



**Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia**

Retrofitting de um Exoesqueleto Robótico

Arthur Augusto Pinto Cunha

PROJETO FINAL DE CURSO
ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO

Brasília
2023

**Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia**

Retrofitting de um Exoesqueleto Robótico

Arthur Augusto Pinto Cunha

Projeto Final de Curso submetido como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro de Controle e Automação.

Orientador: Prof. Walter de Britto Vidal Filho

Brasília
2023

P659r Pinto Cunha, Arthur Augusto.
Retrofitting de um Exoesqueleto Robótico / Arthur Augusto
Pinto Cunha; orientador Walter de Britto Vidal Filho. -- Brasília,
2023.
97 p.

Projeto Final de Curso (Engenharia de Controle e Automação)
-- Universidade de Brasília, 2023.

1. Retrofitting. 2. Exoesqueleto. 3. membros inferiores. 4. Fu-
sion 360. I. Vidal Filho, Walter de Britto , orient. II. Título

Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia

Retrofitting de um Exoesqueleto Robótico

Arthur Augusto Pinto Cunha

Projeto Final de Curso submetido como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro de Controle e Automação.

Trabalho aprovado. Brasília, 5 de dezembro de 2023:

Prof. Walter de Britto Vidal Filho,
UnB/FT/ENM
Orientador

Prof. José Maurício Santos Torres da
Motta, UnB/FT/ENM
Examinador interno

Prof. Carlos Humberto Llanos Quintero,
UnB/FT/ENM
Examinador interno

Brasília
2023

Dedicatória

Dedico este trabalho a todos os que correm atrás de seus sonhos e buscam meios de torná-los realidade. Quem diz que não pode ser feito nunca deve interromper aquele que está fazendo.

Arthur Augusto P. Cunha

“Antes de fazer carros autônomos, devemos fazer uma caminhada autônoma.”
(Jean louis Constanza)

Resumo

Os exoesqueletos são dispositivos para auxiliar o ser humano a interagir com o ambiente, principalmente as pessoas com limitações físicas. O presente projeto visa fazer uma revisão bibliográfica para avaliar melhorias em um exoesqueleto de membros inferiores desenvolvido no GRACO. O retrofitting objetiva reprojeter algumas partes mecânicas e eletrônicas, além de estudar uma metodologia para garantir um melhor re-projeto. Este projeto permitirá que em continuidade no próximo trabalho sejam feitas as montagens e testes. Ao final do trabalho, foram apresentados a concepção do projeto e os desenhos técnicos detalhados para a fabricação dos componentes mecânicos do exoesqueleto feitos no Fusion 360 da Autodesk. Essas melhorias representam um avanço significativo no desenvolvimento de soluções de reabilitação e oferecem novas possibilidades para melhorar a qualidade de vida e a funcionalidade dos pacientes com lesões medulares.

Palavras-chave: Exoesqueleto. Membros inferiores. Retrofitting. Molas de tração. Lesões Medulares.

Abstract

Exoskeletons are devices to help humans interact with the environment, especially people with physical limitations. The present project aims to carry out a bibliographic review to evaluate improvements in a lower limb exoskeleton developed in GRACO. Retrofitting aims to redesign some mechanical and electronic parts, in addition to studying a methodology to ensure a better redesign. This project will allow the assembly and tests to be carried out in continuity in the next work. At the end of the work, the project design and detailed technical drawings for the manufacture of the exoskeleton's mechanical components made in Autodesk's Fusion 360 were presented. These improvements represent a significant advance in the development of rehabilitation solutions and offer new possibilities to improve the quality of life and functionality of patients with spinal cord injuries.

Keywords: Exoskeleton. Lower limbs. Retrofitting. Attraction springs. Spinal Injuries.

