



**Universidade de Brasília
Faculdade do Gama**

**Controle de Impedância de uma Órtese
Motorizada para Joelho**

Vítor Rangel de Aquino Silva

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO
ENGENHARIA ELETRÔNICA

Brasília
2023

**Universidade de Brasília
Faculdade do Gama**

**Controle de Impedância de uma Órtese
Motorizada para Joelho**

Vítor Rangel de Aquino Silva

Trabalho de Conclusão de Curso submetido
como requisito parcial para obtenção do grau
de Engenheiro Eletrônico

Orientador: Prof. Dr. Daniel Mauricio Muñoz Arboleda

Brasília
2023

d845 de Aquino Silva, Vítor Rangel.
Controle de Impedância de uma Órtese Motorizada para Joelho / Vítor Rangel de Aquino Silva; orientador Daniel Mauricio Muñoz Arboleda. -- Brasília, 2023.
48 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Eletrônica) --
Universidade de Brasília, 2023.

1. Exoesqueleto de membros Inferiores. 2. Controlador de Impedância. 3. Controle Cinemático. 4. Reabilitação. I. Muñoz Arboleda, Daniel Mauricio, orient. II. Título

**Universidade de Brasília
Faculdade do Gama**

**Controle de Impedância de uma Órtese Motorizada para
Joelho**

Vítor Rangel de Aquino Silva

Trabalho de Conclusão de Curso submetido
como requisito parcial para obtenção do grau
de Engenheiro Eletrônico

Trabalho aprovado. Brasília, 20 de dezembro de 2023:

Prof. Dr. Daniel Mauricio Muñoz
Arboleda, UnB/FGA
Orientador

Prof.^a Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz
Examinador interno

Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista
Examinador interno

Brasília
2023

Agradecimentos

Agradeço primeiramente aos meus pais que me concederam a oportunidade de seguir o caminho que sonhava na engenharia, me apoiando durante todos esses anos de caminhada, formando a base de apoio necessária para o meu crescimento como pessoa.

Agradeço também ao Prof. Dr. Daniel Mauricio Muñoz Arboleda por toda a orientação e ajuda durante o desenvolvimento deste trabalho, sempre com dedicação e disponibilidade.

Agradeço também ao professor Rhander Viana e toda a equipe do laboratório de usinagem por auxiliar grandemente na manufatura das peças que compõe este projeto e também por direcionar da melhor forma o projeto estrutural.

Agradeço também a minha noiva Thauany Soares da Silva por todo o apoio, cobranças e revisões feitas neste trabalho.

Resumo

A órtese motorizada de joelho é uma inovação tecnológica que desempenha um papel significativo no campo da reabilitação e assistência para pessoas com comprometimento motor ou lesões no joelho. Esta tecnologia combina a funcionalidade das órteses tradicionais com a capacidade de fornecer assistência motora controlada, oferecendo uma abordagem mais avançada e personalizada para o suporte biomecânico. Neste trabalho foi desenvolvido uma órtese motorizada de joelho utilizando um controlador de impedância em conjunto com um controlador Proporcional-Integral (PI). O projeto é composto por duas partes: parte superior e inferior da perna conectados através de uma junta motorizada. A junta é feita de alumínio, devido a sua elevada propriedade mecânica em função do peso e possui um motor Brushless DC, uma caixa de redução para aumentar o torque e um rolamento para reduzir o atrito entre peças e garantir um movimento suave. O motor é controlado por meio de um microcontrolador, cuja função será gerar um sinal de controle para os motores com base no controlador de impedância. O projeto também possui uma Unidade de Medição Inercial (IMU) para assegurar a correta medição do ângulo da junta. Os testes executados foram compostos por três modos: o primeiro, objetiva a detecção da intenção de movimento do usuário, ou seja, detecta uma força aplicada e mantém o sentido do movimento até uma posição pré-definida, independente da força ter cessado; o segundo, detecta a intenção de movimento do usuário e compensa o movimento utilizando o motor, isto é, enquanto a força é aplicada, o motor se move naquele sentido; e o terceiro, aplicando uma força contrária à intenção de movimento e retornando ao ponto de referência logo após. Os resultados foram obtidos através da medição de ângulos realizados pelo sensor Hall embutido no motor e validados através das redundâncias compostas por transferidor e IMU, além de curvas de corrente média pelo tempo, cuja análise mostram a aplicação da força e respectiva resposta do motor.

Palavras-chave: Exoesqueleto de membros Inferiores. Controlador de Impedância. Controle Cinemático. Reabilitação.

Abstract

The motorized knee orthosis is a technological innovation that plays a significant role in the field of rehabilitation and assistance for people with motor impairment or knee injuries. This technology combines the functionality of traditional orthoses with the ability to provide controlled motor assistance, offering a more advanced and personalized approach to biomechanical support. In this work, a motorized knee orthosis was developed using an impedance controller in conjunction with a Proportional-Integral (PI) controller. The project consists of two parts: upper and lower leg connected through a motorized joint. The joint is made of aluminum, due to its high mechanical properties in relation to its weight, and has a Brushless DC motor, a reduction box to increase torque and a bearing to reduce friction between parts and ensure smooth movement. The motor will be controlled using a microcontroller, more specifically an Arduino, whose function will be to generate a control signal for the motors based on the impedance controller. The design also features an Inertial Measurement Unit (IMU) to ensure correct joint angle measurement. The tests performed were composed of three modes: the first, aims to detect the user's intention to move, that is, it detects an applied force and maintains the direction of movement until a pre-defined position, regardless of the force having ceased; the second, detects the user's intention to move and compensates the movement using the motor, that is, while the force is applied, the motor moves in that direction; and the third, applying a force contrary to the intention of movement and returning to the reference point shortly after. The results were obtained by measuring angles made by the Hall sensor built into the motor and validated through redundancies made up of a protractor and IMU, in addition to average current curves over time, the analysis of which shows the application of force and the respective motor response.

Keywords: Lower Limb Exoskeleton. Impedance controller. Kinematic Control. Rehabilitation.

Lista de ilustrações

Figura 1.1 – Exosqueleto unilateral de membro inferior desenvolvido pelo grupo GRA-CO/UnB	14
Figura 2.2 – Marcha humana e seus ciclos.	16
Figura 2.3 – Planos anatômicos do corpo humano.	17
Figura 2.4 – Movimento de flexão e extensão.	17
Figura 2.5 – Sistema Massa-Mola-Amortecedor com um grau de liberdade.	18
Figura 2.6 – Exosqueleto bilateral de membro inferior BLEEX.	22
Figura 2.7 – Esteira de reabilitação de membro inferior Lokomat.	22
Figura 2.8 – HAL <i>Single Joint Type</i>	23
Figura 2.9 – Exoesqueleto de cotovelo EXO-C.	24
Figura 2.10–Exosqueleto unilateral de membro inferior desenvolvido pelo grupo GRA-CO/UnB	25
Figura 3.11–Motor EC90 flat	26
Figura 3.12–Redução planetária GP 52C	27
Figura 3.13–Controlador ESCON 50/5	28
Figura 3.14–Estrutura mecânica com base.	29
Figura 3.15–Estrutura mecânica com suporte fixador.	29
Figura 3.16–Base do Exoesqueleto.	30
Figura 3.17–Componentes de suporte. (a) barra ajustável com uma junta de 1 DOF; (b) Conector das pernas; (c) Placa rígida com furos de fixação.	30
Figura 3.18–Suporte de fixação ao tronco do usuário.	30
Figura 3.19–Componentes do atuador	31
Figura 3.20–Goniômetro fixado à órtese.	32
Figura 3.21–Arquitetura de controle.	33
Figura 4.22–Componentes da junta de atuação em alumínio.	35
Figura 4.23–Componentes das conexões de alumínio.	35
Figura 4.24–Base da Órtese.	36
Figura 4.25–Órtese com suportes de fixação.	37
Figura 4.26–Órtese motorizada de joelho.	37
Figura 4.27–Órtese com base.	38
Figura 4.28–Sistema de Instrumentação da órtese.	38
Figura 4.29–Gráfico de angulação pelo tempo do goniômetro digital.	39
Figura 4.30–Gráfico primeiro experimento. Em vermelho a corrente do motor e em azul o ângulo medido na junta.	40
Figura 4.31–Gráfico segundo experimento. Em vermelho a corrente do motor e em azul o ângulo medido na junta.	40

Figura 4.32–Gráfico terceiro experimento.Em vermelho a corrente do motor e em azul o ângulo medido na junta.	41
Figura .33 – DataSheet Motor EC90 flat	47
Figura .34 – DataSheet Redução GP 52C	48

Lista de tabelas

Tabela 2.1 – Torque de extensão de joelho medido na posição sentada ereta	18
Tabela 3.2 – Especificações do motor EC 90 flat	27
Tabela 3.3 – Especificações da caixa de redução GP 52C	27
Tabela 3.4 – Especificações do controlador ESCON 50/5	28
Tabela 3.5 – Especificações do Arduino NANO	28

Lista de abreviaturas e siglas

ABS	Acrylonitrile butadiene styrene.....	29
AD/DA	Analógico/Digital - Digital/Analógico	20
AVC	Acidente Vascular Cerebral	13
BLEEX	Berkley Lower Extremity Exoesqueleto.....	21
DOF	Degree of Freedom - Grau de Liberdade	24
FPGA	Field Programmable Gate Array - Arranjo de Porta Programável em Campo	24
GPIO	<i>General Purpose Input Output</i> - Entrada/Saída de Uso Geral	20
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística	13
IMU	Inertial Measurement Unit - Unidade de Medida Inercial.....	20
LEIA	Laboratório de Sistemas Embarcados e Aplicações de Circuitos Integrados	14
PI	Proporcional-Integral.....	32
PID	Proporcional, Integrativo, Derivativo	14
PSO	Particle Swarm Optimization - Otimização por Enxame de Partículas	24
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> - Modulação por Largura de Pulso	20
SoC	System-on-Chip - Sistema em um Chip.....	24

