

Integritas Struktur Alas Prostetik Pergelangan Kaki dengan Bahan Baja dan Aluminium

Handoko¹

Lilik Dwi Setyana²

Budi Basuki³

Setyawan Bekti Wibowo⁴

Bambang Hari Priyambodo⁵

Yani Kurniawan⁶

Rizky Kurniawan⁷

^{1,2,3,4,5,7}Departemen Teknik Mesin, Sekolah Vokasi, Universitas Gadjah Mada, Jl. Yacaranda, Sekip, Unit IV, Yogyakarta 55281

⁶Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Pancasila, Srengseng Sawah, Jagakarsa, Jakarta Selatan 12640

¹Korespondensi penulis: handoko.dtm@ugm.ac.id

Article Info: Received: October 31, 2025; Accepted: December 10, 2025; Available online: December 14, 2025

DOI: 10.30588/jeemm.v9i2.2465

Abstract: Leg prosthetics support the mobility of people with disabilities. Designing economical leg prosthetics is a major challenge for increasing accessibility for disabled people because the majority of them are from low income economy. Technically, the challenge is to make a cheap but light weight prosthetics. Low cost metal raw material of prosthetics are often inversely proportional to the weight of components. One of the cheap materials, i.e. steel has a specific gravity 2.9 times higher than aluminum, which is lightweight but twice as expensive. This study examines the structural integrity of ankle prosthetic base components made of steel and aluminum when subjected to dynamic loads of the human body in a single step, using finite element method numerical computations. The goal is to determine whether the type of cheap material will be reliable in bearing the load. The computational results show that inexpensive materials such as mild steel and aluminum 6061 are able to support the mechanical structure of ankle prosthetic model to remain rigid while handling dynamic loads. The working stresses of both materials are still within safe limits, able to bear the load, even when multiplied by safety factor, the stresses are still below the yield stress value of each material. Aluminum 6061 is recommended for the production of lightweight versions of prosthetic models due to its maximum deflection that is really small as low as 4.41×10^{-3} mm, while mild steel is for the low-cost versions. Validation of the computational results was carried out using comparative literature data. Contact pressure value of 3 MPa from this research is in accordance with literature.

Keywords: low cost ankle prosthetic, computation, mild steel, aluminium.

Abstrak: Prostetik kaki adalah alat yang mendukung mobilitas kaum disabilitas. Perancangan prostetik kaki yang ekonomis menjadi tantangan utama bagi peningkatan aksesibilitas penyandang disabilitas kaki karena mayoritas pemakai adalah kaum ekonomi lemah. Tinjauan dari aspek bahan baku logam yang murah sering berbanding terbalik dengan berat komponen prostetik. Bahan murah yaitu baja memiliki berat jenis 2,9 kali lebih tinggi dari aluminium yang ringan namun dua kali lipat lebih mahal. Penelitian ini memeriksa integritas struktur komponen alas prostetik pergelangan kaki dari baja dan aluminium ketika menerima beban dinamis tubuh manusia dalam satu kali langkah, menggunakan komputasi numerik metode elemen hingga. Tujuannya adalah untuk menentukan apakah jenis bahan yang murah, akan handal dalam menanggung beban. Hasil komputasi menunjukkan bahwa bahan baja murah jenis *mild steel* dan aluminium 6061 mampu mendukung struktur mekanik model prostetik pergelangan kaki untuk tetap kokoh dalam menerima beban dinamis. Tegangan kerja kedua bahan masih dalam batas aman, mampu menanggung beban, dan apabila dikalikan dengan *safety factor* masih dibawah nilai tegangan luluh masing – masing bahan tersebut. Bahan aluminium disarankan untuk produksi model prostetik versi ringan, didukung oleh nilai defleksi maksimal yang sangat kecil yaitu 4.41×10^{-3} mm. Bahan baja cocok untuk produk versi murah. Validasi hasil komputasi dilakukan

dengan menggunakan data literatur pembanding dengan hasil nilai tekanan kontak sebesar 3 MPa sesuai dengan literatur tersebut.

Kata Kunci: prostetik pergelangan kaki murah, komputasi, *mild steel*, aluminium.

