



LEMBAGA PENELITIAN DAN PENGABDIAN MASYARAKAT (LPPM) UNIVERSITAS BOJONEGORO

Sekretariat Panitia : Kantor Pusat UNIGORO, Jl. Lettu Suyitno No. 2 Telp (0353) 881984 – 885444 BOJONEGORO

SURAT PERJANJIAN KONTRAK PENELITIAN NOMOR : 053 / LPPM-LIT / UB / IV / 2024

Pada Hari Ini Selasa Tanggal Enam Belas Bulan April Tahun Dua Ribu Dua Puluh Empat, yang bertanda tangan dibawah ini :

1. **LAILY AGUSTINA RAHMAWATI, S.Si., M.Sc.** selaku Ketua Lembaga Penelitian dan Pengabdian Masyarakat (LPPM) Universitas Bojonegoro, selanjutnya disebut PIHAK PERTAMA.
2. **EKO WAHYU ABRYANDOKO, S.Pd., M.T** selaku Dosen Fakultas Sains dan Teknik Universitas Bojonegoro selaku Peneliti, selanjutnya disebut PIHAK KEDUA.

Kedua belah pihak menyatakan bersepakat untuk membuat perjanjian kontrak penelitian sebagai berikut :

Pasal 1 **Judul Penelitian**

PIHAK PERTAMA dalam jabatannya tersebut di atas, memberikan tugas kepada PIHAK KEDUA untuk melaksanakan penelitian yang berjudul:

"DESAIN DAN PENGENDALIAN SISTEM ROBOT UNTUK REHABILITASI SENDI PERGELANGAN KAKI PADA PASIEN PASCA-STROKE"

Pasal 2 **Waktu dan Biaya Penelitian**

- (1) Waktu penelitian adalah 5 bulan, dari **16 April 2024 sampai dengan 17 September 2024.**
- (2) Biaya pelaksanaan penelitian ini dibebankan pada Anggaran Universitas Bojonegoro Tahun 2023/2024 dengan **nilai kontrak sebesar Rp. 5.000.000,- (Lima Juta Rupiah)**

Pasal 3 **Cara Pembayaran**

Pembayaran biaya penelitian diberikan sesuai dengan aturan dan tata cara yang telah ditetapkan dalam Pedoman Penelitian Universitas Bojonegoro, yaitu:

- (1) Tahap I sebesar 60% dari nilai kontrak yang diterima paling cepat dua minggu setelah surat perjanjian kontrak penelitian ini ditandatangani oleh kedua pihak melalui Bendahara Lembaga Penelitian dan Pengabdian Masyarakat (LPPM) Universitas Bojonegoro dengan bukti pencairan Tahap I berupa Proposal yang telah disetujui oleh LPPM dan Surat Keputusan Penerima Hibah Internal.
- (2) Tahap II sebesar 40% dari nilai kontrak yang diterima setelah PIHAK KEDUA menyelesaikan seluruh kewajiban pekerjaan penelitian yang dibuktikan dengan dokumen laporan penelitian dan bukti submit jurnal minimal **terakreditasi Sinta**.

Pasal 4

Keaslian Penelitian dan bebas dari ikatan dengan Pihak Lain

- (1) PIHAK KEDUA bertanggungjawab atas keaslian judul penelitian sebagaimana disebutkan dalam pasal 1 Surat Perjanjian Kontrak Penelitian ini (bukan duplikat/jiplakan/plagiat) dari penelitian orang lain.
- (2) PIHAK KEDUA menjamin bahwa judul penelitian tersebut bebas dari ikatan dengan pihak lain atau tidak sedang didanai oleh pihak lain.
- (3) Apabila di kemudian hari diketahui ketidakbenaran pernyataan ini, maka kontrak penelitian dinyatakan batal, dan PIHAK KEDUA wajib mengembalikan dana yang telah diterima.

Pasal 5

Monitoring Penelitian

- (1) PIHAK PERTAMA berhak untuk:
 - a. Melakukan pengawasan administrasi, monitoring, dan evaluasi terhadap pelaksanaan penelitian
 - b. Memberikan sanksi jika dalam pelaksanaan penelitian terjadi pelanggaran terhadap isi perjanjian oleh peneliti
 - c. Bentuk sanksi disesuaikan dengan tingkat pelanggaran yang dilakukan
- (2) Pemantauan kemajuan penelitian dilakukan oleh PIHAK PERTAMA.

Pasal 6

Laporan Kemajuan dan Laporan Akhir Penelitian

- (1) PIHAK KEDUA wajib menyerahkan Laporan Kemajuan kepada PIHAK PERTAMA **paling lambat tanggal 12 Juli 2024 atau tiga bulan setelah tanggal penandatanganan kontrak**.

- (2) Setelah Laporan Kemajuan disetujui oleh LPPM, PIHAK KEDUA wajib menyerahkan **Laporan Akhir dan bukti submit Jurnal minimal terakreditasi sinta paling lambat tanggal 17 September 2024.**
- (3) Berkas-berkas Laporan Akhir meliputi:
 - a. Laporan lengkap penelitian sebanyak 3 (tiga) eksemplar dengan cover merah muda.
 - b. Salinan tautan jurnal, atau tangkapan gambar layar proses submit jurnal dan diletakkan di halaman paling belakang laporan.
- (4) Format laporan hasil penelitian sesuai dengan aturan-aturan yang telah ditetapkan pada surat Nomor: 007/LPPM/UB/III/2023 yang beralamatkan <https://www.unigoro.ac.id/lppm-lit-pkm/>.

Pasal 7 Sanksi

Segala kelalaian baik disengaja maupun tidak, sehingga menyebabkan keterlambatan menyerahkan laporan hasil akhir penelitian dengan batas waktu dalam pasal 2 yang telah ditentukan akan mendapatkan sanksi sebagai berikut.

- (1) Apabila PIHAK KEDUA menyerahkan Laporan Kemajuan tetapi tidak menyerahkan Laporan Akhir dan bukti submit jurnal maka PIHAK KEDUA wajib mengembalikan 60% dana penelitian yang telah diterima.
- (2) Apabila PIHAK KEDUA tidak menyerahkan Laporan Kemajuan dan tidak menyerahkan Laporan Akhir serta bukti submit jurnal maka PIHAK KEDUA akan diberikan sanksi denda sebesar nilai kontrak sebagaimana tercantum pada Pasal 2 Ayat 2.

Pasal 8 Penutup

Perjanjian ini berlaku sejak ditandatangani dan disetujui oleh PIHAK PERTAMA dan PIHAK KEDUA.

PIHAK PERTAMA
Ketua LPPM Unigoro



LAILY AGUSTINA R. S.Si., M.Sc.
NIDN. 07 210886 01

PIHAK KEDUA
Peneliti



EKO WAHYU ABRYANDOKO, S.Pd., M.T
NIDN. 0710119102

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



DESAIN DAN PENGENDALIAN SISTEM ROBOT UNTUK REHABILITASI
SENDI PERGELANGAN KAKI PADA PASIEN PASCA-STROKE

Tim Peneliti:

Eko Wahyu Abryandoko.,S.Pd.,MT

Faisal Ashari., S.Pd., MT

Moh.Nurudduja

Ikhwan Sifa Bimananda

Dibiayai oleh:

Universitas Bojonegoro

Periode 1 Tahun Anggaran 2023/2024

No. Kontrak. 044/LPPM-LIT/UB/XI/2024

UNIVERSITAS BOJONEGORO

2025

HALAMAN PENGESAHAN
LAPORAN PENELITIAN MANDIRI

- 1. Judul Penelitian** : Desain dan Pengendalian Sistem Robot Untuk Rehabilitasi Sendi Pergelangan Kaki Pada Pasien Pasca-Stroke
- 2. Tema** : Ergonomi, K3, dan Human Factors
- 3. Ketua Peneliti**
- a. Nama Peneliti : Eko Wahyu Abryandoko., S.Pd.,MT
 - 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 (Dosen) : Faisal Ashari., S.Pd.,M.T
 - b. NIDN : 0719019501
 - 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 (Mahasiswa) : Moh. Nurudduja
 - b. NIM : 20262011025
 - c. Program Studi : Teknik Industri
 - d. E-mail :
 - e. Bidang Keilmuan : Teknik Industri
- Anggota Peneliti 3**
- a. Nama (Mahasiswa) : Ikhwan Sifa Bimananda
 - b. NIM : 21262011007
 - 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** : 5.000.000,-

Mengetahui,

Ketua LPPM Universitas Bojonegoro



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

Bojonegoro, 27 Februari 2024

Pengusul,

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: Analisa Pendekatan Modeling Virtual Environments and Simulation Desain Alat Bantu Fasilitas Kerja Pengelasan 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, 3 Maret 2025

Eko Wahyu Abryandoko

RINGKASAN

Penelitian ini bertujuan untuk merancang dan mengembangkan eksoskeleton sebagai alat bantu rehabilitasi pergelangan kaki pada pasien pasca-stroke. Eksoskeleton ini dirancang untuk mendukung gerakan dorsifleksi/plantar fleksi serta inversi/eversi, yang penting dalam pemulihan mobilitas pergelangan kaki. Sistem eksoskeleton dikendalikan menggunakan Arduino Uno dan digerakkan oleh aktuator servo JX Servo PDI-HV2060MG-180 serta MG996R, dengan torsi masing-masing 62 kg.cm dan 11 kgf.cm.

Pengujian dilakukan pada 7 subjek sehat dengan berat badan berbeda untuk mengevaluasi akurasi pelacakan lintasan gerakan eksoskeleton. Hasil pengujian menunjukkan bahwa eksoskeleton mampu melacak lintasan gerakan dengan akurasi rata-rata 95,6%, dengan rentang sudut dorsifleksi maksimum 115° dan inversi maksimum 75°. Namun, perbedaan berat badan pengguna memengaruhi waktu respons sistem, di mana subjek dengan berat ≤ 60 kg memiliki waktu respons rata-rata 0,45 detik, sementara subjek dengan berat > 60 kg mengalami keterlambatan hingga 0,62 detik.

Kesimpulan dari penelitian ini adalah bahwa eksoskeleton yang dikembangkan dapat membantu rehabilitasi pergelangan kaki secara efektif, tetapi masih perlu optimalisasi parameter aktuator dan sistem kontrol agar lebih adaptif terhadap berbagai karakteristik pengguna. Pengujian lebih lanjut pada pasien pasca-stroke direkomendasikan untuk menilai efektivitas eksoskeleton dalam terapi klinis.

Kata kunci: eksoskeleton, rehabilitasi pergelangan kaki, dorsifleksi/plantar fleksi, inversi/eversi, sistem kontrol

DAFTAR ISI

HALAMAN PENGESAHAN LAPORAN PENELITIAN MANDIRI.....	2
KATA PENGANTAR.....	3
RINGKASAN	4
DAFTAR ISI.....	5
BAB I PENDAHULUAN.....	8
A. Latar Belakang.....	8
B. Rumusan Masalah	10
C. Tujuan Penelitian.....	10
D. Manfaat Penelitian.....	10
E. Urgensi Penelitian	10
BAB II LANDASAN TEORI	11
A. Kajian Induktif.....	11
B. Rehabilitasi pasien pasca stroke	13
C. Links dan Joints.....	14
D. Degree of freedom (DoF)	16
E. Prinsip Dasar Permodelan Matematik Dalam Sistem Robotik.....	16
F. Kinematika Robot.....	18
G. Robo Analyzer.....	23
H. Mikrokontroler	24
I. Motor DC.....	25
BAB III METODE PENELITIAN	26
A. Tempat dan Waktu Penelitian	26
B. Alat dan Bahan Penelitian	26
C. Jenis Penelitian	28
D. Identifikasi dan klasifikasi variabel.....	28
E. Alur Penelitian.....	29
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	30
A. Anatomi, fisiologi, dan biomekanik	30
B. Analogi antara pergelangan kaki dan anatomi-mekanis.....	31
C. Exoskeleton Design Considerations	31
D. Konsep Desain struktur exoskeleton	33
E. Desain Prototipe Eksoskeleton	37
F. Experimen Pengujian exoskeleton	38
G. Protokol Uji Coba Eksoskeleton	39
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	42
A. Kesimpulan.....	42
3. Saran	42
DAFTAR PUSTKA.....	43

DAFTAR GAMBAR

Gambar 4.1 Gerakan utama pergelangan kaki yang dipertimbangkan dalam desain mekanis exoskeleton: (a) dorsifleksi dan plantar fleksi; (b) inversi dan eversi;.....	30
Gambar 4. 2. Analogi gerakan fungsional antara pergelangan kaki dan anatomi-mekanik. ...	31
Gambar 4. 3 Konsep desain struktur exoskeleton untuk rehabilitasi pergelangan kaki pada pasien pasca stroke	34
Gambar 4. 4 Konsep desain exoskeleton dan lokasi actuator terhadap sendi pergelangan kaki. (a). konsep desain dengan sistem mekanisme pemutar terhubung pada struktur join (b). konsep desain dengan sistem mekanisme pemutar menjadi tumpuan struktur join.....	35
Gambar 4. 5 Komposisi material setiap part pada konsep desain exoskeleton	35
Gambar 4. 6 Simulasi gerakan pada desain exoskeleton dengan kecepatan lintasan sudut Gerakan dorsi fleksi/fleksi plantar $\omega = 40^\circ/\text{s}$ (0.698 rad/s).	36
Gambar 4. 7 Desain Prototype Eksoskeleton untuk kebutuhan pergelangan Kaki.....	38
Gambar 4. 8 Proses Pengujian Eksoskeleton pada 7 subjek sehat dengan berat badan yang berbeda-beda.....	39
Gambar 4. 9 Uji pelacakan lintasan exoskeleton dengan kompensasi gravitasi 7 subjek dengan gerakan inversi/eversi	40
Gambar 4. 10 Uji pelacakan lintasan exoskeleton dengan kompensasi gravitasi 7 subjek dengan gerakan dorsifleksi/plantarfleksi.....	41

