

**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*

**UNIVERSITAS BOJONEGORO**

**2024**

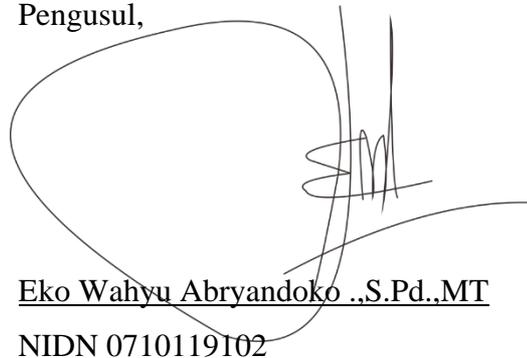
**HALAMAN PENGESAHAN**  
**LAPORAN PENELITIAN MANDIRI**

1. Judul Penelitian : Desain dan Pengendalian Sistem Robot Untuk  
Rehabilitasi Sendi Pergelangan Kaki Pada Pasien Pasca-Stroke
2. Ketua Peneliti
- a. Nama : Eko Wahyu Abryandoko.,S.Pd.,MT
  - b. Program Studi : Teknik Industri
  - c. e-mail : [abryandoko@gmail.com](mailto:abryandoko@gmail.com)
  - d. Bidang Keilmuan : Rekayasa Sistem Industri
  - e. Jangka Penelitian : 6 Bulan
  - f. Lokasi Penelitian : Bojonegoro
  - g. Dana disetujui : Rp 3.500.000,00

Mengetahui,  
Ketua LPPM,

Laily Agustina Rahmawati, S. Si, M. Sc  
NIDN 07 210886 01

Bojonegoro, 26 September 2024  
Pengusul,

  
Eko Wahyu Abryandoko .,S.Pd.,MT  
NIDN 0710119102

## **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, 26 September 2024

Eko Wahyu Abryandoko

## **RINGKASAN**

Stroke merupakan penyebab utama gangguan mobilitas yang mengakibatkan kesulitan berjalan pada pasien. Tingginya prevalensi gangguan mobilitas yang ditimbulkan karena berjalan umumnya disebabkan oleh gangguan pada sendi pergelangan kaki. Kebutuhan Rehabilitasi pergelangan kaki menjadi bagian penting dalam pemulihan mobilitas pergelangan kaki melalui gerakan dorsifleksi/plantar fleksi dan inversi/eversi. Tujuan utama penelitian ini adalah mengembangkan desain eksoskeleton yang optimal secara antropometrik dengan mempertimbangkan kenyamanan, keselamatan, dan efisiensi energi selama rehabilitasi. Desain eksoskeleton difokuskan pada dua gerakan utama pergelangan kaki, yaitu dorsifleksi/plantar fleksi dan inversi/eversi. Metode yang digunakan dalam penelitian ini adalah rekayasa desain, di mana dua konsep desain eksoskeleton diusulkan, dianalisis, dan dibandingkan menggunakan simulasi kinematik dan Finite Element Analysis (FEA). Simulasi kinematik dilakukan untuk menentukan kebutuhan torsi optimal berdasarkan gerakan eksoskeleton, dengan respons terhadap beban simulasi yang sesuai dengan berat segmen kaki pasien. Dua konsep desain dievaluasi melalui pengujian simulasi gerakan dan FEA. Hasil menunjukkan bahwa konsep desain exoskeleton B lebih efisien dan andal dibandingkan konsep desain A. Konsep desain B menghasilkan torsi yang lebih rendah namun memiliki faktor keamanan lebih tinggi (4.22 dibandingkan 3.68 pada konsep desain A), serta tegangan maksimum yang lebih rendah (30.43 MPa dibandingkan 39.15 MPa). Dengan demikian, desain B dinilai lebih unggul karena lebih hemat energi, aman, dan stabil untuk digunakan dalam rehabilitasi sendi pergelangan kaki pasien pasca stroke. Kontribusi utama penelitian ini adalah memberikan rekomendasi desain eksoskeleton yang optimal secara antropometrik untuk meningkatkan efektivitas rehabilitasi pasien pasca stroke, selain itu memberikan rekomendasi penggunaan material dan aktuator yang sesuai untuk mencapai keseimbangan antara kekuatan dan efisiensi energi.

**Kata kunci:** robot rehabilitasi ; pergelangan kaki ; desain robot ; pemodelan dan simulasi

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN PENGESAHAN LAPORAN PENELITIAN MANDIRI.....</b>	<b>II</b>
<b>KATA PENGANTAR.....</b>	<b>III</b>
<b>RINGKASAN .....</b>	<b>IV</b>
<b>DAFTAR ISI.....</b>	<b>V</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN.....</b>	<b>1</b>
A. Latar Belakang.....	3
B. Rumusan Masalah .....	5
C. Tujuan Penelitian.....	5
D. Manfaat Penelitian.....	5
E. Urgensi Penelitian .....	6
<b>BAB II LANDASAN TEORI.....</b>	<b>7</b>
A. Kajian Induktif.....	7
B. Rehabilitasi pasien pasca stroke .....	8
C. Links dan Joints.....	9
D. <i>Degree of freedom (DoF)</i> .....	11
E. Prinsip Dasar Permodelan Matematik Dalam Sistem Robotik.....	11
F. Kinematika Robot.....	13
G. Robo Analyzer.....	19
H. <i>Mikrokontroler</i> .....	19
I. Motor DC.....	20
<b>BAB III METODE PENELITIAN .....</b>	<b>21</b>
A. Tempat dan Waktu Penelitian .....	21
B. Alat dan Bahan Penelitian .....	21
C. Jenis Penelitian .....	23
D. Identifikasi dan klasifikasi variabel.....	23
E. Alur Penelitian.....	24

<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>25</b>
A. Anatomi, fisiologi, dan biomekanik .....	25
B. Analogi antara pergelangan kaki dan anatomi-mekanis.....	26
C. Exoskeleton Design Considerations .....	26
D. Konsep Desain struktur exoskeleton .....	28
E. Kinematics Design CAD Model Robot System .....	31
F. Motion Performance Simulation .....	33
G. Analisis Struktur Menggunakan Finite Element Analysis (FEA) .....	35
H. Matrix Pengambilan Keputusan konsep desain exoskeleton.....	38
<b>BAB V KESIMPULAN DAN SARAN .....</b>	<b>40</b>
A. Kesimpulan.....	40
B. Saran.....	40
<b>DAFTAR PUSTKA.....</b>	<b>41</b>

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 4.1 Gerakan utama pergelangan kaki yang dipertimbangkan .....	25
Gambar 4. 2. Analogi gerakan fungsional antara pergelangan kaki dan anatomi-mekanik. ...	26
Gambar 4. 3 Konsep desain struktur exoskeleton.....	29
Gambar 4. 4 Konsep desain exoskeleton dan lokasi actuator .....	30
Gambar 4. 5 Komposisi material setiap part pada konsep desain exoskeleton .....	30
Gambar 4. 6 Skematik pengujian dan pemilihan alternatif konsep desain exoskeleton.....	31
Gambar 4. 7 Simulasi gerakan pada dua alternatif desain exoskeleton.....	32
Gambar 4. 8 Simulasi gerakan pada dua alternatif desain exoskeleton.....	32
Gambar 4. 9 Simulasi kinerja gerakan exoskeleton.....	34
Gambar 4. 10 Grafik perbandingan kebutuhan torsi pada kedua konsep exoskeleton .....	35
Gambar 4. 11 Simulasi FEA pada konsep desain exoskeleton.....	36
Gambar 4. 12 Simulasi FEA pada konsep desain exoskeleton.....	37
Gambar 4. 13 Perbandingan pengujian FEA dari kedua konsep desain exoskeleton.....	38

## DAFTAR TABEL

Table Table 4.1 Data antropometri panjang dan persentase berat segmen lengan .....	27
Table 4.2 Perbandingan Range of Motion antara pergelangan kaki dan perangkat .....	28
Table 4. 3 Matrix Pengambilan Keputusan konsep Desain exoskeleton.....	38

# **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 tapanan 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 merancang desain model sistem kontrol pada robot untuk rehabilitasi sendi pergelangan kaki pada pasien pasca-stroke?
2. Bagaimana mensimulasikan statis dan dinamis pada mekanisme desain robot untuk rehabilitasi yang sesuai sintesis dimensi mekanisme pada sendi pergelangan kaki pasien pasca-stroke ?
3. Bagaimana performa simulasi robot rehabilitasi dengan pengaruh pembebanan pada sendi pergelangan kaki terhadap gaya aktuator dari aktuator?

## **C. Tujuan Penelitian**

1. Untuk merancang desain model sistem kontrol pada robot untuk rehabilitasi sendi pergelangan kaki pada pasien pasca-stroke?
2. Untuk mensimulasikan statis dan dinamis pada mekanisme desain robot untuk rehabilitasi yang sesuai sintesis dimensi mekanisme pada sendi pergelangan kaki pasien pasca-stroke
3. Untuk menganalisis performa simulasi robot rehabilitasi dengan pengaruh pembebanan pada sendi pergelangan kaki terhadap gaya aktuator dari aktuator?