I. Pendahuluan

Jumlah manusia di seluruh dunia yang mengalami kehilangan anggota tubuh bagian bawah dan mengalami amputasi traumatis sekitar antara 0,03% hingga 0,05% (antara 2,4 juta hingga 4 juta jiwa) (Yuan dkk., 2023). Mereka adalah bagian dari sekitar 16 % penduduk dunia penyandang disabilitas atau 1,3 miliar jiwa (*World Health Organization*, 2023), dengan 190 juta jiwa diantaranya menyandang disabilitas akut dan memerlukan alat bantu (International disability alliance, 2024). Sementara itu, estimasi jumlah penyandang disabilitas di Indonesia adalah 22,97 juta jiwa (8,5% dari jumlah penduduk) (Kementerian Koordinator Bidang Pembangunan Manusia dan Kebudayaan, 2019) dengan 50 % diantaranya menggunakan alat bantu jalan. Data lain menyebutkan bahwa 0,4 % jumlah penduduk adalah penyandang disabilitas berjalan (Santika, 2023). Angka ini menggambarkan keadaan yang cukup serius karena sekitar 1 juta jiwa penduduk Indonesia memerlukan alat bantu berjalan, salah satunya (*lower limb prosthetic*, LLP). Produk LLP dapat berupa tongkat penyangga dan prostetik. Kaum disabilitas kaki usia produktif mampu mengurangi ketergantungan ke pihak lain ketika memakai alat bantu. Sesuai estimasi dari berbagai sumber tersebut, kebutuhan untuk pengembangan dan produksi LLP perlu didukung dalam rangka memperkuat program – program bidang kesehatan Nasional.

Pengembangan produk prostetik kaki dapat dilakukan untuk berbagai tujuan misalnya meningkatkan kenyamanan pengguna dengan produk prostetik yang ringan namun kuat, meningkatkan estetika sehingga samar ketika dipakai, prostetik yang mudah dilepas pasang, hingga produk yang dilengkapi sistem mekatronik dengan sistem kendali cerdas. Produk yang kustom juga dapat dirancang dan dibuat untuk memenuhi kebutuhan individu, sekaligus meningkatkan hasil fisik dan psikologis (Alluhydan, 2023). Namun kendala utama pengembangan produk prostetik di Indonesia adalah harga produk. Mayoritas pengguna berasal dari kalangan ekonomi bawah (Fauziah dan Sriwarno, 2019) (Mihradi, 2022). Produk murah dengan harga terjangkau akan membantu memperluas cakupan prostetik untuk kaum disabilitas kaki sehingga lebih banyak pula yang dapat kembali beraktifitas produktif, mengurangi beban ekonomi keluarga, lingkungan sekitar dan komunitas nirlaba pendukungnya. Kebutuhan untuk membuat produk prostetik dalam negeri perlu dukungan harga produk cukup tinggi (Mihradi, 2022), sementara umur pakai tetap terbatas dengan rata – rata umur pakainya hanya 3,5 tahun (Kuhlmann dkk., 2020).

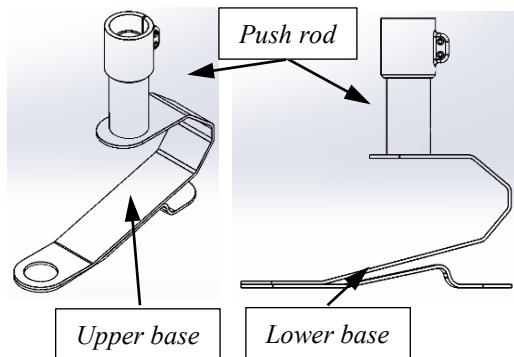
Penelitian ini meninjau rancangan prostetik pergelangan kaki dan mempelajari kekuatannya dengan memeriksa integritas struktur rancangan prostetik yang menggunakan bahan murah, banyak tersedia di pasaran yaitu baja dan aluminium. Jenis baja yang dipilih adalah *mild steel*, sedangkan aluminium yang diuji adalah seri 6061. Kebaruan terletak pada aspek bentuk geometri rancangan prostetik. Hal ini terkait dengan tidak tersedianya rancangan yang standar dan ideal yang dapat menangani semua fungsi *limb* (Tao dkk., 2017). Setiap rancangan memiliki keunikan dalam hal integritas strukturnya. Investigasi integritas struktur dilakukan menggunakan teknik komputasi menggunakan metode numerik elemen hingga. Teknik komputasi menekan kebutuhan *trial eksperimental* saat produk akan dibuat massal. Teknik komputasi saat ini sudah diterima secara luas sebagai sarana penelitian karena, (a) algoritma yang digunakan sudah cukup matang sejak pertama dikembangkan pada tahun 1970 (Gupta dan Meek, 1996, Sabat dan Kundu, 2020), (b) biaya perangkat keras komputasi yang cukup terjangkau sehingga sekarang dapat dilakukan dengan komputer *desktop* atau *laptop*, tidak perlu lagi menggunakan *mainframe* atau *workstation*, serta (c) kemampuan komputasi *microprocessor* yang meningkat pesat.

