

LAPORAN
PENELITIAN INTERNAL DOSEN
Progam Studi Teknik Industri Fakultas Sains dan Teknik



**OPTIMASI DESAIN EKSOSKELETON REHABILITASI PERGELANGAN
KAKI MENGGUNAKAN MODEL MULTIBODI DIGITAL HUMAN DAN
ALGORITMA NUMERIK**

Tim Peneliti:

Eko Wahyu Abryandoko.,S.Pd.,MT

Faisal Ashari., S.Pd., MT

Lilik Setiawan

Dibiayai oleh:

Universitas Bojonegoro

Periode 2 Tahun Anggaran 2024/2025

Nomer Kontrak: 075/LPPM-LIT/UB/V/2025

UNIVERSITAS BOJONEGORO

2025

HALAMAN PENGESAHAN

LAPORAN PENELITIAN PENDANAAN PERGURUAN TINGGI

- 1 **Judul Penelitian** : Optimasi Desain Eksoskeleton Rehabilitasi Menggunakan Model Multibodi Digital Human dan Algoritma Numerik
- 2 **Tema** : Ergonomi, K3, dan Faktor Manusia
- 3 **Ketua Peneliti**
 - a. Nama Peneliti : Eko Wahyu Abryandoko, S.Pd., M.T.
 - b. NIDN : 07 1011 9102
 - c. Program Studi : Teknik Industri
 - d. E-mail : abryandoko@gmail.com
 - e. Bidang Keilmuan : Rekayasa Sistem Pengembangan Produk
- 4 **Anggota Peneliti 1**
 - a. Nama : Faisal Ashari, S.Pd., M.T.
(Dosen/Mahasiswa)
 - b. NIDN/NIM : 07 1901 9501
 - c. Program Studi : Teknik Industri
 - d. E-mail : faisal.gaxes@gmail.com
 - e. Bidang Keilmuan : Rekayasa Sistem Pengembangan Produk
- 5 **Anggota Peneliti 2**
 - a. Nama : Lilik Setiawan
(Dosen/Mahasiswa)
 - b. NIDN/NIM :
 - c. Program Studi : Teknik Industri
 - d. E-mail : —
 - e. Bidang Keilmuan : Teknik Industri
- 6 **Jangka Waktu Penelitian** : 6 Bulan
- 7 **Lokasi Penelitian** : Kecamatan Bojonegoro, Kabupaten Bojonegoro
- 8 **Dana Diusulkan** : Rp 3.500.000,-

Mengetahui,

Ketua LPPM Universitas Bojonegoro



Dr. Laily Agustina Rahmawati, S.Si., M.Sc.
NIDN. 07 2108 8601

Bojonegoro, 3 Mei 2025

Ketua Penelitian

Eko Wahyu Abryandoko, S.Pd., M.T.
NIDN. 07 1011 9102

KATA PENGANTAR

Syukur Alhamdulillah ke hadirat Allah SWT atas segala limpahan rahmat dan hidayahnya maka laporan penelitian yang berjudul: mechanical design dan motion control robot eksoskeleton untuk rehabilitasi sendi pergelangan kaki pada pasien pasca-stroke telah dapat diselesaikan.

Penelitian ini diharapkan dapat menjadi salah satu sumbangsih bagi Lembaga Penelitian dan Pengabdian Masyarakat Universitas Bojonegoro. Atas selesainya penulisan penelitian ini, penulis menyampaikan ucapan terima kasih yang tak terhingga kepada: Yang terhormat Bapak Dekan Fakultas Sains dan Teknik yang telah memberikan ijin dan dukungan dalam penyelesaian proposal penelitian ini.

Pihak-pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu yang telah membantu penulis menyelesaikan proposal penelitian ini. Akhirnya, penulis akui hanya dengan kebesaran ALLAH SWT, penulis dapat menyelesaikan proposal penelitian ini. Semoga ALLAH SWT berkenan memberikan balasan atas semua jasa, budi mulia serta amal perbuatan yang telah dicurahkan tersebut sebagai amalan sholeh fiddini wal akhirah, Amin.

Bojonegoro, 7 Mei 2025

Eko Wahyu Abryandoko

RINGKASAN

Pengembangan eksoskeleton berbasis robot semakin mendapat perhatian sebagai solusi efektif dalam rehabilitasi sendi pergelangan kaki, terutama bagi pasien pasca-stroke yang mengalami gangguan fungsi motorik dan keseimbangan. Dalam penelitian ini, pendekatan pemodelan digital human multibodi digunakan untuk merancang dan mengoptimalkan eksoskeleton rehabilitasi dua derajat kebebasan (DoF), yang mendukung gerakan dorsifleksi–plantarfleksi serta inversi–eversi. Evaluasi dilakukan secara komputasional dengan melibatkan simulasi dinamika dan kinematika pada berbagai skenario beban fisiologis pengguna. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis pengaruh variasi beban tubuh terhadap kinerja mekanik dan biomekanik eksoskeleton, termasuk aspek kecepatan gerak, kestabilan, serta distribusi torsi sendi pergelangan kaki. Pengujian dilakukan melalui integrasi model eksoskeleton dan digital human dalam lingkungan simulasi, serta pemanfaatan algoritma numerik untuk mengoptimalkan desain struktur dan kontrol sistem. Data yang diperoleh dianalisis untuk menilai efektivitas dan adaptivitas desain terhadap berbagai profil pengguna. Diharapkan hasil penelitian ini dapat memberikan kontribusi dalam pengembangan eksoskeleton rehabilitasi yang lebih presisi, efisien, dan responsif terhadap kebutuhan individu, serta memperkuat pemahaman mengenai dinamika interaksi manusia-mesin dalam proses pemulihan pasca-stroke.

Kata Kunci: eksoskeleton, rehabilitasi pergelangan kaki, Digital Human Model, Model Multibodi

DAFTAR ISI

HALAMAN PENGESAHAN LAPORAN PENELITIAN MANDIRI.....	II
KATA PENGANTAR.....	III
RINGKASAN	IV
DAFTAR ISI.....	V
BAB I PENDAHULUAN.....	1
A. Latar Belakang	1
B. Rumusan Masalah	2
C. Tujuan Penelitian	2
D. Manfaat Penelitian	3
E. Urgensi Penelitian.....	3
BAB II LANDASAN TEORI	4
A. Kajian Induktif	4
B. Human Pose Estimation	4
C. Eksoskeleton dalam Rehabilitasi.....	6
D. Mekanisme Gerakan pada pergelangan kaki	6
1. Anatomi, fisiologi, dan biomekanik	6
2. Analogi antara pergelangan kaki dan anatomi-mekanis.....	7
E. Mikrokontroler.....	8
F. Motor DC	9
BAB III METODE PENELITIAN	10
A. Tempat dan Waktu Penelitian	10
B. Pendekatan Penelitian.....	10
C. Desain Penelitian	10
D. Prosedur Penelitian	10
E. Alat dan Bahan	11
F. Teknik Analisis Data	11
G. Identifikasi dan klasifikasi variabel.....	12
H. Alur Penelitian	13
BAB IV JADWAL DAN RENCANA ANGGARAN BIAYA	14
A. Jadwal Penelitian.....	Error! Bookmark not defined.
B. Rencana Anggaran Biaya	Error! Bookmark not defined.
BAB V RENCANA LUARAN DAN TARGET CAPAIAN	27
A. Luaran Penelitian	Error! Bookmark not defined.
DAFTAR PUSTKA.....	29

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Eksoskeleton merupakan perangkat biomekanik yang dirancang untuk mendukung atau menggantikan fungsi gerak tubuh manusia, terutama dalam bidang rehabilitasi pasien dengan gangguan neurologis seperti stroke, cedera sumsum tulang belakang, cerebral palsy, dan penyakit Parkinson (Fournier et al., 2018; Ye et al., 2016). Penggunaan eksoskeleton mampu memberikan torsi bantu pada sendi-sendi tubuh pengguna, membantu proses pemulihan motorik, serta memungkinkan latihan berulang secara terstruktur dan aman (Yao et al., 2018; Zhang et al., 2019). Menurut Veneman et al., (2007) penggunaan eksoskeleton juga membantu mengurangi beban kerja terapis dengan memberikan bantuan gerak otomatis yang presisi selama sesi latihan (Veneman et al., 2007).

Desain mekanik dan sistem kontrol merupakan aspek krusial dalam pengembangan eksoskeleton. Parameter seperti derajat kebebasan, konfigurasi aktuator, dan interaksi dinamis antara eksoskeleton dan tubuh pengguna menentukan keberhasilan pemulihan dan kenyamanan selama penggunaan (Hu et al., 2016; Sanchez-Villamañan et al., 2019). Evaluasi eksperimental terhadap berbagai desain eksoskeleton telah dilakukan, seperti oleh Wang et al. (2019) yang meneliti pengaruh eksoskeleton pasif terhadap gaya berjalan dan menemukan pengaruh terbesar pada kinematika pergelangan kaki. Li et al. (2014) mengembangkan eksoskeleton ekstremitas atas dengan pengontrol adaptif yang terbukti mampu membantu pelacakan lintasan secara efektif.

Prototipe fisik sering kali digunakan untuk mengevaluasi performa eksoskeleton, namun pendekatan ini memiliki keterbatasan dari segi biaya, waktu, dan fleksibilitas iterasi desain. Pemodelan berbasis simulasi digital human menjadi solusi yang efisien untuk mensimulasikan pergerakan tubuh manusia secara realistis. Model ini memungkinkan analisis gaya, torsi, dan distribusi beban selama pergerakan tanpa memerlukan uji coba fisik (Shourijeh et al., 2017; Dembia et al., 2017). Strategi ini telah diterapkan oleh Bazargan-Lari et al. (2015) dan Sharbafi et al. (2016) yang menggunakan model pendulum terbalik dan pendulum ganda untuk meniru perilaku kaki selama fase berdiri dan ayunan.

Beberapa Penelitian mengeksplorasi berbagai pendekatan dalam desain dan evaluasi eksoskeleton untuk rehabilitasi neuromuskular. El Zahraa Webhi et al. (2017) menunjukkan bahwa penerapan model dinamis seperti pendulum teredam pada orthosis lutut dapat mengurangi upaya pengguna secara signifikan. Komponen massa, inersia, dan gaya interaksi

perangkat menjadi parameter penting dalam simulasi numerik karena memengaruhi skema kontrol eksoskeleton secara keseluruhan (Li et al., 2018a; Cho et al., 2012). Meskipun simulasi cenderung mengabaikan massa perangkat, studi seperti oleh Dembia et al. (2017) menunjukkan bahwa bahkan model eksoskeleton tanpa massa dapat memberikan panduan berharga untuk perancangan bantuan optimal pada sendi pinggul dan lutut.

Pemodelan sistem muskuloskeletal dan multibodi tidak hanya berguna untuk memperkirakan aktivasi otot dan torsi sendi, tetapi juga dapat digunakan untuk mengevaluasi gaya kontak sendi dan prediksi risiko ketidaknyamanan pengguna. Penggabungan algoritma numerik optimasi ke dalam model digital human memberikan peluang besar dalam menghasilkan desain eksoskeleton yang efisien dan disesuaikan dengan parameter fisiologis individu pengguna (Serrancoli et al., 2019; Su et al., 2019).

Penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan metode optimasi desain eksoskeleton rehabilitasi pergelangan kaki berbasis simulasi multibodi digital human. Evaluasi dilakukan terhadap strategi aktuasi dan konfigurasi mekanis yang mampu memberikan dukungan gerak dua derajat kebebasan utama—dorsifleksi–plantarfleksi dan inversi–eversi—dengan mempertimbangkan efisiensi torsi, interaksi pengguna-perangkat, dan kesesuaian fisiologis berdasarkan data antropometri.

B. Rumusan Masalah

Permasalahan yang akan di bahas dalam penelitian ini adalah:

1. Bagaimana membangun model multibodi digital human yang dapat merepresentasikan dinamika pergelangan kaki secara fisiologis selama rehabilitasi?
2. Bagaimana strategi optimasi numerik dapat digunakan untuk menentukan spesifikasi eksoskeleton yang adaptif dan efisien secara mekanikal?
3. Sejauh mana model simulasi dapat menggantikan uji coba fisik dalam menilai performa torsi, sudut, dan gaya interaksi antara eksoskeleton dan tubuh pengguna?

C. Tujuan Penelitian

1. Untuk membangun model multibodi digital human yang dapat merepresentasikan dinamika pergelangan kaki secara fisiologis selama rehabilitasi
2. Strategi optimasi numerik dapat digunakan untuk menentukan spesifikasi eksoskeleton yang adaptif dan efisien secara mekanikal

3. mengembangkan model simulasi dapat menggantikan uji coba fisik dalam menilai performa torsi, sudut, dan gaya interaksi antara eksoskeleton dan tubuh pengguna

D. Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan memberikan manfaat dalam berbagai aspek. Dari sisi akademik, penelitian ini memperkaya literatur ilmiah di bidang biomekanika dan rekayasa rehabilitasi dengan menawarkan pendekatan pemodelan multibodi digital human dan penerapan algoritma numerik dalam optimasi desain eksoskeleton. Secara praktis, hasil penelitian ini memberikan dasar yang kuat bagi pengembangan eksoskeleton yang efisien, ergonomis, dan sesuai dengan kebutuhan fisiologis pengguna, sekaligus meminimalkan kebutuhan akan prototipe fisik yang berulang. Dalam konteks klinis, sistem eksoskeleton yang dihasilkan dari penelitian ini dapat memberikan dukungan terapi yang adaptif dan aman, sehingga berpotensi meningkatkan efektivitas proses rehabilitasi, khususnya pada pasien pasca-stroke dengan gangguan motorik di pergelangan kaki.

E. Urgensi Penelitian

Urgensi penelitian ini terletak pada kebutuhan mendesak akan sistem rehabilitasi yang lebih adaptif, efisien, dan berbasis teknologi presisi tinggi untuk menangani pasien dengan gangguan mobilitas akibat stroke atau kondisi neurologis lainnya. Desain eksoskeleton yang optimal membutuhkan pemahaman mendalam mengenai interaksi mekanis antara perangkat dan tubuh manusia, yang sulit dicapai hanya melalui pendekatan eksperimental konvensional. Dengan mengintegrasikan model multibodi digital human dan algoritma numerik, penelitian ini menawarkan solusi prediktif dan terukur dalam menyempurnakan desain eksoskeleton sejak tahap awal pengembangan. Hal ini sangat penting untuk mengurangi beban iterasi desain fisik yang mahal dan memakan waktu, serta meningkatkan akurasi dan keamanan sistem sebelum diterapkan secara klinis. Oleh karena itu, penelitian ini memberikan kontribusi penting terhadap inovasi teknologi kesehatan dan pemulihan motorik berbasis biomekanika digital.

BAB II

LANDASAN TEORI

A. Kajian Induktif

Kajian induktif merupakan ilmu pengetahuan yang didapatkan dari hasil penelitian penelitian sebelumnya. Dalam penelitian ini menggali informasi dari penelitian terdahulu sebagai bahan perbandingan dan potensi kebaruan yang berkaitan dengan kajian pada bidang modeling simulasi yang berfokus pada ergodesain produk guna mendapatkan informasi yang mendukung. Ada beberapa penelitian terdahulu yang hampir serupa dengan penelitian yang dijelaskan pada table 2.1.

Tabel 2.1 Ringkasan Penelitian Terdahulu

No.	Penulis	Tahun	Judul Penelitian	Metode	Temuan Utama
1	Forrester et al.	2011	"Effects of an ankle robot on stroke rehabilitation"	Studi percontohan	Meningkatkan kontrol pergelangan kaki dan parameter gaya berjalan spasial-temporal setelah 6 minggu.
2	Tucker et al.	2015	"Neuroplasticity and gait recovery after stroke"	Eksperimen kontrol	Peningkatan kemampuan berjalan dengan pelatihan gaya berjalan yang dibantu robot.
3	Dollar & Herr	2008	"Biomechanics of a robotic ankle-foot orthosis"	Analisis biomekanik	Memperlihatkan bahwa dukungan dorsofleksi dapat mengurangi foot-drop dan meningkatkan gait efficiency.

B. Human Pose Estimation

Human Pose Estimation (HPE) merupakan proses identifikasi posisi persendian tubuh manusia—seperti kepala, bahu, siku, pergelangan tangan, pinggul, lutut, dan pergelangan kaki—melalui analisis citra, video, atau siaran langsung (live stream). Setiap sendi diwakili oleh sebuah titik yang disebut sebagai keypoint atau titik kunci, yang digunakan untuk merepresentasikan pose atau gerakan seseorang. Hubungan antar titik-titik kunci ini membentuk pasangan sendi, yang secara keseluruhan merepresentasikan postur tubuh manusia. Terdapat tiga pendekatan utama dalam pemodelan tubuh manusia berdasarkan estimasi pose tersebut [20]:

1. Model berbasis kerangka. Model ini hanya menunjukkan titik pada setiap persendian seperti titik kepala, bahu, siku, pergelangan tangan, pinggul, lutut dan pergelangan kaki.
2. Model berbasis kontur. Model ini menggambarkan bentuk tubuh secara 2 dimensi dengan teknik outline.
3. Model berbasis volume. Model ini menggambarkan bentuk tubuh secara 3 dimensi secara lebih detail dan paling mendekati bentuk asli tubuh dibandingkan model lainnya.

Terdapat tiga pendekatan utama dalam pemodelan tubuh manusia melalui Human Pose Estimation, yaitu:

1. Model Berbasis Kerangka

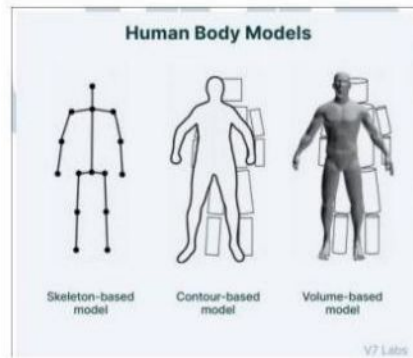
Pendekatan ini hanya menunjukkan titik pada setiap persendian tubuh, seperti kepala, bahu, siku, pergelangan tangan, pinggul, lutut, dan pergelangan kaki. Model ini lebih fokus pada representasi struktur tubuh dalam bentuk titik-titik kunci yang saling terhubung membentuk kerangka tubuh manusia.

2. Model Berbasis Kontur

Model ini menggambarkan bentuk tubuh secara dua dimensi menggunakan teknik outline atau garis batas. Pendekatan ini lebih menekankan pada gambaran siluet tubuh manusia, yang berguna untuk visualisasi bentuk tubuh secara keseluruhan, meskipun tanpa detail internal seperti posisi persendian.

3. Model Berbasis Volume

Pendekatan ini memberikan representasi tubuh manusia dalam bentuk tiga dimensi, memberikan detail yang lebih lengkap mengenai bentuk tubuh dan struktur spasialnya. Model ini paling mendekati bentuk asli tubuh manusia, memungkinkan analisis yang lebih mendalam terhadap postur dan gerakan dengan tingkat presisi yang tinggi.



Gambar 2.1. Human Body Model

C. Eksoskeleton dalam Rehabilitasi

Eksoskeleton adalah perangkat luar yang dikenakan pada tubuh manusia untuk memberikan dukungan atau meningkatkan kemampuan gerakan. Berdasarkan desainnya, eksoskeleton dapat dibedakan menjadi:

1. Eksoskeleton Berbasis Platform: Perangkat yang ditempatkan di bawah tubuh pasien dan memberikan dukungan dari bawah.
2. Eksoskeleton Wearable: Perangkat yang dapat dikenakan dan memberikan dukungan langsung pada sendi, seperti pergelangan kaki, lutut, atau pinggul.

Eksoskeleton memiliki berbagai fungsi yang sangat penting dalam konteks rehabilitasi, terutama bagi pasien pasca-stroke dan individu dengan gangguan mobilitas. Berikut adalah beberapa fungsi utama eksoskeleton:

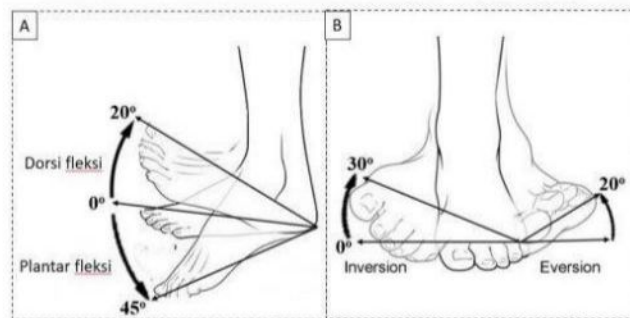
1. Meningkatkan kemampuan berjalan pasien.
2. Menyediakan dukungan mekanis untuk gerakan yang lebih baik.
3. Mengurangi risiko jatuh melalui stabilisasi gerakan.

D. Mekanisme Gerakan pada pergelangan kaki

1. Anatomi, fisiologi, dan biomekanik

Tinjauan anatomi melalui sistem biomekanik pergelangan kaki manusia digunakan sebagai dasar pembuatan desain exoskeleton. Penelitian ini berfokus pada rehabilitasi pergelangan kaki dengan gerakan dorsi fleksi/plantar fleksi dan inversi/eversi. Sistem biomekanik pada pergelangan kaki merupakan artikulasi kunci antara tungkai bawah dan kaki, yang dihasilkan dari fusi tiga tulang, yaitu tibia, fibula, dan talus sehingga dapat memfasilitasi gerakan fleksi (Brockett & Chapman, 2016). Gerakan fleksi plantar mengarahkan kaki ke bawah, sementara dorsifleksi dengan mengangkat jari-jari kaki

menjauh dari tanah, serta gerakan terbatas seperti pronasi, supinasi, inversi, dan eversi untuk mendukung mobilitas dan stabilitas kaki. Bidang sagital pada pergelangan kaki berperan penting dalam gerakan fleksi plantar dan dorsifleksi, sementara bidang transversal mengatur abduksi dan adduksi, dan bidang frontal menentukan gerakan inversi serta eversi. Perbedaan substansial dalam rentang gerak pergelangan kaki di antara individu dapat dipengaruhi oleh faktor-faktor seperti perbedaan geografis-budaya, varians anatomi, dan metodologi pengukuran sudut yang beragam. Gerakan utama pergelangan kaki yang dipertimbangkan dalam desain mekanis exoskeleton disajikan Gambar 1.