## **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	<i>Lower Back Analysis</i> (LBA), <i>Ovako Working</i>	<i>Virtual Environment</i> (PEI) menggunakan Solidworks,	Analisis postur operator yang diubah dalam posisi duduk, berdiri, dan aktifitas	Analisis rute alternatif, postur dan kecepatan bekerja

	utilising a virtual environment (Marzano et al., 2017)	<i>Posture Analysis (OWAS), dan Rapid Upper Limb Assessment (RULA)</i>	Inventor, JACKS, ANNIE-Ergoman	penggunaan lift portable	dalam ruang 3D
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)</i> menggunakan software Jack 6.1	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 strok hal ini dikarenakan bagian tubuh atas sangat berpengaruh terhadap kegiatan sehari-hari seperti makan/ minum, mandi, berpakaian, mengkonsumsi obat, dan lain sebagainya. Rehabilitasi strok adalah program yang terkoordinasi yang memberikan perawatan restoratif untuk memaksimalkan pemulihan dan meminimalisasi impairment, disability dan hadicap yang disebabkan oleh strok [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 strok 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*).

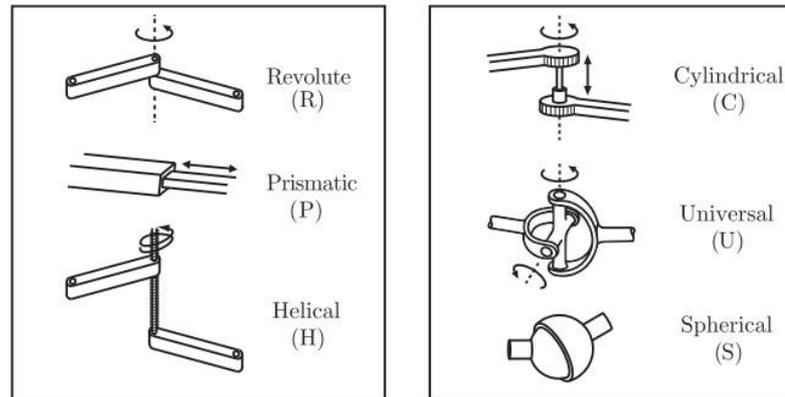
Fase rehabilitasi pasca stroke berdasarkan tujuan dan intervensi yang diberikan terbagi menjadi tiga fase yaitu fase akut, fase sub akut, dan fase kronis. Menurut [54] tingkatan rehabilitasi terbagi menjadi lima yaitu:

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)**

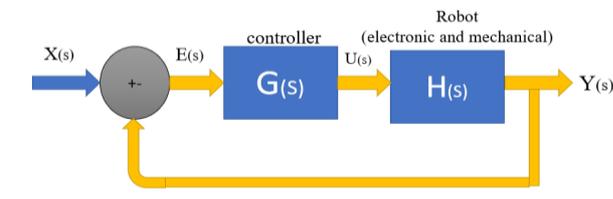
Degree of freedom (DoF) didefinisikan sebagai jumlah minimum koordinat independen yang diperlukan untuk menggambarkan posisi sistem [58]. Mekanisme DoF terdiri dari beberapa susunan link yang terhubung dengan joint. Banyaknya DoF dari sebuah mekanisme robot tergantung dari banyaknya link dan tipe joint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

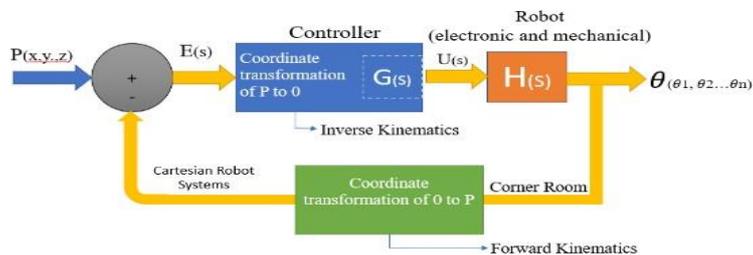
Sistem robotik secara garis besar terdiri dari sistem kontroler, elektronik dan mekanik robot. Gambar 2.2 menjelaskan skematik diagram Prinsip dasar permodelan

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].

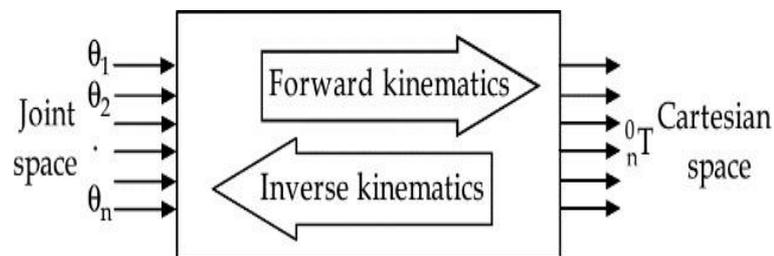


Gambar 2. 3 Scematik Blog diagram sistem robotik berorientasi kinematika

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  $\theta$  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 anggota gerak atas dengan menyesuaikan kebutuhan gerakan anatomi lengan manusia [64], [65]. Perspektif dinamika 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].



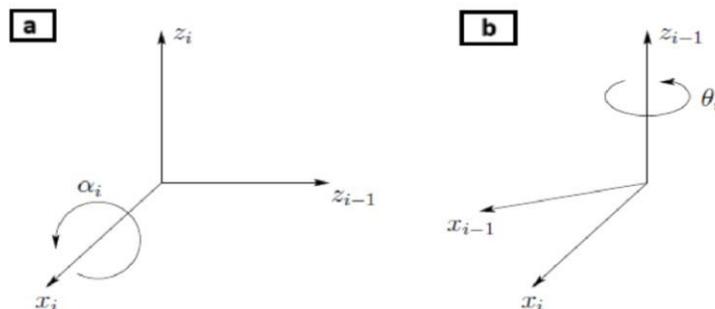
Gambar 2. 4 Skematik Diagram Hubungan Forward kinematics dan Inverse kinematics [66]

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-Hatarnberg Parameter

Representasi dari analisa hubungan gerak rotasi dan translasi antara lengan yang terhubung dalam suatu manipulator telah diperkenalkan oleh *Denavit & Hatarnberg* 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 ( $\theta$ ), panjang link ( $a$ ) dan sudut puntir ( $\alpha$ ).

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),  $\alpha$  (link twist),  $d$  (link offset),  $\theta$  (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  $\alpha$  adalah sudut antarasumbu  $z_0$  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  $\theta$  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  $\alpha_i$  dan 2.4b Cara untuk menentukan parameter  $\theta_i$  [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]:

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

$${}^{i-1}A_1 = \text{Rot}_{z, \theta} \text{Trans}_{z, a} \text{Rot}_{x, \alpha} \text{Trans}_{x, d} \quad (2.2)$$

$${}^{i-1}A_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & \alpha_i & 1 & 0 & 0 & 0 \\ \cos \theta_i & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & \cos \alpha_i & -\sin \alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

$${}^{i-1}A_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i & -\sin \theta_i \sin \alpha_i & \alpha_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \sin \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & \alpha_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Empat parameter  $\theta_i$ ,  $a_i$ ,  $d_i$ ,  $\alpha_i$  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,  $\alpha_i$  disebut sebagai twist,  $d_i$  disebut sebagai offset,  $\theta_i$  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 on  $x_n y_n z_n$

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

$\theta_i$  = sudut antara  $x_{i-1}$  dan  $x_i$  diukur terhadap  $z_i$   $\theta_i$  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*

$\alpha_i$  = 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 orientansi 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  $n$ ,  $s$  dan  $a$  berisi nilai rotasi robot sedangkan notasi  $d$  berisi nilai translasi robot.

$$A = (n, s, a, d) \quad (2.6)$$

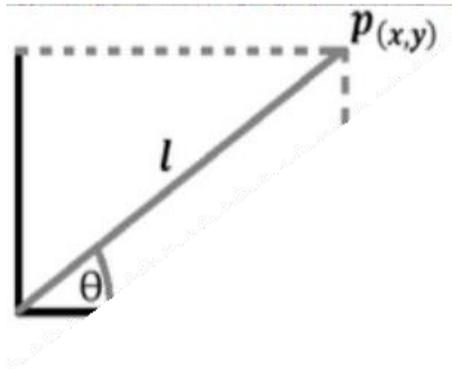
$${}^0T^n = A_1 \dots A_n \quad (2.7)$$

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  $\theta$  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  $\theta$  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

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

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](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)

## 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. Alat dan Bahan Penelitian

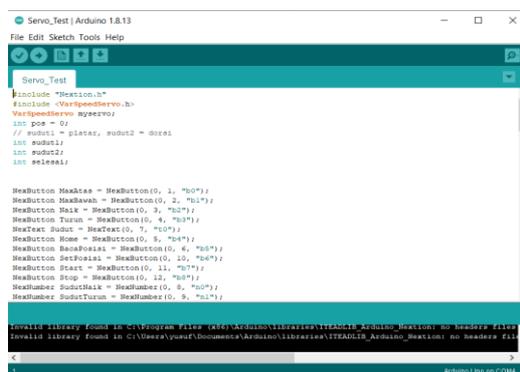
Alat dan bahan dalam penelitian ini menggunakan software untuk pemrograman, pengujian dan komponen elektrik yang saling berhubungan menjadi suatu rangkaian sistem elektrik yaitu:

#### 1. Alat Penelitian

Peralatan yang digunakan pada penelitian dan perancangan dibagi dua jenis meliputi perangkat lunak dan perangkat keras. Peralatan perangkat lunak yang digunakan dalam perancangan sebagai berikut:

##### a. *Software* Arduino IDE

Arduino IDE (*Intergrated Development Enviroment*) merupakan perangkat lunak yang digunakan dalam menulis baris program yang berisi perintah-perintah tertentu yang kemudian diunggah ke papan Arduino. Bahasa pemrograman yang digunakan adalah bahasa C. Gambar 3.1 merupakan Tampilan perangkat lunak Arduino IDE.