II. Bahan dan Metode

Pelaksanaan penelitian meliputi tiga tahap yaitu:

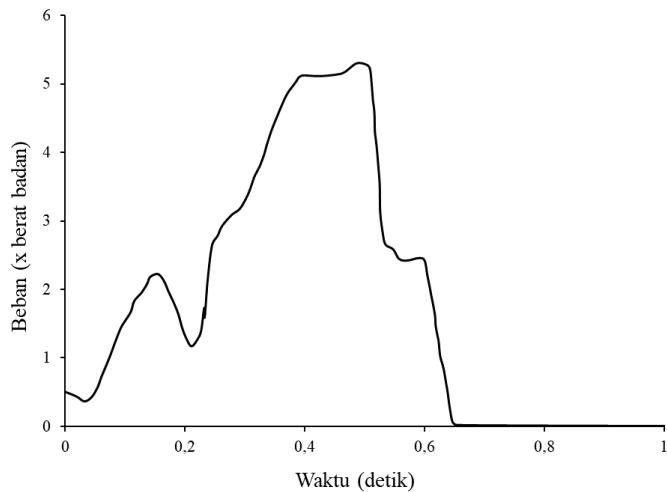
1. Menentukan rancangan prostetik sederhana, mudah dibuat dan biaya produksi rendah yaitu rancangan dari (Hashim, 2020) sebagaimana nampak pada Gambar 1. Pemilihan rancangan ini

mempertimbangkan jumlah komponen mekanik yang sedikit, potensi kemudahan proses produksi untuk komponen non standar dan ketersediaan komponen mekanik lainnya yang memenuhi standar industri. Dimensi model prostetik adalah 250 mm X 54 mm X 123 mm (panjang X lebar X tinggi).



Gambar 1. Rancangan produk prostetik kaki sederhana

2. Menentukan beban dinamis untuk model prostetik yaitu beban *gait* (*gait load*) pada pergelangan kaki sesuai data dari Gundapaneni (2016). Gambar 2 menunjukkan fluktuasi beban untuk satu langkah. Beban *gait* ini adalah data beban realistik orang berjalan dengan puncak beban hingga lima kali berat badan.



Gambar 2. Beban gati pada pergelangan kaki.

3. Eksekusi proses komputasi menggunakan metode numerik elemen hingga. Metode ini terdiri dari proses *pre processing*, *processing* dan *post processing*. Masukan data beban dinamis bagi proses *pre processing* berupa beban *gait*. Jenis *mesh* yang digunakan adalah *hexahedral*. Alasan pemilihan tipe elemen tersebut adalah kemampuan *hexahedral mesh* dalam kontrol kualitas elemen, menghasilkan stabilitas numerik yang lebih baik dan mengurangi kebutuhan *refinement* dibanding elemen *tetrahedral* (Bošnjak dkk., 2024). Performa numerik *hexahedral* juga lebih baik karena untuk ukuran *edge* dan jumlah nodal yang sama, memerlukan jauh lebih sedikit elemen dibandingkan dengan *tetrahedral mesh* sehingga *hexahedral* meningkatkan efisiensi komputasi (Alkhateib dkk., 2023). Banyak studi yang menegaskan dua *trade-off* utama bahwa (a) elemen *hexahedral* menghasilkan akurasi numerik yang lebih baik dan proses komputasi efisien, terutama untuk masalah mekanika kontak (sesuai untuk situasi penelitian ini), dan sebaliknya, (b) elemen *tetrahedral* memiliki keunggulan yaitu jauh lebih mudah dihasilkan secara otomatis untuk geometri komponen medis yang umumnya kompleks. Geometri model prostetik sederhana dalam penelitian ini cocok menggunakan elemen *hexahedral*. Jumlah *mesh* dan nodal dari model semua bahan komponen prostetik adalah:

Tabel 1. Jumlah mesh dan bahan komponen.

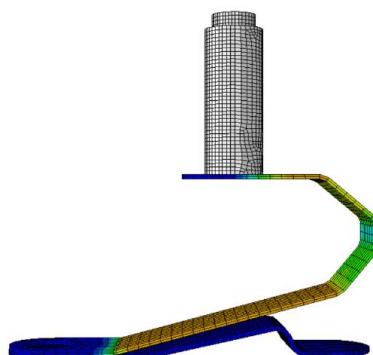
| Komponen | Elemen | Nodal | Bahan |
|------------|--------|-------|--------------------------|
| Lower base | 1.756 | 2.856 | Mild steel dan Aluminium |
| Upper base | 1.784 | 2.988 | Mild steel dan Aluminium |
| Push rod | 5.543 | 7.370 | Aluminium |