DAFTAR TABEL

Table 4.1 Data antropometri panjang dan persentase berat segmen lengan	32
Table 4.2 Perbandingan Range of Motion antara pergelangan kaki dan perangkat	33

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Stroke merupakan penyebab utama kecacatan fisik di seluruh dunia (Alguren et al., 2010). Jumlah absolut penderita stroke global mencapai 33 juta pada tahun 2010, yang meningkat secara signifikan sebesar 84% sejak tahun 1990 (Feigin et al., 2014). Dalam studi prospektif komprehensif terhadap lebih dari 800 penderita stroke, dengan angka kematian 21, 18% penderita stroke sama sekali tidak mampu berjalan, 11% penderita stroke mampu berjalan dengan bantuan, dan 50% penderita stroke mampu berjalan. untuk berjalan mandiri setelah rehabilitasi (Jørgensen et al., 1995). Sendi pergelangan kaki manusia berperan penting dalam menjaga keseimbangan tubuh saat berjalan (Tejima, 2001). Gangguan koordinasi motorik (Cruz et al., 2009), kelemahan otot dan spastisitas (Moriello et al., 2011), dan berkurangnya dorsofleksi pergelangan kaki saat berjalan merupakan ciri khas gaya berjalan pasca stroke, yang membatasi kecepatan berjalan dan menyebabkan kompensasi gaya berjalan dengan mendaki pinggul. atau sirkumduksi anggota badan yang paresis, meningkatkan risiko terjatuh, dan biaya metabolisme (Kerrigan et al., 2000 ; Chen et al., 2005 ; Cruz dan Dhafer, 2009 ; Schmid et al., 2013 ; Susko et al., 2016). Kelainan gaya berjalan pada penderita stroke biasanya muncul dalam berbagai bentuk. Secara khusus, pengurangan plantar fleksor dan dorsiflexor adalah dua ciri khas sendi pergelangan kaki setelah stroke. Di satu sisi, kelemahan pada otot dorsiflexor dapat bermanifestasi dalam suara tamparan kaki saat heel strike pada fase berdiri, dan foot-drop serta toe drag saat mengayun. Di sisi lain, otot fleksor plantar yang lemah terutama mempengaruhi stabilitas dan daya dorong ekstremitas bawah (Morris et al., 2011).

Terapi fisik konvensional terutama bergantung pada pengalaman terapis, dan sangat sulit untuk memenuhi persyaratan pelatihan intensitas tinggi dan berulang (Zhou et al., 2013). Ankle foot orthoses (AFO) adalah perangkat plastik ortotik yang dipasang secara eksternal pada sendi pergelangan kaki untuk mencegah foot-drop selama ayunan berjalan (Alam et al., 2014). Namun, hal ini menghambat dorongan normal saat berjalan (Vistamehr et al., 2014), dan mengurangi kemampuan adaptasi gaya berjalan (Van Swigchem et al., 2014). Untuk memfasilitasi pergerakan pergelangan kaki secara otomatis dan dinamis, dalam beberapa tahun terakhir, robot rehabilitasi pergelangan kaki telah dikembangkan untuk memungkinkan penderita stroke mendapatkan kembali kemampuan

berjalannya. Robot rehabilitasi pergelangan kaki telah terbukti menjadi teknologi yang efisien dalam rehabilitasi gaya berjalan bagi penderita stroke (Zhang et al., 2013). Perkembangan terbaru dalam AFO yang dibantu robot menunjukkan bantuan kekuatan pada sendi pergelangan kaki dan dapat memfasilitasi berjalannya pasien yang mengalami foot-drop, dengan secara aktif membantu dorsofleksi pergelangan kaki untuk pembersihan kaki pada fase mengayun, dan dapat meminimalkan terjadinya tamparan kaki pada kontak awal. (Dollar dan Herr, 2008 ; Shorter dkk., 2013 ; Alam dkk., 2014). Sifat robot yang berintensitas tinggi dan berulang mendorong adaptasi jalur motorik yang rusak di SSP berdasarkan pengalaman ke pola gaya berjalan yang terprogram melalui plastisitas otak (Landers, 2004 ; Moreno et al., 2013). Sebuah studi percontohan satu lengan melaporkan bahwa penderita stroke (n = 8) telah meningkatkan kontrol pergelangan kaki dan parameter gaya berjalan spasial-temporal setelah 6 minggu dengan 18 sesi pelatihan menggunakan Anklebot (Forrester et al., 2011). Singkatnya, penelitian mengenai neuroplastisitas yang didorong oleh pengalaman menunjukkan bahwa sampai batas tertentu, penderita stroke dengan masalah foot-drop berpotensi memulihkan kemampuan berjalan mereka melalui pelatihan gaya berjalan yang dibantu robot dengan bantuan dorsofleksi pergelangan kaki saat berjalan di atas tanah (Tucker dkk., 2015).

Robot rehabilitasi pergelangan kaki yang ada dapat dikategorikan menjadi robot rehabilitasi pergelangan kaki berbasis platform (Zhou et al., 2016 ; Liu et al., 2017) dan robot rehabilitasi pergelangan kaki yang dapat dipakai. Robot rehabilitasi pergelangan kaki yang dapat dipakai dapat didefinisikan sebagai perangkat robotik yang dapat dipakai yang menggerakkan pergerakan sendi pergelangan kaki dan dapat digunakan untuk berjalan di atas tanah dengan kontrol yang dapat diprogram. Di satu sisi, robot rehabilitasi pergelangan kaki berbasis platform adalah robot stasioner yang bertujuan untuk menggerakkan pergelangan kaki penderita stroke untuk memperkuat otot, dan untuk mencapai terapi gerak. Di sisi lain, robot rehabilitasi pergelangan kaki yang dapat dipakai diterapkan pada ekstremitas bawah untuk menawarkan fleksi/dorsifleksi plantar, adduksi/abduksi, dan inversi/eversi untuk melakukan pelatihan gaya berjalan. Dalam beberapa tahun terakhir, robot pergelangan kaki berbasis platform telah ditinjau dalam penelitian (Miao et al., 2018 ; Zeng et al., 2018), serta robot rehabilitasi pergelangan kaki berbasis platform, dan robot rehabilitasi pergelangan kaki yang dapat dipakai (Zhang et al. , 2013 ; Jamwal dkk., 2015 ; Khalid dkk., 2015). Namun, mereka hanya membahas desain yang berbeda, dan aspek kontrol dari beberapa robot pergelangan kaki yang dapat dikenakan. Sepengetahuan kami, hingga saat ini, gambaran sistematis tentang robot

rehabilitasi pergelangan kaki yang dapat dipakai masih kurang. Selain itu, aktuator, memainkan peran penting dalam robot rehabilitasi pergelangan kaki dan menentukan torsi bantu yang diberikan oleh robot. Strategi kontrol merupakan bagian integral dari robot pergelangan kaki yang dapat dikenakan dan bertujuan untuk menciptakan lingkungan interaksi manusia-komputer yang aman, nyaman, dan alami. Evaluasi kinerja sering dilakukan pada penderita stroke untuk menilai secara kuantitatif kemanjuran terapi robot rehabilitasi pergelangan kaki yang dapat dipakai selama pelatihan gaya berjalan.

B. Rumusan Masalah

Permasalahan yang akan di bahas dalam penelitian ini adalah:

1. Bagaimana desain eksoskeleton yang dapat mendukung rehabilitasi pergelangan kaki melalui gerakan dorsifleksi/plantar fleksi serta inversi/eversi?
2. Bagaimana pengaruh perbedaan berat badan pengguna terhadap keakuratan pelacakan lintasan gerakan eksoskeleton?

C. Tujuan Penelitian

1. Untuk mendesain eksoskeleton yang dapat mendukung rehabilitasi pergelangan kaki melalui gerakan dorsifleksi/plantar fleksi serta inversi/eversi?
2. Untuk menguji pengaruh perbedaan berat badan pengguna terhadap keakuratan pelacakan lintasan gerakan eksoskeleton?

D. Manfaat Penelitian

Hasil penelitian diharapkan dapat bermanfaat sebagai signifikansi yang diharapkan *policy maker* dan *stake holder* untuk meningkatkan kinerja rehabilitasi sendi pergelangan kaki pada pasien pasca-stroke menggunakan teknologi robotik.

E. Urgensi Penelitian

Penelitian ini memberikan kontribusi untuk mengembangkan desain, pemodelan, dan pengendalian sistem robot untuk rehabilitasi sendi pergelangan kaki pada pasien pasca-stroke untuk memberikan rekomendasi penyesuaian pada perkembangan teknologi rehabilitasi di Indonesia dengan mempertimbangkan kenyamanan bagi subyek

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	Judul dan author	Metode	Perangkat lunak	Variable pengukuran	Hasil
1	An Analysis of The Ergonomic Design of The Tactical Commander Console (TACCO) In The Virtual Environment Of Medium-Range Twin-Engine Maritime Patrol Aircraft (MPA) (Iqbal et al., 2017b)	<i>Lower Back Analysis</i> (LBA), <i>Ovako Working Posture Analysis</i> (OWAS), dan <i>Rapid Upper Limb Assessment</i> (RULA)	<i>Virtual Environment</i> (PEI) menggunakan <i>software Siemens Jack versi 6.1</i>	Analisis Jarak dan sudut kemiringan panel kontrol serta ketinggian kursi terhadap subyek manusia	Studi awal untuk mendesain ulang KKL menjadi desain yang ergonomis dan optimal
2	A highly efficient ergonomic approach for the bonded repair of composite aerostructures utilising a virtual environment (Marzano et al., 2017)	<i>Lower Back Analysis</i> (LBA), <i>Ovako Working Posture Analysis</i> (OWAS), dan <i>Rapid Upper Limb</i>	<i>Virtual Environment</i> (PEI) menggunakan Solidworks, Inventor, JACKS, ANNIE-Ergoman	Analisis postur operator yang diubah dalam posisi duduk, berdiri, dan aktifitas penggunaan lift portable	Analisis rute alternatif, postur dan kecepatan bekerja dalam ruang 3D

		<i>Assessment (RULA)</i>			
3	Ergonomics Analysis of Blanket Lifting Technique Using Posture Evaluation Index Method in Virtual Environment (Rahmah et al., 2016)	<i>lower back analysis (LBA), ovako working posture analysis (OWAS), and rapid upper limb assessment (RULA)</i>	<i>Virtual Environment (PEI) menggunakan software Jack 6.1</i>	Analisis postur gerakan mengangkat pasien dengan peta tubuh Nordik	Analisis pengaruh postur mengangkat pasien terhadap keluhan MSDs

B. Rehabilitasi pasien pasca stroke

Rehabilitasi anggota gerak atas sangat penting bagi penderita stroke hal ini dikarenakan bagian tubuh atas sangat berpengaruh terhadap kegiatan sehari-hari seperti makan/ minum, mandi, berpakaian, mengkonsumsi obat, dan lain sebagainya. Rehabilitasi stroke adalah program yang terkoordinasi yang memberikan perawatan restoratif untuk memaksimalkan pemulihan dan meminimalisasi impairment, disability dan hadicap yang disebabkan oleh stroke [50]. Opsi perawatan yang diberikan berpotensi menguntungkan untuk pemulihan motorik lengan termasuk terapi gerakan yang diinduksi dengan bantuan robotic.[51] *Disability* atau ketidakmampuan didefinisikan sebagai keterbatasan atau hilangnya kemampuan untuk melakukan aktivitas yang umum dilakukan orang normal akibat impairment yang dideritanya [52]. Menurut [53] tujuan rehabilitasi stroke adalah mengurangi kecacatan dan mempromosikan partisipasi dalam aktivitas kehidupan sehari-hari. Objektif dari proses ini adalah:

1. mencegah penurunan fungsi
2. memperbaiki fungsi; mencapai tingkat kemandirian yang setinggi mungkin (fisik, psikologis, sosial, emosional dan finansial)

Proses pemulihan pasca stroke dibedakan menjadi dua, yaitu pemulihan neurologis

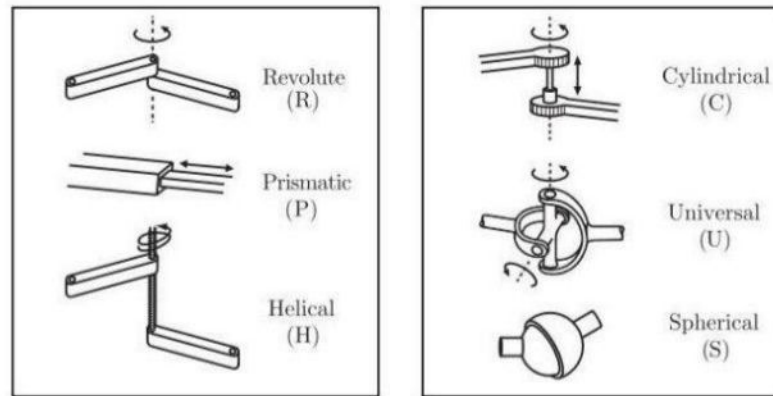
(fungsi saraf otak) dan pemulihan fungsional (kemampuan melakukan aktivitas fungsional), kemampuan fungsional akan pulih sejalan dengan fungsi neurologis, proses ini akan memulihkan sirkuit saraf yang sebelumnya tidak berfungsi. Setelah lesi otak menetap, pemulihan fungsional masih dapat terus terjadi sampai batas-batas tertentu terutama dalam 3-6 bulan pertama setelah stroke (*Gold Period*).