Sumário

1	Introdução	13
1.1	Objetivos	14
1.1.1	Objetivo Geral	14
1.1.2	Objetivos Específicos	15
1.2	Organização do documento	15
2	Fundamentação Teórica	16
2.1	Biomecânica de membros inferiores	16
2.1.1	Base de dados biomecânicas	17
2.2	Modelo Massa-Mola-Amortecedor	18
2.3	Técnicas de Controle de Exoesqueletos	19
2.3.1	Controle PI	19
2.3.2	Controle de Impedância	19
2.4	Sensores e Atuadores	19
2.4.1	Servo Motores	19
2.4.2	Microcontrolador	20
2.4.3	Arduino	20
2.4.4	<i>Inertial Measurement Unit</i>	20
2.4.5	Sensores Hall e <i>Encoders</i>	20
2.5	Estado da Arte	21
2.5.1	BLEEX	21
2.5.2	Lokomat	21
2.5.3	<i>HAL Single Joint</i>	23
2.5.4	Protótipo EXO-C	23
2.5.5	Projeto Exoesqueleto UnB	24
3	Metodologia	26
3.1	Materiais e ferramentas	26
3.1.1	Atuadores e Controladores	26
3.1.2	Componentes Mecânicos	28
3.1.3	Instrumentação	31
3.2	Ferramentas de Software	31
3.2.1	ESCON Studio	31
3.2.2	Fusion 360	32
3.2.3	Comunicação com o Controlador ESCON	32
3.3	Controle de Impedância	33

3.4	Proposta de Ensaaios Experimentais	33
4	Resultados	35
4.1	Produção e Montagem de Peças	35
4.2	Testes Experimentais	38
5	Conclusões	42
5.1	Trabalhos Futuros	43
	Referências	44
	Anexos	46

1 Introdução

Pessoas com deficiência são aquelas que têm impedimentos de longo prazo de natureza física, mental, intelectual ou sensorial, os quais encontram diversas barreiras que dificultam a sua participação plena e efetiva na sociedade em igualdade de condições com as demais pessoas. De acordo com o censo (IBGE, 2010), cerca de 13,2 milhões de brasileiros apresentam algum tipo de deficiência motora, sendo as principais: monoplegia, hemiplegia, paraplegia e tetraplegia .

A hemiplegia é caracterizada pela paralisia de um dos lados do corpo afetando, principalmente, o tônus muscular (mínima contração muscular partindo do repouso), a coordenação e o equilíbrio. Geralmente é causada por AVC (Acidente Vascular Cerebral), paralisia cerebral ou em alguns casos doenças infecciosas, por exemplo, a meningite (MASSOCO; LUCINIO; SANTOS, 2013) .

A recuperação é feita através de reabilitação com fisioterapia e possui grande foco na restabelecimento da capacidade de caminhar. Normalmente para auxiliar na caminhada é utilizado algum tipo de mecanismo para suplementar a marcha, tais como bengalas ou andadores em conjunto, em alguns casos, com órtese na perna afetada (MASSOCO; LUCINIO; SANTOS, 2013). Mesmo utilizando tais aparatos, a marcha humana é prejudicada, sobrecarregando os membros superiores e causando problemas de postura. Uma tecnologia assistiva em desenvolvimento é o exoesqueleto unilateral para membros inferiores que possui o intuito de ajudar tanto na reabilitação de pacientes, quanto para locomoção de pessoas com deficiência física. Ele atua principalmente na coordenação dos movimentos e na extensão de força exercida nas articulações.

Para a construção de um exoesqueleto deve-se levar em consideração pontos importantes, como: dimensionamento de esforços mecânicos, dimensionamento de atuadores e instrumentação do sistema. O exoesqueleto será submetido a esforços mecânicos diversos, o que leva a necessidade de uma estrutura mecânica robusta, porém, leve o bastante para ser utilizado pelo usuário. O dimensionamento dos motores e desenvolvimento do circuito eletro-eletrônico deve assegurar a autonomia do equipamento, em termos de segurança e confiabilidade, tudo isso em conjunto com sistemas suficientemente pequenos para garantir a portabilidade do equipamento. A instrumentação é relevante para garantir que o sistema de controle esteja de acordo com a atuação dos motores.

O exoesqueleto desenvolvido no laboratório LEIA do Grupo de Automação e Controle (GRACO) da Universidade de Brasília pode ser observado na [Figura 2.10](#), e conta com diversas frentes de desenvolvimento. O modelo mecânico utilizado foi proposto por (MARAFÁ, 2021) utilizando motores EC90 e caixa de redução planetária da Maxon. O controle

e movimentação dos motores, tal qual a instrumentação via encoder foi desenvolvido por (RODRIGUES, 2017). O modelo cinemático e o sistema de controle PID foi desenvolvido por (KOENDJBIHARIE, 2017). Por fim, a implementação de um pré-compensador Fuzzy-PID para o controle cinemático do exoesqueleto foi desenvolvida por (MEDEIROS, 2023). Até o momento, os controladores citados anteriormente não foram integrados ao exoesqueleto, visto que é necessário a inserção de sensores na malha de realimentação, inserir controladores de força para cada junta, além de resolver aspectos ergonômicos de acoplamento entre o exoesqueleto e o usuário.



Figura 1.1 – Exoesqueleto unilateral de membro inferior desenvolvido pelo grupo GRACO/UnB

Fonte: Marafa (2021)

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo a construção de uma órtese motorizada para articulação do joelho, incluindo base e estrutura mecânica, além de desenvolver um sistema de controle de impedância utilizando *encoders* para definição da posição angular e a corrente do motor para estimar o torque possibilitando identificar intenções de movimento do usuário.

1.1.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos do trabalhos são listados a seguir:

- Construção da estrutura mecânica da órtese a partir da adaptação do protótipo atual desenvolvido por (MARAFA, 2021);
- Desenvolver um sistema microcontrolado para comunicação com o controlador ESCON 50/5 dos motores Maxon;
- Embarcar no microcontrolador o controle de impedância;
- Instrumentar a órtese e realizar a leitura dos sensores Hall no microcontrolador, a fim de estimar a posição e velocidade angular da junta.
- Integrar o sistema de controle com uma IMU para validar os resultados de bancada.

1.2 Organização do documento

O restante deste trabalho é dividido em quatro capítulos. O Capítulo 2 expõe a fundamentação teórica necessária para o desenvolvimento do trabalho, incluindo uma revisão da literatura sobre tecnologias assistivas de membros inferiores. O Capítulo 3 apresenta a arquitetura proposta do sistema microcontrolador que realiza a integração de sensores e a implementação do controlador de impedância. Este capítulo também apresenta um planejamento de experimentos e testes realizados. O Capítulo 4 apresenta os resultados obtidos a partir dos teste executados. Finalmente, o Capítulo 5 aborda as conclusões obtidas e lista prováveis melhorias para o projeto.

2 Fundamentação Teórica

2.1 Biomecânica de membros inferiores

A marcha humana é caracterizada por um ciclo padrão que não muda entre indivíduos. Este ciclo é composto por duas fases principais, a fase de apoio, quando o pé está em contato com o solo e a fase de balanço, quando o pé está no ar. As fases estão representadas na [Figura 2.2](#). A fase de apoio compõe 60% do ciclo e é iniciada com o contato do calcanhar no chão e finaliza com a saída dos dedos do chão, ambos movimentos do mesmo pé. Os outros 40% do ciclo são constituídos pela fase de balanço, que se inicia com os dedos do pé saindo do chão e termina com o contato do calcanhar com o chão ([LUCA, 2016](#)).

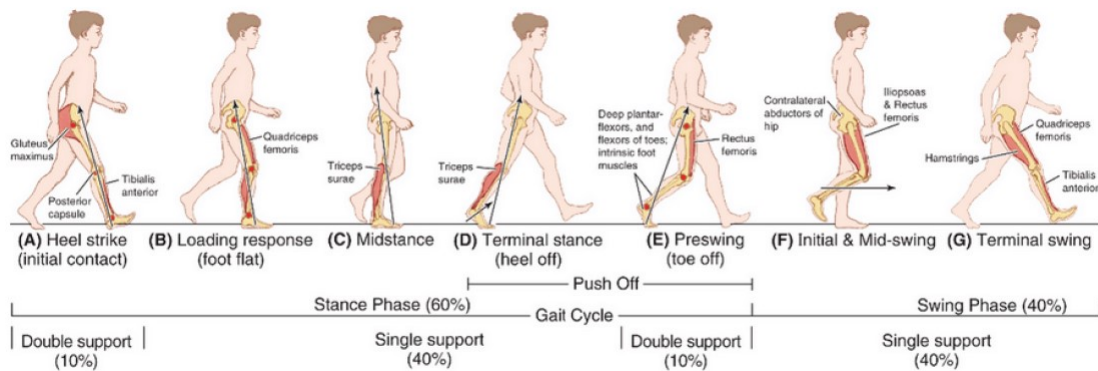


Figura 2.2 – Marcha humana e seus ciclos.

Fonte: [Luca \(2016\)](#)

O movimento de flexão e extensão do joelho ocorre no plano sagital do corpo, ou seja, no plano que divide o corpo em parte esquerda e direita, na [Figura 2.3](#) podemos observar os planos que dividem o corpo. O movimento de flexão é caracterizado pela aproximação do calcanhar à coxa e a extensão é definida pelo movimento contrário, ou seja, o calcanhar se afastando da coxa ([FREIRE, 2019](#)). O movimento tem um alcance de 135° em média ([MARAFÁ, 2021](#)). Na [Figura 2.4](#) é ilustrado o sentido dos movimentos de flexão e extensão.

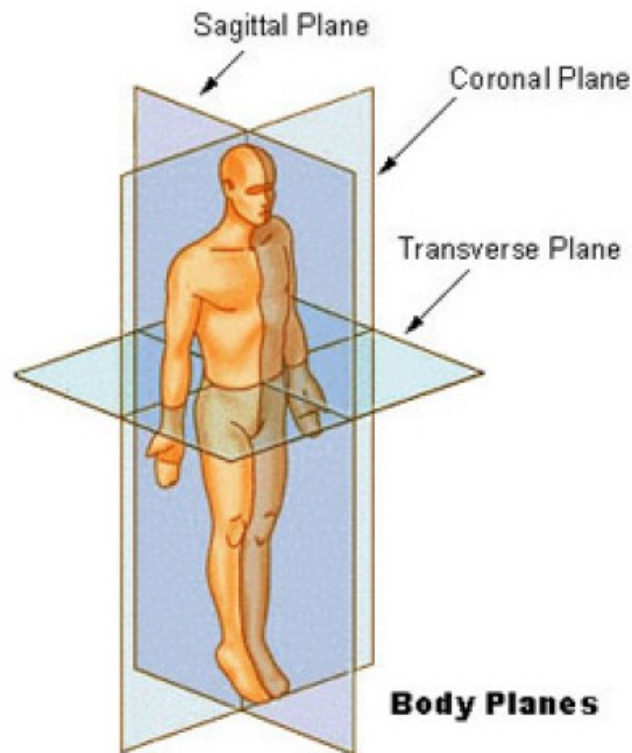


Figura 2.3 – Planos anatômicos do corpo humano.