Khusus komponen *upper base* dan *lower base* menggunakan dua alternatif bahan yaitu *mild steel* dan aluminium (Al), untuk dipelajari integritas strukturnya. Proses komputasi menggunakan moda *dynamic explicit*. Metode ini mampu menghindari proses pemecahan sistem persamaan linier secara global, sehingga sangat berguna ketika ada fenomena nonlinearitas misalnya kontak (Sun dkk., 2000). Hal ini sesuai dengan situasi penelitian karena semua komponen saling kontak dan mentransfer beban dari *push rod* ke *upper base*, *lower base* hingga ke lantai melalui peristiwa mekanika kontak. Namun metode *dynamic explicit* punya keterbatasan yaitu hanya cocok untuk *timestep* yang kecil. Ini adalah konsekuensi dari metode yang digunakan dalam menyelesaikan persamaan dengan *update* waktu eksplisit per dof (*degree of freedom*) tanpa inversi matriks besar, tanpa solusi global (Zhang, 2021). Sifat metode eksplisit ini tetap sesuai untuk penelitian prostetik pergelangan kaki karena durasi beban *gait* cukup pendek, yaitu kurang dari satu detik (Gambar 2). *Setup* untuk mekanika kontak antar komponen adalah *frictionless* untuk arah *tangential* dan *hard contact* untuk arah normal. Tahap selanjutnya adalah, *processing* yaitu tahap inti berupa proses komputasi numerik elemen hingga, menggunakan algorithma dari perangkat lunak CAE (*Computer Aided Engineering*). Proses *processing* tidak akan dapat dieksekusi jika ada *setup* pada *pre processing* yang salah atau tidak lengkap (*material definition*, *meshing*, *load input*, *boundary condition*, hingga *contact definitions* jika ada dua komponen atau lebih yang saling kontak permukaan). Sarana komputasi adalah komputer *desktop* dengan prosesor Intel Core i9 10th gen., memori kerja 32 GB. Eksekusi komputasi menggunakan teknik paralel empat inti. Proses terakhir komputasi yaitu *post processing* adalah ekstrak data hasil komputasi untuk keperluan analisis.

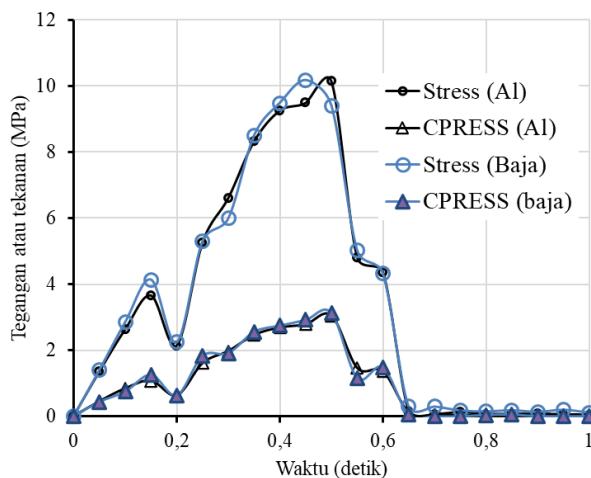
- Analisis integritas struktur model prostetik pergelangan kaki dari bahan baja atau aluminium, menggunakan luaran data komputasi (hasil tahap nomor 3).

III. Hasil dan Pembahasan

Struktur model prostetik pergelangan kaki yang menggunakan bahan baja dan aluminium tetap kokoh dalam menghadapi puncak beban *gait* yaitu 4,64 kN (Gambar 3). Fluktuasi tegangan kerja (Stress) dan tekanan kontak (CPRESS) mengikuti fluktuasi beban (Gambar 4), mengindikasikan bahwa bahan masih bersifat elastis saat menerima beban. Karakter respon kedua bahan cukup mirip. Nilai tegangan kerja maksimal sebesar 10,14 MPa untuk aluminium dan 10,17 MPa untuk baja. Nilai tersebut adalah sangat aman, karena tegangan luluh aluminium 6061 adalah 276 MPa, sedangkan baja adalah antara 180 hingga 260 MPa (Callister dan Rethwisch, 2012). Nilai tegangan kerja maksimum, apabila dikompensasikan dengan *safety factor* juga masih aman. *Safety factor* untuk uji struktur prostetik *lower limb* sesuai ISO 10328 saat menerima beban dinamis adalah sekitar 2 hingga 3 (Lestari dan Adyono, 2022). Kompensasi dengan *safety factor* tersebut menghasilkan nilai tegangan kerja maksimum 30,42 MPa hingga 30,51 MPa untuk kedua bahan, sangat aman mengingat batas elastis bahan yang digunakan.



