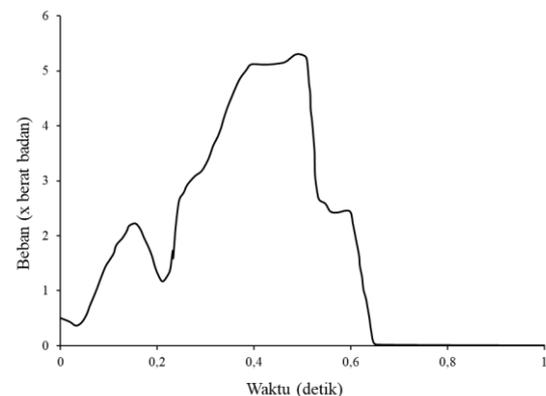
1. memilih rancangan prostetik dengan peredam pada bagian pergelangan kaki, yaitu karya [12] (Gambar 1). Pemilihan ini berdasarkan pada pertimbangan komponen mekanik yang mudah dibuat atau dibeli sesuai dengan katalog komponen mekanik standar seperti pegas, poros penyangga dan pengunci. Hal ini akan mempermudah jika diproduksi karena hanya tinggal membuat sedikit komponen yang bukan *standard parts*, dalam hal ini komponen utama pergelangan kaki prostetik, seperti *pad* dan *base* pada Gambar 1.



Gambar 1. Rancangan prostetik kaki dengan peredam pada pergelangan kaki.

Dimensi model prostetik adalah 250 mm X 138 mm X 98 mm (panjang X lebar X tinggi).

2. Menentukan beban yang akan diterapkan pada model prostetik yaitu *gait load* untuk pergelangan kaki sesuai [13] (Gambar 2).



Gambar 2. Beban *gati* pada pergelangan kaki.

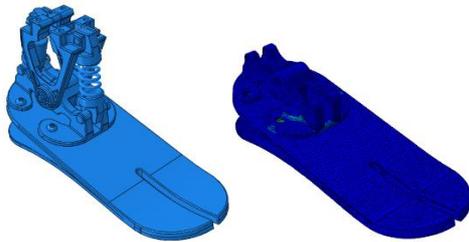
3. Melaksanakan proses komputasi dengan metode elemen hingga, yang terdiri dari pekerjaan *pre processing*, *processing* dan *post processing*. Beban *gait* dari tahap 2 menjadi masukan data beban dinamis bagi proses *pre processing* tersebut. Komputasi menggunakan moda *dynamic implicit*. Jenis *mesh* yang digunakan adalah *quadratic tetrahedral*. Jumlah *mesh* komponen *base* adalah 52.175 elemen dengan 86.092 nodal dan untuk komponen *pad* sebanyak 29.224 elemen dengan 48.194 nodal. *Setup* untuk mekanika kontak antar komponen adalah *frictionless* untuk arah *tangential* dan *hard*

contact untuk arah normal. *Processing* adalah tahap inti berupa proses komputasi numerik elemen hingga, setelah seluruh setup pada *pre processing* selesai. *Post processing* berupa kegiatan ekstrak data hasil komputasi untuk dianalisis.

4. Analisis kekuatan komponen berdasarkan luaran data komputasi.

3. Hasil dan Pembahasan

Komponen pergelangan kaki prostetik yang paling rawan dalam menanggung beban adalah komponen bagian bawah. Komponen sisi atas menerima beban dan meneruskannya ke komponen di bawahnya, bersama-sama mengalami defleksi. Hal ini aman karena hanya menyerap sebagian energi mekanik dan meneruskan sebagian besar energi tersebut ke komponen lain di sisi yang lebih rendah. Hasil berbeda terjadi pada komponen paling bawah. Komponen ini harus menyerap hampir semua energi mekanik karena rantai dapat diasumsikan tidak terdefleksi. Situasi ini diatur dalam *boundary condition setup* saat *pre processing*. Oleh karena itu analisis berfokus pada hasil komputasi komponen *pad* dan *base*, dua komponen paling bawah dalam *assembly* prostetik (Gambar 3).