Fase rehabilitasi pasca stroke berdasarkan tujuan dan intervensi yang diberikan terbagi menjadi tiga fase yaitu fase akut, fase sub akut, dan fase kronis. Menurut [54] tingkatan rehabilitasi terbagi menjadi lima yaitu:

1. Mandiri penuh dan kembali ke tempat kerja seperti sebelum sakit.
2. Mandiri penuh dan bekerja namun alih pekerjaan yang lebih ringan sesuai kondisi.
3. Mandiri penuh namun tidak bekerja.
4. Aktivitas sehari-hari perlu bantuan minimal dari orang lain.
5. Aktivitas sehari-hari sebagian besar atau sepenuhnya dibantu orang lain.

C. Links dan Joints

Link adalah satuan bodi yang digunakan untuk membentuk mekanisme robot, sedangkan joint adalah koneksi yang digunakan untuk menghubungkan link [55]. Kontak permukaan yang terhubung melalui joint antar bagian bodi akan menghasilkan jenis gerakan relative [56]. Kontak permukaan link yang memiliki istilah lain yaitu *pair element* karena pasangan kinematic terbentuk dari dua *pair element*. Menurut Lynch, et, al, [57] *pair element* terbagi menjadi dua jenis yaitu *lower pair* dan *higher pair*. Dua Jenis *pair element* tersebut memiliki karakteristik kinematic yang berbeda, dimana jenis pasangan kinematik *lower pair* mempunyai bentuk yang identik yaitu jika memiliki dua pasangan atau lebih maka salah satu pasangan berbentuk solid dan yang lain berbentuk hollow, sedangkan pada pasangan kinematic dikatakan *higher pair* apabila element pasangan kinematic tersebut memiliki kontak dalam satu titik sepanjang sumbu. Terdapat enam jenis *lower pair* dan dua *higher pair* yang umum digunakan dalam mekanisme robot, diantaranya adalah:



Gambar 2. 1 Bentuk dan Jenis-Jenis Joint [57]

a. *Revolute Joint (R)*

Revolute joint memiliki bentuk yang terdiri dari dua elemen yang berputar terhadap sumbu dari elemen lain. *Revolute joint* memiliki karakteristik koneksi yang biasa disebut dengan sambungan engsel atau pin, dimana koneksi tersebut terdiri dari lima *constraint* dan mempunyai satu Degree of freedom (DoF).

b. *Prismatic Joint (P)*

Prismatic joint memiliki bentuk yang terdiri dari dua elemen pasangan dengan gerakan meluncur pada setiap joint yang terhubung sepanjang *axis*. Karakteristik *prismatic joint* yaitu memiliki lima *constraint* dan satu DoF dengan koneksi sambungan yang dapat meluncur.

c. *Helical Joint (H)*

Helical joint (sambungan ulir) memiliki bentuk sambungan yang mempunyai gerakan rotasi dan translasi yang bergantung pada rotasi dari *pitch*. Sambungan *Helical joint* memiliki karakteristik yang terdiri dari lima *constraint* dan memiliki satu DoF.

d. *Cylindrical Joint (C)*

Cylindrical joint memiliki sambungan yang mempunyai gerakan rotasi dan juga translasi pada satu sambu elemen. Karakteristik *cylindrical joint* terdiri dari empat *constraint* dan memiliki 2 DoF.

e. *Spherical Joint (S)*

Spherical joint memiliki karakteristik dengan bentuk satu elemen yang dapat berputar secara bebas dan memiliki acuan berupa titik pusat dari elemen lain sehingga memungkinkan bergerak ke semua arah. Sambungan *Spherical joint* terdiri dari tiga

constraint dan memiliki tiga DoF dan tidak memiliki gerakan translasi.

f. *Plane Pair*

Plane pair memiliki sambungan yang terdiri dari dua gerakan translasi sepanjang kontak bidang dan satu gerakan rotasi terhadap garis sumbu kontak bidang. Karakteristik sambungan *Plane pair* terdiri dari tiga *constraint* dan memiliki tiga DoF.

g. *Gear Pair*

Gear pair memiliki sambungan yang terdiri dari satu *gear* yang berputar dan meluncur terhadap titik kontak *gear* lainnya. Karakteristik sambungan *gear pair* terdiri dari empat *constraint* dan memiliki dua DoF.

h. *Cam Pair*

Cam pair memiliki sambungan yang terdiri dari cam dan pasangannya. Karakteristik sambungan *cam pair* memiliki dua DoF.

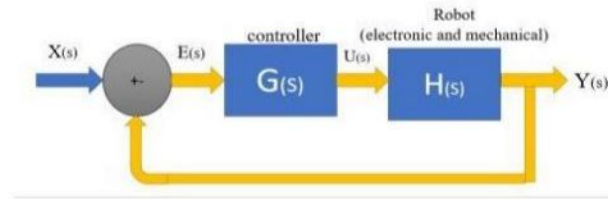
D. Degree of freedom (DoF)

Degree of freedom (DoF) didefinisikan sebagai jumlah minimum koordinat independen yang diperlukan untuk menggambarkan posisi sistem [58]. Mekanisme DoF terdiri dari beberapa susunan link yang terhubung dengan joint. Banyaknya DoF dari sebuah mekanisme robot tergantung dari banyaknya link dan tipe joint yang digunakan untuk membuat konstruksi mekanisme robot. Jumlah joint dari mekanisme robot biasanya menentukan jumlah DoF [59].

Joint robot lengan mirip dengan joint dalam struktur gerakan manusia. Namun, setiap joint lengan robot hanya memiliki 1 derajat kebebasan sehingga hampir semua kasus, jumlah joint yang dimiliki robot lengan sama dengan jumlah DoF-nya. Setiap joint dihubungkan dengan dua link, yaitu link masukan dan keluaran.

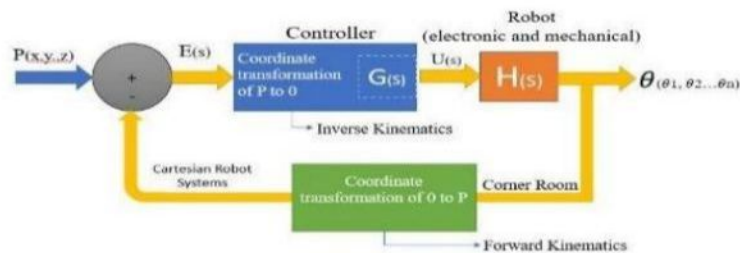
E. Prinsip Dasar Permodelan Matematik Dalam Sistem Robotik

Sistem robotik secara garis besar terdiri dari sistem kontroler, elektronik dan mekanik robot. Gambar 2.2 menjelaskan skematik diagram Prinsip dasar permodelan matematik dalam sistem robotik [60].



Gambar 2. 2 Skematik Blog diagram sistem robotik

Mekanisme $G(s)$ adalah persamaan matematik kontroler. $H(s)$ adalah persamaan sistem robot secara fisik termasuk aktuator dan sistem elektronik. Komponen $X(s)$ adalah masukan posisi referensi dan kecepatan referensi. Komponen $E(s)$ adalah error atau kesalahan sedangkan $U(s)$ adalah keluaran dari kontroler tersebut. $Y(s)$ merupakan fungsi gerak robot yang diharapkan selalu sama dengan referensi yang didefinisikan pada masukan $X(s)$. Transformasi kinematik dari skematik blog diagram dijelaskan pada gambar 2.3 [60].

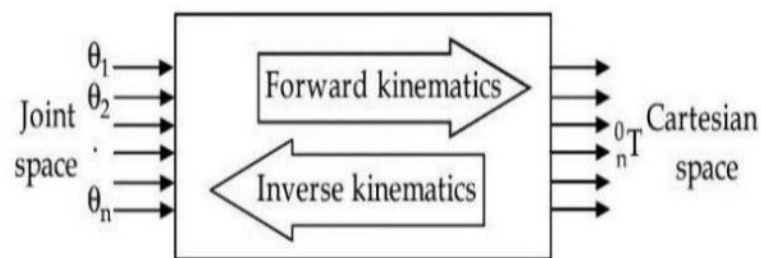


Gambar 2. 3 Scematik Blog diagram sistem robotik berorientasi kinematika

Mekanisme masukan yang digunakan berupa koordinat vector posisi dan orientasi $P(x,y,z)$ dan keluarannya berupa $\theta(\theta_1, \theta_2 \dots \theta_n)$ dimana n adalah jumlah DOF. Keluaran diukur dari gerakan robot dengan domain sudut dari joint-joint yang ada. Sistem control robot memerlukan user untuk melakukan pemrograman atau ruang kerja robot (*workspace*) dengan cara menentukan posisi yang dinyatakan dengan koordinat. Untuk menentukan menentukan posisi diperlukan transformasi koordinat antar ruang kartesian dengan ruang sudut yang dinyatakan dalam *inverse kinematics* dan *forward kinematics*. Kontroler kinematik melalui kombinasi antara P ke θ dilakukan dengan $G(s)$ sehingga menghasilkan keluaran kontroler u yang bekerja dalam ruang sendi $u(\theta_1, \theta_2 \dots \theta_n)$.

F. Kinematika Robot

Kinematika merupakan ilmu yang mempelajari bagaimana gerak dapat terjadi tanpa memperdulikan penyebab terjadinya gerak tersebut [61]. Kinematika robot adalah aplikasi geometri untuk mempelajari rantai kinematika dengan beberapa DoF [62]. Kinematika exoskeleton memberikan transformasi dari joint *space* yang didefinisikan ke ruang Kartesian dimana robot manipulator bergerak [63]. Kinematika robot penting dilakukan karena dapat digunakan untuk perencanaan dan pelaksanaan gerakan robot. Replikasi model kinematika exoskeleton memungkinkan meningkatkan presisi gerakan lengan saat proses rehabilitasi anggotagerak atas dengan menyesuaikan kebutuhan gerakan anatomi lengan manusia [64], [65]. Prespektifdinamika interaksi kontrol motorik didasarkan pada model sistem saraf yang berkembang dan mewakili pergeseran paradigma yang telah terjadi [13]. Kinematika dibagi menjadi dua bagian yaitu kinematika maju (*forward kinematics*) dan kinematika balik (*inverse kinematics*). Hubungan antara *forward kinematics* dan *inverse kinematics* dijelaskan pada Gambar 2.4 [66].



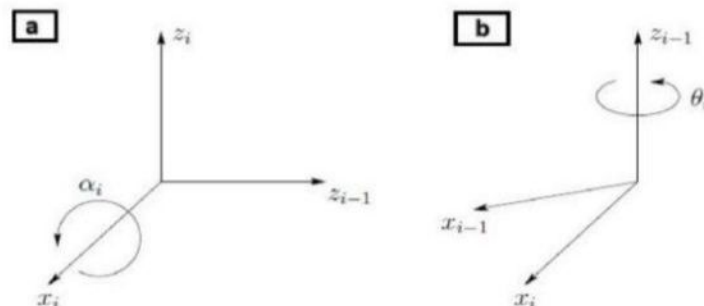
Gambar 2. 4 Skematik Digram Hubungan Forward kinematics dan Inverse kinematics [66]

Pada forward kinematics digunakan untuk merubah ruang besar sudut sendi ke ruang cartesian x,y,z , sedangkan pada inverse kinematics melakukan sebaliknya. Model kinematik exoskeleton menurut Schiele et,al [67] dapat dilakukan melalui pendekatan, pendekatan pertama melalui pembuatan kerangka luar yang disesuaikan dengan segmen robotik seperti panjang arm robot dan desain yang digunakan. Pendekatan kedua terdiri dari penambahan derajat kebebasan pasif untuk menghubungkan 2 rantai kinematik. Secara garis besar langkah-langkah untuk menyelesaikan model kinematic dapat dilakukan dengan menggunakan parameter pendekatan sebagai berikut:

1. Denavit-Haternberg Parameter

Representasi dari analisa hubungan gerak rotasi dan translasi antara lengan yang terhubung dalam suatu manipulator telah diperkenalkan oleh *Denavit & Hartenberg* pada tahun 1955 [57]. Meskipun telah 5 dasawarsa yang lalu, metode ini masih relevan digunakan untuk pemrograman robot. Terdapat empat parameter *Denavit-Hartenberg* (DH) yang menjadi acuan yaitu parameter desain kerangka pada rantai kinematic robot manipulator diantaranya yaitu [68] joint offset, sudut joint (θ), panjang link (a) dan sudut puntir (α).