Lista de ilustrações

Figura 2.1 – Cinemática de Atalante (juntas de revolução em azul)-esquerda. Usuário sem deficiência realiza um exercício de reabilitação - direita; fonte (BRUNET et al., 2023)	18
Figura 2.2 – Exoesqueleto USP, fonte (SANTOS, D. P. d., 2011)	19
Figura 2.3 – Nelson R. S. Costa usando o Exoesqueleto, fonte (COSTA et al., 2006) . .	20
Figura 2.4 – Exoesqueleto, FAPESP, fonte (COSTA; CALDWELL, 2006)	21
Figura 2.5 – HAL 3, fonte (INTERESTING ENGINEERING, 2023)	23
Figura 2.6 – HAL 5, fonte (WALK AGAIN CENTER, 2023)	24
Figura 2.7 – HAL 5, fonte (EXOESQUELETO REPORT, 2023)	24
Figura 2.8 – Lokomat, fonte (HOCOMA, s.d.)	25
Figura 2.9 – Exoesqueleto Bra- Santor Dumont 1 (NICOLELIS et al., 2014)	26
Figura 2.10–Projeto Andar de novo Fonte: (FINEP, 2014)	27
Figura 2.11–Exoesqueleto, fonte (NASCIMENTO, 2022)	28
Figura 2.12–Suporte para o pé, fonte (NASCIMENTO, 2022)	28
Figura 2.13–Exoesqueleto TWIICE One, fonte (FASOLA, 2022)	29
Figura 2.14–Exoesqueleto FUM, fonte (FUM CARE, 2023)	30
Figura 2.15–Exoesqueleto Aider, fonte (WANG; CHENG; HOU, 2019)	31
Figura 2.16–Exoesqueleto Fourier X1, fonte (ESQUIVIAS, 2017)	32
Figura 3.17–Exoesqueleto UNB, fonte: Próprio autor.	34
Figura 3.18–Motores/Redutores usados no exoesqueleto, fonte: Próprio autor	37
Figura 3.19–Conjunto Motor-Redutor de atuação. Motor Flat EC 90 e Redutor Planetário GP 52C, fonte (MAXON GROUP, 2023)	37
Figura 3.20–Rolamento 60082z, fonte (ROLAMENTOS, 2023)	39
Figura 3.21–Drive Escon, fonte (MAXON GROUP, 2023)	40
Figura 3.22–Fonte PS 360, fonte (PRISMA FONTES, 2023)	42
Figura 3.23–MILE-Encoder, fonte (MACHADO et al., 2017)	43
Figura 3.24–Arduino Mega 2560, fonte (ARDUINO, 2023)	44
Figura 3.25–Arduino Uno, fonte (ARDUINO, 2023)	44
Figura 3.26–Rede de Arduinos, (PERES, 2023)	45
Figura 4.27–Dimensões dos Corpos (AGUILAR-SIERRA et al., 2015)	47
Figura 4.28–Proposta de regulagem para altura, fonte: Próprio autor	53
Figura 4.29–Proposta de regulagem para altura do joelho/tornozelo, fonte: Próprio autor	53
Figura 4.30–Proposta de regulagem para altura do joelho/tornozelo, fonte: Próprio autor	53
Figura 4.31–Movimentos do Pé (ORTOPEDIA, 2023)	54
Figura 4.32–Ciclo da marcha, fonte (@SONHODEFISIO, 2023)	56
Figura 5.33–Proposta de plataforma de pé, fonte: referenciadas nos próprios itens. . .	58

Figura 5.34–Estrutura para o suporte do pé, fonte próprio autor.	59
Figura 5.35–Chapa de alumínio, fonte: Próprio autor	60
Figura 5.36–Ensaio de flambagem, fonte: Próprio autor	60
Figura 5.37–Base da estrutura de suporte do pé, fonte: Próprio autor	63
Figura 5.38–Mola de tração, fonte: Próprio autor	64
Figura 5.39–Estrutura do pé com as molas de tração, fonte próprio autor.	64
Figura 5.40–Diagrama de corpo livre da estrutura do pé (Parte 1), fonte: próprio autor.	65
Figura 5.41–Diagrama de corpo livre da estrutura do pé (Parte 2), fonte: próprio autor.	65
Figura 5.42–Fatores de correção da tensão para molas helicoidais, de compressão ou de tração. Fonte: (MORO, 2015)	67
Figura 5.43–Estrutura de fixação da estrutura do suporte do pé, fonte: Próprio autor.	71
Figura 5.44–Carenagem dos motores, fonte: próprio autor.	71
Figura 5.45–Suporte para lombar, fonte: Próprio autor	73
Figura 6.46–Peças para montagem da perna. Fonte: (FREIRE, 2019)	74
Figura 6.47–Montagem com rebaixo, fonte: próprio autor	74
Figura 6.48–Montagem sem rebaixo, fonte: próprio autor	75
Figura 6.49–Perna montada, fonte: Próprio autor	75
Figura 6.50–Visão geral esperada do retrofitting, fonte: Próprio autor	76
Figura 6.51–Visão geral do retrofitting, fonte: Próprio autor	77
Figura 8.52–Circuito Nível de Bateria Cheio, fonte Próprio autor	80
Figura 8.53–Circuito Nível de Bateria na Média, fonte Próprio autor	80
Figura 8.54–Circuito Nível de Bateria Baixo, fonte Próprio autor	81
Figura 8.55–Articulação para o guinar, fonte (TSUKAHARA et al., 2015)	82