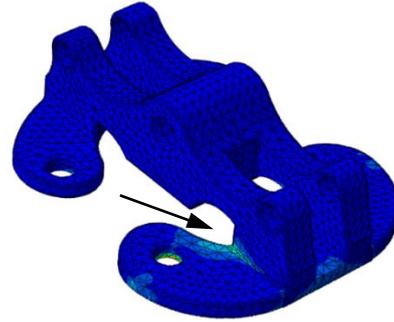
Gambar 3. Model prostetik: lengkap (kiri) dan bagian *pad* serta *base* (kanan, dengan *mesh*).

Hasil komputasi menunjukkan bahwa nilai tegangan kerja maksimal yang berbeda untuk kedua bahan yang dipelajari. Hal yang unik adalah perbedaan komponen yang menanggung tegangan kerja tersebut (Tabel 1).

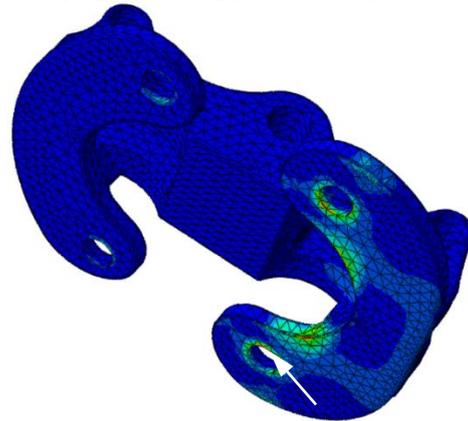
Tabel 1. Nilai tegangan dan defleksi maksimal.

Bahan	Komponen	Tegangan maks. (MPa)	Defleksi maks. (µm)
Baja	<i>Pad</i>	31,56	1,083
Baja	<i>Base</i>	22,6	
Aluminium	<i>Pad</i>	35,66	1,12
Aluminium	<i>Base</i>	44,03	

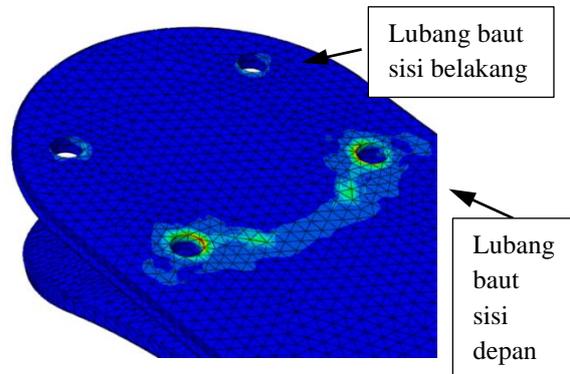
Secara visual daerah – daerah yang dimaksud adalah sebagai berikut:



Gambar 4. Daerah pada komponen *pad* dengan nilai tegangan kerja tinggi (tanda anak panah).



Gambar 5. Daerah dengan nilai tegangan kerja tinggi, ditinjau dari sisi bawah *pad* (tanda anak panah).



Gambar 6. Daerah pada komponen *base* dengan nilai tegangan kerja tinggi (lubang baut sisi belakang).

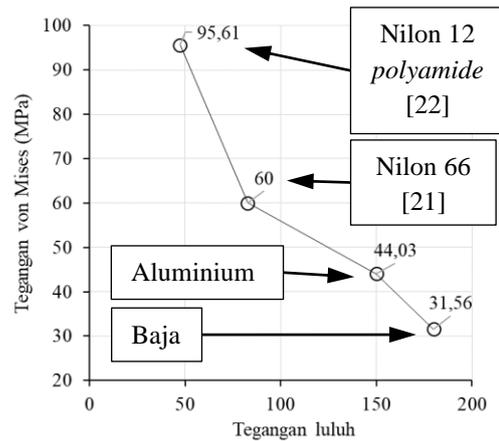
Tegangan tertinggi pada pertemuan *pad* dan *base*, dialami oleh *pad* untuk baja, dan oleh *base* untuk aluminium. Gambar 4 dan Gambar 5 menunjukkan titik lokasi dengan tegangan kerja maksimal untuk *pad*, sedangkan Gambar 6 untuk *base*. Nilai tegangan kerja untuk semua bahan dapat dinyatakan aman ditinjau dari aspek kekuatan bahan, yang umumnya diwakili oleh kekuatan tarik. Tegangan kerja dalam Tabel 1 masih dibawah tegangan luluh baja tipe *mild steel* sebesar 180 MPa hingga 260 MPa [14] dan aluminium ADC 12 sebesar 150 MPa [15]. Jika nilai tegangan luluh (σ_y) tersebut dibagi *safety factor*, *N* (antara 1 hingga 4), sesuai rumus berikut [14]:

$$\sigma_w = \frac{\sigma_y}{N} \tag{1}$$

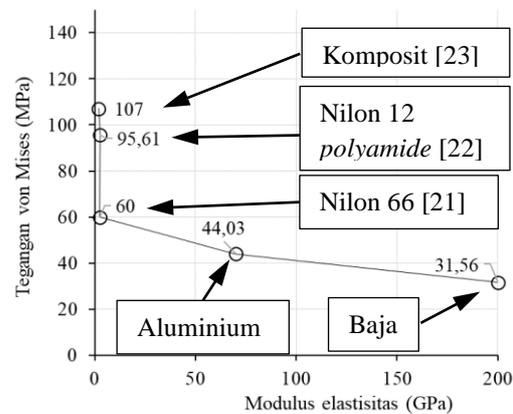
masih akan menghasilkan nilai tegangan kerja (σ_w) yang aman. Namun demikian, prostetik akan mengalami beban berulang ketika dipakai. Satu siklus beban memiliki durasi total selama satu detik (Gambar 2) yang akan diulang rata-rata 11.088 kali per hari atau sekitar 4 juta siklus per tahun [16]. Jika mengikuti ISO 10328:2006, yaitu standar uji integritas struktural komponen prostetik dalam menahan *cyclic loads* maka disyaratkan sebanyak 3 juta siklus per tahun untuk umur pakai produk sekitar tiga tahun [17-18]. Penyesuaian terhadap ketentuan tersebut dapat dilakukan dengan memakai data *endurance limit* berupa nilai tegangan *fatigue limit* untuk beban dinamis berulang. Nilainya sebesar antara 35% hingga 60% kekuatan tarik untuk baja, dan antara 93 MPa [19] hingga 200 MPa [20] pada aluminium. Nilai terendah yang mungkin untuk baja berdasarkan data – data di atas adalah $0,35 \times 180 \text{ MPa} = 63 \text{ MPa}$ (aman).

Pengaruh bahan cukup menarik untuk dibahas. Baja dengan sifat mekanik yang cenderung lebih *stiff* dibandingkan dengan aluminium (secara sederhana ditunjukkan oleh perbandingan modulus elastisitas (E) baja dan aluminium yaitu $200 \text{ GPa} : 70 \text{ GPa}$), cenderung mengalami defleksi yang lebih kecil dari aluminium. Defleksi yang kecil ini menyebabkan tekanan *pad* terhadap *base* tidak sebesar yang terjadi pada aluminium. Akibatnya *pad* mengalami tegangan kerja maksimal lebih besar daripada *base*, karena tidak mampu menekan *base* lebih dalam. Hal sebaliknya terjadi pada model *pad* dan *base* dengan bahan aluminium. *Base* mengalami tegangan kerja yang lebih tinggi karena mendapat tekanan yang besar dari *pad* hingga komponen *base* ini mengalami defleksi besar pula.