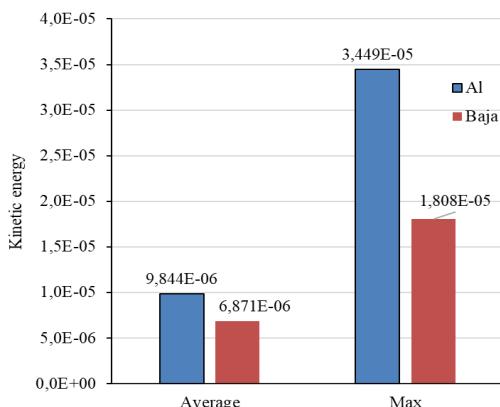
Gambar 3. Struktur model prostetik: dengan bahan baja tetap bertahan pada beban puncak.



Gambar 4. Tegangan kerja dan tekanan kontak dari model dengan bahan baja dan aluminium.

Data tekanan kontak cukup rendah, maksimal sebesar 3 MPa dan 3,13 MPa masing – masing untuk aluminium dan baja. Hasil ini termasuk wajar ketika divalidasi dengan literatur. Hasil penelitian de Vries dkk. (2023) menunjukkan nilai tekanan antar muka pada soket prostetik atau kontak permukaan yang bersifat lokal (dengan luas permukaan kontak yang kecil) pada komponen prostetik (termasuk pergelangan kaki) adalah rata-rata 2 MPa dan maksimum 3 MPa. Nilai tersebut hampir sama dengan nilai hasil komputasi dalam penelitian ini. Validasi selanjutnya menggunakan data dari Razak dkk. (2012) dengan nilai *plantar pressure* (tekanan telapak kaki) biasanya sekitar 1,9 MPa, dengan nilai maksimum hingga 3 MPa. Sumber literatur yang lebih tua namun adalah yang pertama secara eksperimental mengukur tekanan kontak pada telapak kaki adalah data dari Hodge dkk. (1986). Data literatur ini juga menunjukkan nilai tekanan kontak antara 2 MPa hingga 3 MPa. Hal ini mengindikasikan bahwa model prostetik yang dipelajari, berdasarkan mekanisme mekanika kontak, dapat berfungsi mirip kaki asli karena menghasilkan nilai tekanan kontak yang sama dengan kaki asli dari data Hodge dkk. (1986). Hasil – hasil validasi menunjukkan kesesuaian data yang tinggi antara hasil penelitian ini dengan data dari literatur pembanding.

Luaran komputasi yang baik didukung oleh *setup* yang cermat sehingga energi kinetik sistem rendah, mendekati nol. Analisis dinamik pada CAE menggunakan energi kinetik sebagai *overall energy balance equation*. Monitoring energi kinetik sangat penting untuk mengevaluasi stabilitas simulasi karena energi kinetik yang besar atau meningkat dengan cepat mengindikasikan masalah seperti benturan atau kecepatan tinggi. Hasil monitoring menunjukkan proses komputasi model prostetik pergelangan kaki ini berhasil dengan indikator nilai energi kinetik rata – rata dan energi kinetik maksimum yang sangat rendah (Gambar 5). Akibatnya rasio energi kinetik terhadap energi internal juga sangat kecil yang mengindikasikan bahwa proses simulasi adalah kuasi-statis, situasi dimana efek inersia dapat diabaikan.

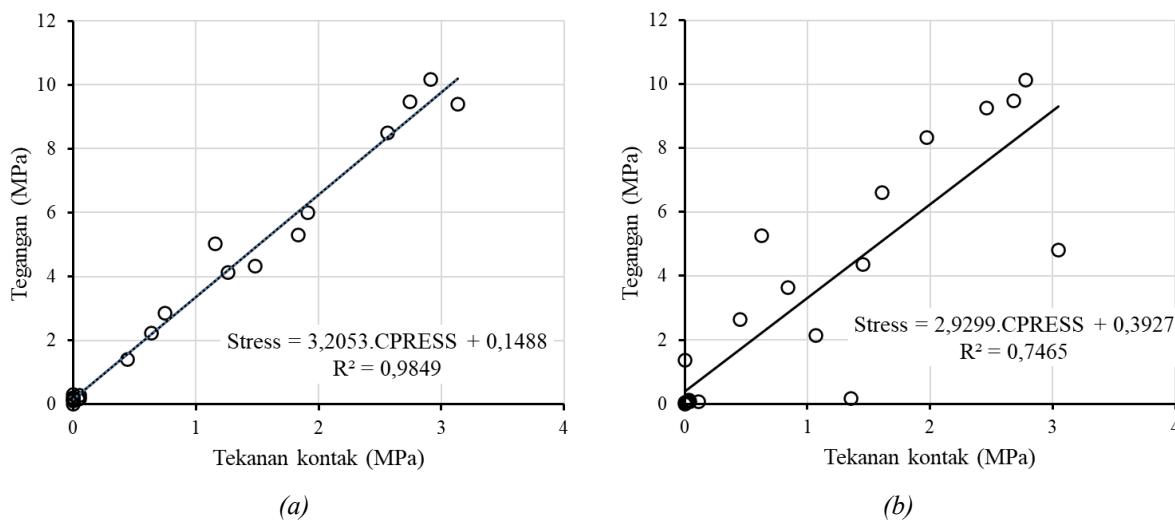


Gambar 5. Nilai energi kinetik dari proses komputasi model prostetik.