Lista de tabelas

Tabela 2.1 – Características dos Motorredutores	19
Tabela 2.2 – Características dos Materiais	20
Tabela 2.3 – Motorredutores Maxon Group	22
Tabela 3.4 – Características dos Motores/Redutores	38
Tabela 3.5 – Características do Rolamento	39
Tabela 3.6 – Configuração do ESCON Studio	41
Tabela 3.7 – Arduino Mega x Arduino Uno	45
Tabela 3.8 – Modificações Primárias Necessárias	46
Tabela 3.9 – Modificações Secundárias Necessárias	46
Tabela 4.10–Altura e peso médios da população brasileira	48
Tabela 4.11–Variáveis	48
Tabela 4.12–Parâmetros Antropométricos para Projeto de Exoesqueleto	52
Tabela 5.13–Propriedades Mecânicas do Material	59
Tabela 5.14–Parâmetros da Chapa	61
Tabela 5.15–Configurações das Molas	66
Tabela 5.16–Forças calculadas do DCL, fonte: Próprio autor.	70
Tabela 8.17–Lista de Componentes	80

Lista de abreviaturas e siglas

AACD	Associação de Assistência à Criança Deficiente	26
CAD	Computer-Aided Design	16
CCA	Controle Cibernético Autônomo	24
COG	Controle de Gravidade	24
COP	Controle Postural	24
CVC	Controle Cibernético Voluntário	24
DOF	Degrees of Freedom / Graus de Liberdade	32
EC	Eletronicamente Comutado	36
EEG	Eletroencefalografia	26
EMA	Empowering Mobility and Autonomy	16
EMG	Eletromiográficos	23
FAPESP	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo	21
FES	Functional Electrical Stimulation	17
FRF	Floor Reaction Forces / Força de Reação do Piso	24
GRACO	Grupo de Automação e Controle	16
HAL	Hybrid Assistive Limb	23
IINN-ELS	Instituto Internacional de Neurociências de Natal – Edmond e Lily Safra ..	26
PWM	Pulse Width Modulation	20
SAE	Sociedade de Engenheiros Automotivos	63
TA	Tecnologia Assistiva	17
TAO	Transparent Active Orthosis	16
UnB	Universidade de Brasília	16
USP	Universidade de São Paulo	21

Lista de símbolos

Símbolos romanos

A	Área	61
c	Índice de mola	66
D	Diâmetro da mola	66
d	Diâmetro do fio da mola	66
E	módulo de elasticidade	62
F	Força geral exercida pela mola	68
F_0	Força inicial	67
F_{mola1}	Força da mola 1	68
F_{mola2}	Força da mola 2	68
F_p	Foça peso	61
F_{r1}	Força em r1	68
F_{r2}	Força em r2	68
F_{r3}	Força em r3	68
F_{r4}	Força em r4	68
G	FMódulo de cisalhamento	68
g	gravidade	61
k	Constante de mola	68
K_w	Fator de correção de Wahl	66
M	Momento	69
m	massa	61
M_1	momento em M1	68
n	Número de enrolamentos da mola	68
x	Deflexão da mola	68

Símbolos gregos

π	Némuro Pi / razão perímetro- diâmetro	67
σ	Tensão	61
$\sigma_{escoamento}$	Tensão de escoamento	61
$\sigma_{resistência}$	Tensão de resistência	61
τ_0	Tensão em estado livre	67
θ	Ângulo de inclinação	68
ε	deformação	62