Pengaruh bahan juga dapat dilihat dari hubungan antara salah satu sifat bahan yaitu tegangan luluh dengan tegangan von Mises hasil komputasi dalam penelitian (mewakili tegangan kerja). Caranya adalah dengan memperluas cakupan jenis material dalam Tabel 1 dengan data dari dua literatur lain yaitu [21] dengan bahan murah Nilon 66 ($\sigma_y = 82,7 \text{ MPa}$) dan [22] menggunakan bahan Nilon 12 *polyamide* ($\sigma_y = 47,83 \text{ MPa}$). Satu literatur tambahan yaitu dari [23] dengan bahan komposit Kevlar *fiber* dan *polyurethane resin*, dipakai secara terbatas karena data yang tersedia hanya modulus elastisitas dan tegangan kerja, nilai σ_y tidak tersedia. Hasil komputasi ketiganya berupa tegangan kerja sebesar 60 MPa [21], 95,61 MPa [22] dan 107 MPa [23]. Gambar 7 menunjukkan hubungan antara tegangan luluh dengan tegangan kerja yang dimaksud di atas. Gambar 8 menunjukkan kaitannya dengan modulus elastisitas bahan. Modulus elastisitas Nilon 66 adalah 2,51 GPa, Nilon 12 *polyamide* sebesar 2,61 GPa, sedangkan komposit Kevlar *polyurethane* sebesar 1,87 GPa. Semakin rendah nilai E , bahan semakin lentur namun tegangan kerjanya semakin tinggi.



Gambar 7. Hubungan antara tegangan luluh dengan tegangan kerja.



Gambar 8. Hubungan antara modulus elastisitas dengan tegangan kerja.

Parameter sifat elastis bahan diambil karena hubungan antara tegangan, modulus elastisitas dan regangan masih linier sehingga mudah dijabarkan relasinya. Sayangnya, data regangan tidak tersedia dalam literatur – literatur yang dimaksud, umumnya hanya berupa data defleksi. Namun demikian, Gambar 7 dan Gambar 8 jelas menunjukkan bahwa bahan yang kuat dan kaku yaitu logam, ditunjukkan dengan nilai σ_y dan E yang tinggi, mampu menahan beban dengan baik sehingga tegangan kerjanya rendah. Nilai tegangan kerja yang rendah, otomatis mendukung *endurance* yang lebih baik, dengan relasi dari [19] dan nilai dari [20] di atas. Pemilihan bahan logam dalam penelitian ini sudah mendukung tujuan biaya rendah dan *endurance*. Sebaliknya, bahan lunak mengalami defleksi yang besar. Sebagai contoh, defleksi model prostetik berbahan nilon 6/6 sebesar 45 mm [22] dan untuk nilon 12 sebesar 70 mm, jauh lebih besar dibandingkan defleksi pada logam. Sesuai prinsip elastisitas, regangan (ϵ) semestinya juga besar. Tegangan kerja besar karena berbanding lurus dengan regangan sebagaimana dinyatakan pada hukum Hooke berikut ini:

$$\sigma = E \cdot \epsilon \tag{2}$$

Nilon meski lebih ringan namun masih menyisakan sejumlah persoalan yaitu *endurance* yang lebih rendah dari logam terutama dengan beban *gait* yang fluktuatif (Gambar 2). Tegangan kerja yang tinggi dapat menyebabkan pergelangan dan telapak kaki prostetik mudah rusak.

Tegangan kerja pada lubang sambungan baut antara komponen *base* dan *pad* di sisi depan lebih tinggi dari sisi belakang (Gambar 6). Hal ini disebabkan oleh karena rancangan prostetik menempatkan sisi belakang *pad* dalam keadaan menggantung (*overhang*) untuk memberi ruang bagi sisi depan untuk bergerak elastis (Gambar 1). Oleh karena itu rancangan ini dapat diperbaiki dengan membuat sambungan baut menggunakan ukuran standar yang lebih besar. Sebagai pembanding, hasil yang mirip terjadi pada analisis [22] yang menemukan bahwa kemampuan prostetik pada bagian tumit (*heel*) lebih kuat daripada telapak kaki bagian depan (*forefoot*). Sisi depan telapak prostetik kaki mengalami tegangan kerja yang lebih besar.