Hubungan antara nilai tekanan kontak dengan tegangan kerja pada bahan relatif linier (Gambar 6). Semakin tinggi nilai tekanan kontak, semakin tinggi tegangan kerjanya, dan sebaliknya. Gambar 4 mengindikasikan hal ini meski untuk beban yang tinggi (antara 0,3 hingga 0,5 detik) deviasinya besar. Nilai tegangan von Mises (yang biasa diekstrak dari hasil komputasi) berdasarkan teori adalah:

$$\sigma_M = \sqrt{3} p \quad (1)$$

dengan p adalah tekanan kontak. Asumsi teori ini adalah situasi pembebanan murni tekanan (tanpa peristiwa geser). Pada kasus mekanika kontak, apalagi bentuk kompleks, tidak ada keadaan tanpa beban geser, sehingga wajar jika persamaan linier hasil penelitian ini tidak sama dengan teori tersebut. Namun relasi linier yang dihasilkan menunjukkan bahwa bahan prostetik masih bersifat elastis saat mendapat beban.

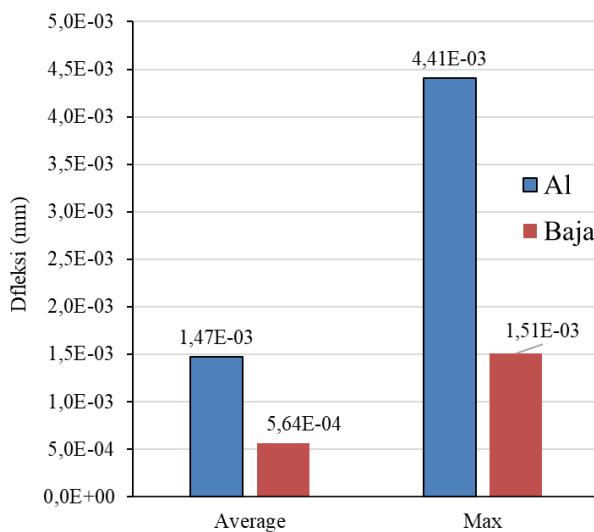


Gambar 6. Hubungan antara tekanan kontak dan tegangan kerja dari model dengan bahan: (a) baja, dan (b) aluminium.

Integritas struktur dapat ditunjau secara kuantitatif dari besaran defleksi. Nilai defleksi rata – rata dan defleksi maksimal dari model prostetik bahan baja dan aluminium cukup aman (Gambar 7). Bahan aluminium tentu saja defleksinya lebih tinggi dari baja karena modulus elastisitasnya lebih rendah. Namun, nilai defleksi maksimum bahan aluminium sebesar $4,41 \times 10^{-3}$ mm adalah sangat kecil, mengingat beban yang diterima adalah beban dinamis. Nilai ini jauh lebih kecil dari ketentuan defleksi maksimal sesuai ISO 16955 yaitu 10 mm. Gabungan Gambar 6 dan Gambar 7 menunjukkan secara nyata perbedaan perilaku baja dan aluminium. Energi yang diserap bahan ketika mendapat gaya F dan mengalami defleksi elastis, δ adalah:

$$U = \frac{1}{2} F \delta \quad (2)$$

Bahan baja menyerap energi elastis U lebih sedikit karena nilai δ lebih kecil (Gambar 7) sementara beban F yaitu *gait load* adalah sama (Gambar 2) atau $U_{\text{baja}} < U_{\text{aluminium}}$. Nilai U yang kecil secara fisis berarti lebih sedikit peristiwa geser dalam bahan. Jadi situasinya lebih mendekati asumsi ideal teori von Mises dalam Persamaan (1). Oleh karena itu data hubungan antara tekanan dengan tegangan bahan baja lebih konsisten dengan deviasi yang kecil dan nilai relasi R^2 yang tinggi (Gambar 6.(a)) dibandingkan aluminium (Gambar 6.(b)).



Gambar 7. Nilai defleksi model prostetik.