Fonte: [Marafa \(2021\)](#)

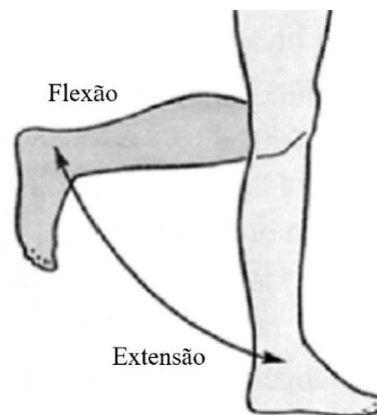


Figura 2.4 – Movimento de flexão e extensão.

Fonte: [Freire \(2019\)](#)

2.1.1 Base de dados biomecânicas

No livro *Biomechanics and motor control of human movement* ([WINTER, 2009](#)) apresenta-se um estudo da marcha humana em diversos cenários e se fornece uma base de dados biomecânica. Neste trabalho foram utilizados dados de dois tipos de cenários de marcha humana. O primeiro cenário trata-se da marcha humana durante uma caminhada

em terreno plano. O segundo cenário, reproduz a marcha humana subindo escadas. As informações utilizados do joelho incluem a posição, velocidade, aceleração angular, o torque e a duração do movimento.

No trabalho de (BOHANNON; GAJDOSIK; LEVEAU, 1986) foi feito um estudo do torque isocinético de flexão e extensão do joelho em dois cenários, primeiramente na posição sentada ereta e também na posição sentada semi-reclinada. Como resultados foram obtidos dados de posição, torque e tempo para executar o movimento. Na Tabela 2.1 é possível observar resultados que foram utilizados como referência neste trabalho.

Tabela 2.1 – Torque de extensão de joelho medido na posição sentada ereta

Posição do teste	Pico		60°		45°		30°		15°	
	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s
Sentado	91,8	19,2	88,5	18,0	80,0	19,7	60,7	15,4	37,6	12,0

Fonte: (BOHANNON; GAJDOSIK; LEVEAU, 1986)

2.2 Modelo Massa-Mola-Amortecedor

A perna humana pode ser simplificada em um sistema massa-mola-amortecedor de um grau de liberdade, levando em consideração que haverá apenas um eixo possível de aplicação de torque. Este sistema pode ser observado na Figura 2.5, no qual τ_{eq} é o torque aplicado na barra, M_{eq} é a massa da barra, k_{eq} é a rigidez do material do qual é composto a barra e b_{eq} se trata da resistência ao movimento. A Equação 2.1 define o torque aplicado, no qual x é a posição, \dot{x} é a velocidade e \ddot{x} é a aceleração.

$$\tau = M\ddot{x} + B\dot{x} + Kx \quad (2.1)$$

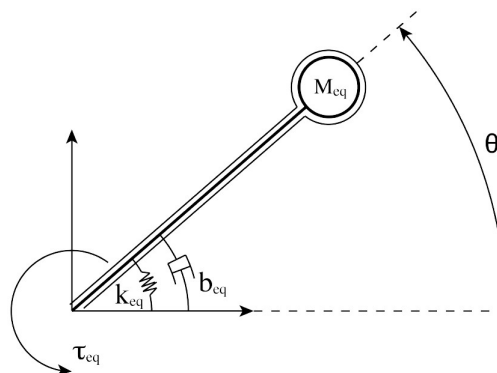


Figura 2.5 – Sistema Massa-Mola-Amortecedor com um grau de liberdade.

Fonte: Souza (2017)

2.3 Técnicas de Controle de Exoesqueletos

2.3.1 Controle PI

O controlador PI (Proporcional-Integrado) é uma das muitas técnicas de controle que permite que um sinal de erro seja reduzido. A parte proporcional do processo é responsável por reduzir as oscilações do sinal de saída. A parte integral auxilia o sinal a se aproximar do valor de referência rapidamente. Cada uma de suas partes são controladas por parâmetros com o objetivos de se aproximar da entrada desejada, obtendo maior precisão no controle de sistemas e também estabilidade (MEDEIROS, 2023). A Equação 2.2 determina o método de controle PI, no qual $u(t)$ é o sinal de controle, $e(t)$ o sinal de erro e as variáveis K_p e T_i , que precisam ser ajustadas de forma a aprimorar o controle (KOENDJBIHARIE, 2017).

$$u(t) = K_p \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(\tau) d\tau \right] \quad (2.2)$$

2.3.2 Controle de Impedância

O controle de impedância foi desenvolvido a partir da necessidade de uma interação mais segura entre seres humanos e máquinas. Este controle é baseado em um sistema massa-mola-amortecedor e é definido de acordo com a Equação 2.3, onde M K e D são a massa, admitância da perna humana e rigidez do material utilizado na órtese, respectivamente, \hat{x} é a posição desejada e x a posição atual. O termo \dot{x} é a derivada da posição atual, ou seja, a velocidade e por fim \ddot{x} é a segunda derivada de x , resultando na aceleração (ABU-DAKKA; SAVERIANO, 2020).

$$M\ddot{x} = K(\hat{x} - x) - D\dot{x} + \tau \quad (2.3)$$

A partir da manipulação algébrica da Equação 2.3 podemos estimar o torque necessário (τ) em um sistema para alcançar uma dada posição \hat{x} , como pode ser visto na Equação 2.4.

$$\tau = M\ddot{x} - K(\hat{x} - x) + D\dot{x} \quad (2.4)$$

2.4 Sensores e Atuadores

2.4.1 Servo Motores

Um servo motor é constituído de um motor e um circuito controlador que é responsável por medir a posição e velocidade do rotor de forma a controlá-lo com precisão em um sistema de malha fechada. Para isso é necessário um transdutor de posição, composto por um

potenciômetro ou um *encoder* incremental. Como o motor possui um circuito controlador, o usuário necessita apenas de um PWM e definir o sentido de rotação (BRAGA, 2017).

2.4.2 Microcontrolador

Microcontroladores são dispositivos programáveis desenvolvidos com o objetivo de gerenciar ações e eventos, sendo utilizados principalmente para o controle de sistemas embarcados, possuindo uma grande versatilidade em seu uso. São compostos, em geral, por unidade processadora, memórias, conversores AD/DA, controle temporal entre outros (BRAGA, 2017).

2.4.3 Arduino

O Arduino é uma plataforma de *hardware open source*, projetada com base no microcontrolador Atmel AVR, que pode ser programado através de uma linguagem similar ao C/C++. Foi criado com o intuito de fornecer uma plataforma de prototipagem eletrônica de fácil acesso, unindo *software* e *hardware* (OLIVEIRA; ZANETTI, 2015). A placa Arduino é composta principalmente, por microcontrolador, memória RAM, armazenamento secundário (memória *flash*) e *clock*. As placas Arduino apresentam pinos chamados GPIO, os quais podem ser utilizados com entradas e saídas digitais ou analógicas.

2.4.4 Inertial Measurement Unit

A IMU é um conjunto de sensores que registram as grandezas de aceleração linear e de velocidade angular com base nos fenômenos físicos, como as forças gravitacionais e inerciais da matéria. Seus sensores são do tipo MEMS (*Microelectromechanical Systems*), transdutores de escala micrométrica responsáveis pela conversão de energia cinética em energia elétrica. Para obter uma medida mais precisa, comumente é utilizada técnicas de fusão sensorial, ou seja, combinar os dados de diferentes sensores para melhorar a leitura. Para esta aplicação utiliza-se o filtro de Kalman, o qual foi desenvolvido no intuito de atenuar o efeito de ruídos na medição através do *software*, utilizando medições ao longo do tempo para gerar resultados que se aproximem dos dados reais que foram medidos (SANTOS OLIVEIRA; GONÇALVES, 2017).

2.4.5 Sensores Hall e Encoders

O sensor Hall é um dispositivo que detecta a presença ou intensidade de um campo magnético. Ele funciona com base no efeito Hall, o qual está relacionado ao surgimento de diferença de potencial em um condutor elétrico na presença de um campo magnético (BRAGA, 2017).

O *encoder* é um transdutor de posição que comunica em código a posição relativa do rotor. A obtenção desse código é dada a partir de um sensor óptico, composto de emissor de luz e sensor de luminosidade, posicionado simetricamente em ambas as faces de um disco de plástico transparente com traços opacos (BRAGA, 2017).

2.5 Estado da Arte

O desenvolvimento das tecnologias assistivas avança cada vez mais, não só na área médica, sendo utilizado para fisioterapias e auxílio a locomoção, mas também sendo usado para fins militares, aumentando a força e tenacidade de soldados. A órtese motorizada pode ser considerada um robô vestível, ajudando o usuário a melhorar sua performance física, autonomia ou até recuperação. Neste âmbito podemos citar alguns exemplos de equipamentos semelhantes já existentes, cada um com sua especificidade.

2.5.1 BLEEX

O BLEEX (*Berkley Lower Extremity Exoskeleton*) é um exoesqueleto de membros inferiores desenvolvido na Universidade da Califórnia para aumento de força, resistência e carga. Seu sistema é embarcado em um PC104 e possui sete graus de liberdade em cada perna. Ele possui duas fontes de energia, uma bateria, responsável por alimentar os circuitos eletrônicos e um motor a combustão, responsável por alimentar os atuadores hidráulicos (KAZEROONI; STEGER; HUANG, 2006). O equipamento pode ser visto na [Figura 2.6](#).

O objetivo principal do projeto era a construção de um exoesqueleto ergonômico, de fácil manuseio e autoalimentado para aprimorar a força e resistência do usuário. De acordo com (KAZEROONI; STEGER; HUANG, 2006) o exoesqueleto permite a uma pessoa confortavelmente agachar, inclinar, balançar para os lados, rotacionar, andar, correr em desníveis, sejam subindo ou descendo, e passar por cima ou por baixo de obstruções carregando equipamentos e suprimentos.

2.5.2 Lokomat

O Lokomat é um dispositivo médico robótico composto por dois braços e uma esteira com sistema de suporte de peso corporal desenvolvido para o treino de marcha. Os braços robóticos são fixados à perna e quadril do paciente utilizando tiras de elástico em volta da cintura, coxa e perna. O movimento é feito através de acionadores lineares com uma potência de 150W integrados à estrutura do dispositivo (ALASHRAM; ANNINO; PADUA, 2021). Na [Figura 2.7](#) temos o dispositivo citado.