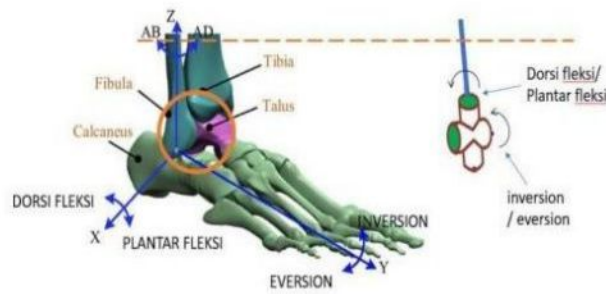


Gambar 2.1. Gerakan utama pergelangan kaki yang dipertimbangkan dalam desain mekanis exoskeleton: (a) dorsifleksi dan plantar fleksi; (b) inversi dan eversi;

Gerakan utama pergelangan kaki pada gambar 1 digunakan sebagai acuan dalam desain mekanik exoskeleton yaitu fase gerakan plantar fleksi mampu membentuk sudut 45° dan rentang gerakan dorsi-fleksi dari 0° hingga 20°, sedangkan rentang inversi mampu membentuk sudut 30° dan rentang gerakan eversi membentuk sudut 20° (Nursultan et al., 2023).

2. Analogi antara pergelangan kaki dan anatomi-mekanis

Analogi anatomi-mekanis digunakan untuk menentukan parameter anatomi dan fungsional antara pergelangan kaki dan desain mekanik exoskeleton. Analisis antropomorfisasi sistem pada desain perangkat berdasarkan struktur biologis pergelangan kaki pada pasien. Pendekatan model mekanis disajikan pada Gambar 2.



Gambar 2.2 Analogi gerakan fungsional antara pergelangan kaki dan anatomi-mekanik.

Analogi anatomi-mekanik menggunakan parameter gerakan fungsional pergelangan kaki digunakan sebagai acuan untuk desain exoskeleton. Mekanisme sistem sendi robot exoskeleton harus mampu dihubungkan secara paralel dengan pergelangan kaki pasien dengan memberikan Rentang Gerak (RoM) yang sama dan selaras dengan sendi secara terus-menerus selama aktivitas biomekanik lengkap (Nagarajan et al., 2024; Sanchez-Villamañan et al., 2019).

E. Mikrokontroler

Mikrokontroler adalah sebuah sistem komputer lengkap dalam satu serpih (chip) yang biasanya digunakan untuk sebuah *embedded system* (sistem yang dibentuk guna menjalankan satu atau lebih dari suatu fungsi tertentu secara *real time*). Mikrokontroler biasanya berukuran kecil karena didesain hanya untuk satu fungsi tertentu pada suatu sistem. Pemanfaatan mikrokontroler umumnya digunakan di bidang kendali dan instrumentasi elektronik (Moattar et al, 2010). Mikrokontroler dilengkapi dengan ROM (Read-Only Memory), RAM (Read-Write Memory), beberapa Port masukan maupun keluaran, dan beberapa peripheral seperti pencacah/pewaktu, ADC (*Analog to Digital converter*), DAC (*Digital to Analog converter*) dan serial komunikasi. Arduino merupakan salah satu mikrokontroler yang sering digunakan, Dimana Arduino dilengkapi dengan dua bagian utama yaitu sebuah papan sirkuit fisik (sering disebut juga dengan mikrokontroler) dan sebuah perangkat lunak atau IDE (*Integrated Development Environment*) yang berjalan pada komputer. Perangkat lunak ini sering disebut Arduino IDE yang digunakan untuk menulis dan meng-upload kode dari komputer ke papan fisik (hardware) Arduino seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.4.



Gambar 2.3 Arduino Mikrokontroler

(Sumber : : https://www.arduino.cc/en/uploads/Products/Uno_SMD_F.jpg)

F. Motor DC

Motor DC adalah piranti listrik yang mengubah energi listrik menjadi energi mekanik berupa gerak rotasi (Bozzo et al. 2009). Motor DC memiliki jangkar dengan satu atau lebih kumparan terpisah. Tiap kumparan berujung pada cincin belah (komutator). Dengan adanya insulator antara komutator, cincin belah dapat berperan sebagai saklar kutub ganda (double pole, double throw switch). Motor DC bekerja berdasarkan prinsip gaya Lorentz, yang menyatakan ketika sebuah konduktor beraliran arus diletakkan dalam medan magnet, maka sebuah gaya (yang dikenal dengan gaya Lorentz) akan tercipta secara ortogonal diantara arah medan magnet dan arah aliran arus. Dari perputarannya ada 2 jenis motor, CW dan CCW, dimana CW atau Counter Wise berputar searah jarum jam, sedangkan CCW atau Counter Clock Wise, putarannya berlawanan arah dengan jarum jam. Beberapa jenis motor dapat memiliki arah putaran yang berbeda, misalnya pada motor elevator atau stepping motor pada pembuatan robot.



Gambar 2.4 Motor DC

(sumber : Lu 2022)

BAB III

METODE PENELITIAN

A. Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian ini dirancang secara eksperimental di Laboratorium Perencanaan Dan Perancangan Produk Program Studi Teknik Industri Universitas Bojonegoro. Penelitian dikerjakan untuk menghasilkan rancangan dan Pengendalian Sistem perangkat Robot Untuk Rehabilitasi Sendi Pergelangan Kaki Pada Pasien Pasca-Stroke dengan waktu Penelitian dimulai bulan April 2024 sampai selesai.

B. Pendekatan Penelitian

Penelitian ini menggunakan pendekatan kuantitatif dengan metode simulasi numerik dan pemodelan digital untuk mengevaluasi dan mengoptimalkan desain eksoskeleton rehabilitasi pergelangan kaki. Penggunaan model multibodi digital human memungkinkan representasi kinematik dan dinamika tubuh manusia secara realistis. Proses optimasi dilakukan dengan algoritma numerik berbasis MATLAB/Simulink atau perangkat sejenis untuk menyesuaikan parameter desain terhadap kebutuhan fisiologis dan biomekanis pengguna.

C. Desain Penelitian

Desain penelitian bersifat eksperimental dan komputasional. Eksperimen dilakukan secara *in silico* melalui simulasi untuk mengevaluasi respons sistem terhadap berbagai variasi parameter. Model eksoskeleton digabungkan dengan model tubuh digital untuk menilai distribusi torsi, gaya interaksi, dan konsumsi energi. Hasil optimasi akan divalidasi melalui perbandingan dengan data literatur dan data eksperimental sekunder jika tersedia.

D. Prosedur Penelitian

Tahapan penelitian dirancang sebagai berikut:

1. Studi Literatur dan Identifikasi Permasalahan

Mengumpulkan referensi terkait desain eksoskeleton, biomekanika pergelangan kaki, dan metode Human Pose Estimation serta pendekatan pemodelan digital human.

2. Pemodelan Digital Human Multibodi

Menggunakan perangkat lunak seperti OpenSim atau AnyBody untuk membangun model tubuh manusia berbasis data antropometri dan fisiologi. Model mencakup struktur kerangka, massa segmen, serta karakteristik otot dan sendi.

3. Desain Awal dan Integrasi Eksoskeleton

Mengembangkan model eksoskeleton dua DoF (dorsifleksi–plantarfleksi dan inversi–evers) dan mengintegrasikannya dengan model digital human. Parameter desain meliputi dimensi, massa, kekakuan, dan batas gerak.

4. Simulasi Dinamika dan Evaluasi Kinerja

Melakukan simulasi gerakan rehabilitasi dengan memasukkan profil sudut fisiologis. Sistem dianalisis untuk menentukan torsi yang dibutuhkan, distribusi gaya, dan stabilitas gerakan.

5. Optimasi Desain dengan Algoritma Numerik

Menggunakan metode numerik (seperti algoritma genetik atau metode Nelder-Mead) untuk menemukan kombinasi parameter optimal yang meminimalkan error pelacakan sudut dan konsumsi energi, serta memaksimalkan kenyamanan pengguna.

6. Analisis Hasil dan Validasi

Menganalisis hasil simulasi dan membandingkannya dengan referensi data biomekanik untuk menilai akurasi dan efektivitas desain yang dioptimalkan.

E. Alat dan Bahan

1. Perangkat lunak: MATLAB/Simulink, OpenSim/AnyBody, SolidWorks (opsional)
2. Data antropometri tubuh manusia (literatur atau database seperti ANSUR)
3. Spesifikasi komponen eksoskeleton (motor, sensor, bahan struktur)
4. Dataset pergerakan fisiologis untuk validasi (jika tersedia)

F. Teknik Analisis Data

Data dianalisis secara kuantitatif melalui:

1. Perhitungan error pelacakan sudut (RMSE)
2. Evaluasi torsi dan gaya sendi
3. Analisis sensitivitas terhadap parameter desain
4. Perbandingan hasil simulasi sebelum dan sesudah optimasi

G. Identifikasi dan klasifikasi variabel

Klasifikasi variabel penelitian yang menjadi objek pengamatan penelitian dalam intervensi ini menjadi variabel dependen, variabel independen dan variabel kontrol yang dijelaskan dalam hubungan antar variabel. Variabel penelitian dapat diklasifikasikan menjadi 3 kelompok variabel, yaitu:

a. Variable dependen

Variabel ini memengaruhi hasil keluaran sistem eksoskeleton dan dimanipulasi selama proses optimasi, yaitu:

- 1) Panjang lengan eksoskeleton
- 2) Posisi titik engsel (pivot)
- 3) Massa segmen eksoskeleton
- 4) Kapasitas torsi aktuator
- 5) Kekakuan mekanis dan redaman sistem
- 6) Profil sudut masukan fisiologis

b. Variable independent

Variabel ini merupakan hasil atau keluaran yang dipengaruhi oleh variabel bebas:

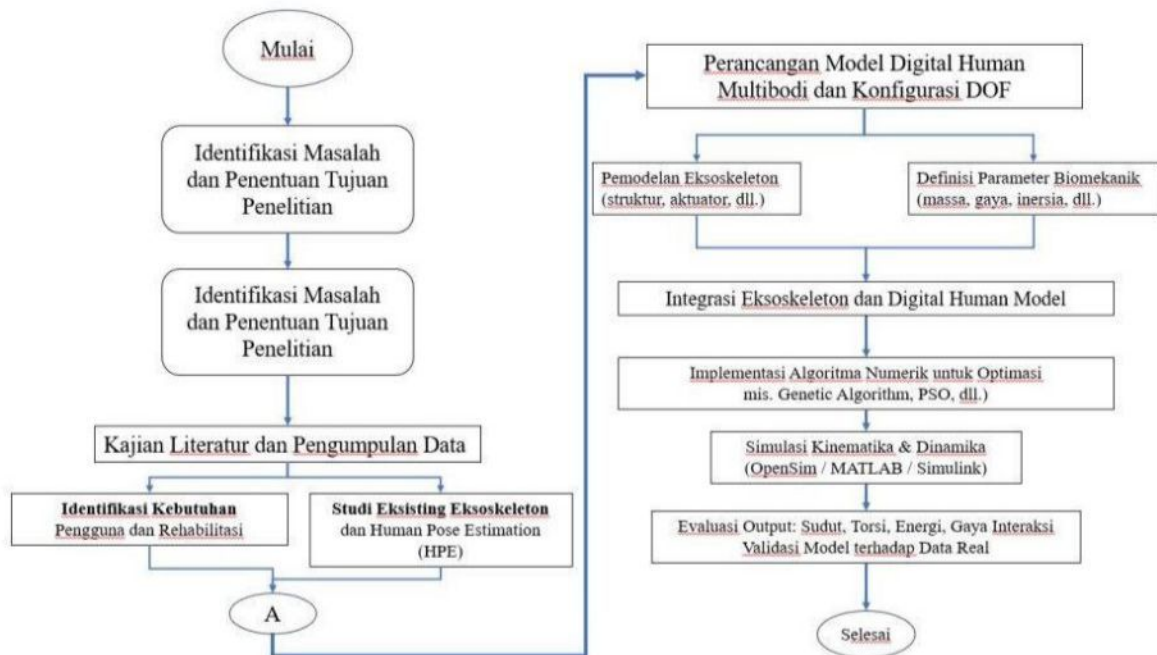
- 1) Error pelacakan sudut (RMSE)
- 2) Gaya interaksi antara eksoskeleton dan tubuh pengguna
- 3) Torsi sendi yang dibutuhkan selama gerakan
- 4) Konsumsi energi sistem
- 5) Stabilitas dan kontinuitas lintasan gerakan

c. Variable Kontrol

Variabel yang dijaga tetap konstan agar hasil eksperimen tidak terpengaruh oleh faktor luar:

- 1) Postur awal tubuh digital human
- 2) Lingkungan simulasi (gravitasi, lantai statis)
- 3) Kecepatan gerakan rehabilitasi
- 4) Algoritma kontrol (misalnya, kontrol PD atau kontrol impedansi)

H. Alur Penelitian



Gambar 3.6 Alur Penelitian

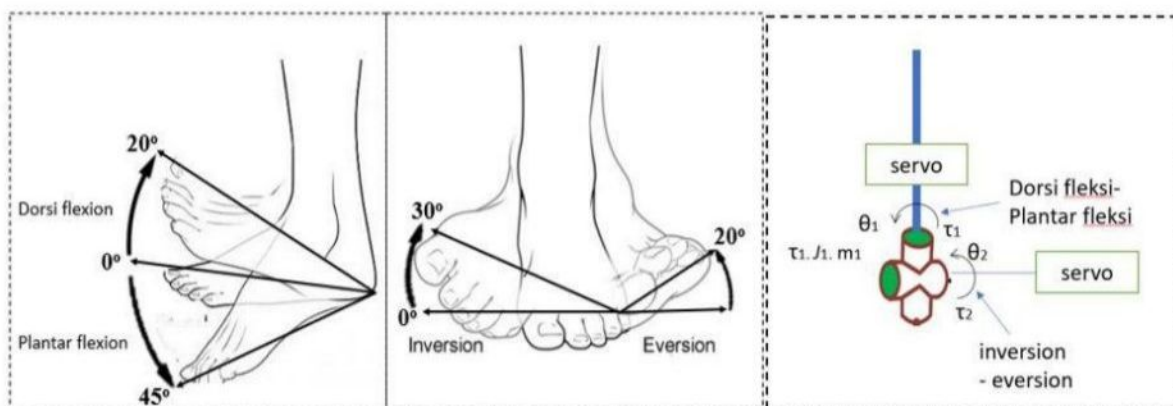
BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Structure eksoskeleton

Eksoskeleton pergelangan kaki yang direncanakan dalam penelitian ini memiliki dua derajat kebebasan (DoF), yakni dorsi–plantar fleksi dan inversi–eversi, yang merepresentasikan gerakan fisiologis utama pergelangan kaki manusia. Sistem ini ditujukan untuk mendukung proses rehabilitasi pada pasien pasca stroke yang mengalami gangguan motorik di area pergelangan kaki. Desain awal eksoskeleton ini mengintegrasikan dua aktuator servo yang diposisikan secara ortogonal untuk mengendalikan masing-masing derajat kebebasan. Servo pertama bertanggung jawab mengatur gerakan dorsi dan plantar fleksi (θ_1), dengan rentang gerak direncanakan sekitar 0° – 45° ke bawah (plantar) dan hingga 20° ke atas (dorsi). Sementara itu, servo kedua mengatur gerakan inversi dan eversi (θ_2), dengan rentang hingga 30° ke dalam (inversi) dan 20° ke luar (eversi).

Setiap aktuator dirancang menghasilkan torsi τ_1 dan τ_2 , yang ditransmisikan ke poros melalui sambungan mekanis dan dikombinasikan dengan gear reduksi, disesuaikan dengan estimasi beban kaki dan kebutuhan rehabilitasi pengguna. Struktur eksoskeleton dibagi menjadi bagian tetap dan bagian bergerak. Bagian tetap akan dipasang pada tungkai bawah pengguna, sedangkan bagian bergerak terdiri dari aktuator dan sambungan sendi yang mengikuti lintasan gerakan yang dihasilkan oleh sistem kontrol berdasarkan sinyal referensi. Strategi kontrol yang digunakan nantinya akan berbasis PID adaptif, dengan parameter yang dioptimalkan melalui pendekatan metaheuristik (PSO-SQP dan GA-SQP) untuk meningkatkan performa sistem secara presisi, stabilitas, serta kenyamanan penggunaan selama rehabilitasi. Gambar 1 menunjukkan konfigurasi skematik sistem aktuator,



Gambar 4. 1 Konfigurasi skematik sistem aktuator,

B. Parameter Desain Eksoskeleton

Eksoskeleton pergelangan kaki memiliki dua derajat kebebasan (DOF), yaitu gerakan dorsi (dorsiflexion) dan inversi (inversion). Model dinamika setiap DOF dapat dianggap sebagai sistem rotasi dengan parameter fisik seperti Massa segmen, dan Panjang segmen pergelangan kaki yang disesuaikan dengan data antropometri panjang pergelangan kaki mengacu pada pengukuran antropometri Indonesia (Dreyfuss, 1966), sedangkan berat segmen kaki mengacu pada persentase distribusi massa pada penelitian (Bruno et al., 2016). Tabel 1 merupakan panjang dan persentase berat segmen kaki.

Tabel 4. 1 Data antropometri panjang dan persentase berat segmen lengan

Segmen	Panjang			Presentase distribusi berat sepasang segmen
	5 %tile	50 %tile	95 %tile	
Tinggi Lutut	36.16	48.12	60.08	9,3%
Panjang telapak Kaki	14.59	22.73	30.87	2,9%
Lebar telapak kaki	6.29	9.14	11.98	

Massa Lengan Bawah dan Massa Tangan dihitung agar diketahui kebutuhan beban mekanik eksoskeleton. Jika berat badan maksimal pada penelitian ini adalah 75Kg maka perhitungan adalah (Abryandoko et al., 2025):

$$\text{Berat segmen Tinggi Lutut} = \frac{75 \text{ kg} \times 9,3\%}{2} = 3,48$$

$$\text{Berat segmen sepasang telapak Kaki} = \frac{75 \text{ kg} \times 2,9\%}{2} = 1,08$$

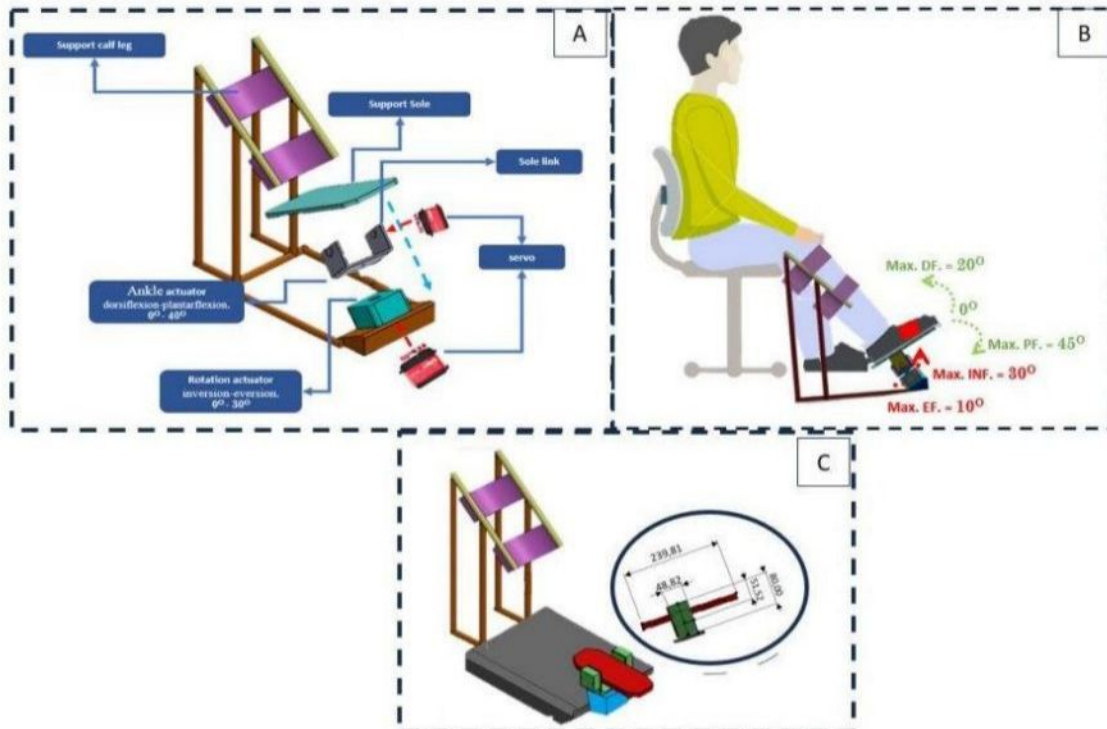
$$\text{Jadi, berat segmen 1 kaki} = 4,27 \text{ kg}$$

Berat segmen satu kaki dengan asumsi berat badan 75 kg didapatkan 4,27 kg, masing-masing segmen mewakili berat segmen area tinggi lutut dan area telapak kaki. Perhitungan berat segmen kaki digunakan sebagai parameter simulasi pengujian pada mekanisme desain eksoskeleton. Pertimbangan lain yang digunakan sebagai unsur perencanaan mekanisme desain eksoskeleton adalah keselamatan dan kenyamanan pasien terhadap perangkat pada rentang gerak normal dan kecepatan kerja saat perangkat dioperasikan. Untuk mengakomodasi keselamatan dan kenyamanan pasien, maka dilakukan analisis RoM normal gerakan pergelangan kaki manusia. Menurut Ren et al. (Ren et al., 2023) perencanaan gerakan mekanisme desain eksoskeleton harus lebih kecil dari gerakan dorsifleksi-plantarfleksi dan inversi-eversi pada pergelangan kaki pasien saat mengoperasikan perangkat.

