

DESAIN DAN PEMBUATAN PROTOTIPE *LOWER-LIMB EXOSKELETON* UNTUK PASIEN PASCA-STROKE HEMIPARESIS BERDASARKAN ANALISIS QFD DAN ANALISIS STRUKTUR MEKANIK

*Yosep Octavianus¹, Mochammad Ariyanto², Rifky Ismail²

¹Mahasiswa Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

²Dosen Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

Jl. Prof. Sudharto, S.H., Tembalang-Semarang 50275, Telp. +62247460059

*E-mail: yosepoc@gmail.com

Abstrak

Hemiparesis pasca stroke mengakibatkan asimetri pola berjalan (*gait*) dan penurunan kekuatan otot yang membatasi mobilitas pasien secara signifikan. Alat bantu konvensional yang bersifat pasif seringkali tidak mampu memberikan dukungan korektif yang adaptif. Penelitian ini bertujuan untuk merancang dan mengembangkan *lower-limb exoskeleton* yang disesuaikan dengan kebutuhan spesifik pasien hemiparesis. Metodologi penelitian menggunakan pendekatan *Quality Function Deployment* (QFD) untuk menerjemahkan kebutuhan pengguna menjadi spesifikasi teknis, yang memprioritaskan engsel fleksibel dan material ringan. Validasi desain mekanik dilakukan menggunakan simulasi elemen hingga (*Finite Element Analysis*) dengan perangkat lunak ANSYS, sementara evaluasi performa prototipe dilakukan melalui uji jalan menggunakan sensor *Inertial Measurement Unit* (IMU). Hasil simulasi struktur menunjukkan bahwa desain aman untuk digunakan dengan tegangan maksimum (*Von Mises stress*) sebesar 8,394 MPa pada komponen box utama dan deformasi yang sangat minim. Pengujian eksperimental menunjukkan bahwa sistem kendali mampu mengikuti profil *gait* asistif yang ditargetkan dengan responsivitas tinggi, terutama pada fase *swing* (70–100%) untuk membantu elevasi tungkai, meskipun terdapat sedikit deviasi pada fase *mid-stance*. Penelitian ini menyimpulkan bahwa prototipe yang dikembangkan memenuhi kriteria fungsional dan keamanan sebagai alat bantu rehabilitasi aktif untuk mengoreksi asimetri *gait*.

Kata kunci: analisis elemen hingga; hemiparesis; *lower-limb exoskeleton*; *quality function deployment* (qfd); rehabilitasi *gait*

Abstract

Post-stroke hemiparesis results in gait asymmetry and muscle weakness, significantly limiting patient mobility. Conventional passive assistive devices often fail to provide adaptive corrective support. This study aims to design and develop a lower-limb exoskeleton specifically tailored to the needs of hemiparesis patients. The methodology employs Quality Function Deployment (QFD) to translate user requirements into technical specifications, prioritizing flexible hinges and lightweight materials. Mechanical design validation was conducted using Finite Element Analysis (FEA) with ANSYS software, while prototype performance was evaluated through gait testing using Inertial Measurement Unit (IMU) sensors. Structural simulation results indicate the design is safe for operation, with a maximum Von Mises stress of 8.394 MPa on the main box component and minimal deformation. Experimental testing demonstrated that the control system effectively tracked the target assistive gait profile with high responsiveness, particularly during the swing phase (70–100%) to assist limb elevation, despite minor deviations in the mid-stance phase. This study concludes that the developed prototype meets the functional and safety criteria as an active rehabilitation device for correcting gait asymmetry.

Keywords: *finite element analysis; gait rehabilitation; hemiparesis; lower-limb exoskeleton; quality function deployment (qfd)*

1. Pendahuluan

Hemiparesis pasca stroke menyebabkan kelemahan pada satu sisi tubuh yang menghasilkan pola berjalan asimetris, penurunan kekuatan otot tungkai, keterbatasan rentang gerak, serta instabilitas saat mobilitas[1]. Alat bantu konvensional seperti tongkat atau *walker* hanya memberikan dukungan pasif dan tidak mampu mengatasi kebutuhan spesifik pasien, terutama untuk mengoreksi asimetri *gait* dan membantu gerakan aktif pada sendi paretik[2]. Kondisi ini menunjukkan perlunya solusi asistif yang lebih adaptif dan terarah[3].

Kemajuan mekatronika dan robotika memungkinkan pengembangan lower-limb exoskeleton yang mampu memberikan bantuan mekanis sesuai karakteristik gait pasien hemiparesis[4]. Exoskeleton dapat membantu mengoreksi asimetri, meningkatkan stabilitas, dan mendukung gerakan fleksi–ekstensi sendi tanpa menggantikan fungsi tubuh sepenuhnya[5]. Namun, banyak perangkat yang ada masih bersifat generik dan belum mempertimbangkan perbedaan kekuatan antar sisi, perubahan biomekanika, serta kebutuhan kenyamanan yang khas pada pasien hemiparesis [6].