Gambar 3. 1 Arduino IDE

##### b. *Software* AutoCAD

Perangkat lunak *AutoCAD* berfungsi untuk melakukan desain mekanik untuk mengetahui desain baik dalam bentuk 2D maupun 3D.

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

a. *Arduino UNO*

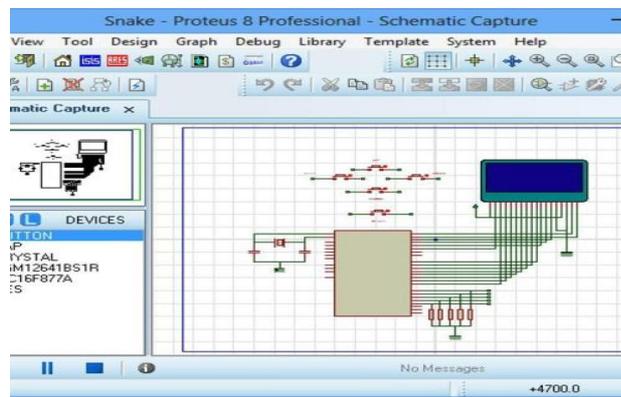
Arduino UNO merupakan papan rangkaian elektronik berbasis ATmega328, yang pada perancangan ini digunakan sebagai pengatur gerakan motor, dan juga pengatur input serta interface dari LCD Nextion. Mikrokontroler ini memiliki 14 pin input/output digital (6 sebagai pwm output), 6 input analog, osilator kristal 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, perubahan dari skematik ke PCB dapat dilakukan dalam software Proteus 8. Gambar 3.6 merupakan tampilan Proteus Professional 8



Gambar 3.3 Proteus Professional 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



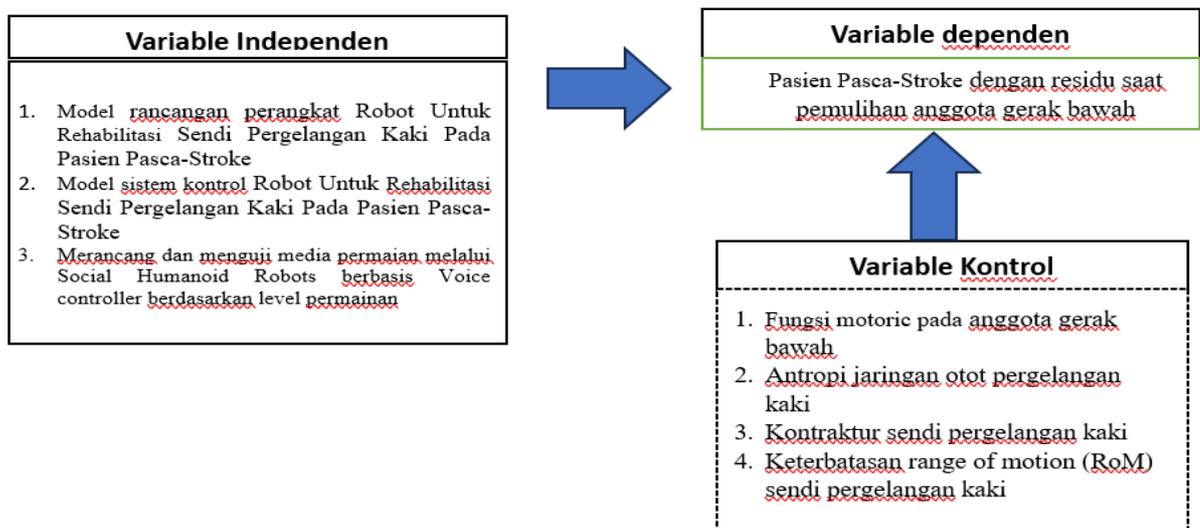
Gambar 3.4 Motor DC tipe JX Servo PDI-HV2060MG

### 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.

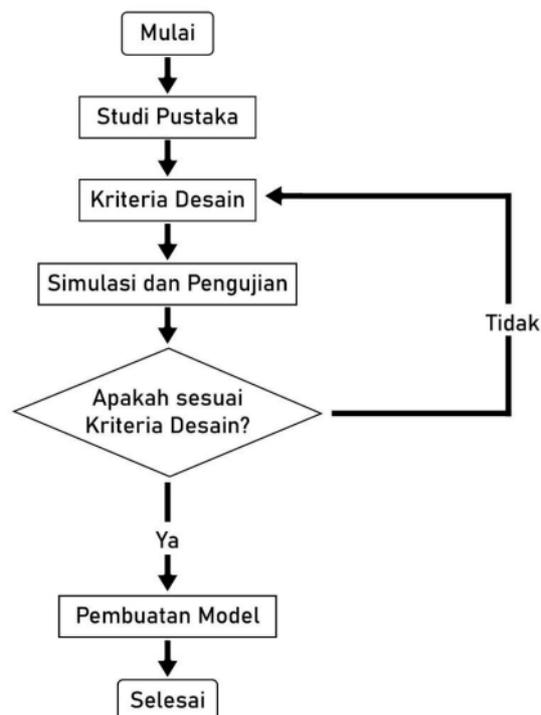
b. Variable independen

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**



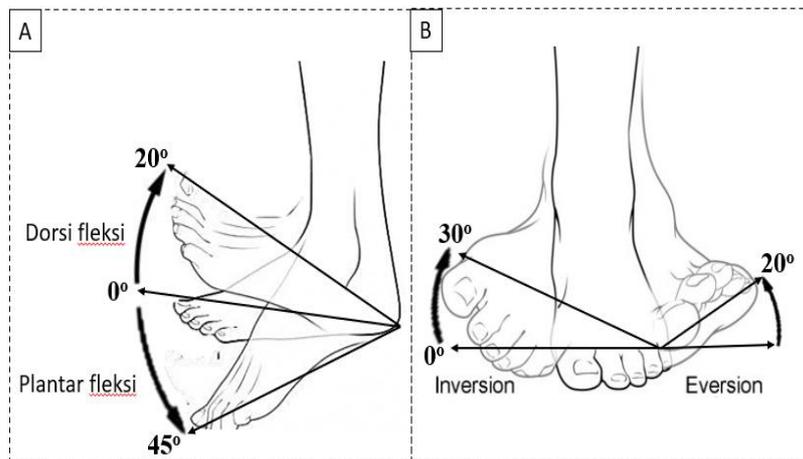
**Gambar 3.6 Alur Penelitian**

## 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 dorsifleksi/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.



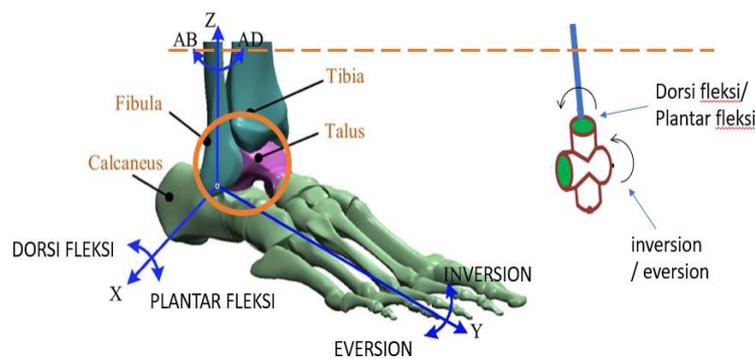
Gambar 4.1 Gerakan utama pergelangan kaki yang dipertimbangkan dalam desain mekanis exoskeleton: (a) dorsifleksi dan plantar fleksi; (b) inversi dan eversi;

Gerakan utama pergelangan kaki pada gambar 1 digunakan sebagai acuan dalam desain mekanik exoskeleton yaitu fase gerakan plantar fleksi mampu membentuk sudut 45° dan

rentang gerakan dorsi-fleksi dari  $0^\circ$  hingga  $20^\circ$ , sedangkan rentang inversi mampu membentuk sudut  $30^\circ$  dan rentang gerakan eversi membentuk sudut  $20^\circ$  [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 <sup>o</sup>	15 <sup>o</sup>
Plantar Fleksi	45 <sup>o</sup>	40 <sup>o</sup>
Inversion	30 <sup>o</sup>	30 <sup>o</sup>
Eversion	20 <sup>o</sup>	10 <sup>o</sup>

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.