Implikasi dari hasil penelitian ini adalah diperolehnya data kemampuan bahan prostetik kaki yang murah dengan dua alternatif yaitu baja karbon rendah dan aluminium setara ADC 12, untuk menahan beban pengguna (*gait load*, Gambar 2) secara berulang terus menerus pada jumlah ulangan yang wajar, tanpa mengalami kerusakan. Kedua bahan kuat menahan beban yang dimaksud, dibuktikan dengan tegangan kerja yang rendah, dibawah nilai *endurance limit*.

4. Kesimpulan

Hasil pemodelan dan komputasi menunjukkan bahwa:

1. Prostetik kaki dengan pergelangan dilengkapi peredam dapat dibuat dengan bahan murah yaitu baja karbon rendah dan aluminium ADC 12. Kedua bahan mampu menahan beban *gait* dengan tegangan kerja dibawah nilai *endurance limit*.
2. Defleksi yang besar pada bahan aluminium menyebabkan komponen *base* mengalami tegangan kerja maksimal yang lebih tinggi dari *pad*. Hal sebaliknya terjadi pada baja. Nilai tegangan maksimal aluminium adalah 44,03 MPa, lebih tinggi dari baja (31,56 MPa). Implikasinya, prostetik dengan bahan aluminium lebih rawan kendor hingga rusak pada sambungan antara *pad* dan *base*, namun strukturnya lebih ringan.
3. Tegangan kerja pada lubang sambungan baut antara *base* dan *pad* di sisi depan, lebih tinggi dari sisi belakang.

Tim peneliti menyarankan perbaikan rancangan dimasa mendatang dengan tidak menyeragamkan ukuran sambungan baut antara *base* dan *pad*. Baut sisi depan sebaiknya menggunakan ukuran yang lebih besar dibandingkan dengan baut di sisi belakang

(Gambar 6), karena menderita tegangan kerja lebih besar.

Ucapan Terima Kasih

Tim peneliti mengucapkan terima kasih kepada Departemen Teknik Mesin, Sekolah Vokasi, Universitas Gadjah Mada, khususnya Program Studi Teknologi Rekayasa Mesin dan Laboratorium Perancangan, atas dukungan dana serta sarana penelitian.

Daftar Pustaka

- [1] International disability alliance. 2024, Summary of the UN Disability and Development Report 2024, <https://www.internationaldisabilityalliance.org/blog/summary-un-disability-and-development-report-2024>, diakses pada 1 November 2024.
- [2] Kementerian Koordinator Bidang Pembangunan Manusia dan Kebudayaan. 2019, Pemerintah Penuhi Hak Penyandang Disabilitas di Indonesia, <https://www.kemendikppm.go.id/pemerintah-penuhi-hak-penyandang-disabilitas-di-indonesia>, diakses pada 1 November 2024.
- [3] The Amputee Coalition. 2024, 5.6 Million++ Americans are Living with Limb Loss and Limb Difference: New Study Published, <https://amputee-coalition.org/limb-loss-resource-center/over-5-million-americans-living-with-limb-loss-limb-difference>, diakses pada 1 November 2024.
- [4] Center for Research on Disability. 2024, Annual Report on People with Disabilities in America 2024.
- [5] K. Alluhydan. 2023, "Functionality and comfort design of lower-limb prosthetics: A review," *Journal of Disability Research*, Vol. 13, 1–12.
- [6] A. Cutti, G. Osti, G. Migliore, D. Cardin, F. Venturoli, G. Verni. 2018, Clinical effectiveness of a novel hydrostatic casting method for transfemoral amputees, *O&P News*, Vol. 10.
- [7] S. A. Gard, N. Rosenblatt, F. Amirouche, R. Stine. 2021, "Design of a smart prosthetic liner controlled by muscle activation feedback," *Northwestern University Prosthetics-Orthotics Center*.
- [8] Z. Tao, H-J. Ahn, C. Lian, K-H. Lee and C-H. Lee. 2017, "Design and optimization of prosthetic foot by using polylactic acid 3D printing", *Journal of Mechanical Science and Technology* 31 (5) 2393~2398.
- [9] R.A. Fauziah, A.B. Sriwarno. 2014, "Pengembangan Desain Kaki Prostetik yang Berbasis Low-cost untuk Industri Kecil Kaki Palsu di Indonesia", *Jurnal Tingkat Sarjana Senirupa dan Desain* 1 (1).
- [10] S. Mihradi. 2022, Kaki palsu yang nyaman dan murah masih sulit didapat, *Terap #28*, https://pengabdian.lppm.itb.ac.id/terap/ilmu_da