C. Dynamic model

Model dinamika setiap DOF dapat dianggap sebagai sistem rotasi dengan parameter fisik

seperti Massa segmen dan Panjang segmen pergelangan kaki. Setiap DOF pada sistem eksoskeleton pergelangan kaki dapat dimodelkan sebagai sistem rotasi dari sebuah batang kaku yang berotasi terhadap salah satu ujungnya. Model ini mewakili dinamika rotasi sendi pergelangan kaki, baik untuk gerakan dorsifleksi–plantarfleksi maupun inversi–eversi. Gambar 2 menunjukkan desain struktur eksoskeleton pergelangan kaki



Gambar 4. 2 Desain struktur eksoskeleton pergelangan kaki A) Mechanical Design of the 2-DOF Ankle Exoskeleton B) User Interaction and Range of Motion C) Dimensional and Structural Configuration

Setiap DOF pada eksoskeleton pergelangan kaki dimodelkan sebagai sistem rotasi berbasis batang kaku yang berotasi terhadap salah satu ujungnya. Dua DOF yang difokuskan gerakan Dorsifleksi–plantarfleksi dan Inversi–eversi. Masing-masing DOF diasumsikan memiliki gerakan bebas yang independen dan diaktuasikan secara terpisah menggunakan motor servo. Parameter fisik utama yang digunakan dalam model eksoskeleto meliputi massa segmen (m), panjang segmen (l), gaya gravitasi (g), serta properti redaman dan kekakuan sendi. Model dinamika dibangun menggunakan pendekatan Euler–Lagrange, dengan mendefinisikan energi kinetik (K) dan energi potensial (P) dari masing-masing segmen. Energi kinetik total (K) terdiri dari kontribusi translasi dan rotasi dari masing-masing tautan (Veličković et al., 2025):

Energi translasi pusat massa:

$$k_{trans} = \frac{1}{2} m_1 \left(\frac{l_1}{2} \right)^2 \theta_1^2 \quad (1)$$

Energi rotasi batang terhadap sumbu rotasi: $k_{rot} = \frac{1}{2} l_1, \quad \text{dengan } l_1 = \frac{1}{3} m_1 I_1 \quad (2)$

Sehingga, total energi kinetik: $k_1 = \frac{1}{2} m_1 \left(\frac{l_1}{2}\right)^2 \theta_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \theta_1^2 \quad (3)$

Untuk memodelkan dinamika rotasi eksoskeleton pergelangan kaki pada setiap DOF, pendekatan Euler–Lagrange pilih karena sesuai untuk sistem mekanik dengan gerakan rotasi terhubung. Metode ini memungkinkan penyusunan persamaan gerak dengan mempertimbangkan energi kinetik, energi potensial, dan gaya luar (torsi aktuator). Pendekatan Lagrange didasarkan pada persamaan umum (Gunji et al., 2025):

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} = \tau \quad (4)$$

dengan:

$L = K - P$ adalah fungsi Lagrangian, yaitu selisih antara energi kinetik (K) dan energi potensial (P),

θ adalah sudut rotasi (misalnya, dorsifleksi atau inversi),

τ adalah torsi eksternal dari aktuator pada DOF.

Untuk batang homogen sepanjang l , dengan massa m , dan berotasi terhadap salah satu ujung, energi kinetik total diberikan maka energi potensial akibat gravitasi:

$$P_1 = m_1 g \left(\frac{l_1}{2}\right) \cos(\theta_1) \quad (5)$$

Dengan mensubstitusi K dan P ke dalam Lagrangian, dan menerapkan persamaan Euler–Lagrange, maka akan diperoleh bentuk persamaan gerak:

$$I_{eq} \ddot{\theta}_1 + b \cdot \dot{\theta}_1 + k \cdot \theta_1 = \tau_1 \quad (6)$$

di mana:

I_{eq} adalah momen inersia total sistem,

b adalah koefisien redaman (viscous damping),

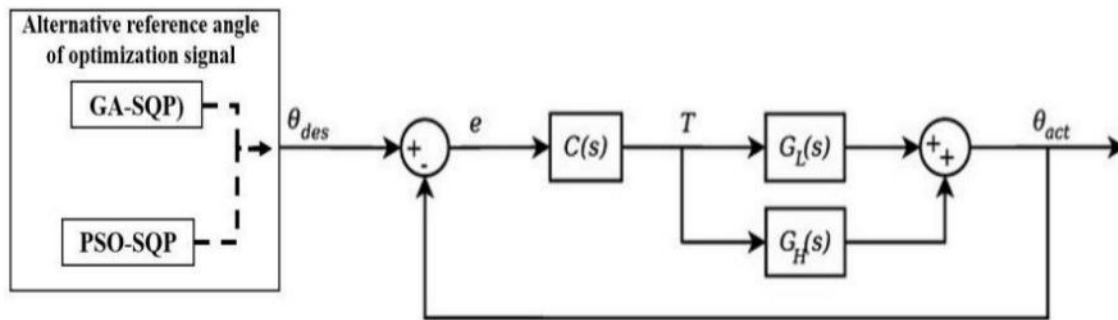
k adalah kekakuan sendi,

τ adalah torsi penggerak yang diberikan oleh aktuator.

D. Sistem Kendali Loop Tertutup Eksoskeleton Pergelangan Kaki 2-DOF

Perancangan dan analisis sistem kontrol pada model dinamik eksoskeleton disederhanakan ke dalam bentuk transfer fungsi linier di domain Laplace. Transformasi ini memungkinkan sistem

dianalisis menggunakan pendekatan kontrol klasik seperti Proportional-Integral-Derivative (PID), serta dikombinasikan dengan metode optimasi berbasis algoritma numerik seperti GA, PSO, atau SQP. Berdasarkan hasil formulasi dinamika sistem menggunakan metode Euler-Lagrange, gerakan pada masing-masing DOF yaitu dorsifleksi–plantarfleksi dan inversi–eversi dapat direpresentasikan dalam bentuk persamaan diferensial orde dua. Untuk keperluan desain kontrol, sistem ini kemudian dikonversi menjadi transfer fungsi, sehingga dapat dianalisis dan dikendalikan dalam domain frekuensi. Gambar 3 menunjukkan diagram blok dari sistem kendali loop tertutup eksoskeleton pergelangan kaki 2-DOF yang dikembangkan.



Gambar 4. 3 representasi blok diagram sistem kendali eksoskeleton pergelangan kaki 2-DOF

Gambar 3 menunjukkan representasi blok diagram sistem kendali eksoskeleton pergelangan kaki 2-DOF. Input sistem berupa sudut referensi optimasi θ_{des} , yang dihasilkan dari hasil optimasi algoritma GA-SQP atau PSO-SQP. Sinyal ini dibandingkan dengan sudut aktual θ_{act} untuk menghasilkan error e , yang kemudian diolah oleh pengontrol PID $C(s)$. Output dari PID berupa torsi kontrol τ , yang diterapkan ke sistem dinamis yang terdiri dari dua jalur frekuensi, yaitu $G_L(s)$ (low frequency) dan $G_H(s)$ (high frequency). Kedua jalur ini merepresentasikan komponen dinamika utama dari aktuator dan interaksi biomekanik dengan pergelangan kaki. Total respon dari sistem diakumulasi dan digunakan kembali dalam loop sebagai umpan balik θ_{act} , menciptakan sistem kontrol tertutup yang adaptif dan responsif. Fungsi transfer loop tertutup dari sistem kontrol eksoskeleton pergelangan kaki 2-DOF direpresentasikan sebagai (Amiri et al., 2019):

$$T(s) = \frac{C(s) \cdot G(s)}{1 + C(s) \cdot G(s)} \quad (7)$$

di mana:

$T(s)$ adalah fungsi transfer tertutup dari sistem,

$C(s)$ adalah fungsi transfer pengontrol (dalam hal ini PID),

$G(s)$ adalah fungsi transfer dari sistem plant (dinamik eksoskeleton),

sadalah variabel kompleks pada domain Laplace.

Fungsi $G(s)$ mewakili model dinamik dari pergerakan dorsi-plantar dan inversi-eversi yang diperoleh dari persamaan gerak berbasis formulasi Euler–Lagrange, disederhanakan ke bentuk orde dua sebagai berikut:

$$G(s) = \frac{1}{J s^2 + B s + K} \quad (8)$$

di mana:

J adalah momen inersia,

B adalah koefisien redaman viskos,

K adalah konstanta kekakuan pasif sendi.

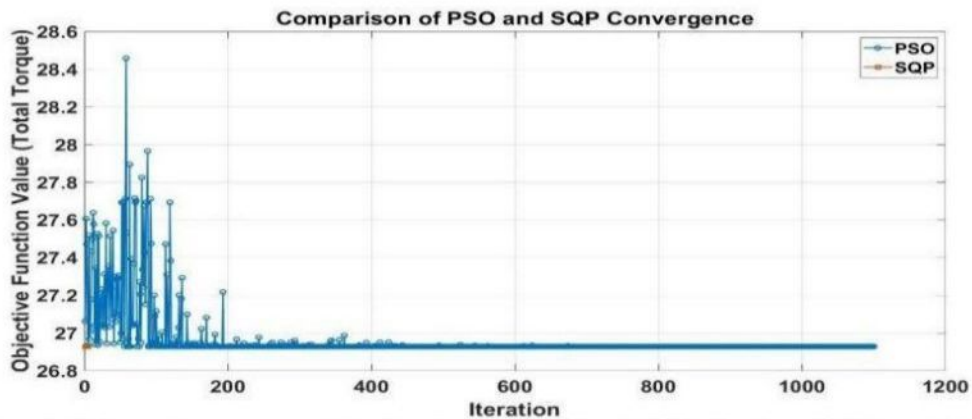
Pengontrol PID yang digunakan memiliki bentuk umum:

$$C(s) = K_p \frac{K_i}{s} + K_d s \quad (9)$$

Dengan substitusi nilai $C(s)$ dan $G(s)$, maka fungsi transfer sistem tertutup lengkap dapat dianalisis untuk evaluasi stabilitas, waktu respon, overshoot, dan performa pelacakan sudut terhadap referensi hasil optimasi (GA-SQP atau PSO-SQP).

E. Optimasi PSO-SQP

Optimasi dilakukan dengan menggabungkan metode Particle Swarm Optimization (PSO) sebagai pencarian global dan Sequential Quadratic Programming (SQP) sebagai pencarian lokal. Tujuan utama dari proses optimasi ini adalah untuk meminimalkan nilai total torsi yang dibutuhkan eksoskeleton agar mengikuti lintasan sudut gerakan secara optimal. Gambar 3 memperlihatkan kurva konvergensi dari metode PSO dan SQP terhadap nilai fungsi objektif, yaitu total torsi sistem.