Prinsip dasar representasi DH parameter adalah melakukan transformasi koordinat antar dua link yang berdekatan, sehingga menghasilkan sebuah matriks (4x4) yang menyatakan sistem koordinat dari suatu link dengan link yang terhubung pada pangkalnya (link sebelumnya). Konfigurasi serial pada parameter DH ditentukan berdasarkan koordinat (ujung) link-1 yang dihitung berdasarkan joint-0 atau joint pada tubuh robot. Pada sistem koordinat link-2 dihitung berdasarkan posisi joint-1 yang berada di ujung link-1 dengan mengasumsikan link-1 adalah basis gerakan link-2. Demikian seterusnya, link-3 dihitung berdasarkan link-2, hingga, link-ke(n) dihitung berdasarkan link-ke(n-1). Penggunaan langkah-langkah perhitungan atau transformasi dilakukan berdasarkan posisi koordinat tangan atau posisi ujung robot (*end-effector*) melalui representasi DH parameter menggunakan 4 parameter, yaitu a_i (link length), α (link twist), d (link offset), θ (joint angle) [69]. Gambar 2.4 merupakan cara menentukan parameter DH, dimana a adalah jarak antar sumbu z_0 dan z_1 dan diukur sepanjang sumbu x_1 . Parameter α adalah sudut antar sumbu z_0 dan z_1 , diukur dari garis normal ke sumbu x_1 (Gambar 2.4a). Parameter d adalah jarak antara origin o_0 dan perpotongan sumbu x_1 dengan z_0 , diukur sepanjang sumbu z_0 . Sedangkan θ adalah sudut antar sumbu x_0 dan x_1 diukur dari z_0 (Gambar 2.4b).



Gambar 2. 5 Cara untuk menentukan parameter DH. 2.4a Cara untuk menentukan parameter a_i dan 2.4b Cara untuk menentukan parameter θ_i [68].

Representasi Parameter DH dapat ditransformasikan menggunakan persamaan 2.4. Penggunaan DH parameter dapat diketahui melalui beberapa aspek spesifik dari hubungan geometri antar dua koordinat *frame*. Persamaan 2.4 yang dapat digunakan untuk merepresentasikan matriks transformasi homogen dengan fungsi matrik yaitu untuk memetakan vektor homogenous position dari satu koordinat ke koordinat yang lain [70]:

Matriks transformasi homogen adalah sebuah matriks 4x4 yang didefinisikan untuk memetakan vektor homogenous position dari satu koordinat ke koordinat yang lain Matriks tersebut dapat dituliskan sebagai berikut [70]:

$$A_{T_B} = \begin{bmatrix} A_R (3 \times 3) & A_q (3 \times 1) \\ 0 (1 \times 3) & 1 (1 \times 1) \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

$${}^{i-1}A_i = \text{Rot}_{z, \theta} \text{Trans}_{z, d} \text{Rot}_{x, \alpha} \text{Trans}_{x, a} \quad (2.2)$$

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & \alpha_i & 1 & 0 & 0 & 0 \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & \cos\alpha_i & -\sin\alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i & -\sin\theta_i \sin\alpha_i & a_i \cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i \sin\alpha_i & -\cos\theta_i \sin\alpha_i & a_i \sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Empat parameter θ_i , a_i , d_i , α_i adalah parameter dari link i dan joint ke i . Parameter yang terdapat pada Persamaan 2.4 umumnya diberikan dengan nama: a_i disebut sebagai length, α_i disebut sebagai *twist*, d_i disebut sebagai *offset*, θ_i disebut sebagai angle.

Untuk memperoleh forward kinematics dari setiap manipulator terdapat prosedur berdasarkan standarisasi DH parameter. Berikut urutan algoritma yang harus dilakukan:

Langkah 1: Menempatkan dan melabeli joint sumbu z_0, \dots, z_{n-1}

Langkah 2: Menetapkan *base frame*. Menentukan *origin* pada sumbu z_0 . Sumbu x_0 dan z_0 dipilih secara acak untuk membentuk *right-hand frame*.

Langkah 3: Menempatkan *origin* o_i ke z_i dan z_{i-1} memotong z_i

Langkah 4: Menetapkan x_i sepanjang common normal antara z_{i-1} dan z_i melalui o_i .

Langkah 5: Menetapkan y_i untuk melengkapi *right-hand frame*.

Langkah 6: Menetapkan *end-effector frame* pada o_n x_n y_n z_n

Langkah 7: Membuat sebuah Tabel dari parameter link $\theta_i, a_i, d_i, \alpha_i$

θ_i = sudut antara z_{i-1} dan z_i diukur terhadap z_i θ_i adalah variable jika sendi I adalah *revolute*.

a_i = sudut antara z_{i-1} dan z_i diukur terhadap x_i

d_i = jarak sepanjang z_{i-1} dari o_{i-1} ke perpotongan dari sumbu x_i dan z_{i-1} d_i adalah variabel jika sendi i adalah sendi *prismatic*

α_i = jarak sepanjang x_{i-1} dari o_{i-1} ke perpotongan dari sumbu x_i dan z_{i-1}

Langkah 8: Membentuk matriks transformasi homogen dengan melakukan substitusi parameter $\theta_i, a_i, d_i, \alpha_i$

Langkah 9: Membentuk matriks forward kinematics ${}^0T^n = A_1 \dots A_n$. Matriks ini memberikan posisi dan orientasi dari *tool frame* yang diekspresikan dalam koordinat dasar.

2. Forward Kinematics (Kinematik maju)

forward kinematics adalah cara untuk menentukan posisi dan orientasi end effector melalui nilai dari variabel gabungan robot [59]. forward kinematics dapat dinyatakan melalui pernyataan yang diberikan variabel joint dari manipulator robot, lalu tentukan posisi dan orientasi dari end- effector. Variabel joint adalah sudut diantara link apabila manipulator revolute joint atau sendi putar, dan bisa juga merupakan panjang link apabila manipulator robot prismatic joint atau sendi geser. Serangkaian kinematik disebut terbuka ketika hanya ada satu urutan link yang menghubungkan kedua ujung rangkaian. Struktur mekanis manipulator ditandai oleh sejumlah derajat kebebasan (DoF).

Konsep dari kinematika maju adalah menghitung nilai tujuan dari sudut yang telah diberikan seperti diilustrasikan melalui Persamaan 2.5.

$$\theta = \theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_n \quad (2.5)$$

Dari sudut – sudut yang telah diberikan maka didapatkan nilai akhir dari posisi robot. Nilai – nilai ini akan direpresentasikan sesuai matriks yang berisi seperti Persamaan 2.6, dimana notasi s dan a berisi nilai rotasi robot sedangkan notasi d berisi nilai translasi

robot.

$$A = (n, s, a, d)$$

2.6)

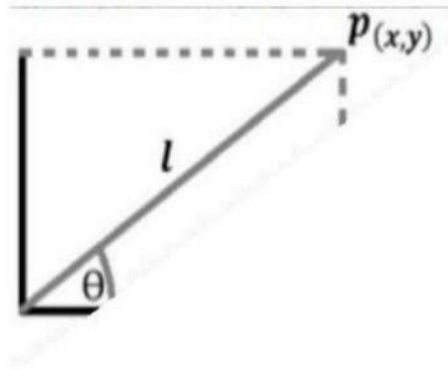
$${}^0T^n = A_1 \dots A_n$$

2.7)

Sudut yang telah diberikan akan menjadi nilai akhir untuk posisi robot. Nilai akhir tersebut dimasukkan masing – masing ke Persamaan 2.6 menggunakan perkalian dari matriks Transformasi Homogen untuk setiap link seperti yang tertera pada Persamaan 2.7.

3. *Inverse Kinematics* (kinematika terbalik)

Inverse kinematics adalah teknik yang digunakan dalam model simulasi kompleks dan *rig* gerak dengan sejumlah *joint* [59]. *Inverse kinematics* adalah metode untuk menghitung nilai-nilai rotasi bersama derajat kebebasan individu melalui rotasi dan posisi yang telah ditetapkan. *Inverse kinematics* digunakan untuk mencari sudut dari setiap sendi berdasar pada posisi akhir yang diinginkan sebuah robot, sehingga *Inverse kinematics* dikatakan solusi yang mempunyai hasil akhir yang unik. Dikatakan unik karena hasil dari sudut untuk tiap sendi ada beberapa untuk menyelesaikan tergantung dari berapa jumlah sendi yang digunakan. Ada beberapa pendekatan untuk menyelesaikan *inverse kinematics*, diantaranya pendekatan numerik yang memanfaatkan perangkat komputer dan pendekatan geometri yang menganalisa dari ruang geometri manipulator robot. *Inverse kinematics* mengacu pada penggunaan persamaan kinematika robot untuk menentukan parameter bersama yang memberikan posisi yang diinginkan pada posisi akhir atau *end effector*. *Inverse kinematics* mengubah rencana gerak menjadi nilai yang harus diberikan bagi aktuator atau penggerak dalam pergerakan robot. Perbedaan mendasar dengan *forward kinematics*, *inverse kinematics* ditentukan dari pergerakan link berdasarkan sudut akhir dari beberapa *joint* yang mendefinisikan gerakan. Terdapat beberapa metode untuk menyelesaikan *inverse kinematics*, diantaranya pendekatan numerik yang memanfaatkan perangkat komputer dan pendekatan geometri yang menganalisa dari ruang geometri manipulator robot [71]. Pendekatan geometri dilakukan menggunakan hukum – hukum trigonometri. Gambar 2.5 merupakan cara menganalisa pada link pertama dari sebuah manipulator robot [72].



Gambar 2. 6 Geometri Link Pertama Manipulator Robot[72]

Penggunaan persamaan trigonometri dilakukan dengan sinus = depan/miring; cosinus = samping/miring; tangen = depan/miring, maka didapatkan, *Forward kinematics*: (dimana besar θ diketahui dan posisi x,y dicari).

$$x=l*\cos\theta \quad 2.8$$

$$y=l*\sin\theta \quad 2.9$$

Inverse kinematics: (dimana posisi x,y diketahui dan besar θ dicari). Dari Persamaan 2.8 dan 2.9 maka didapatkan, Persamaan 2.10 dan Persamaan 2.11.

$$\cos\theta=x/l \quad 2.10$$

$$\sin\theta=y/l \quad 2.11$$

Dari Persamaan 2.10 dan 2.11 akan didapatkan Persamaan 2.12 untuk mencari besar sudut tetha.

$$\theta=\tan^{-1}(\sin\theta/\cos\theta) \quad 2.12$$

Persamaan 2.12 dapat ditulis dengan

$$\theta=Atan2(\sin\theta, \cos\theta) \quad 2.13$$

Persamaan 2.12 datau 2.13 digunakan untuk mencari besar sudut sendi manipulator robot pada sendi pertama.

G. Robo Analyzer

RoboAnalyzer adalah perangkat lunak berbasis model 3D yang bisa digunakan

untuk menganalisa dan mempelajari konsep Robotika [73]. *RoboAnalyzer* pertama kali dikembangkan di Laboratorium Mekatronika, Departemen Teknik Mesin di IIT Delhi, New Delhi, India, di bawah bimbingan Prof. S.K. Saha dalam rangka mendukung pembelajaran atau pengajaran dari topik yang dibahas dalam bukunya "*Introduction to Robotics*" yang diterbitkan oleh Tata McGraw Hill, New Delhi (Edisi Pertama tahun 2008 dan Edisi Kedua tahun 2014) dan juga dibawa keluar di Meksiko (2009 di Spanyol), China (2010) dan Singapura (2010).

Virtual Robot Module, bagian dari *RoboAnalyzer*, telah dikembangkan sebagai aplikasi yang memiliki gerak sendi dan cartesian. Pengembangan aplikasi *RoboAnalyzer* dibuat sebagai server COM yang mampu diintegrasikan dengan dengan MATLAB, MS Excel dan aplikasi lain yang memiliki antarmuka COM. *RoboAnalyzer* mampu menghasilkan percobaan Virtual yang dapat digunakan untuk mempelajari dan menganalisa robotika sehingga mempermudah dalam menganalisis perhitungan matematika yang menjadi acuan gerakan robotika [73].

H. 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 2.4 Arduino Mikrokontroler

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

I. 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 2.2 Motor DC

(sumber : Lu 2022)

Selain peralatan perangkat lunak, berikut ini merupakan peralatan perangkat keras yang digunakan dalam perancangan sebagai berikut:

a. *Arduino UNO*

Arduino UNO merupakan papan rangkaian elektronik berbasis ATmega328, yang pada perancangan ini digunakan sebagai pengatur gerakan motor, dan juga pengatur input serta interface dari LCD Nextion. Mikrokontroler ini memiliki 14 pin input/output digital (6 sebagai pwm output), 6 input analog, osilator kristal 16 Mhz, USB port, ICSP dan juga tombol reset.

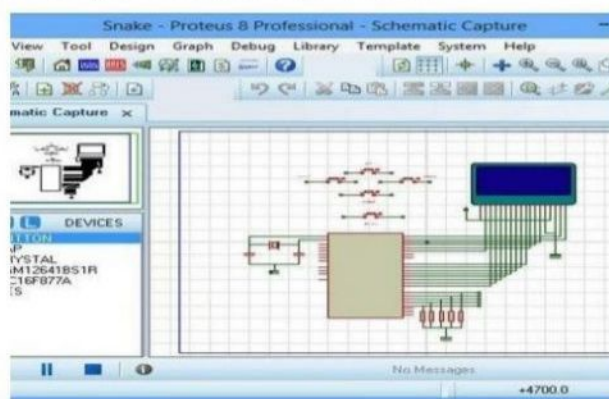


Gambar 3.2 Arduino UNO

b. *Proteus Professional 8*

Proteus professional merupakan kelompok *software* elektronik yang digunakan untuk membantu desain dan mensimulasikan suatu rangkaian elektronik. *Software* ini memiliki dua fungsi sekaligus dalam satu paket, paket satu sebagai software untuk menggambar skematik dan dapat disimulasikan yang diberi nama ISIS. Paket kedua digunakan sebagai merancang gambar Printed Circuits Board (PCB) yang diberi nama ARES. Secara langsung, pengubahan dari skematik ke PCB dapat dilakukan dalam software Proteus 8.