Sumário

1	Introdução	15
1.1	Contextualização	15
1.2	Objetivos	16
2	Revisão bibliográfica	17
2.1	Projeto base	17
2.1.1	EMA	17
2.1.2	TAO	17
2.2	Atalante	18
2.3	USP - Projeto mecânico de exoesqueleto robótico para membros inferiores	18
2.4	University of Salford Manchester. UK	19
2.5	Ortholeg	21
2.6	Hybrid assistive limb - HAL-3	22
2.7	Hybrid assistive limb - HAL-5	24
2.8	LOKOMAT	25
2.9	BRA-Santos Dumont 1	26
2.10	Exoesqueleto de baixo custo	27
2.11	TWICE One	28
2.12	FUM-exoesqueleto	29
2.13	AIDER	31
2.14	Fourier X1	32
3	Estado do projeto atual	34
3.1	Revisão teórica	35
3.1.1	Exoesqueletos passivos	35
3.1.2	Exoesqueletos ativos	35
3.2	Tipos de atuadores e transmissão de potência	36
3.3	Conjunto de motorreduzores	36
3.4	Rolamentos	38
3.5	Driver	40
3.6	Fonte	41
3.7	Controle	42
3.7.1	Encoder e sensor hall	43
3.7.2	Arduino Mega 2560	43
3.7.3	Arduino Uno	44
3.8	Rede de arduinos	45

3.9	Modificações primárias e secundárias	46
4	Análise biomecânica dos membros inferiores	47
4.1	Dimensões corporais e peso médio da população brasileira	47
4.1.1	Proposta de regulagem de altura	52
4.2	Estrutura mecânica do pé	54
4.3	Ciclo da marcha	55
4.4	Subir escadas	56
5	Desenvolvimento do retrofitting	58
5.1	Plataforma para o pé	58
5.1.1	Escolha da estrutura	58
5.1.2	Seleção de Material	59
5.1.3	Montagem da estrutura para o pé	62
5.1.4	Escolha da Mola de tração	63
5.1.5	Fixação	70
5.2	Carenagem para a estrutura	71
5.3	Estrutura suporte para lombar	71
6	Montagem da segunda perna	74
6.1	Visualização esperada do exoesqueleto	76
7	Conclusões	78
8	Recomendação de trabalhos futuros	79
8.1	Identificador de Nível de Bateria	79
8.2	Guinar durante a Marcha	81
	Referências	83
	Apêndices	89
	Apêndice A Motor EC90 (323772)	90
	Apêndice B Redutor GP 52C (2230095)	91
	Apêndice C Drive Escon 70/10	92
	Apêndice D Haste tornozelo	93
	Apêndice E Base do pé	94
	Apêndice F Pé Completo	95

Apêndice G Limitador	96
Apêndice H Rolamento Box	97

1 Introdução

“Just as metal rusts with idleness and water loses its purity, so inertia exhausts the energy of the mind.”

- Leonardo da Vinci

“Do mesmo modo que o metal enferruja com a ociosidade e a água parada perde sua pureza, assim a inércia esgota a energia da mente.”

O presente capítulo tem como propósito introduzir os aspectos gerais do trabalho em questão e contextualizá-lo no âmbito do projeto de pesquisa em que o autor se encontra inserido.

1.1 Contextualização

Entre as várias condições incapacitantes, a lesão medular é uma das mais debilitantes, resultando em perda significativa de mobilidade e autonomia. Essa condição é causada por danos permanentes às estruturas do sistema nervoso central na região da coluna vertebral, resultando em alterações motoras e sensitivas abaixo do local da lesão. Os sintomas incluem paralisia ou paresia dos membros, alterações no tônus muscular, perda de sensibilidade e mudanças no metabolismo autônomo (SAÚDE, 2013).

No Brasil, a incidência de lesão medular traumática é de 40 novos casos por ano para cada milhão de habitantes, totalizando cerca de 6 a 8 mil novos casos anualmente. É importante destacar que a maioria das vítimas são homens (80%) e que a faixa etária mais afetada é de 10 a 30 anos (SAÚDE, 2013).

A lesão medular é predominantemente causada por acidentes traumáticos, mas também pode ser resultado de doenças degenerativas ou condições genéticas. No Brasil, a taxa de incidência é de 40 casos por ano por milhão de habitantes, sendo o país com a maior taxa de paraplegia causada por armas de fogo, afetando principalmente homens jovens. Além da perda da força de trabalho dessa parcela da população economicamente ativa, também existem altos custos relacionados ao tratamento e acompanhamento desses indivíduos.

Os exoesqueletos são dispositivos robóticos externos que são vestidos no corpo para fornecer suporte mecânico e assistência nos movimentos dos membros. Eles podem ser projetados para auxiliar pessoas com várias deficiências, incluindo paralisia decorrente de lesões medulares, acidente vascular cerebral ou doenças neuromusculares.