Penjelasan hubungan energi elastis dengan peristiwa geser adalah sebagai berikut:

Energi elastis per satuan volume bahan akibat peristiwa geser adalah:

$$u = \frac{U}{V} = \frac{1}{2} \tau \gamma = \frac{1}{2} G \gamma^2 \quad (3)$$

dengan τ = tegangan geser bahan, γ = regangan geser dan G adalah modulus geser. Bentuk model prostetik yang dipelajari adalah tetap sehingga volume V dari model dengan bahan baja dan aluminium adalah sama. Persamaan (3) dapat disusun sebagai berikut:

$$U = \frac{1}{2} G \gamma^2 V \text{ atau } \gamma = \sqrt{\frac{2U}{G V}}$$

Seperti modulus elastisitas, nilai modulus geser baja tiga kali lipat aluminium, karena bahan masih bersifat elastis. Bahan aluminium dengan nilai U lebih besar dan G lebih kecil, maka sesuai persamaan di atas, nilai regangan gesernya (γ) lebih besar. Regangan geser berbanding lurus dengan tegangan geser untuk situasi elastis. Secara sederhana, makna fisinya adalah model dengan bahan aluminium mengalami tegangan geser lebih tinggi dari baja. Akibatnya persamaan (1) tidak terpenuhi secara konsisten dan deviasi data hubungan tegangan dan tekanan cukup besar sebagaimana nampak pada gambar 6(b).

Sesuai tujuan utama penelitian ini, hasil – hasil di atas dapat dijadikan sebagai patokan bahwa untuk memproduksi prostetik pergelangan kaki dengan rancangan model yang diuji, kedua bahan kuat dalam menanggung beban. Klaim kuat didukung oleh: 1) nilai tegangan kerja maksimal yang aman, sebesar 10 MPa, jauh dibawah tegangan elastis kedua bahan, serta 2) nilai defleksi yang sangat rendah, maksimal sebesar $4,41 \times 10^{-3}$ mm. Bahan pertimbangan utama untuk proses produksi prostetik adalah masalah harga dan masalah berat produk. Harga bahan aluminium lebih tinggi dari baja, yaitu antara US\$ 2000 hingga US\$ 3400 per ton, sementara baja senilai US\$ 500 hingga 700 per ton, sepanjang tahun 2025. Sebaliknya berat jenis baja sekitar 2,9 kali lipat aluminium. Oleh karena itu bahan aluminium disarankan untuk produksi model prostetik versi ringan, sedangkan bahan baja untuk produk versi murah.

IV. Kesimpulan

Hasil pemodelan dan komputasi model prostetik pergelangan kaki menunjukkan bahwa:

1. Bahan baja murah jenis *mild steel* dan aluminium 6061 mampu mendukung struktur mekanik model prostetik pergelangan kaki tetap kokoh dalam menerima beban dinamis.
2. Tegangan kerja bahan baja dan aluminium 6061 masih dalam batas aman dalam menanggung beban, dibawah nilai tegangan luluh masing – masing bahan.

3. Tekanan kontak pada model dengan bahan *mild steel* dan alumnum sebesar 3 MPa, setara dengan tekanan kontak pada kaki orang normal.
4. Bahan aluminium disarankan untuk produksi model prostetik versi ringan, sedangkan bahan baja untuk produk versi murah.

Ucapan Terima Kasih

Tim peneliti mengucapkan terima kasih kepada Sekolah Vokasi, Universitas Gadjah Mada atas bantuan pendanaan dan kepada Laboratorium Perancangan, Departemen Teknik Mesin, Sekolah Vokasi, Universitas Gadjah Mada, atas fasilitas yang disediakan.