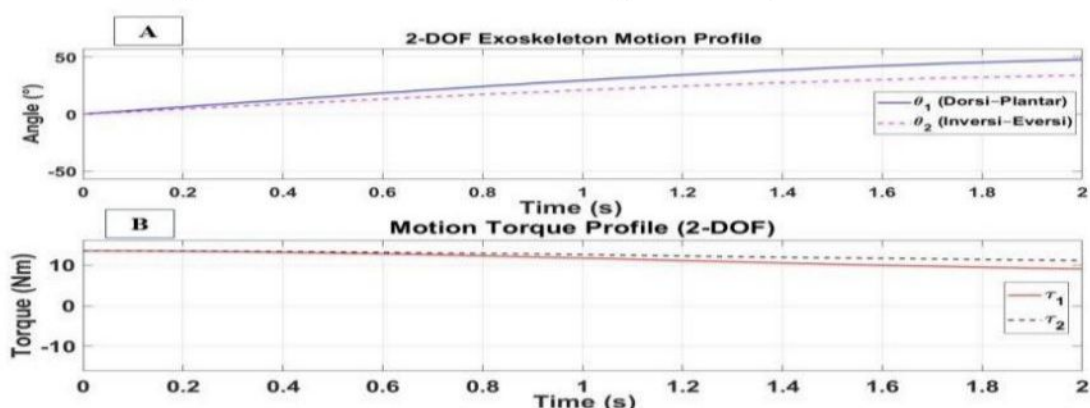
Gambar 4. 4 kurva konvergensi dari metode PSO dan SQP terhadap nilai fungsi objektif

Gambar 3 menunjukkan perbandingan konvergensi antara metode PSO dan SQP dalam proses optimasi total torsi pada sistem eksoskeleton pergelangan kaki 2-DOF. Kurva PSO

memperlihatkan fluktuasi yang cukup besar di awal iterasi karena proses eksplorasi ruang solusi, namun secara bertahap mengalami konvergensi mendekati nilai minimum sekitar 26.93 Nm setelah lebih dari 500 iterasi. Di sisi lain, titik hasil SQP tampak stabil dan langsung berada di sekitar nilai optimal, menandakan kemampuannya dalam mengeksplorasi solusi awal secara efisien. Kombinasi PSO-SQP menunjukkan keunggulan strategi hibrida, di mana PSO melakukan pencarian global dan SQP menyempurnakan hasilnya secara lokal, sehingga menghasilkan solusi yang optimal dan lebih cepat konvergen dibanding menggunakan salah satu metode saja. Parameter hasil optimasi terbaik dari PSO-SQP menghasilkan kinerja sistem dengan karakteristik sebagai berikut:

$$x = [50.00, 0.10, 5.00, 0.10]$$

Parameter kinerja sistem dari optimasi terbaik dari PSO-SQP mencerminkan variabel penting dalam sistem eksoskeleton, seperti durasi gerakan, kecepatan sudut awal, atau bentuk lintasan referensi. Parameter optimal yang dihasilkan dari proses optimasi menggunakan metode PSO-SQP mampu menghasilkan amplitudo gerakan dorsi-plantar sebesar 50.00° , frekuensi dorsi-plantar sebesar 0.10 Hz, amplitudo gerakan inversi-eversi sebesar 5.00° , dan frekuensi inversi-eversi sebesar 0.10 Hz. Kombinasi parameter ini menghasilkan gerakan eksoskeleton 2-DOF yang efisien, dengan nilai total torsi minimal sebesar 26.93 Nm. Nilai ini menunjukkan bahwa hasil optimasi PSO-SQP mampu mereduksi beban torsi secara signifikan, yang mencerminkan efisiensi mekanik sistem eksoskeleton dalam menjalankan Gerakan. Hasil ini digunakan sebagai dasar untuk menghitung profil gerak dan torsi aktuasi pada eksoskeleton. Gambar 4 menunjukkan hasil simulasi berdasarkan parameter optimasi:

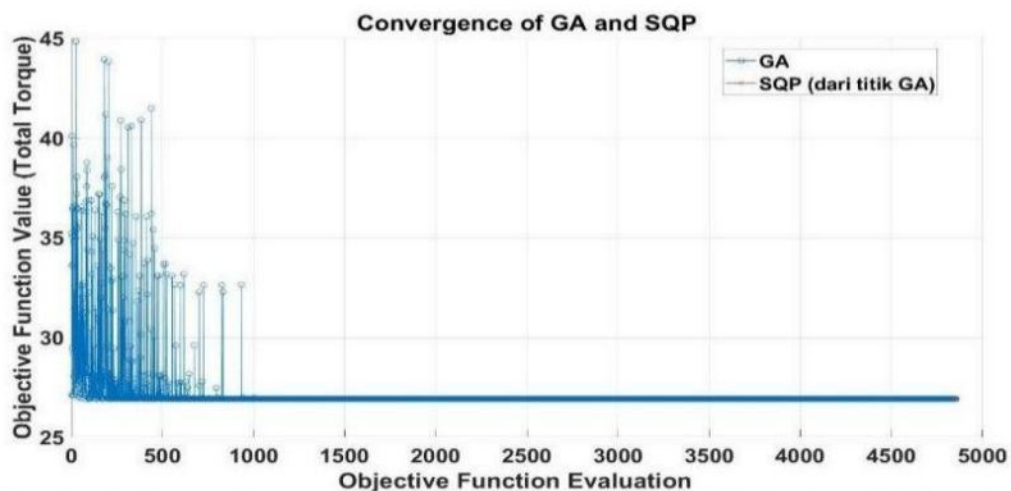


Gambar 4. 5 simulasi berdasarkan parameter optimasi PSO-SQP A) perubahan sudut dua sendi eksoskeleton (dorsiflexion–plantarflexion dan inversion–eversion) B) Menunjukkan profil torsi gerakan dorsiflexion–plantarflexion dan inversion–eversion

Gambar 4 menunjukkan hasil simulasi gerakan dan torsi pada eksoskeleton pergelangan kaki 2-DOF berdasarkan parameter hasil optimasi menggunakan metode PSO-SQP. Grafik bagian atas memperlihatkan profil sudut gerakan untuk dua derajat kebebasan, yaitu dorsiflexion-plantarflexion (θ_1) dan inversion-eversion (θ_2). Terlihat bahwa sudut θ_1 mengalami peningkatan progresif hingga mendekati 50° , menunjukkan gerakan fleksi yang konsisten seiring waktu, sedangkan sudut θ_2 relatif konstan mendekati nol, menandakan stabilitas pada sumbu lateral. Pada grafik bawah, ditampilkan distribusi torsi τ_1 dan τ_2 selama periode gerakan. Torsi τ_1 menunjukkan penurunan bertahap, sesuai dengan kebutuhan tenaga untuk mendukung pergerakan θ_1 , sementara τ_2 relatif konstan, sejalan dengan minimnya perubahan pada θ_2 . Total torsi sebesar 26.93 Nm menunjukkan efisiensi kontrol hasil optimasi PSO-SQP, dengan torsi yang cukup stabil dan sesuai dengan kebutuhan gerakan, mencerminkan performa kendali yang baik dan efisien untuk aplikasi rehabilitasi.

F. Optimasi GA-SQP

Metode Genetic Algorithm (GA) dikombinasikan dengan Sequential Quadratic Programming (SQP) digunakan sebagai pendekatan kedua dalam mengoptimasi parameter gerakan eksoskeleton pergelangan kaki 2-DOF. GA digunakan untuk melakukan eksplorasi global terhadap ruang solusi, sedangkan SQP berperan dalam eksploitasi lokal untuk mendapatkan nilai optimal yang lebih presisi dari hasil awal GA. Parameter gerakan yang dioptimasi meliputi amplitudo dan frekuensi dari gerakan dorsi-plantar dan inversi-eversi, dengan tujuan meminimalkan total torsi yang dibutuhkan selama pergerakan. Gambar 5 memperlihatkan kurva konvergensi dari metode GA dan SQP terhadap nilai fungsi objektif, yaitu total torsi sistem

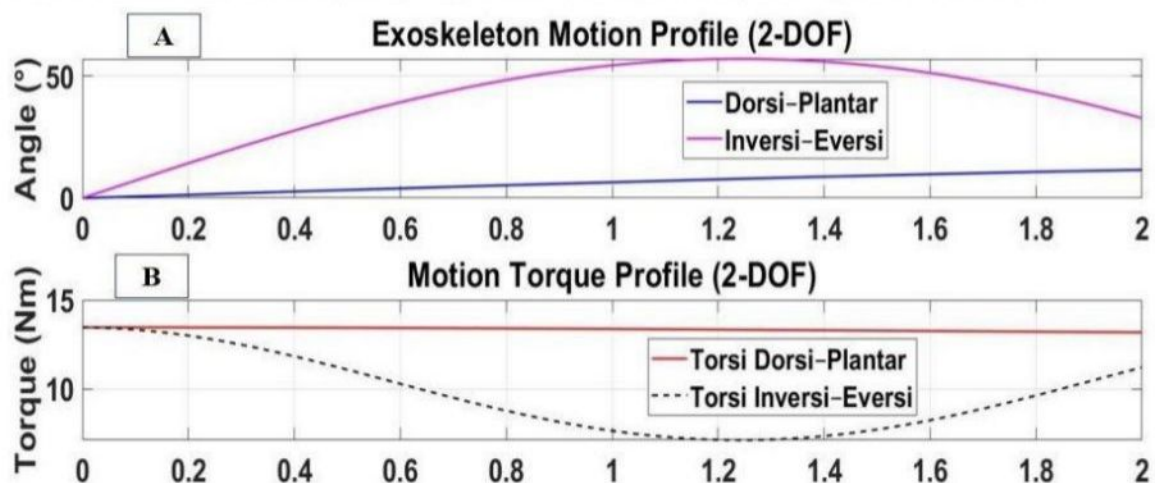


Gambar 4. 6 kurva konvergensi dari metode GA dan SQP terhadap nilai fungsi objektif

Gambar 5 menunjukkan proses konvergensi optimasi menggunakan GA yang dilanjutkan dengan SQP. Terlihat bahwa nilai fungsi objektif (total torsi) pada awalnya berfluktuasi secara signifikan akibat eksplorasi dari populasi awal GA. Setelah beberapa ratus iterasi, nilai fungsi objektif mulai stabil mendekati nilai optimal sekitar 26.9 Nm. Titik oranye menandakan proses fine-tuning dengan SQP yang berhasil memperhalus hasil GA hingga mendekati nilai minimum. Hal ini menunjukkan bahwa kombinasi GA-SQP efektif dalam mencapai nilai fungsi objektif yang lebih rendah dibandingkan penggunaan GA saja. Parameter optimal yang dihasilkan dari proses optimasi menggunakan metode GA-SQP adalah:

$$x = [68.47, 0.11, 65.33, 0.16]$$

Parameter optimal yang dihasilkan dari proses optimasi menggunakan metode GA-SQP mampu menghasilkan amplitudo gerakan dorsi-plantar sebesar 68.47°, frekuensi dorsi-plantar sebesar 0.11 Hz, amplitudo gerakan inversi-eversi sebesar 65.33°, dan frekuensi inversi-eversi sebesar 0.16 Hz. Kombinasi parameter ini menghasilkan gerakan eksoskeleton 2-DOF yang efisien, dengan nilai total torsi minimal sebesar 26.91 Nm. Nilai ini menunjukkan bahwa parameter hasil GA-SQP mampu mengoptimalkan efisiensi gerakan dengan beban mekanik yang relatif rendah. Hasil kombinasi GA-SQP efektif dalam mencapai nilai fungsi objektif yang lebih rendah dibandingkan penggunaan GA saja, ditunjukkan pada Gambar 6.