Gambar 3.6 merupakan tampilan Proteus Profesional 8



Gambar 3.3 Proteus Profesional 8

2. Bahan Penelitian

Bahan yang digunakan dalam penelitian dan perancangan sebagai berikut :

a. Motor DC W/ Gearbox

merupakan DC motor dengan tipe JX Servo PDI-HV2060MG 60KG dengan fungsi sebagai penggerak Actuator. Gambar 3.7 merupakan Motor DC W/ Gearbox



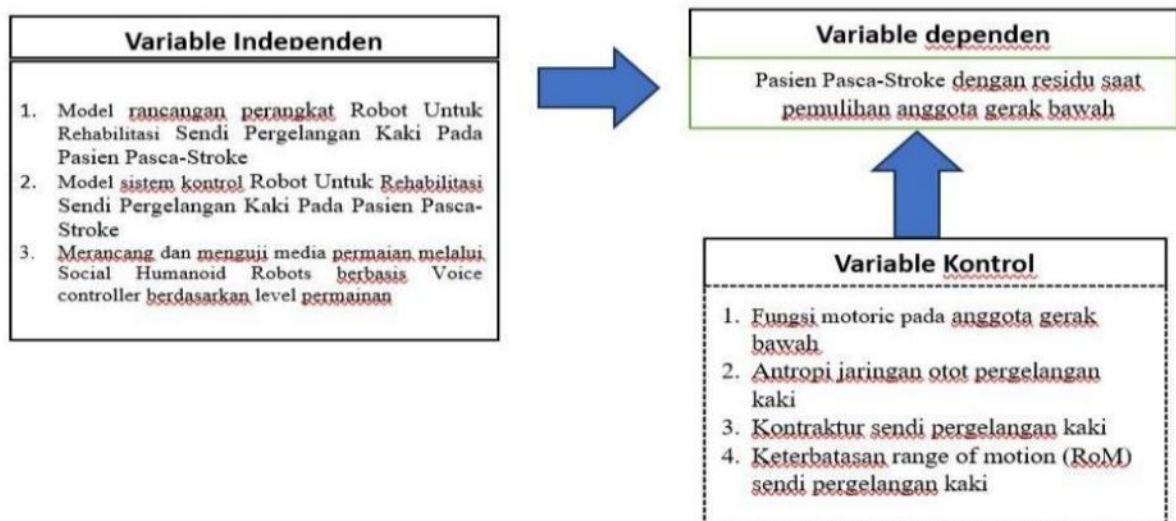
Gambar 3.4 Motor DC tipe JX Servo PDI-HV2060MG

C. Jenis Penelitian

Jenis penelitian yang digunakan adalah desain eksperimen (*experimental design*) yang digunakan untuk menentukan dampak dari suatu faktor terhadap variabel tertentu. Rancangan eksperimen yang digunakan adalah *within subject design factorial* di mana subjek diuji dengan berbagai level variable independent. Rancangan eksperimen *within subject design factorial* memiliki kelebihan diantaranya meminimalisir variansi, efisiensi waktu dan sumber daya manusia (Bell 2009). Penelitian dikerjakan untuk menghasilkan rancangan dan Pengendalian Sistem perangkat Robot Untuk Rehabilitasi Sendi Pergelangan Kaki Pada Pasien Pasca-Stroke.

D. 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 seperti disajikan pada Gambar 3.9.



Gambar 3.5 Hubungan Antar Variabel Penelitian

Variabel penelitian dapat diklasifikasikan menjadi 3 kelompok variabel, yaitu:

a. Variable dependen

Variable dependen penelitian adalah Pasien Pasca-Stroke dengan residu saat pemulihan anggota gerak bawah. Rancangan eksperimen dan Pengendalian Sistem perangkat Robot Rehabilitasi digunakan untuk melatih fungsi motoric anggota gerak bawah.

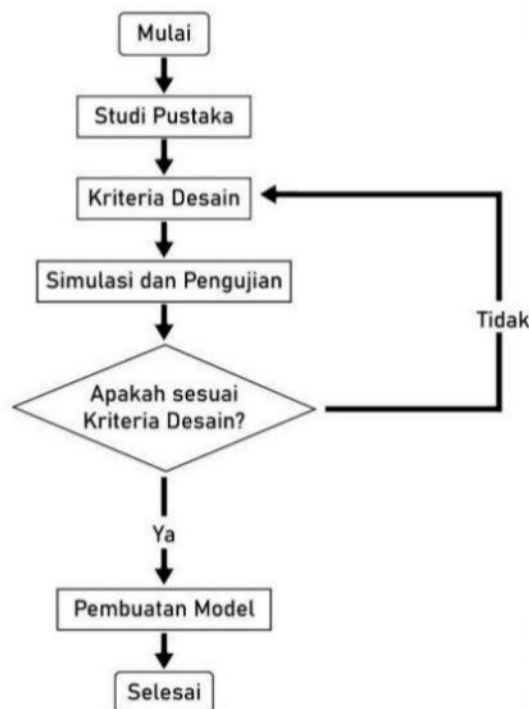
b. Variable independen

Variable independent penelitian adalah perancangan dan Pengendalian Sistem perangkat Robot Untuk Rehabilitasi. Variable independent diidentifikasi dengan 2 tahapan yaitu tahapan desain, simulasi dan perbandingan kontrol perangkat Robot Rehabilitasi. Merancang dan menguji Robot Rehabilitasi pada Sendi Pergelangan Kaki bagi Pasien Pasca-Stroke

c. Variable Kontrol

Variable kontrol penelitian dilakukan saat perencanaan perangkat sistem kontrol perangkat Robot Rehabilitasi yang digunakan sebagai *assistive teknologi* untuk melatih fungsi motorik pada subyek pasien pasca-stroke.

E. Alur Penelitian

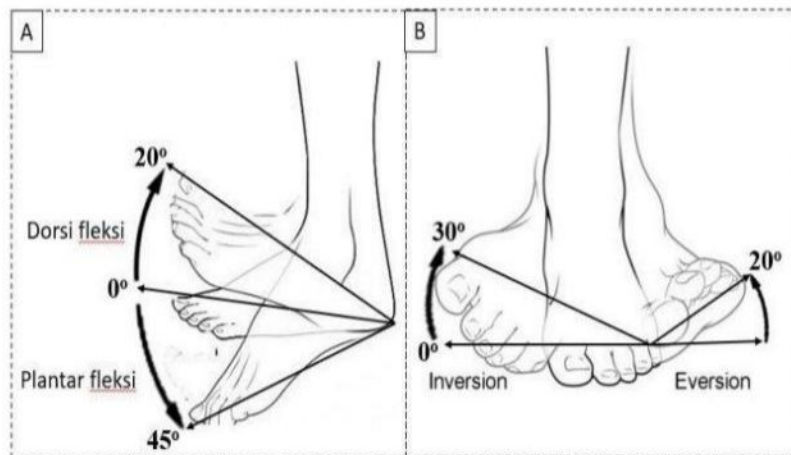


Gambar 3.6 Alur Penelitian

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

A. 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 [17]. 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 4.1.



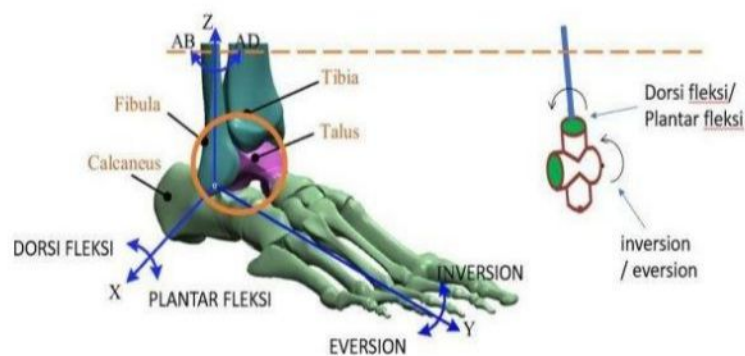
Gambar 4.1 Gerakan utama pergelangan kaki yang dipertimbangkan dalam desain mekanis exoskeleton: (a) dorsifleksi dan plantar fleksi; (b) inversi dan eversi;

Gerakan utama pergelangan kaki pada gambar 1 digunakan sebagai acuan dalam desain mekanis 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° [18].

B. Analogi antara pergelangan kaki dan anatomi-mekanis

Analogi anatomi-mekanis 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 4.2.



Gambar 4. 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 [19], [20].

C. Exoskeleton Design Considerations

Mekanisme desain exoskeleton disesuaikan dengan anatomi tubuh manusia sehingga memungkinkan untuk mengakomodasi pasien terhadap tinggi, berat, dan usia yang berbeda-beda. Untuk mengakomodasi kenyamanan pasien, data antropometri seperti panjang dan berat segmen pergelangan kaki digunakan sebagai parameter mekanisme desain exoskeleton. Data antropometri panjang pergelangan kaki mengacu pada pengukuran antropometri Indonesia [21], sedangkan berat segmen kaki mengacu pada persentase distribusi massa pada penelitian [22]. Tabel 4.1 merupakan panjang dan persentase berat segmen kaki.

Table Table 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 exoskeleton. Jika berat badan maksimal pada penelitian ini adalah 75Kg maka perhitungan adalah [23]:

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

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

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

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 exoskeleton. Pertimbangan lain yang digunakan sebagai unsur perencanaan mekanisme desain exoskeleton adalah keselamatan dan kenyamanan pasien terhadap perangkat pada rentang gerak normal dan kecepatan kerja saat perangkat dioperasikan. Perencanaan mekanisme desain exoskeleton juga dilakukan untuk mengakomodasi keselamatan dan kenyamanan pasien, maka dilakukan analisis RoM normal gerakan pergelangan kaki manusia. Perencanaan gerakan mekanisme desain exoskeleton harus lebih kecil dari gerakan dorsi fleksi/plantar fleksi dan inversi/eversi pada pergelangan kaki pasien. Perencanaan gerakan mekanisme desain exoskeleton dengan pertimbangan kenyamanan dan keamanan pasien saat mengoperasikan perangkat [24], dijelaskan pada Table 4.2.

Table 4.2 Perbandingan Range of Motion antara pergelangan kaki dan perangkat

Types of motions	Anatomical range	Proposed device
Dorsi Fleksi	20 ^o	15 ^o
Plantar Fleksi	45 ^o	40 ^o
Inversion	30 ^o	30 ^o
Eversion	20 ^o	10 ^o

Parameter gerakan pada perencanaan mekanisme desain exoskeleton dilakukan untuk mengakomodasi keselamatan dan kenyamanan pasien, dengan mempertimbangkan batas maksimal gerakan pada pergelangan kaki, mengingat exoskeleton digunakan sebagai tumpuan utama. Parameter ini mencakup batas maksimal fleksi plantar/dorsi fleksi dan inversi/eversi sehingga rentang gerak yang diizinkan tidak melebihi kapasitas fisiologis normal, guna mencegah cedera dan menjaga kenyamanan selama penggunaan.

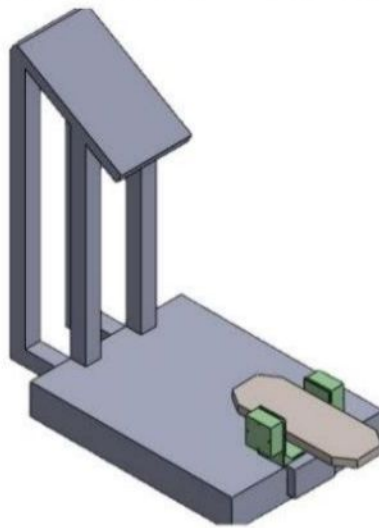
D. Konsep Desain struktur exoskeleton

Konsep desain struktur exoskeleton dilakukan dengan pendekatan sistematis yang melibatkan pemanfaatan matriks keputusan Pugh untuk mengevaluasi dan membandingkan berbagai alternatif. Proses identifikasi dilakukan menggunakan pendekatan simulasi analisis elemen hingga (FEA) untuk mengevaluasi distribusi tegangan dan lendutan dalam rakitan CAD. Beberapa kategori simulasi pengujian dilakukan untuk mendapatkan desain yang paling optimal pada konsep desain struktur dan material exoskeleton.

1. Simulasi gerakan exoskeleton berdasarkan kecepatan lintasan sudut exoskeleton
2. Simulasi FEM dari struktur exoskeleton terhadap beban yang terdiri dari nodal statis, displacement dan safety factory.
3. Simulasi Torsi exoskeleton dari analisis gerak menggunakan beban yang mengakomodasi gerakan fleksi plantar/dorsi fleksi dan inversi/eversi pada pergelangan kaki pasien.