A segurança do equipamento segue os princípios e padrões dos regulamentos para equipamentos médicos e conta com, por exemplo, limites mecânicos nos acionadores para



Figura 2.6 – Exosqueleto bilateral de membro inferior BLEEX.

Fonte: Kazerooni, Steger e Huang (2006)



Figura 2.7 – Esteira de reabilitação de membro inferior Lokomat.

Fonte: Hocoma (2023)

não comprometer a integridade do paciente. O software do dispositivo faz o gerenciamento das posições e forças utilizando sensores redundantes, de forma garantir que o equipamento está trabalhando em um intervalo seguro para o paciente (RIENER et al., 2010).

2.5.3 HAL *Single Joint*

Os sistemas HAL (*Hybrid Assistive Limb*) são equipamentos vestíveis que detectam a intenção de movimento do usuário e executam esse movimento em conjunto com ele, para auxiliar a função física do mesmo.

O modelo *Single Joint*, ilustrado na [Figura 2.9](#), é dedicado ao auxílio no tratamento de lesões de uma única junta, como joelho, calcanhar ou mesmo cotovelo. É composto por um motor e sensores que detectam sinais da pele que indicam a intenção de movimento do usuário.



Figura 2.8 – HAL *Single Joint Type*.

Fonte: [Cyberdine \(2023\)](#)

2.5.4 Protótipo EXO-C

O EXO-C desenvolvido por ([MIRANDA et al., 2012](#)) é um exoesqueleto de cotovelo com um grau de liberdade motorizado. O atuador desse equipamento é um motor Maxon EC32 de 80 watts em conjunto de uma redução planetária 18:1 e controlado por um EPOS2 24/5 também da Maxon. A força aplicada no eixo é detectada por um extensômetro fixado à estrutura de alumínio posicionada no braço do usuário. A principal vantagem deste protótipo é a possibilidade de junção com órteses comerciais como a órtese Omo-Neurexa Ottobock. Este protótipo utiliza um potenciômetro para definir a posição e alimentar um controlador de impedância em conjunto com a força detectada pelo extensômetro.

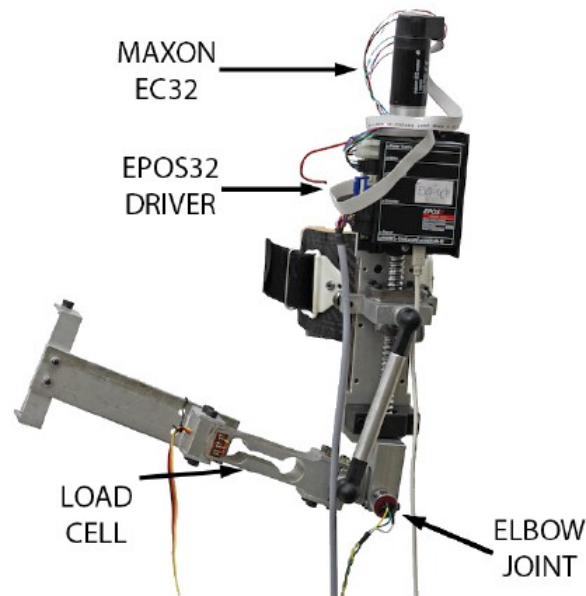


Figura 2.9 – Exoesqueleto de cotovelo EXO-C.

Fonte: [Miranda et al. \(2012\)](#)

2.5.5 Projeto Exoesqueleto UnB

O laboratório LEIA (Laboratório de Sistemas Embarcados e Aplicações de Circuitos Integrados) da Universidade de Brasília desenvolveu o projeto do exoesqueleto de membros inferiores, incluindo variados trabalhos de graduação e mestrado para cada área de estudo do projeto.

Em ([KOENDJBIHARIE, 2017](#)) temos a análise da cinemática inversa do modelo mecânico do exoesqueleto, como também o desenvolvimento do controlador PID, utilizando dois métodos distintos para o cálculo dos parâmetros: Ziegler-Nichols e Particle Swarm Optimization (PSO).

No trabalho de ([RODRIGUES, 2017](#)) é feita a implementação de uma interface de controle que possibilite o acionamento dos motores, assim como a instrumentação de sensores de posição e *encoders*, por meio de uma plataforma SoC que contém uma FPGA integrado com um processador baseado em arquitetura ARM.

([MARAFA, 2021](#)) modelou e desenvolveu uma estrutura mecânica capaz de suportar um usuário de até 1,78m de altura e 100kg de peso. A estrutura possui 5 DOF's, sendo 2 no quadril, 1 no joelho e 2 no tornozelo, os quais são todos rotativos e ainda possuindo duas juntas ativas, do quadril e joelho.

([MEDEIROS, 2023](#)) implementou um pré-compensador para auxiliar no controle do exoesqueleto em conjunto com a otimização do controlador PID por meio de algoritmos bioinspirados tais como: otimização por enxame de partículas (PSO), *Nondominated Sorting*

Genetic Algorithm II (NSGA-II) e Multi-Objective Differential Evolution (MODE).



Figura 2.10 – Exosqueleto unilateral de membro inferior desenvolvido pelo grupo GRACO/UnB

Fonte: [Marafa \(2021\)](#)

3 Metodologia

3.1 Materiais e ferramentas

3.1.1 Atuadores e Controladores

O motor utilizado neste trabalho é o motor EC90 *flat* da marca Maxon em conjunto com um encoder MILE e uma caixa de redução planetária GP 52C. O motor EC90 *flat* pode ser controlado a partir do controlador ESCON 50/5, o qual é configurado através da interface ESCON Studio. As especificações do motor EC90 *flat* podem ser vistas na [Tabela 3.2](#). O motor pode ser visto na [Figura 3.11](#) a seguir.



Figura 3.11 – Motor EC90 flat

Fonte: [Maxon \(2023a\)](#)

As especificações da caixa de redução GP 52C são apresentadas na [Tabela 3.3](#) e o componente pode ser visualizado na [Figura 3.12](#).

Além do encoder MILE, o motor possui sensores Hall, os quais são responsáveis pela instrumentação do motor, fornecendo velocidade e posição do rotor.

O controlador empregado foi o ESCON 50/5, mostrado na [Figura 3.13](#). Pode ser utilizado para o controle de motores de até 250W e suas especificações estão presentes na [Tabela 3.4](#).

A lógica programacional será implementada em um Arduino Nano, o qual possui um microprocessador ATmega328 ([KURNIAWAN, 2019](#)), suas especificações estão listadas na [Tabela 3.5](#). O Arduino NANO foi escolhido para este trabalho principalmente por seu

Tabela 3.2 – Especificações do motor EC 90 flat

Tensão Nominal [V]	24
Corrente Nominal Máxima [A]	6,39
Velocidade Nominal [rpm]	5000
Torque Nominal [mN.m]	457
Eficiência Máxima [%]	85
Potência [W]	160
Diâmetro do Motor [mm]	90
Peso [g]	635

Fonte: (MAXON, 2023a)



Figura 3.12 – Redução planetária GP 52C

Fonte: Maxon (2023c)

Tabela 3.3 – Especificações da caixa de redução GP 52C

Redução	113:1
Eficiência Máxima [%]	75
Peso [g]	770
Torque Máximo Contínuo[Nm]	30

Fonte: (MAXON, 2023c)

tamanho reduzido, facilitando a inserção na estrutura e também a facilidade de prototipagem eletrônica oferecida.



Figura 3.13 – Controlador ESCON 50/5

Fonte: [Maxon \(2023b\)](#)

Tabela 3.4 – Especificações do controlador ESCON 50/5

Tensão de Operação Nominal [V]	10 - 50
Máxima Corrente de Saída [A]	15 (<20s)
Corrente de Saída Contínua [A]	5
Peso [g]	204
Eficiência Máxima [%]	95

Fonte: ([MAXON, 2023b](#))

Tabela 3.5 – Especificações do Arduino NANO

Tensão de Operação [V]	5
Tensão de Entrada [V]	7-12
Pinos Digitais I/O	14
Pinos Analógicos	8
Memória Flash [kB]	32
SRAM [kB]	2
Velocidade de Clock [MHz]	16
Dimensões [mm]	18 x 45

Fonte: ([KURNIAWAN, 2019](#))

3.1.2 Componentes Mecânicos

A estrutura mecânica utilizada para este trabalho foi fundamentada no trabalho de ([MARAFÁ, 2021](#)) e é composta por uma base de apoio, uma junta atuadora onde é fixado

o motor e a barra conectora. Na [Figura 3.14](#) observa-se a estrutura da órtese acoplada à base. Também foi desenvolvido um suporte para a fixação do equipamento em uma perna humana, para futuros testes, o mesmo pode ser visto na [Figura 3.15](#). O suporte foi produzido utilizando impressão 3D e tem como composição o ABS.



Figura 3.14 – Estrutura mecânica com base.

Fonte: Autor

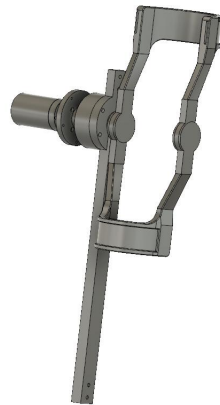


Figura 3.15 – Estrutura mecânica com suporte fixador.

Fonte: Autor

A base de apoio é composta de uma placa de aço com uma encaixe para um tubo de aço no qual fixa-se o exoesqueleto e possui rodízios para facilitar o deslocamento, caso necessário. Na [Figura 3.16](#) apresenta-se uma visualização do componente.



Figura 3.16 – Base do Exoesqueleto.

Fonte: Autor

Os suportes localizados na parte superior do exoesqueleto, os quais são fixados ao tronco do usuário, podem ser visualizados na [Figura 3.17](#). Os suportes são compostos por: (a) Uma barra ajustável com uma junta de 1 DOF; (b) O conector das pernas e; (c) Uma placa rígida para a montagem com furos de fixação. Ao final, o suporte é montado de acordo com a [Figura 3.18](#).

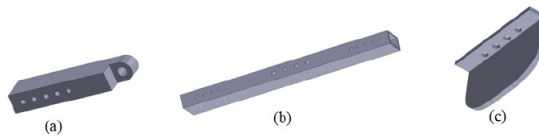


Figura 3.17 – Componentes de suporte. (a) barra ajustável com uma junta de 1 DOF; (b) Conector das pernas; (c) Placa rígida com furos de fixação.