Penelitian ini mengembangkan lower-limb exoskeleton yang dirancang khusus untuk mendukung gerakan sisi paretik melalui pendekatan desain berbasis pengguna. Kebutuhan pasien diidentifikasi menggunakan metode QFD, kemudian diterjemahkan menjadi spesifikasi teknis untuk perancangan mekanisme, analisis kekuatan struktur, pembuatan prototipe, dan pengujian performa [7]. Hasil penelitian ini diharapkan memberikan kontribusi terhadap pengembangan alat bantu gerak asistif yang lebih adaptif, aman, dan selaras dengan kondisi klinis pasien hemiparesis.

2. Metode Penelitian

Metodologi penelitian mencakup pengumpulan dan analisis kebutuhan, perancangan konseptual dan seleksi desain, dan pengembangan dan spesifikasi desain akhir.

2.1 Penentuan Kebutuhan Desain

Analisis kebutuhan dilakukan dengan mensinergikan studi literatur mengenai biomekanika gait dan karakteristik hemiparesis dengan parameter teknis eksoskeleton. Identifikasi ini menghasilkan empat kategori utama kebutuhan: *functionality* (dukungan pola gait dan kemandirian kontrol), *ergonomics & comfort* (adaptasi antropometri dan pencegahan spastisitas), *manufacturing* (kemudahan perbaikan dan desain modular), serta *aesthetics & safety* (operasional senyap dan keterjangkauan harga). Seluruh kriteria ini dirangkum secara sistematis pada Tabel 1.

Tabel 1. Kebutuhan calon pengguna

| Kategori | Kebutuhan | Keterangan |
|---------------------------------|---|--|
| <i>Functionality</i> | Mendukung pola gait pasien hemiparesis | Eksoskeleton harus mengikuti karakteristik langkah pasien hemiparesis, seperti langkah yang asimetris, fase tumpu yang lebih lama pada sisi sehat, dan fase ayun yang lemah pada sisi paretik. |
| | Dapat digunakan secara mandiri | Sistem kontrol harus mudah digunakan meskipun pasien hanya dapat mengoperasikan satu tangan karena kelemahan pada sisi paretik. |
| | Berfungsi aman dalam kondisi lingkungan sehari-hari | Eksoskeleton harus stabil digunakan di permukaan datar, tanah, ubin, rumput, serta tetap berfungsi baik di cuaca panas dan lembap. |
| <i>Ergonomics & Comfort</i> | Nyaman digunakan tanpa menambah spastisitas atau rasa nyeri | Eksoskeleton tidak boleh menekan area sensitif dan tidak memicu peningkatan ketegangan otot selama digunakan. |
| | Ringan dan tidak menambah beban pada sisi paretik | Desain harus menjaga bobot tetap rendah agar pasien dengan kekuatan unilateral yang lemah tetap dapat berjalan dengan aman. |
| | Dapat menyesuaikan antropometri pengguna | Eksoskeleton harus mudah disesuaikan dengan bentuk tubuh pasien yang mungkin mengalami pengecilan massa otot dan perbedaan ukuran antar sisi tubuh. |
| <i>Manufacturing</i> | Material dan komponen mudah didapat | Pemilihan komponen harus memudahkan proses perbaikan dan penggantian oleh teknisi lokal. |
| | Mudah dirakit dan diproduksi | Desain modular akan mempermudah perawatan dan pengembangan lebih lanjut. |
| | Biaya dan waktu produksi rendah | Produk harus terjangkau agar dapat digunakan dalam program rehabilitasi jangka panjang. |
| <i>Aesthetics & Safety</i> | Tampilan ramah pengguna dan tidak terlihat seperti alat medis yang menakutkan | Desain harus meningkatkan rasa percaya diri pasien saat digunakan di ruang publik maupun klinik. |
| | Operasi senyap dan tidak menghasilkan panas berlebih | Suara motor yang keras atau perangkat yang panas dapat membuat pasien tidak nyaman dan meningkatkan kelelahan. |