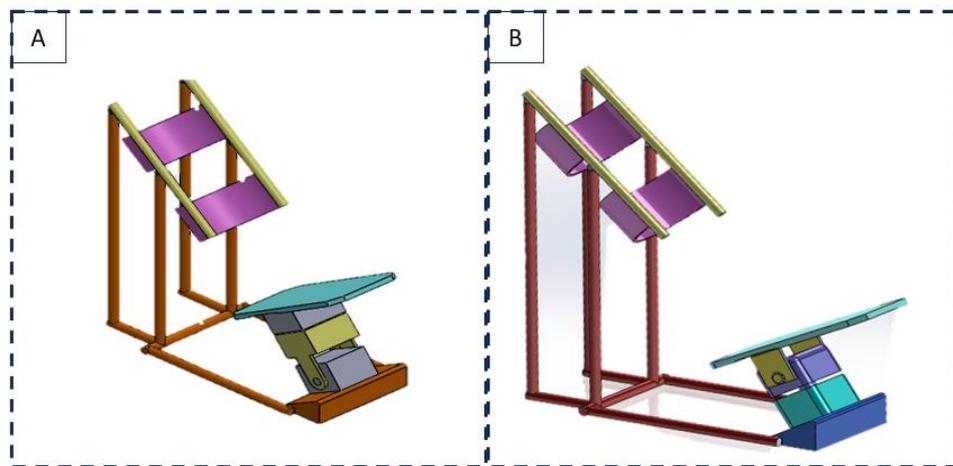
#### D. Konsep Desain struktur exoskeleton

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

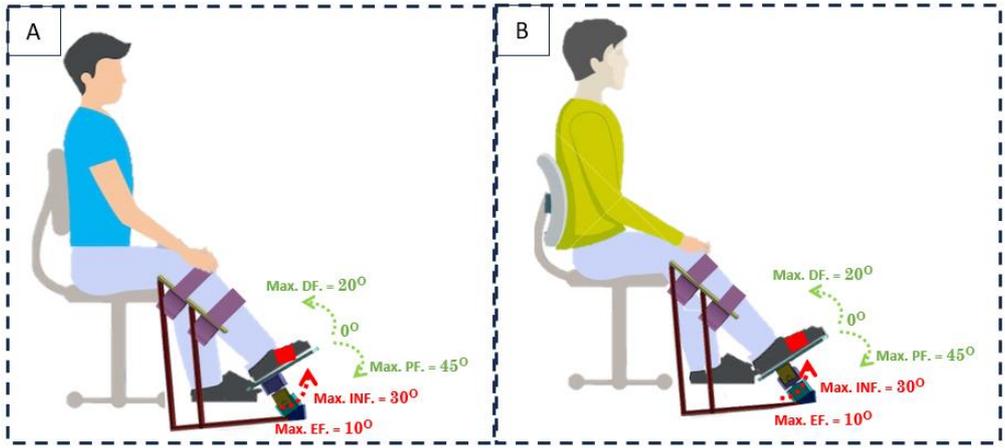
paling sesuai dengan persyaratan dan tujuan proyek. Gambar 4.3 merupakan konsep desain struktur exoskeleton untuk rehabilitasi pergelangan kaki pada pasien pasca stroke.



Gambar 4. 3 Konsep desain struktur exoskeleton untuk rehabilitasi pergelangan kaki pada pasien pasca stroke. (a). konsep desain dengan sistem mekanisme pemutar terhubung pada struktur join (b). konsep desain dengan sistem mekanisme pemutar menjadi tumpuan struktur join

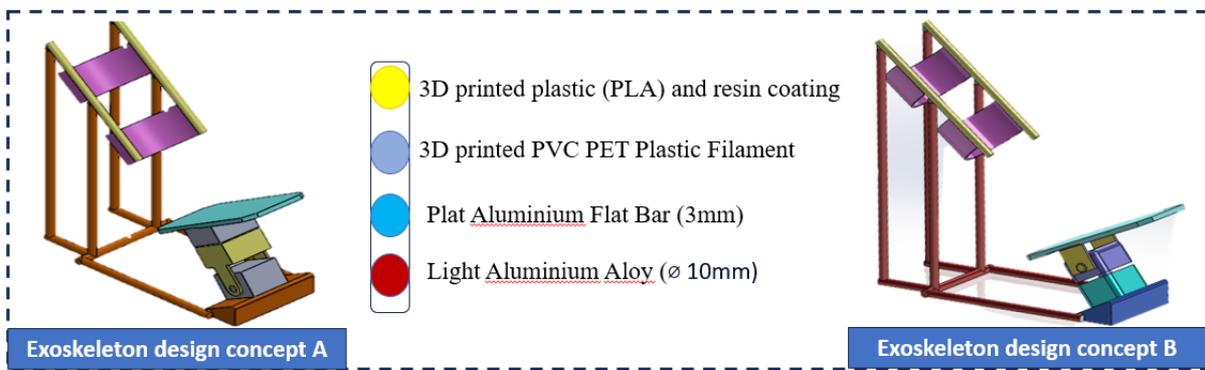
Perencanaan konsep desain struktur exoskeleton dilakukan dengan sistem yang memiliki kesejajaran sumbu pergerakan sendi yang sama dan pada saat yang sama mampu mempertahankan ruang kerja secara maksimal. Terdapat beberapa tantangan pada perencanaan konsep desain struktur exoskeleton yang digunakan sebagai 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.



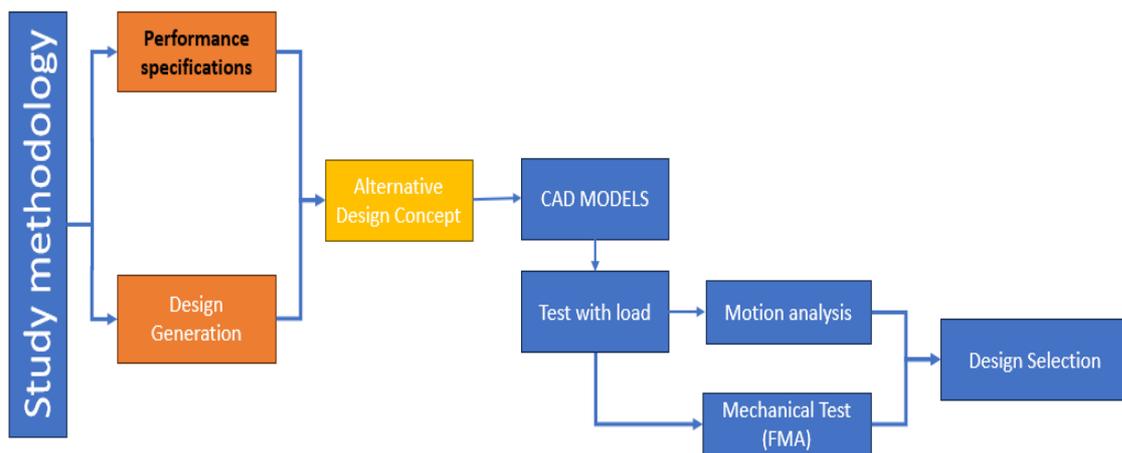
Gambar 4. 4 Konsep desain exoskeleton dan lokasi aktuator terhadap sendi pergelangan kaki. (a). konsep desain dengan sistem mekanisme pemutar terhubung pada struktur joint (b). konsep desain dengan sistem mekanisme pemutar menjadi tumpuan struktur joint