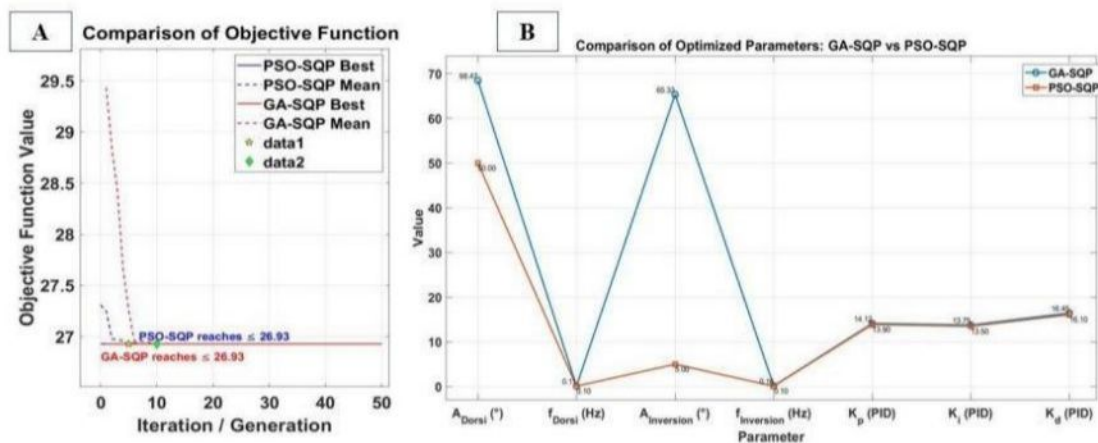
Gambar 4. 7 Simulasi Gerakan Berdasarkan Parameter GA-SQP A) perubahan sudut dua sendi eksoskeleton (dorsiflexion–plantarflexion dan inversion–eversion) B) Menunjukkan profil torsi gerakan dorsiflexion–plantarflexion dan inversion–eversion

Gambar 6 menunjukkan hasil simulasi gerakan eksoskeleton 2-DOF berdasarkan parameter hasil optimasi GA-SQP. Pada bagian atas terlihat profil sudut gerakan dorsi-plantar dan inversi-eversi yang mengikuti lintasan sinusoidal. Amplitudo sudut maksimum yang

dicapai yaitu sekitar 68.47° untuk dorsi-plantar dan 65.33° untuk inversi-eversi, dengan frekuensi masing-masing sebesar 0.11 Hz dan 0.16 Hz. Grafik tengah menunjukkan torsi pada kedua sumbu gerakan, yang mengalami penurunan secara bertahap seiring waktu, menandakan efisiensi energi dari hasil optimasi. Gambar bawah menunjukkan lintasan 3D gerakan eksoskeleton, di mana gerakan berlangsung secara halus dan sinkron antar sumbu. Hasil ini memperlihatkan bahwa metode GA-SQP tidak hanya meminimalkan torsi total, tetapi juga menghasilkan profil gerakan yang realistis dan halus.

G. Perbandingan Hasil Optimasi PSO-SQP dan GA-SQP

Setelah dilakukan proses optimasi parameter gerakan eksoskeleton pergelangan kaki 2-DOF menggunakan dua metode hibrida, yaitu PSO-SQP dan GA-SQP, dilakukan analisis komparatif terhadap parameter yang dihasilkan ditunjukkan pada Gambar 7.



Gambar 4. 8 Perbandingan Optimasi antara Metode Hybrid GA-SQP dan PSO-SQP A) Perilaku konvergensi kerangka optimasi hybrid GA-SQP dan PSO-SQP B) perbandingan parameter hasil optimasi GA-SQP dan PSO-SQP

Perbandingan Konvergensi dan hasil Parameter Optimasi antara Metode Hybrid GA-SQP dan PSO-SQP pada gambar 7 menunjukkan perbandingan nilai fungsi objektif selama proses iterasi/generasi, dan parameter optimal yang dihasilkan dari masing-masing pendekatan. Gambar 7A menunjukkan perilaku konvergensi dari kerangka optimasi hybrid GA-SQP dan PSO-SQP. Meskipun PSO-SQP mencapai nilai objektif optimal (26,93 Nm) lebih cepat, GA-SQP menunjukkan kinerja yang lebih stabil dan konsisten sepanjang generasi. Gambar 7B membandingkan parameter hasil optimasi, di mana GA-SQP menghasilkan amplitudo gerak dorsifleksi dan inversi yang jauh lebih besar serta gain PID yang sedikit lebih tinggi. Hasil ini mengindikasikan bahwa GA-SQP mampu menghasilkan profil gerak yang lebih dinamis dan

responsif untuk pengendalian eksoskeleton pergelangan kaki, sedangkan PSO-SQP cenderung memberikan hasil yang lebih konservatif dengan amplitudo gerak yang lebih kecil. Tabel 2 merangkum hasil perbandingan antara kedua metode berdasarkan empat parameter utama (amplitudo dan frekuensi untuk masing-masing gerakan dorsi-plantar dan inversi-eversi) dan nilai total torsi sebagai indikator efisiensi mekanik sistem.

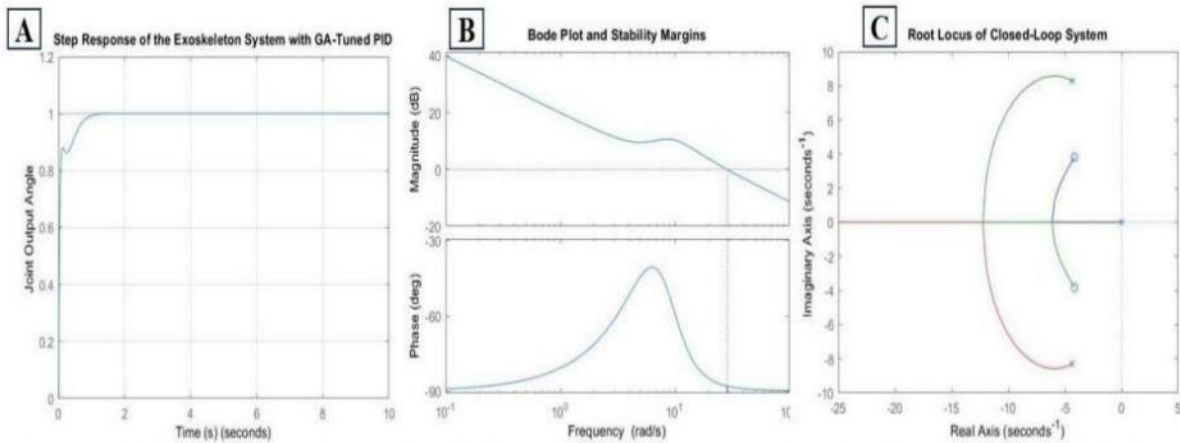
Tabel 4. 2 perbandingan antara PSO-SQP dan GA-SQP

Kriteria	PSO-SQP	GA-SQP
Amplitudo Dorsi-Plantar (°)	50.00	68.47
Frekuensi Dorsi-Plantar (Hz)	0.10	0.11
Amplitudo Inversi-Eversi (°)	5.00	65.33
Frekuensi Inversi-Eversi (Hz)	0.10	0.16
Total Torsi (Nm)	26.93	26.91

Hasil perbandingan Pada Tabel 2 menunjukkan bahwa metode GA-SQP menghasilkan rentang gerak yang lebih besar untuk kedua sumbu gerakan (dorsi-plantar dan inversi-eversi) tanpa meningkatkan total torsi secara signifikan. Metode GA-SQP mampu menghasilkan gerakan eksoskeleton yang lebih fleksibel dan luas, namun tetap efisien dalam penggunaan torsi aktuator. Sebaliknya, metode PSO-SQP cenderung menghasilkan gerakan yang lebih terbatas dan konservatif, namun tetap efektif untuk skenario rehabilitasi dengan kebutuhan gerakan minimal atau fase pemulihan awal. Dari segi efisiensi torsi, kedua metode menunjukkan performa yang sangat mirip, namun GA-SQP menunjukkan sedikit keunggulan dalam hal rentang gerak optimal dengan beban mekanik yang setara.

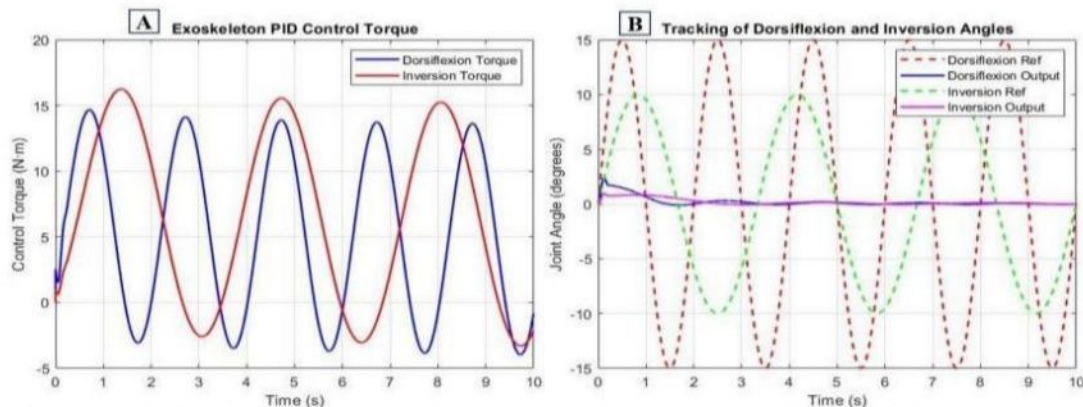
H. Integrasi Hybrid GA–SQP dalam Tuning Kontrol PID

Tuning parameter PID pada sistem eksoskeleton pergelangan kaki dilakukan menggunakan pendekatan hybrid GA-SQP. Tujuan dari pendekatan ini adalah untuk memperoleh kombinasi parameter kendali yang optimal dalam meminimalkan torsi total dan menghasilkan pelacakan sudut yang presisi terhadap profil gerakan referensi. Optimasi awal menggunakan GA dilakukan dengan populasi sebanyak 100 individu dan batas maksimal 50 generasi. Solusi terbaik dari GA kemudian digunakan sebagai titik awal untuk proses penyempurnaan melalui metode SQP. Proses tuning PID dilakukan menggunakan algoritma GA sehingga diperoleh parameter optimal dengan nilai konstanta kontrol $K_p = 18.6605$, $K_i = 62.3445$, dan $K_d = 3.3508$. Parameter K_p , K_i , dan K_d diterapkan pada sistem eksoskeleton kanal Dorsi–Plantar dan kanal Inversi–Eversi. Kombinasi antara parameter gerakan optimal dari GA-SQP dan pengendali PID dilakukan untuk menghasilkan performa sistem eksoskeleton 2-DOF yang stabil dan responsive, ditunjukkan pada Gambar 8.