2.2 Penentuan Spesifikasi Melalui Matriks QFD

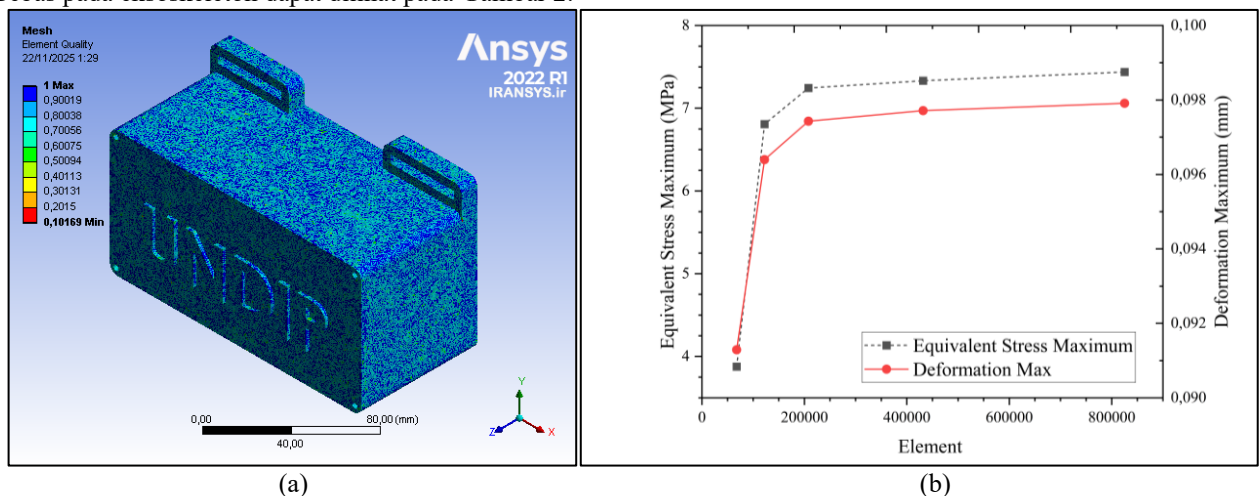
Penentuan spesifikasi teknis dilakukan menggunakan matriks *Quality Function Deployment* (QFD) untuk menerjemahkan kebutuhan pengguna ke dalam parameter desain yang terukur[8]. Melalui pembobotan hubungan antara kebutuhan pengguna dan respon teknis, analisis ini mengidentifikasi prioritas fitur yang paling krusial. Berdasarkan hasil perhitungan skor teknis mutlak, didapatkan kepentingan spesifikasi yaitu berupa engsel fleksibel dengan skor 29 poin dan material ringan dengan skor 28 poin, dan disusul oleh bantalan ergonomis dengan perolehan skor 23 poin. Hasil ini menegaskan bahwa fokus utama perancangan harus ditekankan pada mekanisme sendi yang adaptif dan reduksi bobot alat guna mengakomodasi keterbatasan fisik pasien hemiparesis. Hasil matriks QFD dapat dilihat pada Tabel 2.

Tabel 2. Matriks QFD Exoskeleton

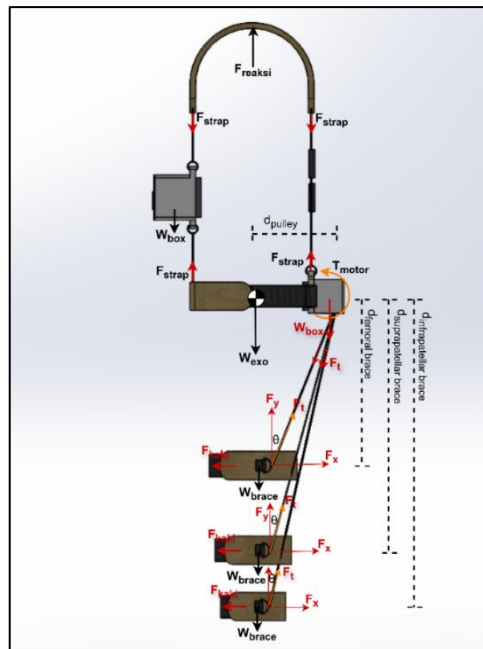
| QFD | | Respons Teknis | Engsel fleksibel | Pengikat cepat | Material tahan cuaca | Bantalan ergonomis | Material ringan | Modular ukuran | Bahan lokal | Desain sederhana | Sub-Komponen yang Minimum | Tampilan ramping | Motor sunyi dan Ventilator Komponen | Komponen ekonomis |
|-----------|--|----------------|------------------|----------------|----------------------|--------------------|-----------------|----------------|-------------|------------------|---------------------------|------------------|-------------------------------------|-------------------|
| No | Kebutuhan | Nilai | | | | | | | | | | | | |
| 1 | Mendukung gerakan alami tubuh | 5 | 9 | 3 | | 3 | 3 | 3 | | 1 | | 3 | | |
| 2 | Nyaman digunakan dalam waktu lama | 5 | 9 | | 1 | 9 | 9 | 3 | | 3 | 1 | | 9 | |
| 3 | Menyesuaikan bentuk tubuh pengguna | 5 | 9 | 9 | | 9 | 3 | 9 | | 3 | | 3 | | |
| 4 | Dapat digunakan secara mandiri | 4 | 1 | 9 | | | 3 | | | 1 | | | | |
| 5 | Ringan saat digunakan | 4 | | | | 1 | 9 | | | 1 | | 1 | | |
| 6 | Berfungsi di berbagai kondisi lingkungan | 3 | | | 9 | | | | | | | | | |
| 7 | Tampilan modern dan tidak mencolok | 3 | 1 | 1 | | | | | | 9 | | 3 | 1 | |
| 8 | Tidak menimbulkan panas/bising | 3 | | | | 1 | | | | | | | 9 | |
| 9 | Harga akhir terjangkau | 3 | | | | | | | 1 | | 1 | | | |
| 10 | Material dan komponen mudah diperoleh | 2 | | | | | | | 3 | | | | | 9 |
| 11 | Mudah dirakit dan diproduksi | 2 | | | | | 1 | | 3 | 3 | 9 | 3 | | |
| 12 | Biaya dan waktu produksi rendah | 2 | | | | | | | 1 | | 3 | | | 3 |
| Skor | | 29 | 22 | 10 | 23 | 28 | 15 | 8 | 21 | 14 | 13 | 19 | 12 | |
| Peringkat | | 1 | 4 | 10 | 3 | 2 | 7 | 12 | 5 | 8 | 9 | 6 | 11 | |