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

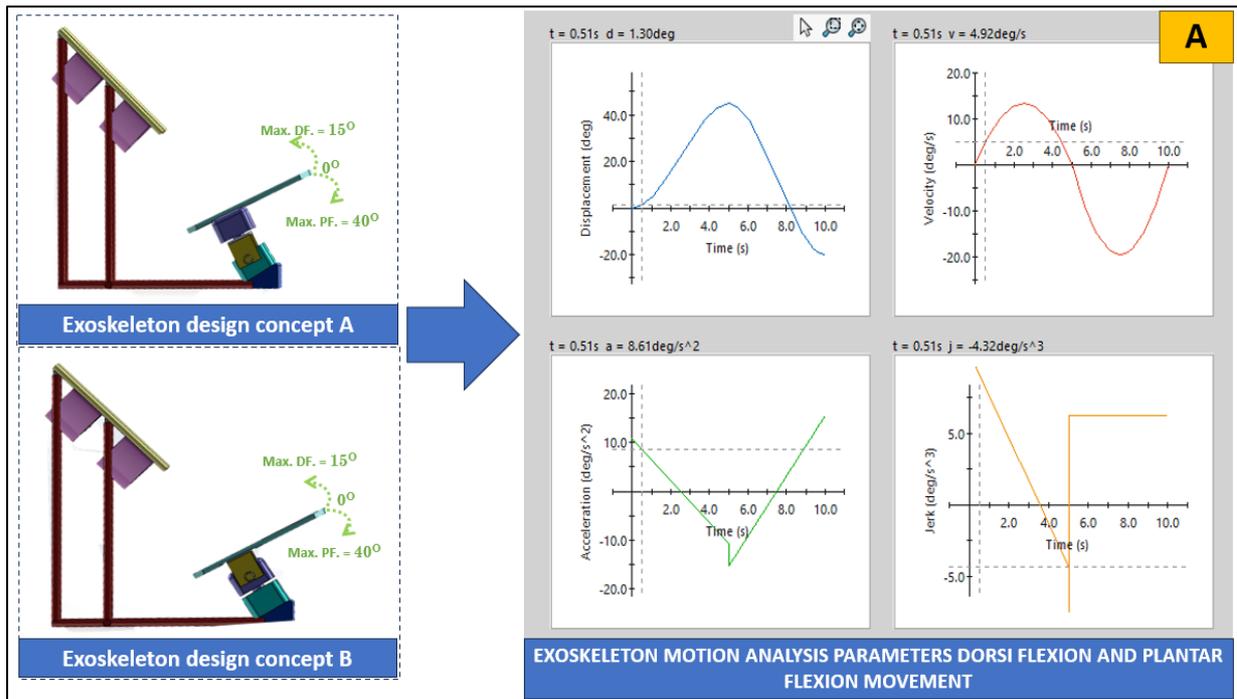
Penggunaan material pada konsep desain exoskeleton dilakukan untuk simulasi pengujian menggunakan analisis elemen hingga (FEA). Konfigurasi spasial dari rangka luar pergelangan kaki menggabungkan komponen kaku dan fleksibel yang bekerja secara sinergis untuk mencapai lingkup gerak yang ditentukan. Biasanya, pengaturan ini mencakup pelat kaki yang diikat pada kaki pemakainya serta rangka kokoh yang terhubung ke tungkai bawah. Pelat kaki berinteraksi dengan rangka melalui sendi putar yang memungkinkan rotasi dalam bidang sagital, yang mendukung gerakan dorsifleksi/fleksi plantar dan inversi/eversi. Struktur mekanis exoskeleton dievaluasi melalui simulasi untuk memastikan semua komponen mampu menahan beban maksimum. Setiap komponen exoskeleton dikenakan FEA guna menentukan tegangan, deformasi, dan faktor keamanan. Selain itu, desain prototipe exoskeleton dianalisis menggunakan simulasi motion analysis pada Solidwork 2022a, di mana simulasi pergerakan exoskeleton dilakukan dengan memberikan beban sesuai kriteria yang ditentukan. Tahapan pengujian pergerakan exoskeleton dapat dilihat pada Gambar 4.6.



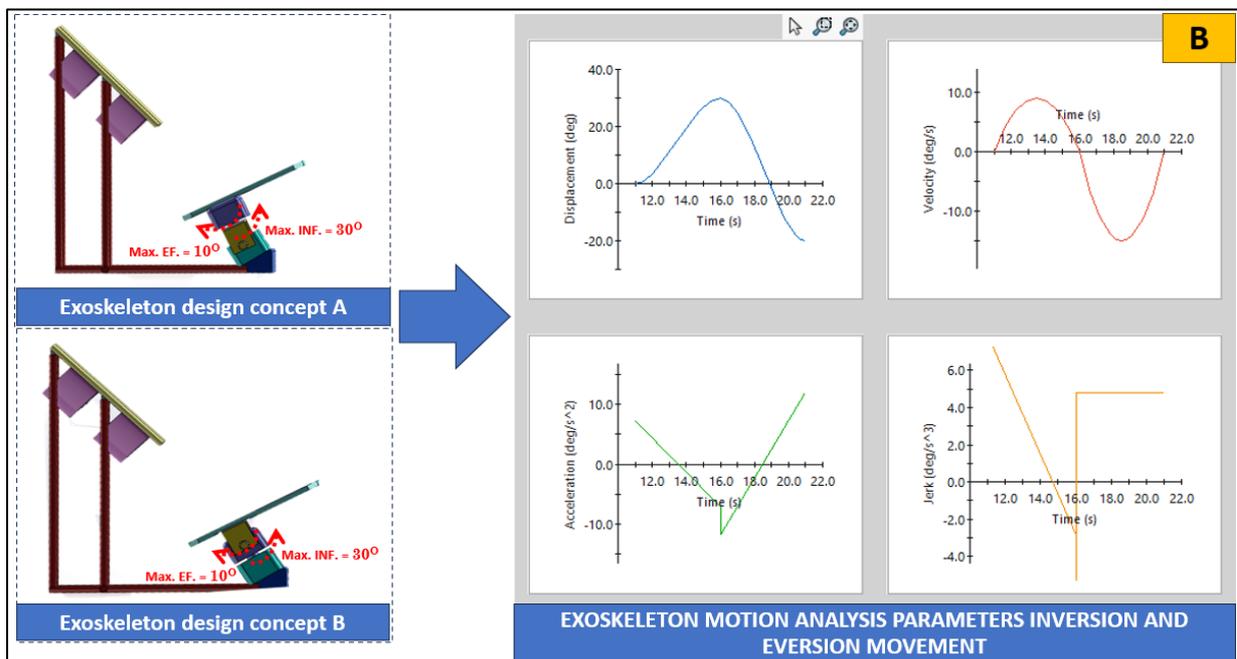
Gambar 4. 6 Skematik pengujian dan pemilihan alternatif konsep desain exoskeleton

### E. Kinematics Design CAD Model Robot System

Desain sistem exoskeleton harus disesuaikan dengan ruang kerja yang ditentukan melalui simulasi kinematika gerakan menggunakan software Solidwork 2022a. Pelacakan lintasan gerakan pada dua alternatif desain exoskeleton pada simulasi diatur menggunakan bentuk gelombang sinusoidal dengan rentang amplitudo dari  $0^{\circ}$ - $40^{\circ}$  (dorsi fleksi/ fleksi plantar) dan  $0^{\circ}$ - $30^{\circ}$  (inversi/eversi). Tujuan utama pengujian ini adalah untuk mengetahui kebutuhan torsi berdasarkan gerakan exoskeleton dengan respons waktu gerakan dorsifleksi/fleksi plantar dan inversi/eversi. Pengujian ini memungkinkan pemahaman yang lebih mendalam tentang performa desain exoskeleton terkait torsi, kecepatan dan presisi gerakan, yang divisualisasikan pada Gambar 4.7 dan Gambar 4.8.



Gambar 4. 7 Simulasi gerakan pada dua alternatif desain exoskeleton dengan kecepatan lintasan sudut Gerakan dorsiflexi/fleksi plantar  $\omega = 40^\circ/s$  (0.698 rad/s).



Gambar 4. 8 Simulasi gerakan pada dua alternatif desain exoskeleton dengan kecepatan lintasan sudut Gerakan inversi/eversi  $\omega = 30^\circ/s$  (0.524 rad/s).

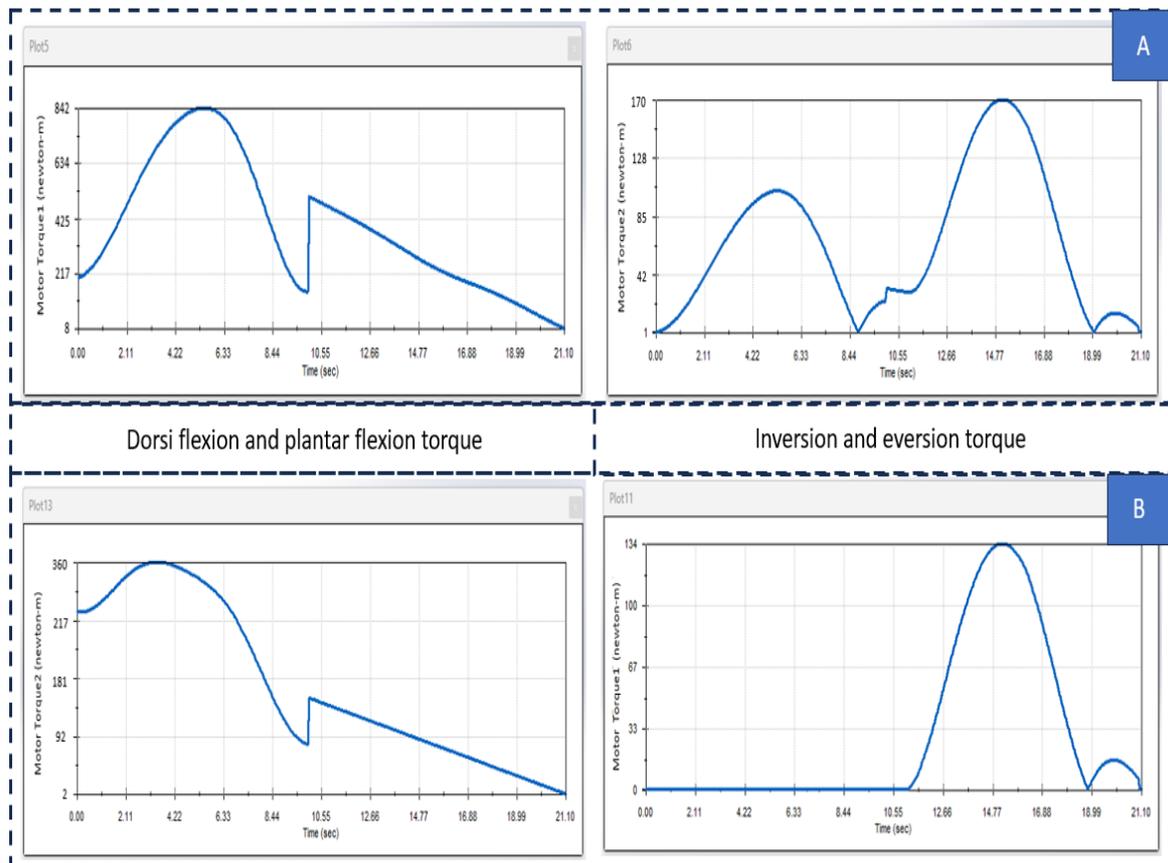
Parameter simulasi gerakan exoskeleton pada Gambar 10 menunjukkan bahwa setiap pengujian pembebanan pada exoskeleton harus mampu melacak lintasan gerakan secara akurat