Hasil kategori simulasi pengujian yang dilakukan dibandingkan dan dievaluasi menggunakan pendekatan sistematis melalui matrik Keputusan. Identifikasi melalui matriks keputusan difungsikan sebagai alat yang komprehensif, yang menggabungkan berbagai kriteria penting untuk proses pemilihan Konsep desain struktur exoskeleton. Metode ini memfasilitasi proses pengambilan keputusan yang terinformasi, yang memandu pemilihan desain yang

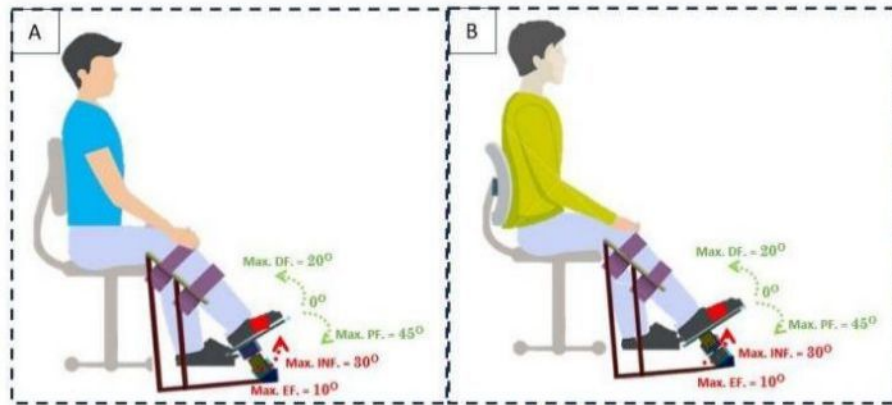
paling sesuai dengan persyaratan dan tujuan proyek. Gambar 4.3 merupakan konsep desain struktur exoskeleton untuk rehabilitasi pergelangan kaki pada pasien pasca stroke.



Gambar 4. 3 Konsep desain struktur exoskeleton untuk rehabilitasi pergelangan kaki pada pasien pasca stroke

Perencanaan konsep desain struktur exoskeleton dilakukan dengan sistem yang memiliki kesejajaran sumbu pergerakan sendi yang sama dan pada saat yang sama mampu mempertahankan ruang kerja secara maksimal. Terdapat beberapa tantangan pada perencanaan konsep desain struktur exoskeleton yang digunakan sebagai rehabilitasi fungsional pergelangan kaki yaitu kondisi mekanisme kopling pada robot exoskeleton. Beberapa kasus penelitian berupaya memperbaiki kondisi kopling seperti Cempini et al. [25], mengusulkan mekanisme kopling robot dan manusia dengan analisis kineostatik. Celebi et al. [26], menerapkan kopling Schmidt yang digerakkan oleh SEA untuk meningkatkan ergonomi dan kenyamanan. Erdogan et al. [27], mengusulkan mekanisme paralel yang mampu menyelaraskan sendiri dengan kondisi postur kaki pasien. Namun, batasannya tetap terhadap hilangnya rentang mobilitas untuk menghindari benturan antar bagian struktur dan lengan pasien. Idealnya, desain exoskeleton harus memastikan rentang gerak joint exoskeleton sesuai dengan sendi untuk memastikan bahwa penerapan gaya tidak melebihi kemampuan lengan pasien [20], [28].

Dalam konteks perangkat rehabilitasi, efisiensi berkaitan dengan penyelesaian tugas rehabilitasi yang efisien, nyaman, dan aman digunakan [29]. Perencanaan konsep desain struktur exoskeleton harus mampu menjaga stabilitas melibatkan kemampuan rehabilitasi untuk menjaga keseimbangan dan menahan kekuatan eksternal demi lingkungan yang aman. Gambar 4.4 merupakan konsep desain exoskeleton dan lokasi actuator terhadap sendi pergelangan kaki.



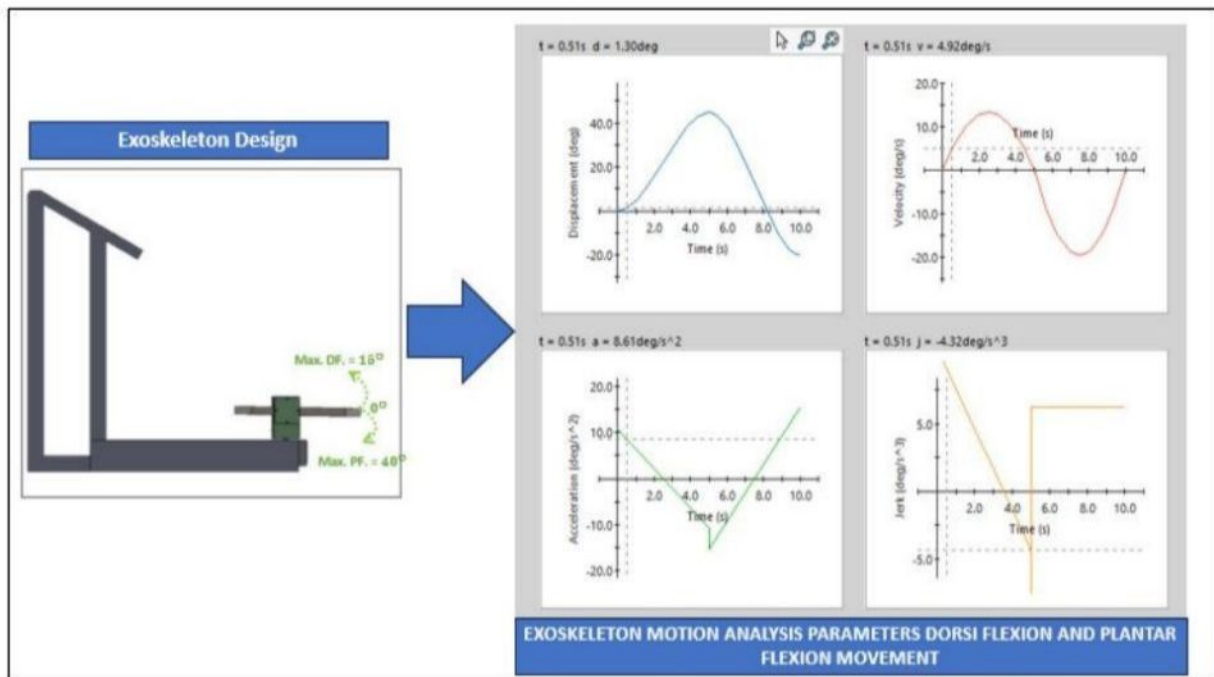
Gambar 4. 4 Konsep desain exoskeleton dan lokasi aktuator terhadap sendi pergelangan kaki. (a). konsep desain dengan sistem mekanisme pemutar terhubung pada struktur join (b). konsep desain dengan sistem mekanisme pemutar menjadi tumpuan struktur join

Konsep desain exoskeleton yang ditawarkan disesuaikan dengan ruang kerja agar dapat mencakup seluruh jangkauan gerakan yang telah ditentukan, dengan mempertimbangkan kenyamanan pasien selama pengoperasian. Desain ini memperhatikan batasan fisik ruang kerja dan memastikan exoskeleton bergerak dalam sudut batasan yang ditentukan. Dalam penelitian ini, desain exoskeleton dirancang untuk mempertahankan spesifikasi spasial, beradaptasi dengan berbagai proporsi antropometrik individu, mencegah tabrakan dengan sistem robot, dan memungkinkan konfigurasi peralihan yang mudah antara pasien. Konsep desain exoskeleton yang ditawarkan di uji simulasi FES dan kekutan torsi dengan hasil yang di evaluasi menggunakan matriks keputusan untuk membandingkan desain secara kuantitatif, dengan menekankan keselamatan, efisiensi, gerakan halus, dan stabilitas struktural untuk digunakan sebagai rehabilitas pergelangan kaki pada pasien pasca stroke. Komposisi material setiap part pada konsep desain exoskeleton ditunjukkan pada Gambar 4.5.



Gambar 4. 5 Komposisi material setiap part pada konsep desain exoskeleton

Desain sistem eksoskeleton disesuaikan dengan ruang kerja yang ditentukan melalui simulasi kinematika gerakan menggunakan perangkat lunak SolidWorks 2022a. Simulasi ini bertujuan untuk mengevaluasi kelayakan gerakan eksoskeleton dalam mendukung fungsi dorsifleksi dan plantarfleksi pergelangan kaki dengan mempertimbangkan parameter kinematika utama, seperti perpindahan sudut, kecepatan, percepatan, dan jerk. Dalam simulasi, lintasan gerakan eksoskeleton dimodelkan dalam bentuk gelombang sinusoidal dengan rentang amplitudo 0° – 40° untuk gerakan dorsifleksi/plantarfleksi serta 0° – 30° untuk gerakan inversi/eversi, sebagaimana divisualisasikan pada Gambar 4.7.



Gambar 4. 6 Simulasi gerakan pada desain eksoskeleton dengan kecepatan lintasan sudut Gerakan dorsi fleksi/fleksi plantar $\omega = 40^{\circ}/s$ (0.698 rad/s).

Hasil analisis kinematika menunjukkan bahwa perpindahan sudut eksoskeleton mengikuti pola osilasi periodik, yang mengindikasikan transisi yang terkontrol antara fase dorsifleksi dan plantarfleksi. Kecepatan sudut maksimum yang dicapai dalam simulasi adalah $4,92^{\circ}/s$, mengikuti karakteristik gelombang sinusoidal yang merepresentasikan kelancaran perubahan posisi sendi pergelangan kaki. Grafik percepatan menunjukkan perubahan dengan nilai maksimum $8,61^{\circ}/s^2$, yang berimplikasi pada respons dinamika sistem terhadap perubahan kecepatan. Sementara itu, grafik jerk memperlihatkan perubahan percepatan yang tidak linier, yang dapat disebabkan oleh sifat aktuator atau karakteristik kontrol sistem.

Analisis ini memungkinkan pemahaman yang lebih mendalam terkait kebutuhan torsi berdasarkan respons gerakan eksoskeleton dalam berbagai skenario pengujian. Evaluasi performa eksoskeleton tidak hanya mempertimbangkan besarnya torsi yang diperlukan untuk

setiap jenis gerakan, tetapi juga aspek kecepatan serta presisi gerakan dalam mencapai posisi target. Dengan demikian, pengujian ini memberikan wawasan penting dalam optimasi desain eksoskeleton untuk aplikasi rehabilitasi atau asistensi gerakan.

E. Desain Prototipe Eksoskeleton

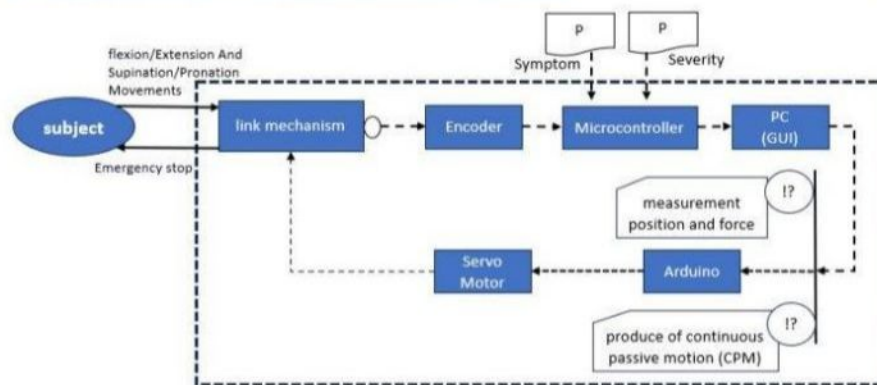
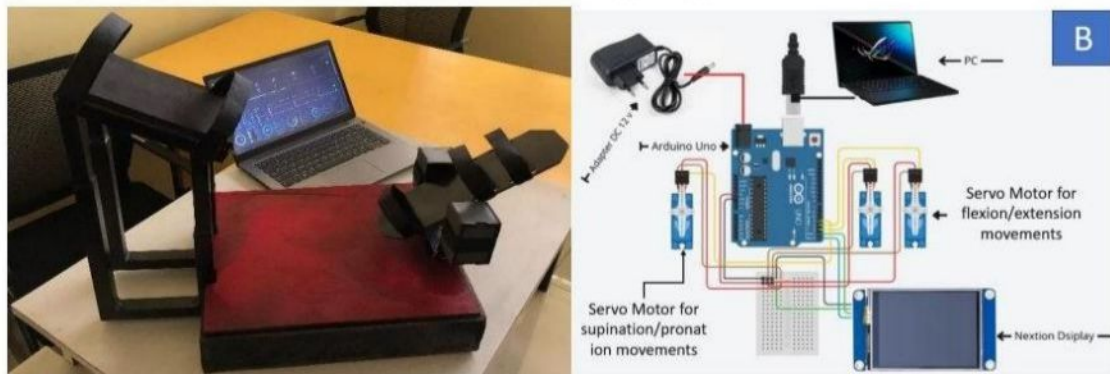
Prototipe eksoskeleton ini dirancang sebagai bagian penting dalam pemulihan mobilitas pergelangan kaki melalui gerakan dorsifleksi/plantar fleksi serta inversi/eversi. Validasi kelayakan sistem dilakukan melalui analisis kinematik dan simulasi dinamis. Tahap selanjutnya adalah membangun model eksperimental dan mengujinya pada model sebenarnya. Komponen eksoskeleton dibuat menggunakan teknik Fused Deposition Modeling (FDM). Pengembangan prototipe dalam penelitian ini mengacu pada prosedur yang dikembangkan oleh Cafolla et al. (2016), yang secara ringkas mencakup pemodelan CAD dengan SolidWorks 2022a, konversi model CAD ke format STL, serta transfer file STL ke printer 3D. Beberapa komponen mekanis, seperti bagian berbahan aluminium, diproduksi sebagai basis tetap untuk pelat kaki eksoskeleton dengan satu derajat kebebasan pada bidang anatomi fleksi/ekstensi.