2.3 Pembuatan Desain dan Simulasi Struktur Mekanik

Perancangan mekanik difokuskan pada pemodelan geometri brace dan integrasi sistem aktuasi berbasis tendon sesuai spesifikasi teknis yang telah ditetapkan. Validasi desain selanjutnya dilakukan melalui simulasi elemen hingga atau biasa disebut *Finite Element Analysis* menggunakan ANSYS dengan kondisi pembebanan fase *swing*. Analisis ini bertujuan untuk mengevaluasi distribusi tegangan, deformasi, serta faktor keamanan guna memverifikasi kelayakan struktur sebelum dilanjutkan ke tahap manufaktur prototipe[9]. Proses meshing salah satu bagian pada eksoskeleton yaitu komponen box dilakukan meshing yang dapat dilihat pada Gambar 1. (a) dan pengujian konvergensi dilakukan dengan mesh yang stabil pada jumlah elemen sekitar 400.000 elemen, yang dapat dilihat pada Gambar 1. (b). Diagram Benda Bebas pada eksoskeleton dapat dilihat pada Gambar 2.



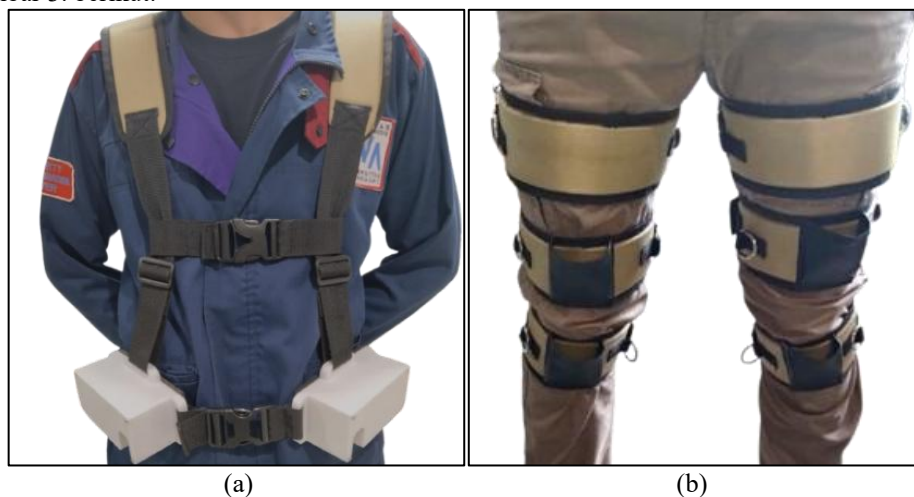
Gambar 1. Simulasi struktur dengan software ANSYS (a) Element quality pada komponen box, dan (b) Uji konvergensi mesh



Gambar 2. Diagram benda bebas Exoskeleton

2.4 Realisasi Prototipe

Prototipe eksoskeleton direalisasikan berdasarkan desain mekanik dan spesifikasi teknis yang telah diselesaikan sebelumnya. Proses pembuatan mencakup pemotongan dan perakitan rangka, instalasi brace dan sistem pengikat, integrasi aktuator serta komponen elektronik seperti motor, ESP32, dan sensor IMU. Pengujian awal dilakukan untuk memastikan fungsi aktuator, respons mekanis, serta kecocokan sistem dengan ukuran tungkai pengguna. Hasil uji menunjukkan bahwa prototipe bekerja sesuai dengan rancangan, dengan pola gerak yang konsisten terhadap model analitik dan perhitungan torsi sebelumnya. Tahap realisasi ini sekaligus menjadi validasi bahwa desain yang dikembangkan dapat diimplementasikan secara fisik dan berfungsi sebagaimana mestinya. Realisasi prototipe dapat dilihat pada Gambar 3. berikut.