dan sesuai kriteria yang telah ditentukan. Pembebanan pada exoskeleton dilakukan untuk menentukan alternatif desain yang optimal digunakan sebagai rehabilitasi pergelangan kaki. Pelacakan lintasan pada desain exoskeleton disimulasikan menggunakan beban yang disesuaikan dengan kebutuhan rehabilitasi pergelangan kaki pada subjek. Simulasi Pelacakan lintasan akan dinilai evektifitas desain exoskeleton dalam mengendalikan gerakan dorsifleksi/fleksi plantar dan inversi/eversi pada pergelangan kaki. Penilaian simulasi pelacakan lintasan desain exoskeleton diukur berdasarkan torsi yang optimal dengan sistem yang mampu mencapai perpindahan maksimal yang diinginkan mengatur kecepatan serta percepatan selama operasi, dan mengatasi perubahan percepatan yang tiba-tiba. Penggunaan simulasi gerakan exoskeleton bertujuan untuk mengetahui Model sistem mampu menghasilkan gerakan yang sesuai dengan kebutuhan rehabilitasi yang kompleks, yang memerlukan kontrol presisi terhadap amplitudo sendi pasien. Sistem kontrol yang akurat terhadap amplitudo memastikan bahwa perpindahan, kecepatan, percepatan, dan jerk tetap dalam batas yang aman dan nyaman bagi pasien selama penggunaan exoskeleton. Optimalisasi ruang desain juga diperhitungkan, dengan memastikan ukuran dan penempatan antara pergelangan kaki dan komponen exoskeleton tetap kompak dan tidak mengganggu gerakan alami pengguna.

#### **F. Motion Performance Simulation**

Simulasi kinerja gerakan digunakan untuk memvalidasi kemampuan torsi maksimum exoskeleton untuk digunakan sebagai rehabilitasi pergelangan kaki. Simulasi Kinerja Gerakan exoskeleton dilakukan dengan uji pelacakan lintasan yang diberikan kompensasi gravitasi dan beban 3,48 kg untuk gerakan dorsifleksi/fleksi plantar dan 1,08 kg untuk gerakan inversi/eversi. Pengujian torsi maksimum dilakukan untuk menentukan kebutuhan aktuator yang akan digunakan pada exoskeleton. Setelah desain CAD exoskeleton diimpor, pengaturan pra-proses dilakukan (Gambar 9), analisis pasca-proses dilakukan melalui modul pengujian, yang mengevaluasi kinerja exoskeleton dalam hal kecepatan gerak, kecepatan sudut, dan percepatan sudut untuk setiap mode beban yang diberikan. Tujuan utama dari simulasi kinerja Gerakan exoskeleton dilakukan untuk menentukan aktuator yang optimal dan tetap memiliki kinerja yang baik meskipun ada perubahan pada material. Pemilihan aktuator harus memperhatikan torsi maksimum dan kecepatan sudut maksimum yang dibutuhkan exoskeleton. Dalam simulasi ini, bobot total sebesar 58,839 N atau setara dengan 6 kg diberikan pada link model CAD, yang dihitung berdasarkan perkiraan berat badan pengguna sebesar 75 kg. Kriteria desain exoskeleton juga memperhitungkan kemungkinan penambahan bobot sebesar 50% untuk mengakomodasi variabilitas bahan yang digunakan dalam pembuatan

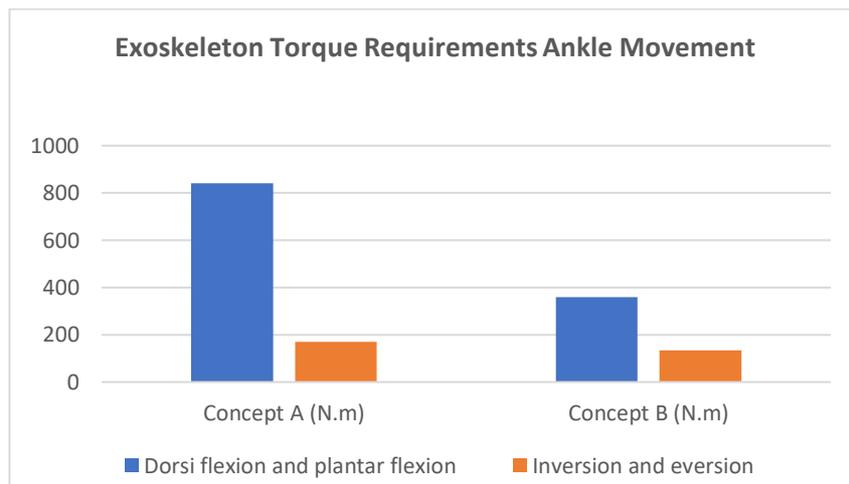
prototipe exoskeleton. Penambahan bobot bertujuan untuk memastikan bahwa torsi yang dihasilkan optimal dan tetap memiliki kinerja yang baik meskipun ada perubahan pada material. Hasil analisis ini memberikan perkiraan torsi maksimum yang dibutuhkan alternatif desain exoskeleton sehingga menjadi pertimbangan dalam menentukan aktuator dan memastikan kinerja exoskeleton dapat memenuhi kebutuhan rehabilitasi dengan aman dan efisien. Hasil simulasi torsi maksimum ditampilkan pada Gambar 4.9.



Gambar 4. 9 Simulasi kinerja gerakan digunakan untuk memvalidasi kemampuan torsi maksimum exoskeleton Gerakan dorsi fleksi/fleksi plantar dan inversi/eversi. A) kebutuhan Torsi konsep desain exoskeleton A. B) kebutuhan Torsi konsep desain exoskeleton B

Uji simulasi kinerja gerakan pada kedua konsep desain eksoskeleton diberikan beban yang sama yaitu 58,839 N atau setara dengan 6 kg. uji simulasi kinerja Gerakan menunjukkan perbedaan respon torsi yang dihasilkan, yaitu konsep desain A menghasilkan torsi yang lebih tinggi dibandingkan konsep desain B. Pada gerakan dorsi-fleksi/plantar-fleksi, Konsep A mencapai puncak torsi hingga 842 Nm, sedangkan Konsep B hanya 360 Nm. Perbedaan ini menunjukkan bahwa meskipun diberi beban yang sama, pola torsi pada konsep desain A lebih fluktuatif, sementara Konsep B cenderung lebih stabil dan terkontrol. Pada gerakan

inversi/eversi, torsi maksimum Konsep desain A mencapai 170 Nm, sedikit lebih besar dibandingkan Konsep B yang mencapai 134 Nm. Hasil simulasi kinerja Gerakan exoskeleton menunjukkan konsep desain B lebih efisien dibandingkan dengan konsep desain A, baik dari sisi kontrol dan stabilitas torsi, sehingga memungkinkan lebih sesuai untuk aplikasi dengan prioritas pada kontrol energi. Gambar 4.10 merupakan grafik perbandingan kebutuhan torsi pada kedua konsep exoskeleton untuk rehabilitasi pergelangan kaki pasien pasca stroke.