Fonte: [Marafa \(2021\)](#)

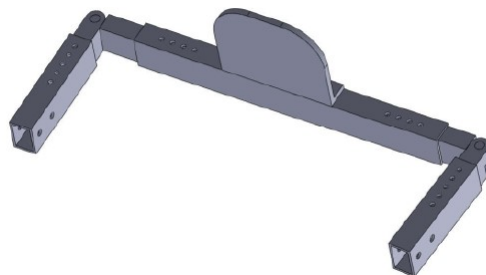


Figura 3.18 – Suporte de fixação ao tronco do usuário.

Fonte: [Marafa \(2021\)](#)

Os componentes das juntas de atuação podem ser observados na [Figura 3.19](#), os quais são compostos por: fixador de motor(c), rolamento(d), caixa de rolamento(e), conexão de rotor(f), braço interno(h) e braço externo(g). As peças foram produzidas em alumínio para uma maior resistência mecânica e durabilidade.

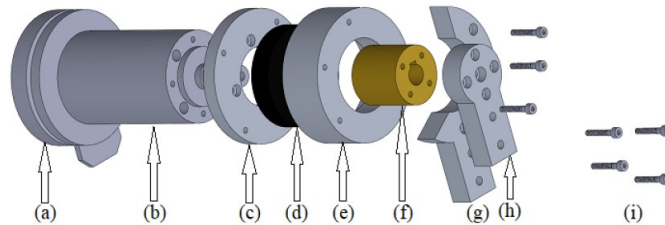


Figura 3.19 – Componentes do atuador

Fonte: [Marafa \(2021\)](#)

3.1.3 Instrumentação

A instrumentação do equipamento foi feita realizada de duas formas: sensores Hall do motor e goniômetro utilizando IMU. Para a caracterização do sensor Hall, utilizou-se um programa básico de incremento de um contado a cada pulso, sendo comprovado que para cada revolução do motor o sensor Hall pulsa 23 vezes. Empregando este valor como base e sabendo que a proporção da caixa de redução planetária GP 52C é de 113:1, podemos converter a quantidade de pulsos em ângulos utilizando a seguinte expressão,

$$\theta = \frac{pulseCount * 360}{motor_steps * reduction} \quad (3.1)$$

onde *pulseCount* é a quantidade de pulsos detectados, *motor_steps* é a quantidade de pulsos por revolução do motor e *reduction* é a proporção de redução.

O goniômetro foi desenvolvido com base no sensor MPU-6050 e pode ser visto na [Figura 4.28b](#). O sistema foi desenvolvido para obter uma medição direta da real angulação da parte inferior da perna. Além do sensor foi instalado uma tela para visualização do ângulo que está sendo medido.

3.2 Ferramentas de Software

3.2.1 ESCON Studio

O ESCON Studio é o *software* responsável por configurar o controlador ESCON 50/5 e também monitorar o comportamento do motor. A configuração é iniciada com a inserção das especificações do motor e, em seguida, a definição do modo de operação do motor. O *software*



Figura 3.20 – Goniômetro fixado à órtese.

Fonte: Autor

oferece três modos de operação: (a) *Current Control*, modo no qual o *software* controla o motor através de corrente, o que torna um modo dedicado a aplicações onde controlar o torque é importante, por exemplo, em controle dinâmico; (b) *Speed Control (Open Loop)*, o *software* controla o motor através de um parâmetro de velocidade e não possui realimentação; (c) *Speed Control (Closed Loop)*, o *software* controla o motor através de um parâmetro de velocidade utilizando realimentação para um ajuste fino da saída aplicando método de controle PI. Uma das utilidades do ESCON Studio é o *Regulation Tunning*, ferramenta que faz o ajuste dos parâmetros do sistema de controle interno do *hardware*.

3.2.2 Fusion 360

O Fusion 360 é um *software* de *design* e fabricação de produtos utilizando recursos de modelagem, renderização, animação, simulação de movimento, simulação de tensões, entre outros recursos. O Fusion 360 oferece integração com ferramentas de fabricação, permitindo que os projetos sejam preparados para a produção, seja através de usinagem CNC, impressão 3D ou outros métodos de fabricação.

3.2.3 Comunicação com o Controlador ESCON

A comunicação entre o Arduino e o controlador ESCON é feita através das entradas digitais e analógicas existentes no controlador. Utilizando o ESCON Studio é possível configurar cada entrada digital e analógica para exercer uma função específica. Neste trabalho utilizou-se duas entradas digitais e uma entrada analógica em conjunto com a leitura de um dos sensores Hall.

A primeira entrada digital é responsável pela função "*enable*" dos motores, ou seja,

por ela é controlada a ativação ou desativação dos motores, sendo ativado no nível lógico alto. A segunda entrada digital é responsável por controlar a direção do motor, de forma que no nível lógico baixo o motor irá se mover em sentido horário e no nível lógico alto o motor se moverá no sentido anti-horário. A entrada analógica controla a velocidade do motor, para isso deve-se receber um valor de 0 a 255 na forma de PWM com uma frequência de 53,6kHz. Por fim, a saída analógica fornece um valor de -4V a +4V proporcional a corrente do motor.

3.3 Controle de Impedância

O controle de impedância inicia-se com a aquisição da posição atual da planta ($x(t)$), a posição desejava (\hat{x}) e o torque que esta sendo exercido no motor (τ_m). Com a constante de torque fornecida pelo fabricante e a leitura da corrente no motor que é feita através do controlador ESCON 50/5, é possível calcular o torque resultante. A etapa seguinte é composta pelos parâmetros de rigidez, massa e admitância da perna humana os quais são alimentados ao controle de impedância, baseado na [Equação 2.4](#), obtendo-se uma posição resultante, a qual é enviada para o gerador de PWM, que irá produzir um sinal proporcional e enviará para o controlador ESCON 50/5. Após o ajuste PI o sinal é enviado para o atuador e também é registrado a resposta ao torque, fechando a malha de controle.

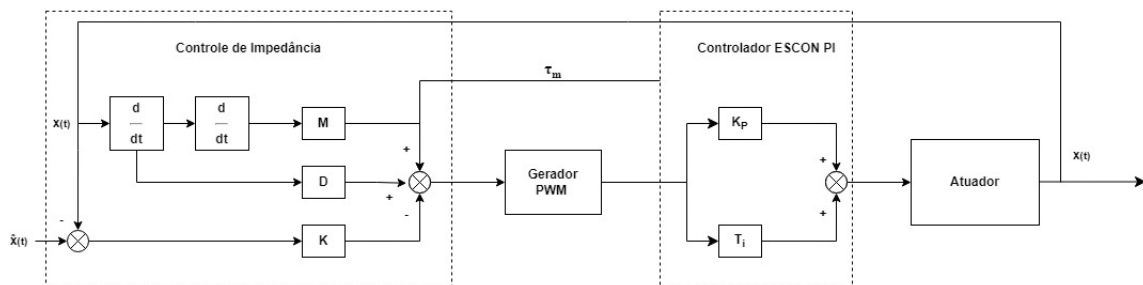


Figura 3.21 – Arquitetura de controle.

Fonte: Autor

3.4 Proposta de Ensaios Experimentais

Os ensaios experimentais foram fundamentados nas bases de dados de marcha humana presentes em ([WINTER, 2009](#)) e divididos em três etapas citadas abaixo:

- Experimento 1: Neste experimento serão utilizadas referências da base de dados para determinar posições pré-definidas e o início do movimento é a intenção de movimento imprimida na órtese. Após captar uma intenção de movimento em um sentido, a órtese irá se mover até uma posição pré-determinada.

- Experimento 2: Neste experimento a órtese irá seguir a intenção de movimento continuamente em velocidade constante, ou seja, a órtese acompanha o movimento enquanto há aplicação de força.
- Experimento 3: Neste experimento será definido um *set point* no qual a órtese irá fazer uma força contrária a intenção de movimento, sempre tentando voltar ao ponto inicial.

A validação dos resultados será feita através da gravação do equipamento em funcionamento utilizando uma IMU fixada ao mesmo e também um transferidor de ângulo, de forma que seja possível aferir as distâncias percorridas e poder compará-las com as posições indicadas pelas duas base de dados.

4 Resultados

4.1 Produção e Montagem de Peças

A etapa de construção do trabalho consistiu na montagem da estrutura mecânica, com a fabricação das peças da junta em alumínio. Na [Figura 4.22](#) uma foto do resultado final das peças.

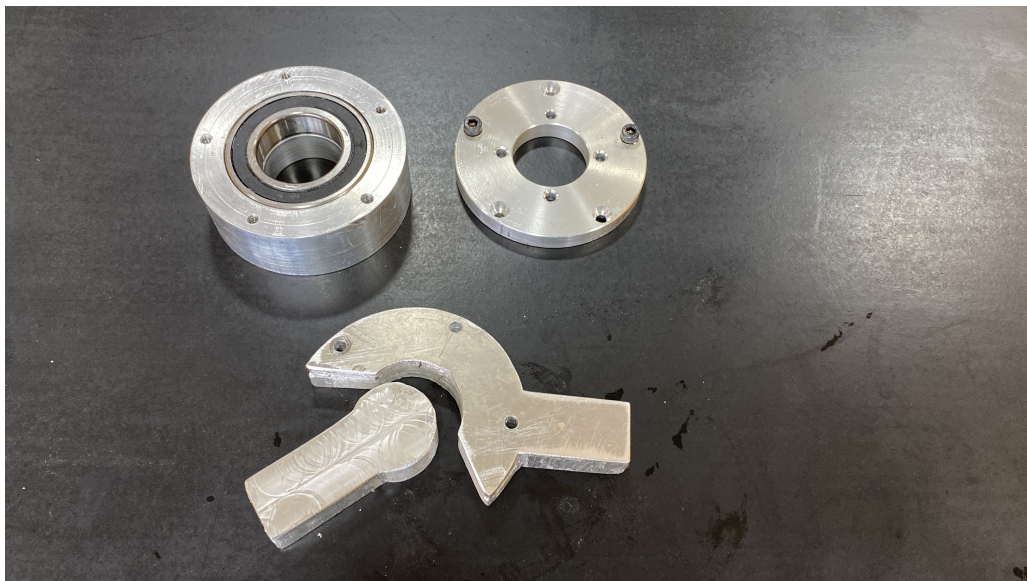


Figura 4.22 – Componentes da junta de atuação em alumínio.

Fonte: Autor

A próxima etapa foi a obtenção das barras de alumínio para a confecção das conexões entre juntas, do suporte superior e da junta de conexão entre o suporte e a perna. Na [Figura 4.23](#) temos as barras preparadas para a montagem.