Gambar 3. Realisasi prototipe (a) Upper-limb dan (b) Lower-limb

2.5 Pengambilan dan Analisis Data

Metode pengambilan data digunakan untuk mengevaluasi performa eksoskeleton dan memvalidasi apakah sistem telah bekerja sesuai profil asistif yang dirancang[10]. Pengujian dilakukan dengan merekam sudut gerak sendi menggunakan sensor IMU yang terintegrasi dalam sistem, kemudian membandingkan hasil pengukuran dengan referensi sudut target yang telah ditentukan sebelumnya. Hasil pengukuran ini kemudian divisualisasikan dalam bentuk grafik untuk memudahkan interpretasi performa perangkat, apakah eksoskeleton berhasil mengikuti pola gerak yang diharapkan atau masih terdapat ketidaksesuaian yang memerlukan perbaikan. Tahapan ini penting untuk memberikan dasar evaluasi objektif terhadap keandalan prototipe.

3. Hasil dan Pembahasan

Hasil penelitian mencakup penetapan spesifikasi desain berbasis matriks QFD dan identifikasi profil *gait hemiparesis* sebagai acuan kendali. Analisis kekuatan struktur pada komponen 3D printing divalidasi melalui simulasi ANSYS untuk menjamin faktor keamanan alat. Selanjutnya, efektivitas prototipe dievaluasi dengan membandingkan presisi kinematika gerak alat terhadap profil *gait target* guna memverifikasi performa sistem secara keseluruhan.

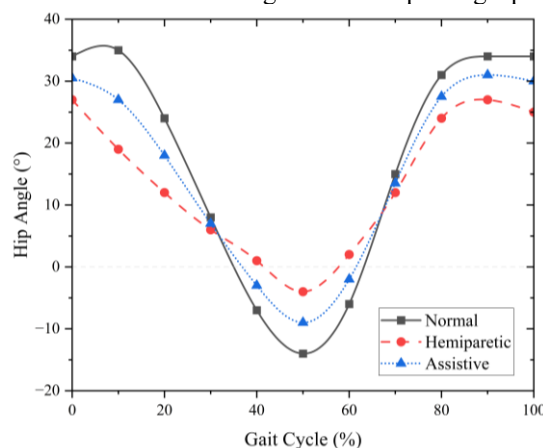
3.1 Hasil Kebutuhan Desain

Hasil perancangan pada penelitian ini mencakup dua aspek utama, yaitu spesifikasi teknis perangkat keras dan perumusan profil gerak. Berdasarkan analisis QFD pada Tabel 3, prioritas spesifikasi teknis ditekankan pada fitur adaptabilitas fisik, meliputi penggunaan engsel fleksibel, bantalan ergonomis, dan mekanisme dimensi yang dapat diatur.

Tabel 3. Respon teknis exoskeleton

| No | Tingkat Kepentingan | Nomor Kebutuhan | Respon Teknis |
|----|---------------------|-----------------|---|
| 1 | 5 | 1, 2, 3. | Memiliki engsel yang fleksibel, |
| | | | Memiliki bantalan yang ergonomis |
| | | | Memiliki sistem yang dapat diatur |
| 2 | 4 | 4, 5. | Menggunakan sistem pengikat yang praktis |
| | | | Komponen tidak memiliki bobot berlebih |
| 3 | 3 | 6, 7, 8, 9. | Material <i>Water Resistant</i> , dan minim korosi |
| | | | Memiliki desain yang modern |
| | | | Memiliki sistem sirkulasi untuk mendinginkan komponen |
| | | | <i>Low Cost Production</i> |
| 4 | 2 | 10, 11, 12. | <i>Assembly</i> komponen tidak terlalu banyak |
| | | | Terdiri dari komponen yang mudah dicari |
| 5 | 1 | - | - |