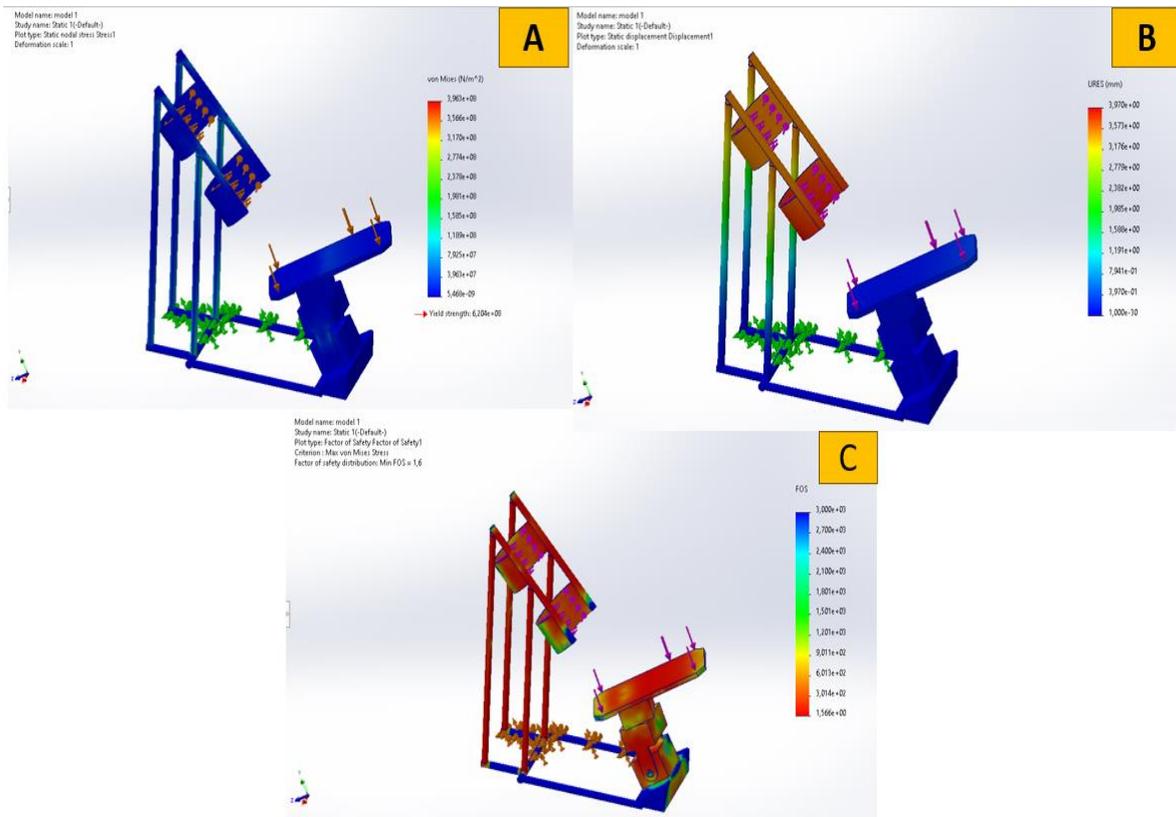
Gambar 4. 10 Grafik perbandingan kebutuhan torsi pada kedua konsep exoskeleton untuk rehabilitasi pergelangan kaki pasien pasca stroke.

Perbandingan kebutuhan torsi gerakan pergelangan kaki pada dua konsep desain exoskeleton yang digunakan dalam rehabilitasi pasien pasca stroke. Torsi untuk gerakan dorsi-fleksi dan plantar-fleksi pada kedua konsep desain exoskeleton menunjukkan bahwa konsep desain exoskeleton A memerlukan torsi yang jauh lebih besar untuk mendukung gerakan rehabilitasi pergelangan kaki. Indikasikan pada dua konsep desain exoskeleton menunjukkan, meskipun beban yang diberikan sama, konsep desain A membutuhkan actuator yang kekuatan lebih besar pada kedua jenis gerakan (dorsi-fleksi/plantar-fleksi dan inversi/eversi), sementara konsep desain B lebih hemat energi dengan torsi yang lebih rendah, sehingga lebih cocok untuk aplikasi yang mengutamakan efisiensi daripada kekuatan maksimal.

### G. Analisis Struktur Menggunakan Finite Element Analysis (FEA)

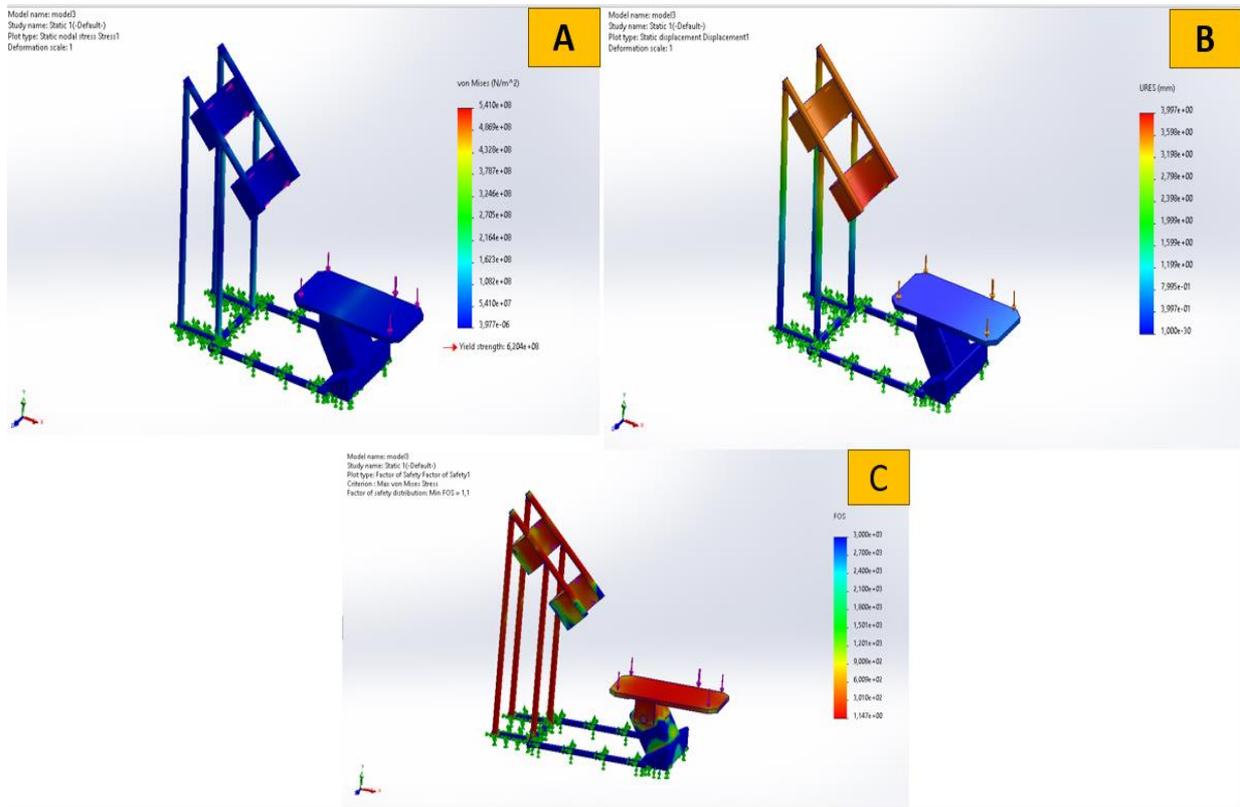
Kinerja mekanis dan struktural dari kedua konsep desain exoskeleton yang diusulkan dievaluasi menggunakan FEA untuk mengetahui bagaimana komponen desain merespons beban operasional, seperti tekanan, tegangan, dan deformasi yang mungkin terjadi selama

rehabilitasi. FEA dilakukan menggunakan perangkat lunak SolidWorks 2022a. penggunaan FEA memungkinkan mampu memodelkan struktur mekanis dan mensimulasikan berbagai skenario beban untuk memastikan kekuatan, stabilitas, dan durabilitas dari kedua desain exoskeleton. Evaluasi FEA memberikan wawasan penting mengenai distribusi tegangan pada komponen dan area-area yang mungkin memerlukan penguatan atau modifikasi desain untuk meningkatkan performa mekanis keseluruhan [30], [31]. Konsep desain exoskeleton yang diusulkan akan diuji berdasarkan stress test, displacement test, strain test, dan factor of safety. Pertimbangan FEA dilakukan untuk menunjukkan bagaimana desain merespons beban operasional, dengan stress test mengidentifikasi area tegangan maksimum, displacement test mengukur perpindahan akibat beban, strain test mengevaluasi regangan material, dan factor of safety memberikan margin keamanan desain. Tujuan utama pengujian FEA adalah untuk menentukan desain terbaik dan mencari solusi terbaik berdasarkan kriteria teknis serta memastikan bahwa Konsep desain exoskeleton mampu beroperasi dengan aman dan efisien untuk digunakan sebagai rehabilitasi pergelangan kaki pada pasien pasca stroke. Simulasi FEA pada kedua konsep desain exoskeleton ditunjukkan pada Gambar 4.11 dan Gambar 4.12.