Figura 4.23 – Componentes das conexões de alumínio.

Fonte: Autor

A base da órtese foi construída fora do laboratório pois exigia ferramentas pesadas para o corte da chapa de aço. Na [Figura 4.24](#) uma visualização da base finalizada.



Figura 4.24 – Base da Órtese.

Fonte: Autor

O suporte de fixação à perna foi manufaturado com impressora 3D utilizando ABS. A fixação do suporte à perna também possui fitas elásticas com fechos de plástico para uma melhor regulação da fixação.

O motor, controlador e microcontrolador foram anexados a uma base impressa em ABS e fixados a estrutura, como pode ser visto na [Figura 4.25](#).

Com isso a etapa de montagem do protótipo foi concluída, na [Figura 4.26](#) é possível observar o teste de fixação da órtese. Na [Figura 4.27](#) temos a órtese fixada na base para desenvolvimento.

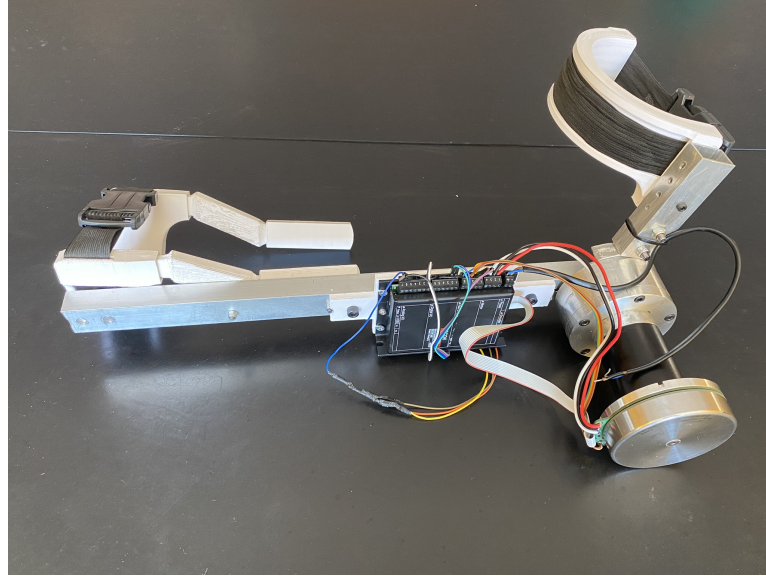


Figura 4.25 – Órtese com suportes de fixação.

Fonte: Autor



Figura 4.26 – Órtese motorizada de joelho.



Figura 4.27 – Órtese com base.

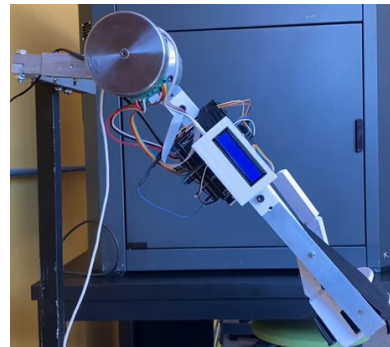
Fonte: Autor

4.2 Testes Experimentais

Seguindo os procedimentos experimentais citados anteriormente, foram executados três testes de operação diferentes para a órtese. Para a validação dos testes foi utilizado o sistema de instrumentação mostrado na Figura 4.28 transferidor de ângulo fixado na junta, como pode ser observado na Figura 4.28a, onde o ângulo de 90° foi utilizado como referencial e também um goniômetro digital desenvolvido neste trabalho, fixado de acordo com a Figura 4.28b. As leituras de corrente do motor foram adquiridas através do *software* ESCON Studio na forma de gráfico, onde o eixo das ordenadas é a corrente média medida no motor e o eixo das abscissas é o tempo.



(a) Transferidor fixado à órtese.



(b) Goniômetro fixado à órtese.

Figura 4.28 – Sistema de Instrumentação da órtese.

Para iniciar os testes foi feita uma verificação de funcionamento do goniômetro digital, no qual percorreu a extensão total de movimento da órtese, iniciando na referência de 90° , ou seja, a órtese perpendicular ao chão, simulando o movimento de extensão até um ângulo de aproximadamente 170° , em seguida, reproduzindo o movimento de flexão, a órtese foi movida até o ângulo de aproximadamente 65° e posteriormente voltando ao ângulo de referência. O gráfico obtido a partir deste teste pode ser observado na [Figura 4.29](#).

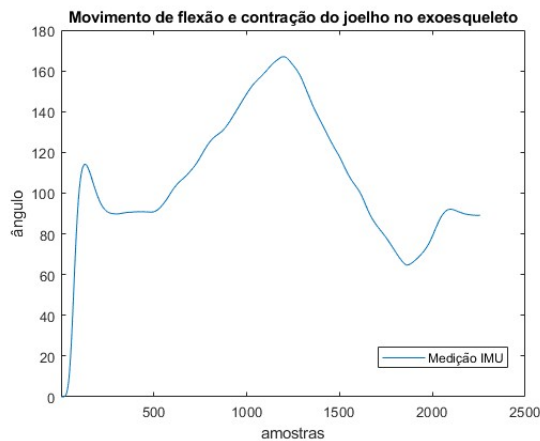


Figura 4.29 – Gráfico de angulação pelo tempo do goniômetro digital.

Fonte: Autor

O primeiro experimento utilizou dois pontos de ajuste, 45° e 80° , partindo do ponto de referência 90° . Quando uma intenção de movimento é detectada pela órtese, primeiramente, o sinal é interpretado para definir qual sentido de aplicação da força, em seguida a órtese irá se mover até um dos pontos de ajuste, de acordo com este sentido. No link [Primeiro Experimento](#) é possível assistir ao teste em execução. O gráfico pode ser visualizado na [Figura 4.30](#), onde nota-se inicialmente um pico acentuado na curva vermelha, caracterizando a força imposta na órtese, em seguida uma curva negativa crescente de forma linear, devido ao momento crescente em resposta ao ângulo de inclinação que está aumentando, até finalmente o motor alcançar o ponto de ajuste e executar uma rápida desaceleração. A curva em azul nos mostra a variação angular da junta, por ser um movimento com velocidade constante temos uma curva que se aproxima bastante de uma reta.

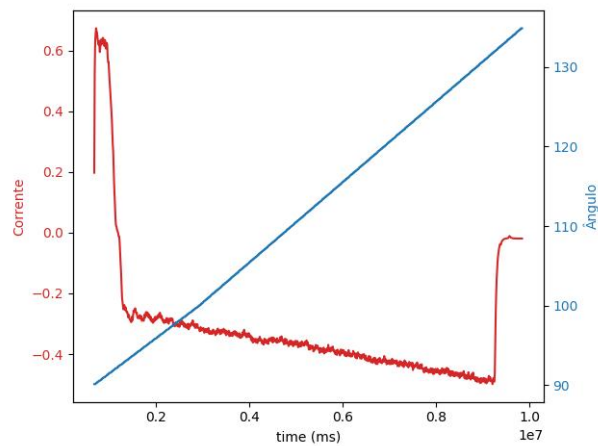


Figura 4.30 – Gráfico primeiro experimento. Em vermelho a corrente do motor e em azul o ângulo medido na junta.

Fonte: Autor

O segundo teste pode ser visualizado no link [Segundo Experimento](#) e consiste na identificação de uma intenção de movimento e a compensação da força utilizando o motor, ou seja, quando identificada uma força, o microcontrolador calcula em qual sentido ela está agindo, em seguida ativa o motor no mesmo sentido para auxiliar no deslocamento da órtese. Observando o gráfico na [Figura 4.31](#) temos uma curva com um pico inicial, estabelecendo o início da detecção da intenção de movimento, em seguida o motor apresenta uma curva com irregularidades, justificadas pela variação da força imposta pelo usuário e gradativamente menos corrente é utilizada até o momento de parada.

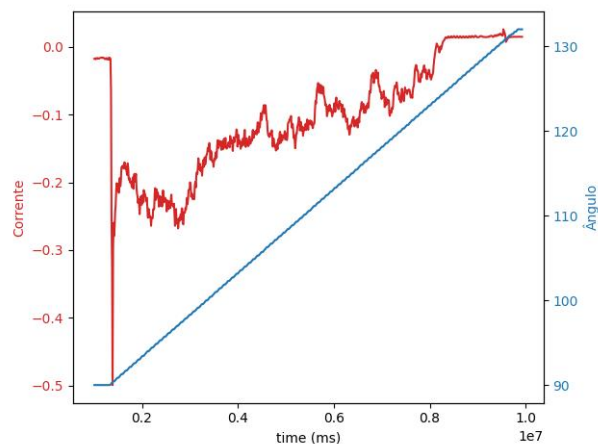


Figura 4.31 – Gráfico segundo experimento. Em vermelho a corrente do motor e em azul o ângulo medido na junta.

Fonte: Autor

No terceiro teste, enquanto há uma força agindo na órtese, o motor faz uma força contrária ao movimento como uma resistência, e assim que essa força cessa, a órtese retorna a sua posição inicial. O teste está disponível no link [Terceiro Experimento](#). No gráfico ilustrado na [Figura 4.32](#) é possível observar primeiramente uma zona com alta demanda de corrente, caracterizando a resistência ao movimento imposta pelo motor, em seguida, após o fim da aplicação de força, o motor tem um pico de corrente, motivado pela alteração do sentido de rotação e posteriormente uma corrente quase constante com uma rampa de desaceleração, refletindo o retorno da órtese a sua posição inicial.

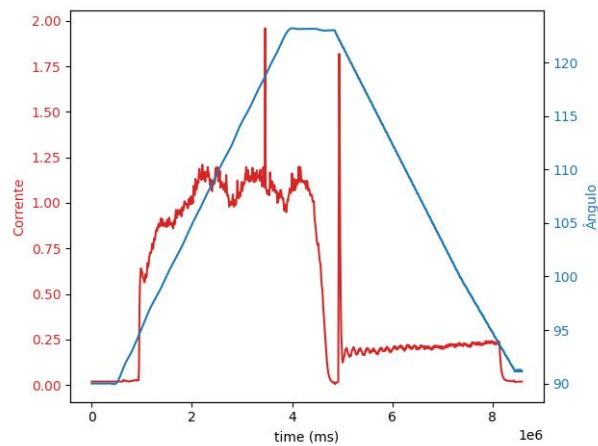


Figura 4.32 – Gráfico terceiro experimento. Em vermelho a corrente do motor e em azul o ângulo medido na junta.