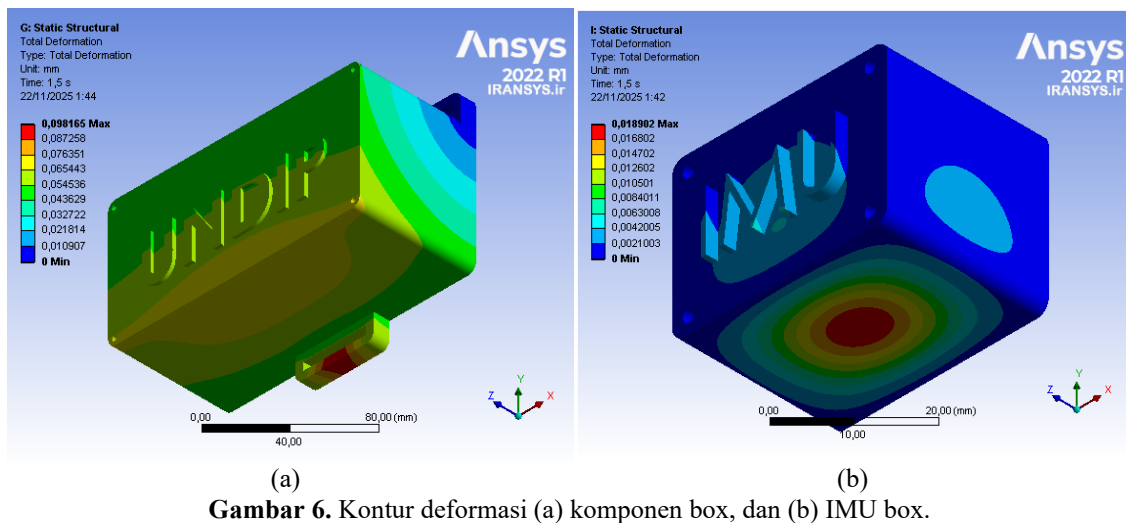
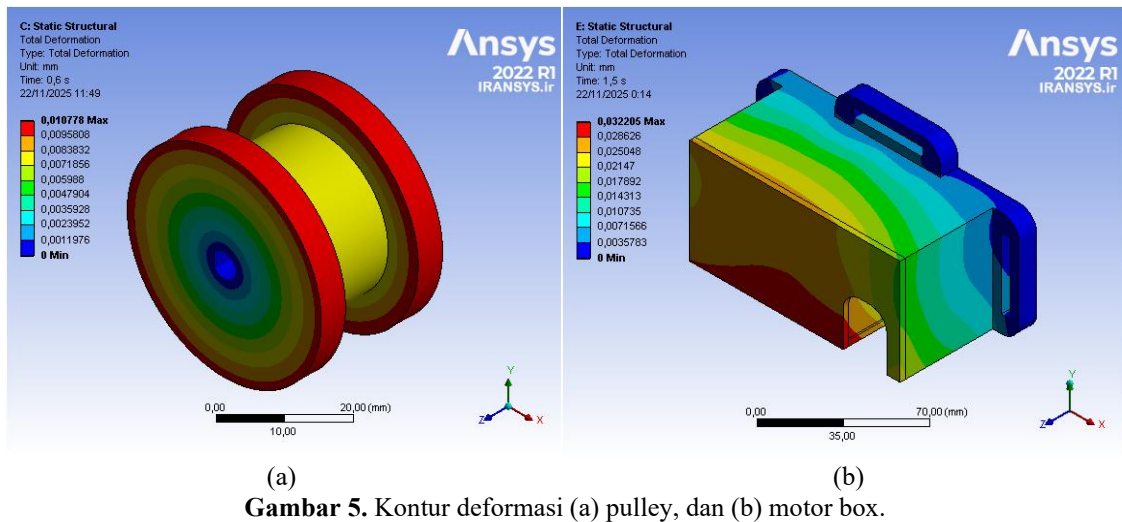
Sementara itu, pada aspek strategi kendali yang ditunjukkan dalam Gambar 4, dirumuskan profil asistive yang ditunjukkan dengan garis berwarna biru sebagai acuan pergerakan alat. Profil ini dirancang dengan amplitudo moderat yang berada di antara pola *gait normal* yang ditunjukkan dengan garis berwarna hitam dan *gait hemiparesis* yang ditunjukkan dengan garis berwarna merah, bertujuan untuk memperbaiki sudut elevasi tungkai pada fase swing tanpa memaksakan rentang gerak yang terlalu ekstrem dibandingkan kondisi patologis pasien.