Daftar Pustaka

- Alkhatib, F., Wittek, A., Zwick, B.F., Bourantas, G.C., Miller, K. (2023). Computation for biomechanical analysis of aortic aneurysms: the importance of computational grid. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Volume 27, Issue 8*, hal: 994-1010. DOI: <https://doi.org/10.1080/10255842.2023.2218521>.
- Alluhydan, K. (2023). Functionality and comfort design of lower-limb prosthetics: A review. *Journal of Disability Research, Vol. 13*, hal:1–12.
- Bošnjak, D., Pepe, A., Schüssnig, R., Egger, J., Fries, T-P. (2024). A semi-automatic method for block-structured hexahedral meshing of aortic dissections. *International Journal of Numerical Methods in Biomedical Engineering, Vol. 40 (11)*. DOI: 10.1002/cnm.3860.
- Callister, W.D., Rethwisch, D.G. (2012). *Fundamentals of Materials Science and Engineering*, 4th Ed. John Wiley & Sons, Inc., hal: 242,545.
- de Vries, E.G., van der Heide, E., Matthews, D.T.A. (2023). Friction of Biomechanical Interfaces. Enschede, The Netherlands: Disertasi Faculty of Engineering Technology, University of Twente.
- Fauziah, R.A., Sriworno, A.B. (2014). Pengembangan Desain Kaki Prostetik yang Berbasis Low-cost untuk Industri Kecil Kaki Palsu di Indonesia. *Jurnal Tingkat Sarjana Senirupa dan Desain 1 (1)*.
- Gundapaneni. (2016). Characterization of Retrieved Total Ankle Replacement Liners. *Engineering Failure Analysis 70*, hal: 237-254. DOI: 10.1016/j.engfailanal.2016.09.005.
- Gupta, K.K., Meek, J.L. (1996). A Brief History of the Beginning of the Finite Element Method. *International journal for numerical methods in engineering, Vol. 39*, hal: 3761-3774.
- Hashim, Z. 2(020). *Prosthetic leg*. diakses tanggal 12 Mei 2025, dari URL website: <https://grabcad.com/library/prosthetic-leg-13>.
- Hodge, W. A., Carlson, K. L., Fijan, R. S., Burgess, R. G., Riley, P. O., Harris, W. H., & Mann, R. W. (1986). Contact pressures in the human hip joint measured in vivo. *Proceedings of the National Academy of Sciences, 83(9)*, hal: 2879–2883. DOI: <https://doi.org/10.1073/pnas.83.9.2879>
- International disability alliance. (2024). *Summary of the UN Disability and Development Report 2024*. diakses tanggal 1 Juli 2025, dari URL website: <https://www.international-disabilityalliance.org/blog/summary-un-disability-and-development-report-2024>.
- Kementerian Koordinator Bidang Pembangunan Manusia dan Kebudayaan Republik Indonesia. (2019). *Pemerintah Penuhi Hak Penyandang Disabilitas di Indonesia*. diakses tanggal 2 Juli 2025, dari URL website: <https://www.kemenkopmk.go.id/pemerintah-penuhi-hak-penyandang-disabilitas-di-indonesia>.
- Kuhlmann, A., Krüger, H., Seidinger, S., Hahn, A. (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)*, hal: 437-449, DOI: 10.1007/s10198-019-01138-y.

- Lestari, W.D., Adyono, N. (2022). Analysis of Ankle-Foot Design for Transtibial Prostheses Components to Increase The Flexibility using the Finite Element Method. *Teknik* 43 (3), hal: 272-279, DOI: 10.14710/teknik.v43i3.48653.
- Mihradi, S. (2022). *Kaki palsu yang nyaman dan murah masih sulit didapat*, Terap #28. diakses tanggal 2 Juli 2025, dari URL website: https://pengabdian.lppm.itb.ac.id/terap/ilmu_dan_empati_dari_kaki_palsu.
- Razak, A.H., Zayegh, A., Begg, R.K., Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: a review. *Sensors (Basel)* 12(7), hal: 9884-9912. DOI: 10.3390/s120709884. PMID: 23012576; PMCID: PMC3444133.
- Sabat, L., Kundu, C. K., (2020). History of Finite Element Method: A Review. *Proceeding International Conference on Recent Developments in Sustainable Infrastructure. Lecture Notes in Civil Engineering Vol 75* (pp. 395–404). Springer, Singapore. DOI: 10.1007/978-981-15-4577-1_32.
- Sun, J.S., Lee, K.H., Lee, H.P. (2000). Comparison of implicit and explicit finite element methods for dynamic problems. *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 105, hal: 110-118. DOI:10.1016/S0924-0136(00)00580-X
- Santika, E.F. (2023). *Prevalensi Disabilitas Indonesia pada 2023*. diakses tanggal 2 Juli 2025, dari URL website: <https://databoks.katadata.co.id/layanan-konsumen-kesehatan/statistik/66a13e9eb02df/ini-prevalensi-disabilitas-indonesia-pada-2023>.
- Tao, Z., Ahn, H-J., Lian, C., Lee, K-H., Lee, C-H. (2017). Design and optimization of prosthetic foot by using polylactic acid 3D printing. *Journal of Mechanical Science and Technology* 31 (5), hal: 2393~2398.
- World Health Organization. (2023). *Disability*. diakses tanggal 1 Juli 2025, dari URL website: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>.
- Yuan, B., Hu, D., Gu, S., Xiao, S., Song, F. (2023). The global burden of traumatic amputation in 204 countries and territories. *Front Public Health* 11 (1258853). DOI: 10.3389/fpubh.2023.1258853. PMID: 37927851; PMCID: PMC10622756.
- Zhang, J. (2021). A direct Jacobian total Lagrangian explicit dynamics finite element algorithm for realtime simulation of hyperelastic material. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, Vol. 122 (20), hal: 5744-5772. DOI: <https://doi.org/10.1002/nme.6772>.