Fonte: Autor

5 Conclusões

O objetivo inicial do projeto foi construir uma órtese motorizada para a articulação do joelho utilizando o controle de impedância no intuito de obter um controle mais preciso e seguro para o usuário. O protótipo possui uma junta motorizada que tem a finalidade de imprimir o movimento na parte inferior da perna e também detectar intenções de movimento por parte do usuário. Durante os testes verificou-se que a estrutura mecânica básica da órtese, composta por articulação e conexões de suporte, atendem bem aos requisitos do projeto permitindo uma boa resposta, tanto para detectar forças aplicadas quanto para imprimir um torque.

Apesar das vantagens de peças manufaturadas em impressora 3D, observou-se que é necessário utilizar materiais com maior resistência a esforços mecânicos, uma vez que, as peças fabricadas em ABS apresentaram uma estrutura frágil devido a repetidos esforços na conexão do eixo do motor. Outro ponto a se observar na fabricação das peças é a precisão da usinagem, pois um erro de fabricação pode ocasionar medidas inconsistentes ou até mesmo impossibilitar a montagem do projeto.

O método de controle de impedância se mostrou muito efetivo, uma vez que, mesmo com a discrepância de movimento causado pelo encaixe das peças, conseguiu identificar pequenas forças aplicadas na órtese como pode ser visto, por exemplo, no gráfico da [Figura 4.30](#), onde é possível observar o pico da força exercida.

Este trabalho apresentou resultados satisfatórios no âmbito da construção e controle da órtese motorizada, dispondo da base de dados biomecânicas foi possível observar diversas similaridades nos resultados de posição angular e torque durante os movimentos de extensão e flexão da junta.

A órtese motorizada foi um dos vários trabalhos relacionados ao projeto do exoesqueleto iniciado no laboratório LARA. Apesar dos resultados satisfatórios, o projeto pode ser aperfeiçoado e otimizado em diversos aspectos e são listados na seção seguinte "Trabalhos Futuros".

5.1 Trabalhos Futuros

- Otimização do posicionamento de cabos para assegurar a utilização do equipamento; Desenvolver uma estrutura robusta o suficiente para acomodar os componentes do projeto e aprimorar a fixação do projeto ao paciente.
- Aperfeiçoar a fabricação das peças da junta para reduzir erros decorrentes de encaixes frouxos;

As peças manufaturadas com ABS tem uma vida útil inferior a peças fabricadas em alumínio e, tendo em vista que as peças são submetidas à esforços repetitivos, o desgaste de peças em ABS é bastante elevado, tornando necessário a fabricação das partes mecânicas do projeto em alumínio.

- Utilizar o projeto como plataforma de testes para o exoesqueleto;
- Aprimorar o controle de impedância: Realizar testes variando a massa anexada à órtese;

Com os testes adicionando massa na modelagem do problema seria possível aprimorar o controle de impedância adicionando a variável de peso da perna do usuário.

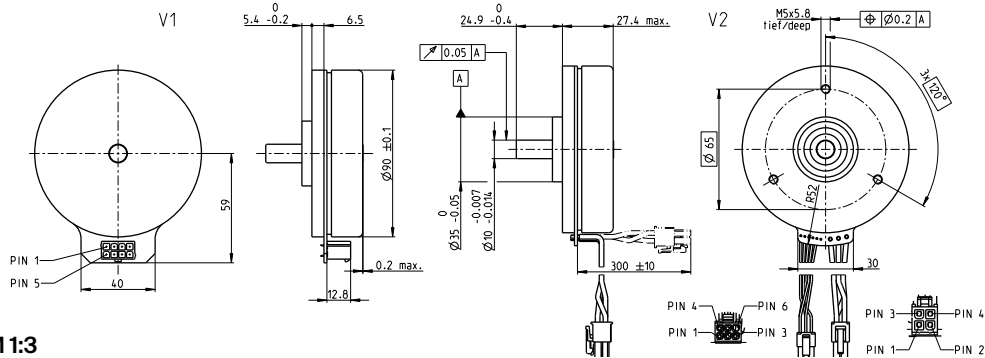
Referências

- ABU-DAKKA, F. J.; SAVERIANO, M. Variable impedance control and learning—a review. **Frontiers in Robotics and AI**, Frontiers Media SA, v. 7, p. 590681, 2020. Citado na p. 19.
- ALASHRAM, A. R.; ANNINO, G.; PADUA, E. Robot-assisted gait training in individuals with spinal cord injury: A systematic review for the clinical effectiveness of Lokomat. **Journal of Clinical Neuroscience**, Elsevier, v. 91, p. 260–269, 2021. Citado na p. 21.
- BOHANNON, R. W.; GAJDOSIK, R. L.; LEVEAU, B. F. Isokinetic knee flexion and extension torque in the upright sitting and semireclined sitting positions. **Physical therapy**, Oxford University Press, v. 66, n. 7, p. 1083–1086, 1986. Citado na p. 18.
- BRAGA, N. C. **Manual de mecatrônica**. Editora Newton C. Braga, 2017. Citado nas pp. 20, 21.
- CYBERDINE. **HAL Single Joint**. Dez. 2023. Disponível em: https://www.cyberdyne.jp/english/products/SingleJoint_medical.html. Acesso em: 05/12/2023. Citado na p. 23.
- FREIRE, J. P. C. D. Projeto mecânico de um exoesqueleto com atuação no quadril, 2019. Citado nas pp. 16, 17.
- HOCOMA. **Sistema de reabilitação de marcha LokomatPro**. Dez. 2023. Disponível em: <https://www.medicaexpo.com/pt/prod/hocoma/product-68750-438408.html>. Acesso em: 19/12/2023. Citado na p. 22.
- IBGE. Disponível em: < <http://www.censo2010.ibge.gov.br/>>. **Acesso em**, v. 23, 2010. Citado na p. 13.
- KAZEROONI, H.; STEGER, R.; HUANG, L. Hybrid control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). **The International Journal of Robotics Research**, Sage Publications, v. 25, n. 5-6, p. 561–573, 2006. Citado nas pp. 21, 22.
- KOENDJBIHARIE, M. W. Control system design for exoskeleton of the right lower limb, 2017. Citado nas pp. 14, 19, 24.
- KURNIAWAN, A. **Arduino Nano A Hands-on Guide for Beginner**. PE press, 2019. Citado nas pp. 26, 28.
- LUCA, R. **Lower Limbs Robot motion based on the Probabilistic Estimation of the Joint Angles starting from EMG data of an injured subject. 2015**. 2016. Tese (Doutorado) – Thesis (Master’s Degree in Bioengineering), College of Engineering ... Citado na p. 16.

- MARAFÁ, N. A. Mechanical design of a lower limb exoskeleton for rehabilitation of paraplegic patients, 2021. Citado nas pp. 13–17, 24, 25, 28, 30, 31.
- MASSOCO, D.; LUCINIO, L.; SANTOS, R. M. d. Hemiplegia: uma revisão bibliográfica. **Faculdade de Tecnologia de Jahu–FATEC-JAHU**, 2013. Citado na p. 13.
- MAXON. **EC90 Specifications**. Mai. 2023a. Disponível em: <https://www.maxongroup.com/maxon/view/product/motor/ecmotor/ecflat/ecflat90/505592>. Acesso em: 12/05/2023. Citado nas pp. 26, 27, 47.
- MAXON. **ESCON 50/5 Specifications**. Mai. 2023b. Disponível em: <https://www.maxongroup.com/maxon/view/product/control/4-Q-Servokontroller/409510>. Acesso em: 12/05/2023. Citado na p. 28.
- MAXON. **GP 52C Specifications**. Mai. 2023c. Disponível em: <https://www.maxongroup.com/maxon/view/product/gear/planetary/gp52/223080>. Acesso em: 12/05/2023. Citado nas pp. 27, 48.
- MEDEIROS, R. B. d. Projeto de um Controlador Fuzzy PID em Hardware Embarcado para um Exoesqueleto de Membro Inferior, 2023. Citado nas pp. 14, 19, 24.
- MIRANDA, A. B. W.; YASUTOMI, A. Y.; SOUIT, C.; FORNER-CORDERO, A. Bioinspired mechanical design of an upper limb exoskeleton for rehabilitation and motor control assessment. In: IEEE. 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). 2012. P. 1776–1781. Citado nas pp. 23, 24.
- OLIVEIRA, C. L. V.; ZANETTI, H. A. P. **Arduino Descomplicado-Como Elaborar Projetos de Eletrônica**. Saraiva Educação SA, 2015. Citado na p. 20.
- RIENER, R.; LÜNENBURGER, L.; MAIER, I. C.; COLOMBO, G.; DIETZ, V. et al. Locomotor training in subjects with sensori-motor deficits: an overview of the robotic gait orthosis lokomat. **Journal of Healthcare Engineering**, Hindawi, v. 1, p. 197–216, 2010. Citado na p. 22.
- RODRIGUES, A. P. C. Desenvolvimento de uma interface para acionamento de atuadores e leitura de encoders para um exoesqueleto de membro inferior com a plataforma SoC-FPGA Zybo, 2017. Citado nas pp. 14, 24.
- SANTOS OLIVEIRA, W. dos; GONÇALVES, E. N. Implementação em c: filtro de kalman, fusão de sensores para determinação de ângulos. **ForScience**, v. 5, n. 3, 2017. Citado na p. 20.
- SOUZA, R. S. Design and prototyping of a development platform for exoskeleton research., 2017. Citado na p. 18.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. John Wiley & sons, 2009. Citado nas pp. 17, 33.