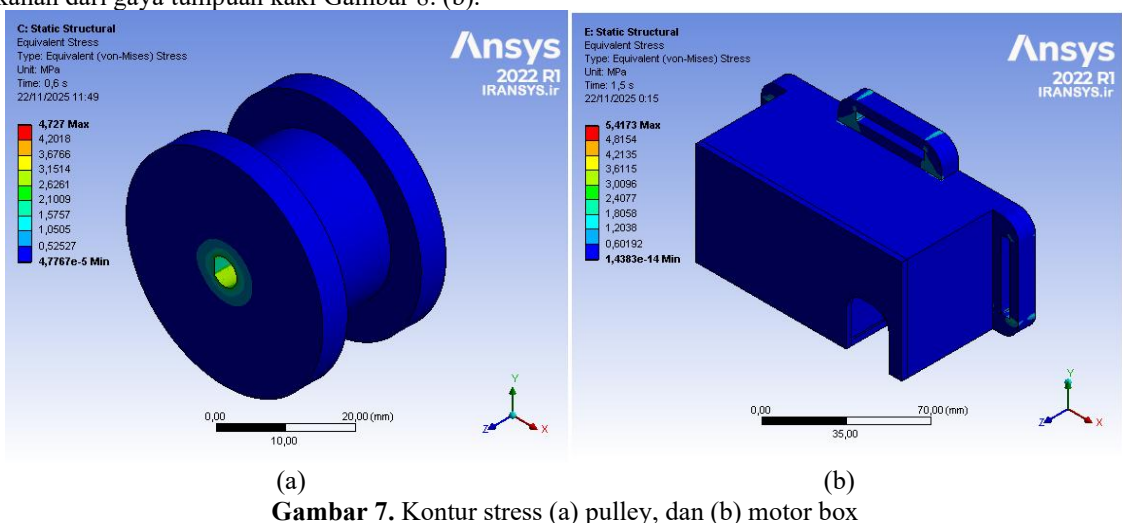
Gambar 4. Profil assistive hemiparesis

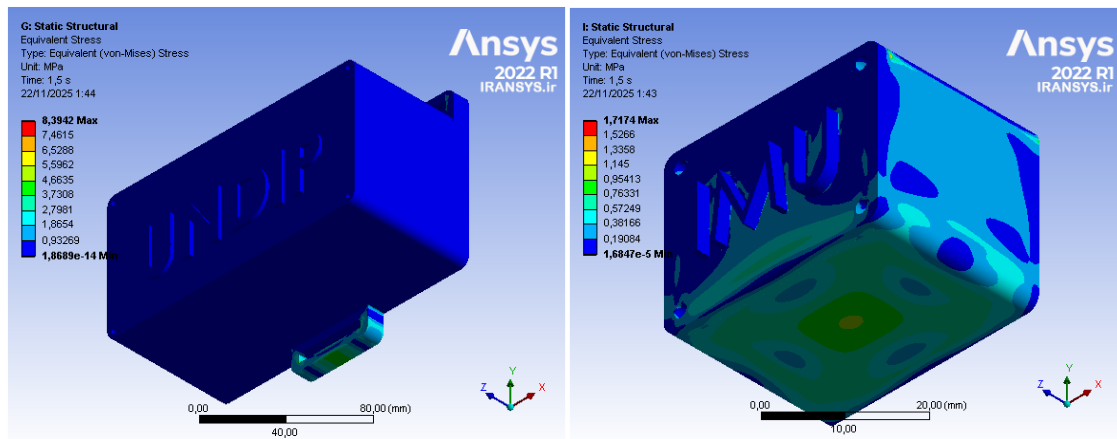
3.2 Hasil Simulasi ANSYS

Hasil simulasi menunjukkan bahwa perpindahan material yang terjadi tergolong sangat rendah, Gambar 5. (a) menunjukkan deformasi maksimum pada pulley tercatat sebesar 0,010 mm dan motor box mengalami deformasi sebesar 0,032 mm yang terdapat pada Gambar 5. (b), deformasi yang terdapat pada komponen box yaitu sebesar 0,098 mm ditunjukkan pada Gambar 6. (a) yang menjadi nilai deformasi tertinggi, sementara itu deformasi yang dialami oleh IMU box sebesar 0,018 mm yang ditunjukkan pada Gambar 6. (b).



Analisis distribusi tegangan (*Von Mises stress*) menunjukkan bahwa pada komponen pulley, nilai maksimum tercatat sebesar 4,727 MPa yang terpusat di area dinding poros rotasi Gambar 7. (a). Selanjutnya, tegangan pada motor box terdeteksi sebesar 5,417 MPa di sisi yang berdekatan dengan tumpuan webbing strap Gambar 7. (b), diikuti oleh komponen box utama yang mengalami nilai tegangan tertinggi dalam rangkaian ini, yaitu mencapai 8,394 MPa pada titik pembebanan tarik webbing Gambar 8. (a). Terakhir, tegangan pada IMU box tercatat sebesar 1,717 MPa yang diakibatkan oleh tekanan dari gaya tumpuan kaki Gambar 8. (b).

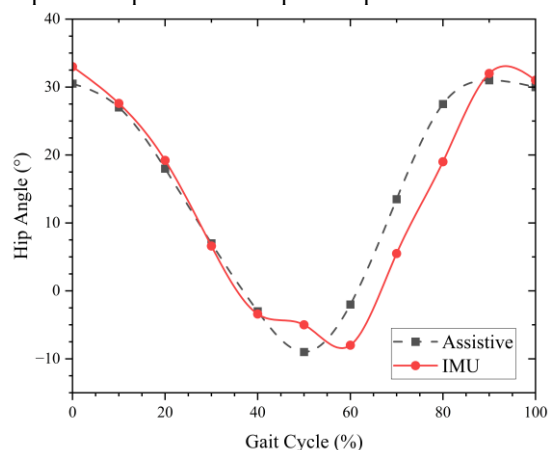




(a) (b)
Gambar 8. Kontur stress (a) komponen box, dan (b) IMU box.