- n_empati_dari_kaki_palsu, diakses pada 1 November 2024.
- [11] A. Kuhlmann, H. Krüger, S. Seidinger, A. Hahn. 2020, "Cost-effectiveness and budget impact of the microprocessor-controlled knee C-Leg in transfemoral amputees with and without diabetes mellitus", *The European Journal of Health Economics* 21(3), 437-449, DOI: 10.1007/s10198-019-01138-y.
- [12] A. Adam. 2022, *Prosthetic limb*, <https://grabcad.com/library/prothhetic-ankle-1>.
- [13] Gundapaneni. 2016, "Characterization of Retrieved Total Ankle Replacement Liners", *Engineering Failure Analysis*, 70, 237-254. <https://corescholar.libraries.wright.edu/bie/237>, DOI 10.1016/j.engfailanal.2016.09.005.
- [14] W.D. Callister, D.G. Rethwisch. 2012, *Fundamentals of Materials Science and Engineering*, 4th Edition, John Wiley & Sons, Inc., 242,545.
- [15] Xometry, Data Sheet: Aluminium ADC12 (AlSi11Cu3), <https://xometry.asia/wp-content/uploads/2021/12/Aluminium-ADC12.pdf>.
- [16] L. Frossard, N. Stevenson, J. Smeathers, R. Brånemark. 2008, "Monitoring of the load regime applied on the osseointegrated fixation of a trans-femoral amputee: A tool for evidence-based practice", *Prosthetics and Orthotics International* 32(1), 68-78, DOI: 10.1080/03093640701676319.
- [17] M. -R.S. Noorani, S. Hoseini. 2024, "FEM-based fatigue analysis on a four-bar polycentric knee of above-knee prostheses", *International Journal of Biomedical Engineering and Technology* 44(2), 120-132, DOI: <https://doi.org/10.1504/IJBET.2024.136917>.
- [18] K. Amudhan, A. Vasanthanathan, J. Anish, J. Thilak. 2024, "Computational assessment of carbon fabric reinforced polymer made prosthetic knee: Mechanics, finite element simulations and experimental evaluation", *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 40(6), DOI: <https://doi.org/10.1002/cnm.3827>
- [19] K. Yamada, S. Miyakawa. 2003, *The fatigue properties of aluminum alloy die castings*, ATEM'03, JSME-MMD, Sep. 10-12, 2003, The Japan Society of Mechanical Engineers.
- [20] R.N. Lumley, D. Viano, J.R. Griffiths, C.J. Davidson. 2010, *The Effect of Heat Treatment on Tensile, Fatigue and Fracture Resistance of ADC3, ADC10, and ADC12 Alloys*. Proc of the 12th Int Conf on Aluminium Alloys, Yokohama, Japan, September 5-9, 2010, 349.
- [21] V. Prost, H.V. Peterson, A.G. Winter. 2022, "Multi-Keel Passive Prosthetic Foot Design Optimization Using the Lower Leg Trajectory Error Framework", *Journal of Mechanisms and Robotics* 15, 041001-5.
- [22] F.E.R. Silva, A.C. Ancelotti Jr., G.F. Gomes. 2024, "Advancing Lower Limb Prosthetics: Custom Design, Simulation, and Experimental Evaluation", *Applied Composite Materials*, <https://doi.org/10.1007/s10443-024-10271-8>.
- [23] M.J. Jweg, A.A. Ahumdany, A.F.M. Jawad. 2019, "Dynamic Stresses and Deformations Investigation of the Below Knee Prosthesis using CT-Scan Modeling", *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering IJMME-IJENS* 19 (01).