Anexos

EC 90 flat Ø90 mm, brushless, 160 watt



EC flat

M 1:3

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

		Part Numbers			
V1 with Hall sensors		586655	515456	505592	580047
V2 with Hall sensors and cables		607321	607322	607323	607324

Motor Data					
Values at nominal voltage					
1 Nominal voltage	V	12	24	36	60
2 No load speed	rpm	3170	3170	3070	2600
3 No load current	mA	1320	658	420	197
4 Nominal speed	rpm	2710	2720	2640	2200
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	458	457	453	460
6 Nominal current (max. continuous current)	A	12.8*	6.39	4.09	2.1
7 Stall torque ²	mNm	7400	7910	7580	6410
8 Stall current	A	208	111	68.9	29.6
9 Max. efficiency	%	85	85	85	85
Characteristics					
10 Terminal resistance phase to phase	Ω	0.0577	0.216	0.523	2.03
11 Terminal inductance phase to phase	mH	0.058	0.232	0.554	2.15
12 Torque constant	mNm/A	35.6	71.2	110	217
13 Speed constant	rpm/V	268	134	86.8	44.1
14 Speed/torque gradient	rpm/mNm	0.435	0.407	0.412	0.412
15 Mechanical time constant	ms	14.4	13.5	13.7	13.7
16 Rotor inertia	gcm ²	3170	3170	3170	3170

Specifications	Operating Range	Comments
Thermal data		
17 Thermal resistance housing-ambient	1.75 K/W	<div style="display: flex; align-items: center;"> <div style="flex: 1;"> </div> <div style="flex: 1; padding-left: 10px;"> <p>Continuous operation In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient. = Thermal limit.</p> <p>Short term operation The motor may be briefly overloaded (recurring).</p> <p>Assigned power rating</p> </div> </div>
18 Thermal resistance winding-housing	3.71 K/W	
19 Thermal time constant winding	69.8 s	
20 Thermal time constant motor	260 s	
21 Ambient temperature	-40...+100°C	
22 Max. winding temperature	+125°C	
Mechanical data (preloaded ball bearings)		
23 Max. speed	5000 rpm	
24 Axial play at axial load	0.14 mm	
25 Radial play	preloaded	
26 Max. axial load (dynamic)	34 N	
27 Max. force for press fits (static)	440 N	
28 Max. radial load, 10 mm from flange	8000 N 100 N	
Other specifications		
29 Number of pole pairs	11	
30 Number of phases	3	
31 Weight of motor	630 g	

maxon Modular System Details on catalog page 46

<p>Connection V1</p> <p>Pin 1 Hall sensor 1 Pin 2 Hall sensor 2 Pin 3 V_{Hall} 4.5...24 VDC Pin 4 Motor winding 3 Pin 5 Hall sensor 3 Pin 6 GND Pin 7 Motor winding 1 Pin 8 Motor winding 2</p> <p>Connection V2 (motor, AWG 16)</p> <p>Pin 1 Motor winding 1 Pin 2 Motor winding 2 Pin 3 Motor winding 3 Pin 4 N.C.</p> <p>Wiring diagram for Hall sensors see p. 59</p> <p>Connector Molex 46015-0806</p> <p>Connection cable for V1 Universal, L = 500 mm to EPOS4, L = 500 mm</p> <p>Part number 43025-0600 39-01-2040</p> <p>339380 354045</p> <p>¹Calculation does not include saturation effect (p. 71/178)</p>	<p>Planetary Gearhead Ø52 mm 4-30 Nm Page 410-411</p> <p>Encoder MILE 512-6400 CPT, 2 channels Page 463</p> <p>Recommended Electronics: Notes Page 46 ESCON Mod. 50/4 EC-S 501 ESCON Mod. 50/5 501 ESCON Mod. 50/8 (HE) 502 ESCON 50/5 503 ESCON 70/10 503 DEC Module 50/5 505 EPOS4 Mod./Comp. 50/5 510 EPOS4 Mod./Comp. 50/8 511 EPOS4 Mod./Comp. 50/15 514 EPOS4 50/5 515 EPOS4 70/15 515 EPOS4 Disk 60/12 517</p> <p>Note: The cable alignment relative to the mounting holes of the gearhead is not defined.</p> <p>²In combination with EPOS4 positioning controllers, the connector technology limits the nominal current (max. continuous current load) is limited to 11 A.</p>
--	---

March 2021 edition / subject to change

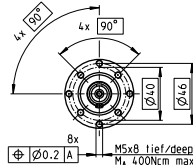
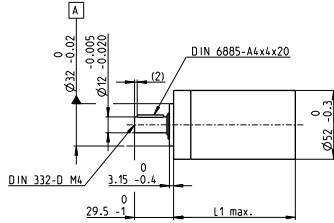
maxon EC motor 307

Figura .33 – DataSheet Motor EC90 flat

Fonte: Maxon (2023a)

Planetary Gearhead GP 52 C Ø52 mm, 4.0–30.0 Nm Ceramic Version

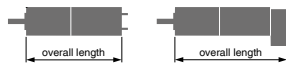
gear



Technical Data	
Planetary Gearhead	straight teeth
Output shaft	stainless steel
Bearing at output	preloaded ball bearings
Radial play, 12 mm from flange	max. 0.06 mm
Axial play at axial load	< 5 N 0 mm > 5 N max. 0.3 mm
Max. axial load (dynamic)	200 N
Max. force for press fits	500 N
Direction of rotation, drive to output	=
Max. continuous input speed	6000 rpm
Recommended temperature range	-15...+80°C
Extended range as option	-40...+100°C
Number of stages	1 2 3 4
Max. radial load, 12 mm from flange	420 N 630 N 900 N 900 N

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Gearhead Data	Part Numbers						
	223080	223083	223089	223094	223097	223104	223109
1 Reduction	3.5:1	12:1	43:1	91:1	150:1	319:1	546:1
2 Absolute reduction	7/2	49/4	349/6	91	2401/16	637/2	546
10 Mass inertia	gcm ² 20.7	17.6	17.3	16.7	17.3	16.8	16.4
3 Max. motor shaft diameter	mm 10	10	10	10	10	10	10
Part Numbers	223081	223084	223090	223095	223099	223105	223110
1 Reduction	4.3:1	15:1	53:1	113:1	186:1	353:1	676:1
2 Absolute reduction	13/3	95/6	637/12	339/3	4459/24	28581/61	676
10 Mass inertia	gcm ² 12	16.8	17.2	9.3	17.3	9.4	9.1
3 Max. motor shaft diameter	mm 8	10	10	8	10	8	8
Part Numbers	223085	223091	223096	223101	223106	223111	
1 Reduction	19:1	66:1	126:1	230:1	394:1	756:1	
2 Absolute reduction	189/6	1189/18	126	8281/36	1189/3	756	
10 Mass inertia	gcm ² 9.5	16.7	16.4	16.8	16.7	16.4	
3 Max. motor shaft diameter	mm 8	10	10	10	10	10	
Part Numbers	223086	223092	223098	223102	223107	223112	
1 Reduction	21:1	74:1	156:1	257:1	441:1	936:1	
2 Absolute reduction	21	147/2	156	1029/4	441	936	
10 Mass inertia	gcm ² 16.5	17.2	9.1	17.3	16.5	9.1	
3 Max. motor shaft diameter	mm 10	10	8	10	10	8	
Part Numbers	223087	223093		223103	223108		
1 Reduction	26:1	81:1		285:1	488:1		
2 Absolute reduction	26	2187/27		15379/54	488/9		
10 Mass inertia	gcm ² 9.1	9.4		16.7	9.4		
3 Max. motor shaft diameter	mm 8	8		10	8		
4 Number of stages	1	2	3	4	4		
5 Max. continuous torque	Nm 4	15	30	30	30	30	30
6 Max. intermittent torque at gear output	Nm 6	22.5	45	45	45	45	45
7 Max. efficiency	% 91	83	75	75	68	68	68
8 Weight	g 460	620	770	770	920	920	920
9 Average backlash no load	" 0.6	0.8	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
11 Gearhead length L1	mm 49.0	65.0	78.5	78.5	92.0	92.0	92.0



maxon Modular System						
+ Motor	Page	+ Sensor	Page	Brake	Page	Overall length [mm] = Motor length + gearhead length + (sensor/brake) + assembly parts
RE 40, 150 W	151					120.1 136.1 149.6 149.6 163.1 163.1 163.1
RE 40, 150 W	151	MR	479			131.5 147.5 161.0 161.0 174.5 174.5 174.5
RE 40, 150 W	151	HED_5540	486/489			140.8 156.8 170.3 170.3 183.8 183.8 183.8
RE 40, 150 W	151	HEDL 9140	493			174.1 190.1 203.6 203.6 217.1 217.1 217.1
RE 40, 150 W	151			AB 28	535	156.2 172.2 185.7 185.7 199.2 199.2 199.2
RE 40, 150 W	151			AB 28	536	164.2 180.2 193.7 193.7 207.2 207.2 207.2
RE 40, 150 W	151	HED_5540	486/489	AB 28	535	173.4 189.4 202.9 202.9 216.4 216.4 216.4
RE 40, 150 W	151	HEDL 9140	493	AB 28	536	184.6 200.6 214.1 214.1 227.6 227.6 227.6
RE 50, 200 W	152					157.1 173.1 186.6 186.6 200.1 200.1 200.1
RE 50, 200 W	152	HED_5540	487/489			177.8 193.8 207.3 207.3 220.8 220.8 220.8
RE 50, 200 W	152	HEDL 9140	494			219.5 235.5 249.0 249.0 262.5 262.5 262.5
RE 50, 200 W	152			AB 44	540	219.5 235.5 249.0 249.0 262.5 262.5 262.5
RE 50, 200 W	152	HEDL 9140	494	AB 44	540	232.5 248.5 262.0 262.0 275.5 275.5 275.5
EC 40, 170 W	239					129.1 145.1 158.6 158.6 172.1 172.1 172.1
EC 40, 170 W	239	HED_5540	487/489			152.5 168.5 182.0 182.0 195.5 195.5 195.5
EC 40, 170 W	239	Res 26	496			156.3 172.3 185.8 185.8 199.3 199.3 199.3
EC 40, 170 W	239			AB 32	537	171.8 187.8 201.3 201.3 214.8 214.8 214.8
EC 40, 170 W	239	HED_5540	487/489	AB 32	537	190.2 206.2 219.7 219.7 233.2 233.2 233.2
EC 45, 150 W	240					160.3 176.3 189.8 189.8 203.3 203.3 203.3
EC 45, 150 W	240	HEDL 9140	493			175.9 191.9 205.4 205.4 218.9 218.9 218.9
EC 45, 150 W	240	Res 26	496			160.3 176.3 189.8 189.8 203.3 203.3 203.3
EC 45, 150 W	240			AB 28	536	167.7 183.7 197.2 197.2 210.7 210.7 210.7
EC 45, 150 W	240	HEDL 9140	493	AB 28	536	184.7 200.7 214.2 214.2 227.7 227.7 227.7
EC 45, 250 W	241					193.1 209.1 222.6 222.6 236.1 236.1 236.1
EC 45, 250 W	241	HEDL 9140	493			208.7 224.7 238.2 238.2 251.7 251.7 251.7
EC 45, 250 W	241	Res 26	496			193.1 209.1 222.6 222.6 236.1 236.1 236.1

Figura .34 – DataSheet Redução GP 52C

Fonte: Maxon (2023c)