Struktur mekanik eksoskeleton digerakkan oleh beberapa aktuator. Untuk gerakan fleksi/ekstensi, digunakan dua motor servo JX Servo PDI-HV2060MG-180 yang memiliki bobot ringan dan torsi 62 kg.cm, cukup untuk memenuhi kebutuhan gaya ekuivalen maksimum sebesar 2,485 kg, baik dalam mode fleksi maupun ekstensi. Sementara itu, gerakan supinasi/pronasi dikendalikan oleh motor servo MG996R dengan torsi hingga 11 kgf.cm, yang mampu menghasilkan gaya yang sesuai dengan kebutuhan gerakan tersebut. Sistem kontrol aktuator menggunakan Arduino Uno, dengan posisi aktuator dikontrol berdasarkan skema yang ditunjukkan pada Gambar 4. Komponen elektrik yang digunakan dalam sistem eksoskeleton ini dirangkum dalam Tabel 4.

Table 4. Parameter komponen elektrik exoskeleton

Komponen	Nama Komersil	Tegangan	Massa	Torsi Kekuatan Maks	Konsumsi daya
Papan Arduino	ATmega328P (DIP-28)	6-9V	37 gram	-	-
Aktuator servo (fleksi/extensi)	JX Servo PDI-HV2060MG-180	7.4V	200g	62kg.cm	0.15 detik /60°
Aktuator servo supinasi/pronasi	MG996R	6 V	55 g	11 kgf.cm	0.14 s/60°

Parameter komponen elektrik dirakit dengan struktur mekanik exoskeleton untuk menghasilkan rangkaian prototype yang dapat memastikan kelancaran pengoperasian rehabilitasi pada anggota gerak atas, yang ditunjukkan pada gambar 12.



Gambar 4. 7 Desain Prototype Eksoskeleton untuk kebutuhan pergelangan Kaki

Sifat struktur mekanik exoskeleton memungkinkan mampu disesuaikan dengan anatomi yang berbeda, sehingga dapat dipakai dan mudah dipasang atau dilepas oleh pengguna. Rangkaian mekanik exoskeleton di desain dengan fleksibilitas dan portable dengan metode pemasangan rangka luar dapat dipasang dan dilepas beberapa kali tanpa mengubah sifat mekaniknya. Langkah selanjutnya adalah memvalidasi dan membuktikan konsep dari sistem kontrol dan keakuratan exoskeleton. Tujuan validasi adalah menguji stabilitas dan keandalan exoskeleton dalam segala aspeknya berkorelasi dengan keselamatan pasien, sehingga potensi kelayakan penggunaan prototipe exoskeleton ini dapat digunakan untuk membantu proses rehabilitasi anggota gerak atas pasien pasca stroke.

F. Experimen Pengujian exoskeleton

Eksperimen pengujian exoskeleton dilakukan untuk mengevaluasi kinerja sistem dalam membantu pergerakan pergelangan kaki. Pengujian ini mencakup validasi mekanisme gerak, respons aktuator, serta efektivitas kontrol sistem dalam menghasilkan gerakan yang sesuai dengan kebutuhan rehabilitasi.



Gambar 4. 8 Proses Pengujian Eksoskeleton pada 7 subjek sehat dengan berat badan yang berbeda-beda

Protokol pengujian melibatkan beberapa tahapan utama:

1. Uji Kinematik: Menganalisis pergerakan eksoskeleton menggunakan sensor untuk memastikan bahwa sistem dapat mereplikasi gerakan dorsifleksi/plantar fleksi serta inversi/eversi sesuai dengan skema rehabilitasi.
2. Uji Dinamis: Mengevaluasi performa eksoskeleton dalam memberikan gaya yang cukup untuk mendukung gerakan fleksi/ekstensi dan supinasi/pronasi.
3. Uji Respons Aktuator: Mengukur kecepatan dan akurasi motor servo dalam merespons perintah gerak dari sistem kontrol berbasis Arduino Uno.
4. Uji Kenyamanan dan Keamanan: Menilai kenyamanan penggunaan eksoskeleton pada model uji serta memastikan sistem bekerja dengan aman tanpa memberikan tekanan atau gaya berlebihan pada pergelangan kaki.

Data dari setiap pengujian dianalisis untuk menilai efisiensi sistem dan melakukan penyempurnaan jika diperlukan. Hasil pengujian ini menjadi dasar untuk pengembangan lebih lanjut sebelum eksoskeleton dapat diterapkan dalam rehabilitasi klinis.

G. Protokol Uji Coba Eksoskeleton

Uji coba dilakukan pada tujuh subjek sehat dengan berat badan berbeda untuk mengevaluasi performa eksoskeleton dalam mendukung gerakan pergelangan kaki.

1. Karakteristik Subjek, Tujuh individu sehat tanpa gangguan muskuloskeletal dengan Rentang berat badan bervariasi untuk menilai adaptasi eksoskeleton.

2. Parameter Pengujian Kinematika Gerakan: Sudut dorsifleksi/plantar fleksi & inversi/eversi dengan Gaya Aktuator di uji berdasarkan Kesesuaian gaya dengan berat badan. Waktu Respons & Efektivitas Kontrol di analisis berdasarkan Kecepatan dan akurasi aktuator.

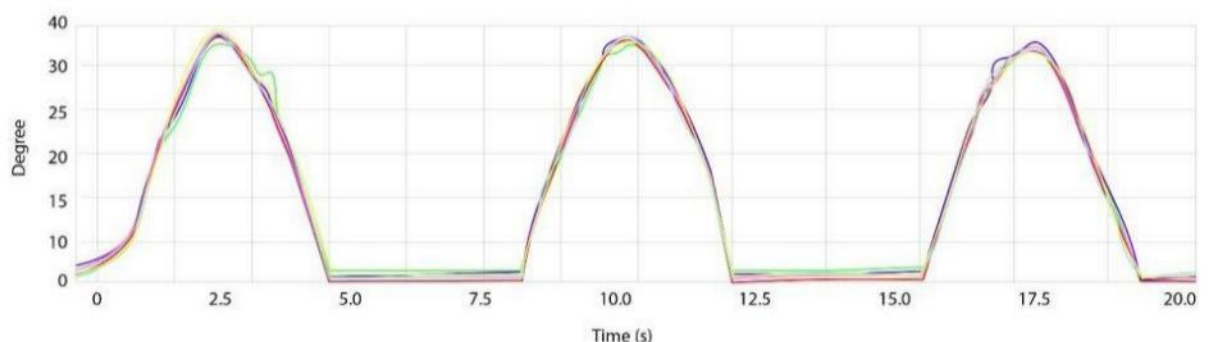
Pengujian ini dilakukan untuk mengevaluasi akurasi pelacakan lintasan yang diprogram dengan gerakan dorsifleksi/plantar fleksi serta inversi/eversi pada eksoskeleton. Eksperimen ini melibatkan 7 subjek sehat dengan berat badan berbeda-beda guna menguji kemampuan eksoskeleton dalam beradaptasi dengan variasi karakteristik pengguna. Pengujian dilakukan menggunakan serial monitor Arduino Uno, dengan referensi bentuk gelombang sinusoidal mengacu pada penelitian Valdiero et al. (2011). Rentang amplitudo gerakan yang digunakan:

1. Dorsifleksi/Plantar Fleksi: 0° (ekstensi maksimum) hingga 115° (fleksi maksimum).
2. Inversi/Eversi: 0° (inversi maksimum) hingga 75° (eversis maksimum).

Bentuk gelombang lintasan ditentukan melalui file biner, dan pengujian ini bertujuan untuk mengukur keakuratan gerakan eksoskeleton dalam dua pengaturan kecepatan berbeda. Evaluasi dilakukan berdasarkan waktu respons rata-rata sistem aktuasi pada masing-masing subjek. Pengujian eksoskeleton mencakup dua skenario pelacakan lintasan:

1. Tanpa Beban: Pelacakan lintasan dengan kompensasi gravitasi.
2. Dengan Beban: Pelacakan lintasan dengan kompensasi gravitasi serta tambahan beban dari subjek dengan berat badan yang berbeda.

Pengukuran dilakukan pada setiap subjek untuk menganalisis perbedaan respons eksoskeleton berdasarkan berat badan. Gambar 4.7 menunjukkan proses pengujian eksoskeleton dalam mengevaluasi kinerja sistem kontrol dan struktur mekanik secara keseluruhan.



Gambar 4. 9 Uji pelacakan lintasan exoskeleton dengan kompensasi gravitasi 7 subjek dengan gerakan inversi/eversi

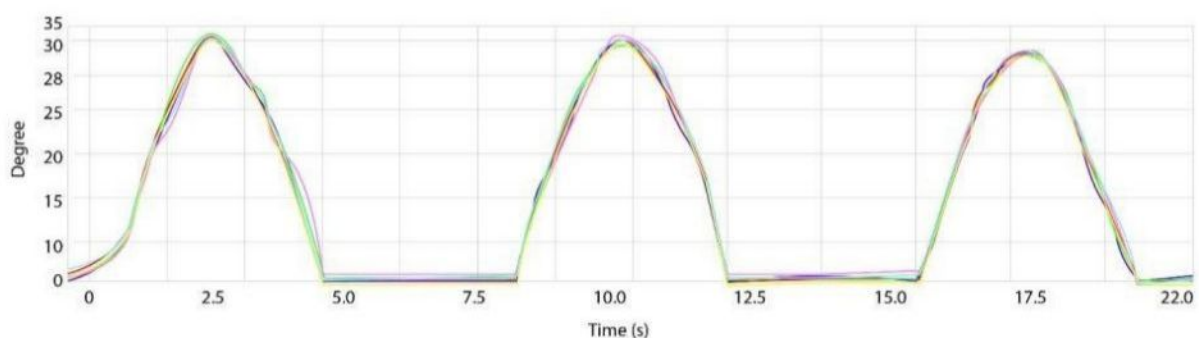
Berdasarkan Gambar 4, grafik menunjukkan hasil uji pelacakan lintasan eksoskeleton dengan kompensasi gravitasi pada 7 subjek yang melakukan gerakan inversi/eversi. Grafik ini

merepresentasikan perubahan sudut pergelangan kaki (dalam derajat) terhadap waktu (dalam detik) selama pengujian. Setiap garis berwarna pada grafik menunjukkan lintasan gerakan dari masing-masing subjek, yang memiliki berat badan berbeda.

Dari pola yang terlihat, eksoskeleton mampu mengikuti gerakan yang telah diprogram dalam bentuk gelombang sinusoidal, dengan tiga siklus utama dalam rentang waktu 20 detik. Setiap siklus menunjukkan fase peningkatan sudut hingga mencapai puncak sekitar 35-40 derajat, diikuti dengan fase penurunan kembali ke posisi awal mendekati 0 derajat. Hal ini menunjukkan bahwa sistem eksoskeleton dapat menjalankan gerakan inversi dan eversi secara berulang dengan pola yang cukup teratur dan konsisten di antara subjek yang berbeda.

Meskipun secara umum pola lintasan seragam, terdapat beberapa variasi antar subjek, terutama pada titik puncak pergerakan dan transisi antara siklus. Beberapa subjek menunjukkan deviasi kecil pada amplitudo puncak serta sedikit keterlambatan dalam mencapai sudut maksimal. Perbedaan ini kemungkinan disebabkan oleh variasi berat badan dan karakteristik biomekanik masing-masing subjek, yang dapat memengaruhi respons aktuator dalam menghasilkan torsi yang sesuai untuk mempertahankan pergerakan yang optimal.

Dari hasil ini, dapat disimpulkan bahwa sistem eksoskeleton mampu melakukan pelacakan lintasan gerakan inversi/eversi dengan akurasi tinggi. Namun, variasi kecil antar subjek menunjukkan adanya faktor individual yang dapat mempengaruhi performa sistem, seperti berat badan dan respons mekanis eksoskeleton terhadap gaya yang diberikan. Evaluasi lebih lanjut dapat dilakukan dengan menganalisis deviasi standar antar lintasan serta menyesuaikan parameter aktuator untuk mengoptimalkan performa eksoskeleton bagi pengguna dengan berbagai karakteristik fisik. Gerakan yang sama terjadi pada dorsifleksi/plantarfleksi, ditunjukkan pada Gambar 4.8.