Gambar 4. 9 performa sistem eksoskeleton 2-DOF menggunakan kombinasi tuning PID dan algoritma GA- SQP A) Step Response of the Exoskeleton System with GA-Tuned PID B) Bode Plot and Stability Margins C) Root Locus of Closed-Loop System

Berdasarkan hasil simulasi, sistem eksoskeleton menunjukkan performa yang responsif dengan step response yang cepat dan stabil. Sistem mencapai settling time sekitar 1.5 detik, tanpa menunjukkan overshoot signifikan (kurang dari 5%), yang menandakan sistem berada dalam kondisi kendali yang baik. Dari analisis Bode Plot, diperoleh margin gain sebesar 26.9 dB dan margin fasa sebesar 61.4°, yang menandakan sistem memiliki stabilitas frekuensi yang sangat baik serta tahan terhadap variasi parameter atau gangguan luar. Pada analisis Root Locus, terlihat bahwa semua pole sistem berada di sebelah kiri sumbu imajiner pada bidang kompleks, dengan dua pole dominan berada pada real part sekitar -5.2, menunjukkan bahwa sistem memiliki karakteristik underdamped yang cepat meredam. Selain itu, tracking sudut referensi dorsiflexion dan inversi menunjukkan error yang kecil, di mana sinyal output mengikuti referensi dengan error steady-state mendekati nol. Evaluasi kinerja sistem eksoskeleton secara menyeluruh melalui simulasi pelacakan sudut referensi ditunjukkan pada Gambar 9.



Gambar 4. 10 Kinerja Kontrol kombinasi GA- SQP dan PID pada Eksoskeleton 2-DOF A) Pembangkitan Torsi B) Pelacakan Sudut Sendi

Kinerja Kontrol kombinasi GA- SQP dan PID pada Eksoskeleton 2-DOF Pada Gambar 9 menunjukkan eksoskeleton mengikuti referensi baik untuk gerakan dorsi-plantar maupun inversi-eversi dengan error minimum. Gambar 9(A) terlihat bahwa sistem menghasilkan kontrol torsi yang halus dan periodik, dengan amplitudo torsi sekitar 10–11 Nm untuk dorsi dan inversi, selaras dengan referensi gerak yang diberikan. Dengan parameter PID hasil tuning GA, yaitu $K_p = 18.66$, $K_i = 62.34$, dan $K_d = 3.35$, sistem mampu mengendalikan eksoskeleton secara efisien dengan kestabilan tinggi dan akurasi pelacakan gerakan yang baik. Sedangkan Gambar 9(B) menunjukkan pelacakan sudut pada sistem eksoskeleton mampu mengikuti referensi sudut dengan baik untuk semua gerakan. Sudut output mengikuti bentuk gelombang sinusoidal dari referensi dengan deviasi sangat kecil, di mana error steady-state berada di bawah 0.5° , menunjukkan tingkat presisi yang tinggi. Respon sistem terhadap sudut referensi cepat dan tanpa keterlambatan berarti, menandakan bahwa pengontrol PID berhasil menyesuaikan sinyal kendali secara real-time terhadap perubahan referensi. Kombinasi antara metode optimasi GA-SQP untuk parameter gerak dan tuning PID yang tepat memberikan hasil kontrol yang stabil, presisi, dan aman, menjadikan pendekatan ini sangat layak untuk diterapkan pada sistem rehabilitasi eksoskeleton, khususnya pada aplikasi yang memerlukan tracking gerakan yang halus dan torsi yang minim guna mencegah cedera pasien.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

A. Kesimpulan

1. Penelitian berhasil mengembangkan sistem kontrol eksoskeleton pergelangan kaki 2-DOF dengan pendekatan terintegrasi antara pemodelan dinamis, optimasi parameter gerak, dan tuning PID. Model biomekanik dibangun menggunakan metode Euler-Lagrange, kemudian dianalisis dalam domain Laplace. Optimasi lintasan referensi gerak menggunakan PSO-SQP dan GA-SQP menunjukkan bahwa GA-SQP lebih unggul dengan nilai torsi lebih rendah, jangkauan gerak lebih dinamis, serta konvergensi yang lebih stabil.
2. Parameter hasil GA-SQP digunakan sebagai input referensi dalam sistem kontrol PID yang dituning dengan algoritma GA. Hasilnya menghasilkan kinerja optimal dengan respon cepat (settling time $\approx 1,5$ s), overshoot $< 5\%$, error tunak $< 0,5^\circ$, serta kestabilan frekuensi tinggi. Integrasi GA-SQP dengan PID terbukti menghasilkan sistem eksoskeleton yang efisien, stabil, dan adaptif untuk rehabilitasi pergelangan kaki, dengan peningkatan presisi pelacakan sudut, efisiensi penggunaan torsi aktuator, serta kenyamanan dan keamanan bagi pengguna.

B. Saran

1. Pengembangan Metode Kontrol Lanjutan
Disarankan untuk menguji dan membandingkan metode kontrol lain, seperti kontrol adaptif atau model predictive control (MPC), untuk melihat potensi peningkatan kinerja dibandingkan PID.
2. Uji Eksperimen pada Subjek Nyata
3. Penelitian selanjutnya perlu melakukan validasi dengan uji coba langsung pada pasien rehabilitasi atau pengguna sehat untuk menilai kenyamanan, keamanan, dan efektivitas sistem dalam kondisi nyata.
4. Optimasi Multi-Objektif
Optimasi dapat diperluas tidak hanya pada torsi minimum, tetapi juga pada faktor lain seperti konsumsi energi, durabilitas aktuator, dan kenyamanan pengguna.
5. Integrasi dengan Sensor Biologis
Menambahkan sensor EMG atau sensor tekanan kaki dapat membantu menciptakan kontrol yang lebih responsif dan sesuai dengan niat gerakan pengguna.

6. Desain Ergonomi dan Portabilitas

Perlu dilakukan pengembangan pada aspek mekanik agar eksoskeleton lebih ringan, ergonomis, dan mudah digunakan dalam aktivitas sehari-hari, bukan hanya di laboratorium.

DAFTAR PUSTKA

- Abryandoko, E. W., Susmartini, S., Laksono, P. W., & Herdiman, L. (2025). Simulation And Modeling Of Hybrid Assistive Robotic Neuromuscular Dynamic Stimulation For Upper Limb Rehabilitation. *Journal of Applied Science and Engineering*, 28(5), 925–933. [https://doi.org/10.6180/jase.202505_28\(5\).0002](https://doi.org/10.6180/jase.202505_28(5).0002)
- Amiri, M. S., Ramli, R., & Ibrahim, M. F. (2019). Hybrid design of PID controller for four DoF lower limb exoskeleton. *Applied Mathematical Modelling*, 72, 17–27. <https://doi.org/10.1016/j.apm.2019.03.002>
- Bozzo, G., Barone, P., Bonanno, A., Sapia, P., & Barone, P. (2009). *Energy conversion and rotational mechanic measurements with a common DC motor*. <https://www.researchgate.net/publication/262611264>
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3), 232–238. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>
- Bruno, S., José, M., Filomena, S., Vítor, C., Demétrio, M., & Karolina, B. (2016). The conceptual design of a mechatronic system to handle bedridden elderly individuals. *Sensors (Switzerland)*, 16(5). <https://doi.org/10.3390/s16050725>
- Dreyfuss, H. (1966). *The Measure Of Man Human Factors In Design*.
- Fournier, B. N., Lemaire, E. D., Smith, A. J. J., & Doumit, M. (2018). Modeling and Simulation of a Lower Extremity Powered Exoskeleton. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(8), 1596–1603. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2854605>
- Gunji, H., Kusaka, T., & Tanaka, T. (2025). A Motion Propagation Force Analysis of Multi-DoF Systems Using the Partial Lagrangian Method. *Robotics*, 14(5). <https://doi.org/10.3390/robotics14050054>
- Lu, Y. (2022). DC Motor Control Technology Based on Multisensor Information Fusion. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2022. <https://doi.org/10.1155/2022/1447333>
- Moattar, M., & Homayoonpoor, M. (2010). *A simple but efficient real-time voice activity detection algorithm*. <https://www.researchgate.net/publication/255667085>
- Nagarajan, S., Mohanavelu, K., & Sujatha, S. (2024). A Simulation-Based Framework to Determine the Kinematic Compatibility of an Augmentative Exoskeleton during Walking. *Robotics*, 13(5). <https://doi.org/10.3390/robotics13050079>

- Nursultan, Z., Marco, C., & Balbayev, G. (2023). A Portable Robotic System for Ankle Joint Rehabilitation. *Electronics (Switzerland)*, 12(20). <https://doi.org/10.3390/electronics12204271>
- Ren, H., Liu, T., & Wang, J. (2023). Design and Analysis of an Upper Limb Rehabilitation Robot Based on Multimodal Control. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 23(21). <https://doi.org/10.3390/s23218801>
- Sanchez-Villamañan, M. D. C., Gonzalez-Vargas, J., Torricelli, D., Moreno, J. C., & Pons, J. L. (2019). Compliant lower limb exoskeletons: A comprehensive review on mechanical design principles. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (Vol. 16, Issue 1). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0517-9>
- Veličković, S., Đorđević, D., Veličković, P., Možnik, M., Kolar, E., Stoica, C. E., Cristuță, A. M., Voinea, N. L., Vulpe, A. M., Bubanj, S., Stanković, D., Bjelica, B., Aksović, N., & Dobrescu, T. (2025). An Analysis of the Kinetic Energy in the Basket to Handstand on Parallel Bars: A Case Study of an Elite Gymnast. *Life*, 15(2). <https://doi.org/10.3390/life15020172>
- Veneman, J. F., Kruidhof, R., Hekman, E. E. G., Ekkelenkamp, R., Van Asseldonk, E. H. F., & Van Der Kooij, H. (2007). Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3), 379–386. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903919>
- Yao, S., Zhuang, Y., Li, Z., & Song, R. (2018). Adaptive admittance control for an ankle exoskeleton using an EMG-driven musculoskeletal model. *Frontiers in Neurobotics*, 12(APR). <https://doi.org/10.3389/fnbot.2018.00016>
- Ye, W., Li, Z., Yang, C., Chen, F., & Su, C.-Y. (2016). *Motion Detection Enhanced Control of an Upper Limb Exoskeleton Robot for Rehabilitation Training ** (Vol. 21).
- Zhang, M., Mcdaid, A., Veale, A. J., Peng, Y., & Xie, S. Q. (2019). Adaptive Trajectory Tracking Control of a Parallel Ankle Rehabilitation Robot With Joint-Space Force Distribution. *IEEE Access*, 7, 85812–85820. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2925182>