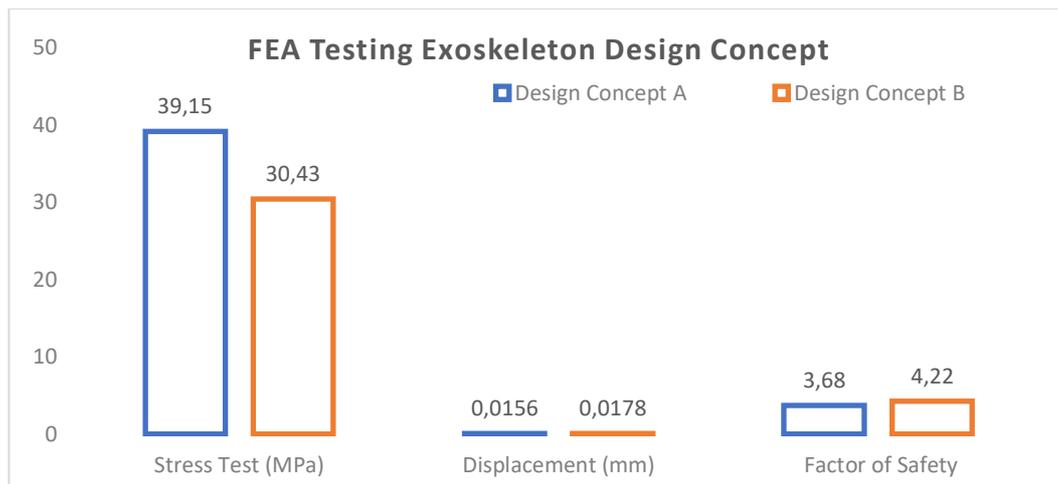
Gambar 4. 11 Simulasi FEA pada konsep desain exoskeleton A (a) Stress Test konsep desain exoskeleton A. (b) Displacement Test konsep desain exoskeleton A (c) Factor of Safety

## konsep desain exoskeleton A.



Gambar 4. 12 Simulasi FEA pada konsep desain exoskeleton B (a) Stress Test konsep desain exoskeleton B. (b) Displacement Test konsep desain exoskeleton B (c) Factor of Safety konsep desain exoskeleton B.

Simulasi FEA pada kedua konsep desain exoskeleton antara konsep desain exoskeleton A dan B memiliki karakteristik yang berbeda. Dari segi uji tegangan, desain B menunjukkan hasil yang lebih baik dengan tegangan maksimum sebesar 30.43 MPa, lebih rendah dibandingkan desain A yang mencapai 39.15 MPa. Dalam segi kekuatan tegangan, konsep desain exoskeleton B menunjukkan yang lebih besar di bawah beban. Keunggulan lain dari konsep desain B adalah faktor keamanan. Dimana, nilai yang didapatkan pada konsep desain B memiliki 4.22, lebih tinggi dibandingkan desain A yang memiliki faktor keamanan 3.68. Analisis pengujian FEA dari kedua konsep desain exoskeleton menunjukkan bahwa desain B lebih aman dan andal untuk digunakan dari segi kekuatan dan faktor keamanan. Gambar 14 merupakan perbandingan pengujian FEA dari kedua konsep desain exoskeleton.



Gambar 4. 13 Perbandingan pengujian FEA dari kedua konsep desain exoskeleton.

#### H. Matrix Pengambilan Keputusan konsep desain exoskeleton

Pemilihan desain yang tepat adalah langkah krusial untuk memastikan bahwa lengan robot yang dikembangkan memenuhi kebutuhan operasional dan spesifikasi yang diinginkan [30]. Desain terbaik diidentifikasi menggunakan pendekatan berbasis matriks keputusan digunakan, yang memungkinkan evaluasi objektif terhadap berbagai konsep desain. Konsep desain exoskeleton yang ditawarkan dinilai berdasarkan kriteria yang telah ditetapkan, seperti efisiensi, keandalan, dan kemudahan manufaktur. Pendekatan ini memungkinkan pemilihan desain yang paling optimal diidentifikasi secara sistematis, sehingga mendukung pengembangan exoskeleton yang sesuai dengan kebutuhan rehabilitasi pergelangan kaki pasien pasca stroke.

Table 4. 3 Matrix Pengambilan Keputusan konsep Desain exoskeleton untuk kebutuhan rehabilitasi pergelangan kaki pasien pasca stroke.

Kriteria	Bobot	Konsep A	Nilai Bobot A	Konsep B	Nilai Bobot B
Uji Tegangan (MPa)	10%	39.15	3.915	30.43	3.043
Perpindahan (mm)	10%	1.55	0.155	1.78	0.178
Faktor Keamanan	25%	3.68	0.92	4.22	1.055
Torsi Dorsi/Plantar Flexion (N.m)	30%	842	108.6	360	252
Torsi Inversi/Eversi (N.m)	25%	170	33.5	134	42.5
<b>Total</b>	<b>100%</b>		<b>147.09</b>		<b>298.78</b>

Matrix pengambilan keputusan konsep desain exoskeleton pada table 3 menunjukkan beberapa kriteria teknis utama diantaranya adalah faktor keamanan, uji tegangan, perpindahan, dan simulasi Torsi. Hasil rekapitulasi didapatkan Pada faktor keamanan, konsep desain B memiliki nilai 4.22, yang lebih tinggi dibandingkan dengan 3.68 pada konsep desain A. Faktor keamanan yang lebih tinggi menunjukkan bahwa konsep desain B lebih mampu menahan beban tanpa mengalami kegagalan struktural, sehingga lebih dapat diandalkan dalam situasi operasional. Jika dilihat dari pengujian tegangan (MPa), konsep desain B memiliki nilai 30.43 MPa yang lebih rendah dibandingkan konsep desain A (39.15 MPa). Tegangan yang lebih rendah menunjukkan bahwa material pada desain B mengalami tekanan yang lebih kecil, mengurangi risiko deformasi atau keretakan selama digunakan. Selain itu, pada hasil pengujian perpindahan (mm), konsep desain B memiliki nilai 1.78 mm, yang sedikit lebih tinggi dari konsep desain A yang bernilai 1.55 mm. Meskipun perbedaan ini kecil, perpindahan yang sedikit lebih besar pada Konsep B tidak menjadi faktor kritis dibandingkan keuntungan lainnya.

Kriteria penting lainnya yang menjadi pertimbangan konsep desain exoskeleton adalah simulasi torsi, Dimana, konsep desain B yang memiliki nilai torsi Gerakan dorsi fleksi/fleksi plantar 360 N.m dan inversi/eversi 134 N.m lebih efisien dibandingkan dengan Konsep desain A yang memiliki nilai torsi Gerakan dorsi fleksi/fleksi plantar 842 N.m dan inversi/eversi 170 N.m, Torsi yang lebih rendah berarti desain ini memerlukan sistem aktuator yang lebih ringan dan hemat energi, menjadikannya lebih efisien secara operasional. Analisis secara keseluruhan, Konsep B menawarkan keseimbangan yang lebih baik antara keamanan, efisiensi energi, dan kinerja struktural, membuatnya lebih unggul daripada Konsep A.

## **BAB V**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **A. Kesimpulan**

1. Konsep desain eksoskeleton yang ditawarkan bertujuan untuk memberikan rekomendasi perangkat rehabilitasi pergelangan kaki pada pasien paska stroke. Proses perancangan mencakup aspek fisiologis, biomekanik, dan teknologi yang relevan dengan patologi untuk menetapkan spesifikasi desain dan rekomendasi pembangunan sistem eksoskeleton. Melalui analisis antropometri dan fisiopatologi sambungan, diperoleh karakteristik parameter konsep desain eksoskeleton yang optimal, mencakup kinerja, dan material.
2. Konsep desain eksoskeleton memiliki proporsi antropometrik yang disesuaikan dengan pergelangan kaki manusia dan mencegah tabrakan dengan sistem robot. Uji mekanik eksoskeleton dilakukan sebagai syarat dengan desain CAD yang mempersiapkan aspek mekanis untuk pembuatan eksoskeleton. Analisis dinamis dan statis juga dipertimbangkan dalam desain ini. Selanjutnya, analisis pemilihan bahan dilakukan berdasarkan studi tegangan, dengan kombinasi material seperti PLA, PVC, dan Aluminium yang disesuaikan pada kedua konsep desain eksoskeleton yang ditawarkan.
3. Berdasarkan analisis berbagai kriteria, Desain B lebih unggul karena menawarkan keseimbangan yang lebih baik antara faktor keamanan, uji tegangan, perpindahan, dan torsi. Dengan nilai faktor keamanan yang lebih tinggi (4.22), tegangan yang lebih rendah (30.43 MPa), serta torsi yang lebih rendah (360 N.m dan 134 N.m), desain ini tidak hanya lebih aman dan tahan terhadap beban, tetapi juga lebih efisien dari segi penggunaan energi dan sistem aktuator. Meskipun perpindahan sedikit lebih besar, hal ini tidak mengurangi keunggulan keseluruhan Desain B, yang menjadikannya pilihan yang lebih efisien dan andal dibandingkan Desain A.

#### **B. Saran**

1. Perlu dilakukan perhitungan biaya-biaya lainnya yang berhubungan dengan produk supaya perbandingan material dan usulan lebih jauh lebih akurat.
2. Penelitian ini perlu dijadikan pertimbangan agar nilai ergonomis dalam perancangan produk dapat mengurangi resiko cedera pada operator.

## 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., Satıcı, 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](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 Qomaruddin<sup>3</sup>, 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](http://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 Qomaruddin<sup>3</sup>, 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](http://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.