3.3 Perbandingan Performa Eksoskeleton

Evaluasi efektivitas sistem eksoskeleton dilakukan dengan membandingkan respons sudut aktual dari sensor *Inertial Measurement Unit* (IMU) terhadap profil sudut asistif yang telah ditetapkan sebagai target rancangan sepanjang satu siklus gait. Berdasarkan Gambar 9. Hasil rekaman data menunjukkan bahwa kurva sudut IMU secara umum mampu mengikuti tren profil asistif dengan tingkat responsivitas yang baik, terutama pada fase awal gerakan (0–20%). Meskipun terdapat deviasi minor pada fase mid-stance hingga terminal stance (30–60%) di mana sudut aktual cenderung lebih rendah akibat keterbatasan gaya aktuasi atau hambatan mekanis sistem, performa perangkat kembali optimal pada fase swing (70–100%) dengan lintasan yang mendekati target asistif. Konsistensi pola pergerakan IMU yang tetap selaras dengan bentuk kurva desain mengonfirmasi bahwa sistem eksoskeleton mampu mereplikasi profil gerakan yang diinginkan secara fungsional, meskipun terdapat variasi amplitudo pada fase-fase tertentu.



Gambar 9. Profil asistif vs aktual.

4. Kesimpulan

Penelitian ini berhasil mengembangkan lower-limb exoskeleton yang dirancang khusus untuk kebutuhan pasien hemiparesis melalui pendekatan *Quality Function Deployment* (QFD), dengan prioritas pada adaptabilitas mekanisme dan reduksi bobot alat. Validasi struktural menggunakan simulasi elemen hingga dengan software ANSYS mengonfirmasi keamanan desain dengan tegangan maksimum sebesar 8,394 MPa, menjamin integritas alat saat menerima pembebanan. Secara fungsional, pengujian kinematika berbasis sensor IMU membuktikan bahwa prototipe mampu mereplikasi profil asistif yang ditargetkan dengan presisi yang baik, terutama pada fase swing (70–100%) guna memperbaiki elevasi tungkai. Meskipun terdapat deviasi minor pada fase *mid-stance*, konsistensi pola gerak yang dihasilkan menunjukkan bahwa sistem ini layak dan efektif sebagai solusi alat bantu rehabilitasi yang ergonomis, aman, serta mampu mengoreksi asimetri gait pada pasien.

5. Daftar Pustaka

- [1] K. K. Patterson *dkk.*, “Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 89, no. 2, hlm. 304–310, Feb 2008, doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142.
- [2] S. F. Tyson dan L. Rogerson, “Assistive Walking Devices in Nonambulant Patients Undergoing Rehabilitation After Stroke: The Effects on Functional Mobility, Walking Impairments, and Patients’ Opinion,” *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 90, no. 3, hlm. 475–479, Mar 2009, doi: 10.1016/j.apmr.2008.09.563.
- [3] A. M. Dollar dan H. Herr, “Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 1, hlm. 144–158, Feb 2008, doi: 10.1109/TRO.2008.915453.
- [4] A. J. Young dan D. P. Ferris, “State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, no. 2, hlm. 171–182, Feb 2017, doi: 10.1109/TNSRE.2016.2521160.
- [5] S. K. Banala, S. H. Kim, S. K. Agrawal, dan J. P. Scholz, “Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX),” dalam *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Feb 2009, hlm. 2–8. doi: 10.1109/TNSRE.2008.2008280.
- [6] A. Esquenazi, M. Talaty, A. Packel, dan M. Saulino, “The Rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury,” *Am J Phys Med Rehabil*, vol. 91, no. 11, hlm. 911–921, Nov 2012, doi: 10.1097/PHM.0b013e318269d9a3.
- [7] J. Marsot, “QFD: A methodological tool for integration of ergonomics at the design stage,” dalam *Applied Ergonomics*, Elsevier Ltd, 2005, hlm. 185–192. doi: 10.1016/j.apergo.2004.10.005.
- [8] J. A. Carnevalli dan P. C. Miguel, “Review, analysis and classification of the literature on QFD-Types of research, difficulties and benefits,” *Int J Prod Econ*, vol. 114, no. 2, hlm. 737–754, Agu 2008, doi: 10.1016/j.ijpe.2008.03.006.
- [9] G. Villena Prado, R. Yli-Peltola, dan M. B. Castro Sanchez, “Design and analysis of a lower limb exoskeleton for rehabilitation,” dalam *Mechanisms and Machine Science*, Springer Science and Business Media B.V., 2019, hlm. 103–114. doi: 10.1007/978-3-030-16423-2_10.
- [10] D. R. Louie dan J. J. Eng, “Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait: A scoping review,” 8 Juni 2016, *BioMed Central Ltd*. doi: 10.1186/s12984-016-0162-5.