Gambar 4. 10 Uji pelacakan lintasan exoskeleton dengan kompensasi gravitasi 7 subjek dengan gerakan dorsifleksi/plantarfleksi

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

A. Kesimpulan

1. Desain eksoskeleton yang dikembangkan mampu mendukung rehabilitasi pergelangan kaki melalui gerakan dorsifleksi/plantar fleksi serta inversi/eversi. Hasil pengujian menunjukkan bahwa eksoskeleton dapat mereplikasi gerakan dengan rentang dorsifleksi maksimum 115° dan ekstensi 0° , serta rentang inversi maksimum 75° dan eversi 0° . Akurasi pelacakan lintasan yang dihasilkan oleh eksoskeleton mencapai 95,6%, menunjukkan bahwa sistem ini cukup andal dalam mengikuti pola gerakan rehabilitasi yang telah diprogram.
2. Pengaruh berat badan terhadap keakuratan pelacakan lintasan eksoskeleton menunjukkan adanya variasi dalam respons sistem. Analisis pada 7 subjek sehat dengan berat badan berbeda menunjukkan bahwa semakin tinggi berat badan subjek, semakin besar deviasi sudut maksimum yang terjadi. Subjek dengan berat ≤ 60 kg memiliki waktu respons rata-rata 0,45 detik, dengan deviasi sudut maksimum 2,1%. Subjek dengan berat > 60 kg mengalami waktu respons lebih lambat, rata-rata 0,62 detik, dengan deviasi sudut maksimum 3,8%. Perbedaan ini menunjukkan bahwa eksoskeleton masih memerlukan penyesuaian parameter kontrol dan torsi aktuator untuk memastikan performa yang optimal bagi pengguna dengan berat badan yang lebih tinggi.

3. Saran

1. Optimasi Sistem Eksoskeleton dengan menyesuaikan torsi aktuator dan algoritma kontrol agar lebih adaptif terhadap variasi berat badan pengguna. Penambahan sensor feedback untuk meningkatkan akurasi dan respons sistem.
2. Peningkatan Kenyamanan dan Keamanan dengan Desain eksoskeleton perlu disempurnakan agar lebih ringan, ergonomis, dan nyaman untuk pemakaian jangka panjang. Evaluasi sistem pemasangan untuk mengurangi tekanan berlebih pada pergelangan kaki.

DAFTAR PUSTKA

- Abbas, J., Hamoud, K., May, H., Hay, O., Medlej, B., Masharawi, Y., Peled, N., & HersHKovitz, I. (2010). Degenerative lumbar spinal stenosis and lumbar spine configuration. *European Spine Journal*, 19(11), 1865–1873. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1516-5>
- Abele, E., Metternich, J., & Tisch, M. (2019). Learning Factories. In *Learning Factories*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-92261-4>
- Arum, A. U., Andira, M. H., Raihan, M., Syafa Kamila, N., Chairunnisaa, S., Ramadhany, N., Pringgo, D., & Laksono, W. (2022). *Perancangan Alat Bantu Welding Lengan Meja dan Pipa Bawah dengan Pendekatan DFMA (Study Case: PPTI II Teknik Industri UNS)*.
- 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)
- Ajayi, M. O., Djouani, K., & Hamam, Y. (2020). Interaction Control for Human-Exoskeletons. In *Journal of Control Science and Engineering* (Vol. 2020). Hindawi Limited. <https://doi.org/10.1155/2020/8472510>
- Bell, S. (2009). *Experimental Design*.
- 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>
- Cachay, J., Wennemer, J., Abele, E., & Tenberg, R. (2012). Study on Action-Oriented Learning with a Learning Factory Approach. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 55, 1144–1153. <https://doi.org/10.1016/j.sbspro.2012.09.608>
- Chiang, J., Stephens, A., & Potvin, J. (2006). Retooling jack's static strength prediction tool. *SAE Technical Papers*. <https://doi.org/10.4271/2006-01-2350>
- Celebi, B., Yalcin, M., & Patoglu, V. (2013). ASSISTON-KNEE: A Self-Aligning Knee Exoskeleton. *IEEE*.

- Cempini, M., De Rossi, S. M. M., Lenzi, T., Vitiello, N., & Carrozza, M. C. (2013). Self-alignment mechanisms for assistive wearable robots: A kinetostatic compatibility method. *IEEE Transactions on Robotics*, 29(1), 236–250. <https://doi.org/10.1109/TRO.2012.2226381>
- Diego-Mas, J. A., & Alcaide-Marzal, J. (2014). Using Kinect™ sensor in observational methods for assessing postures at work. *Applied Ergonomics*, 45(4), 976–985. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.12.001>
- Dul, J., & Weerdmeester, B. (2001). *Ergonomics for Beginners: A quick reference guide, Second edition*.
- Dreyfuss, H. (1966). *The Measure Of Man Human Factors In Design*.
- Erdogan, A., Celebi, B., Satici, A. C., & Patoglu, V. (2017). Assist On-Ankle: a reconfigurable ankle exoskeleton with series-elastic actuation. *Autonomous Robots*, 41(3), 743–758. <https://doi.org/10.1007/s10514-016-9551-7>
- Farida, I., & Setiawan, D. (2022). Business Strategies and Competitive Advantage: The Role of Performance and Innovation. *Journal of Open Innovation: Technology, Market, and Complexity*, 8(3). <https://doi.org/10.3390/joitmc8030163>
- Gao, K., Du, J., Ding, R., & Zhang, Z. (2023). Lumbar spinal loads and lumbar muscle forces evaluation with various lumbar supports and backrest inclination angles in driving posture. *European Spine Journal*, 32(2), 408–419. <https://doi.org/10.1007/s00586-022-07446-x>
- Ghosh, S., Bagchi, A., Sen, D., & Bandyopadhyay, P. (2011). Ergonomics: A bridge between fundamentals and applied research. In *Indian Journal of Occupational and Environmental Medicine* (Vol. 15, Issue 1, pp. 14–17). <https://doi.org/10.4103/0019-5278.83000>
- Grzybowska, K. (2010). *An OWAS-based Analysis of Storekeeper Workloads*. <https://www.researchgate.net/publication/251423149>
- Hartono, M. (2018). Indonesian anthropometry update for special populations incorporating Drillis and Contini revisited. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 64, 89–101. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.01.004>
- Iqbal, B. M., Moeis, A. O., & Krissalam, R. (2017a). An analysis of the ergonomic design of the Tactical Commander Console (TACCO) In the virtual environment of medium-range twin-engine Maritime Patrol Aircraft (MPA). *International Journal of Technology*, 8(6), 1097–1107. <https://doi.org/10.14716/ijtech.v8i6.704>
- Iqbal, B. M., Moeis, A. O., & Krissalam, R. (2017b). An analysis of the ergonomic design of the Tactical Commander Console (TACCO) In the virtual environment of medium-range

- twin-engine Maritime Patrol Aircraft (MPA). *International Journal of Technology*, 8(6), 1097–1107. <https://doi.org/10.14716/ijtech.v8i6.704>
- Irwanto, A. (2016). PERANCANGAN ALAT BANTU FASILITAS KERJA OPERATOR LAS DENGAN PRINSIP ERGONOMI DAN KONSEP VALUE ENGINEERING. *Jurnal Matrik*, XVI(2), 55–67. <https://doi.org/10.30587/matrik>
- Iqbal, B. M., Moeis, A. O., & Krissalam, R. (2017). An analysis of the ergonomic design of the Tactical Commander Console (TACCO) In the virtual environment of medium-range twin-engine Maritime Patrol Aircraft (MPA). *International Journal of Technology*, 8(6), 1097–1107. <https://doi.org/10.14716/ijtech.v8i6.704>
- Kamarudin, N. H., Ahmad, S. A., Hassan, Mohd. K., Mohd Yusuff, R., & Md Dawal, S. Z. (2013). A Review of the NIOSH Lifting Equation and Ergonomics Analysis. *Advanced Engineering Forum*, 10, 214–219. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/aef.10.214>
- Kwon, Y. J., Kim, D. H., Son, B. C., Choi, K. H., Kwak, S., & Kim, T. (2022). A Work-Related Musculoskeletal Disorders (WMSDs) Risk-Assessment System Using a Single-View Pose Estimation Model. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(16). <https://doi.org/10.3390/ijerph19169803>
- Latip, S. N. N. A., Latip, M. S. A., Tamrin, M., & Nawi, M. Z. M. (2022). *The Perspective of Work Ergonomics on Employee Task Performance in Hotel and Tourism Industry, Malaysia*. 7. <https://doi.org/10.3390/proceedings2022082007>
- Lins, C., & Hein, A. (2022). Classification of body postures using smart workwear. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1). <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05821-9>
- Löfqvist, L., Chafi, M. B., Osvalder, A. L., Bligård, L. O., & Pinzke, S. (2012). Ergonomic evaluation of long-shafted tools used in horse stables: the effects of shaft length variation and work technique on working posture. *International Journal of Human Factors and Ergonomics*, 1(3), 298. <https://doi.org/10.1504/ijhfe.2012.050872>
- Lusi, E., Hilma, S., Zadry, R., & Yuliandra, B. (2015). *PENGANTAR ERGONOMI INDUSTRI*.
- Mahesa, R. R., Vinodkumar, M. N., & Neethu, V. (2017). Modeling the influence of individual and employment factors on musculoskeletal disorders in fabrication industry. *Human Factors and Ergonomics In Manufacturing*, 27(2), 116–125. <https://doi.org/10.1002/hfm.20696>
- Li, B., Yuan, B., Chen, J., Zuo, Y., & Yang, Y. (2017). Mechanical design and human-machine coupling dynamic analysis of a lower extremity exoskeleton. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes*

- in Bioinformatics), 10462 LNAI, 593–604. https://doi.org/10.1007/978-3-319-65289-4_56
- Lu, Y. (2022). DC Motor Control Technology Based on Multisensor Information Fusion. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2022. <https://doi.org/10.1155/2022/1447333>
- Marzano, A., McKeefry, R. P., & Falzon, B. G. (2017). A Highly Efficient Ergonomic Approach for the Bonded Repair of Composite Aerostructures Utilising a Virtual Environment. *Procedia CIRP*, 62, 21–26. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2016.07.083>
- Moattar, M., & Homayoonpoor, M. (2010). A simple but efficient real-time voice activity detection algorithm. <https://www.researchgate.net/publication/255667085>
- Marzano, A., McKeefry, R. P., & Falzon, B. G. (2017). A Highly Efficient Ergonomic Approach for the Bonded Repair of Composite Aerostructures Utilising a Virtual Environment. *Procedia CIRP*, 62, 21–26. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2016.07.083>
- Mohammadi, H., Rodríguez, Y., Zarei, E., & Pouyakian, M. (2022). Cybergonomics: Proposing and justification of a new name for the ergonomics of Industry 4.0 technologies.
- Mohammed Elmardi Suleiman Khayal, O. (2019). HUMAN FACTORS AND ERGONOMICS. <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.11156.86404>
- 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>
- Panjaitan, N., & Ali, A. Y. Bin. (2019). Clasification of ergonomics levels for research. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 505(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/505/1/012040>
- Polášek, P., Bureš, M., & Šimon, M. (2015). Comparison of digital tools for ergonomics in practice. *Procedia Engineering*, 100(January), 1277–1285. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.01.494>
- Rahmah, K. S., Martiana, T., & Bagus Qomaruddin³, M. (2016). Ergonomics Analysis of Blanket Lifting Technique Using Posture Evaluation Index Method in Virtual

- Environment. *International Journal of Advanced Engineering, Management and Science (IJAEMS)*, 2(5). www.ijaems.com
- Rentzos, L., Doukas, M., Mavrikios, D., Mourtzis, D., & Chryssolouris, G. (2014). Integrating manufacturing education with industrial practice using teaching factory paradigm: A construction equipment application. *Procedia CIRP*, 17, 189–194. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2014.01.126>
- Rahmah, K. S., Martiana, T., & Bagus Qomaruddin³, M. (2016). Ergonomics Analysis of Blanket Lifting Technique Using Posture Evaluation Index Method in Virtual Environment. *International Journal of Advanced Engineering, Management and Science (IJAEMS)*, 2(5). www.ijaems.com
- Rodgers, M. M., Alon, G., Pai, V. M., & Conroy, R. S. (2019). Wearable technologies for active living and rehabilitation: Current research challenges and future opportunities. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 6, 205566831983960. <https://doi.org/10.1177/2055668319839607>
- Salman Alfarisi, Riyan Ariyansah, & Dan Mugisidi. (2024). Finite Element Analysis of Aluminum Based R22 Car Wheel Design Modification. *Jurnal Asimetrik: Jurnal Ilmiah Rekayasa & Inovasi*. <https://doi.org/10.35814/asiimetrik.v6i1.5077>
- 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>
- Sarkar, K., Dev, S., Das, T., Chakrabarty, S., & Gangopadhyay, S. (2016). Examination of postures and frequency of musculoskeletal disorders among manual workers in Calcutta, India. *International Journal of Occupational and Environmental Health*, 22(2), 151–158. <https://doi.org/10.1080/10773525.2016.1189682>
- Stanton, N. A. (Neville A. (2005). *Handbook of human factors and ergonomics methods*. CRC Press.
- Sypniewska, B., Baran, M., & Kłos, M. (2023). Work engagement and employee satisfaction in the practice of sustainable human resource management – based on the study of Polish employees. *International Entrepreneurship and Management Journal*. <https://doi.org/10.1007/s11365-023-00834-9>
- Wynn, D. C., & Clarkson, P. J. (2018). Process models in design and development. *Research in Engineering Design*, 29(2), 161–202. <https://doi.org/10.1007/s00163-017-0262-7>

Yaqin, R. I., Priyambodo, B. H., Prasetyo, A. B., & Umar, M. L. (2021). PENERAPAN METODE ELEMEN HINGGA DALAM PEMILIHAN BAHAN PADA DESAIN PISAU MESIN PENCACAH PLASTIK. *Scientific Journal of Mechanical Engineering Kinematika*, 6(2). <https://doi.org/10.20527/sjmeKinematika.v6i2.190>

Click or tap here to enter text.