Os exoesqueletos de membros inferiores são dispositivos robóticos externos que se estendem da cintura para baixo e podem ser usados para auxiliar no movimento e locomoção de pessoas com deficiências físicas, idosos ou trabalhadores que lidam com cargas pesadas. Existem dois tipos principais: os exoesqueletos passivos, que oferecem suporte e estabilidade, e os exoesqueletos ativos, que possuem motores e sensores para aumentar a capacidade de movimento e força do usuário.

Essa área de pesquisa em engenharia mecatrônica tem crescido rapidamente e apresenta potencial em diversas áreas, como reabilitação, atividades diárias e indústrias. No entanto, há desafios a serem superados, como a redução do peso e custo dos dispositivos, bem como o desenvolvimento de algoritmos de controle eficazes para garantir uma interação segura e eficiente com o usuário. Superar esses desafios permitiria que um número maior de pessoas se beneficiassem dessa tecnologia inovadora.

1.2 Objetivos

O principal objetivo deste trabalho é realizar o retrofitting do exoesqueleto feito com base no projeto EMA e TAO que se encontra no GRACO (Grupo de Automação e Controle) da UNB. Os objetivos específicos deste retrofitting são:

- Refinar e definir a implementação de melhorias no exoesqueleto;
- Montar a segunda perna do exoesqueleto;
- Projeto mecânico da estrutura do pé;
- Modelagem em CAD das melhorias;
- Modelar e idealizar o suporte de lombar.

2 Revisão bibliográfica

Nesta seção foram abordadas as revisões bibliográficas sobre as estruturas mais utilizadas em Tecnologias Assistivas (TA) que serão de suporte e sustentação para o desenvolvimento do presente trabalho: o projeto base (FREIRE, 2019) desenvolvido anteriormente.

2.1 Projeto base

O projeto base é o exoesqueleto desenvolvido em (FREIRE, 2019) pelo GRACO, que se inspirou nos projetos EMA e TAO. Originalmente, o controle dos atuadores não utilizava microcontroladores, mas sim um controle manual com sinal infravermelho. No entanto, esse sistema apresentava problemas, como altos delays de tempo entre a execução dos comandos e a necessidade de enviar dois comandos consecutivos para inverter o sentido de atuação do motor.

2.1.1 EMA

O projeto EMA (FACULDADE DE TECNOLOGIA, 2015) foi criado em 2015, junto com a equipe de mesmo nome, com o objetivo de trabalhar com tecnologias de reabilitação baseadas em FES para competir na primeira edição da competição internacional Cyathlon, realizada em 2016 em Zurique, Suíça.

2.1.2 TAO

Em 2016, foi criado o projeto TAO (FREIRE, 2019), uma iniciativa interdisciplinar e interinstitucional voltada para o desenvolvimento de tecnologias de reabilitação e assistência na área de órteses ativas, em colaboração com diversas instituições. O objetivo principal do projeto é criar órteses ativas mais leves e menos robustas do que as disponíveis comercialmente. A equipe EMA, da Universidade de Brasília, desenvolveu o Exosuit EMA, uma órtese ativa ou exoesqueleto que combina sistemas mecânicos e Estimulação Elétrica Funcional (FES). Para atender à necessidade de articulação do quadril, foram utilizados atuadores lineares de alto torque, conectados ao sistema de transmissão da Exosuit, para gerar movimentos de flexão e extensão. Além disso, o design da Exosuit EMA foi pensado para permitir que seja vestida como uma mochila, com tiras para conexão rápida ao usuário e suporte lombar para manter a postura ereta. Essa abordagem visa fornecer maior conforto e praticidade durante o uso da órtese, facilitando a mobilidade e a reabilitação dos usuários.

2.2 Atalante

O engenheiro Jean Louis Constanza na França, construiu um exoesqueleto [Figura 2.1](#) para ajudar o filho em cadeira de rodas a andar. Ele acabou por ajudar a fundar startup francesa Wandercraf, para a criação dessa estrutura, O sistema de exoesqueleto ATALANTE ([BRUNET et al., 2023](#)), ([DUBURCQ et al., 2022](#)) é uma das órteses mais sofisticadas existentes no mercado e pode ser visto na reportagem especificada por ([GABRILLI, 2023](#)).

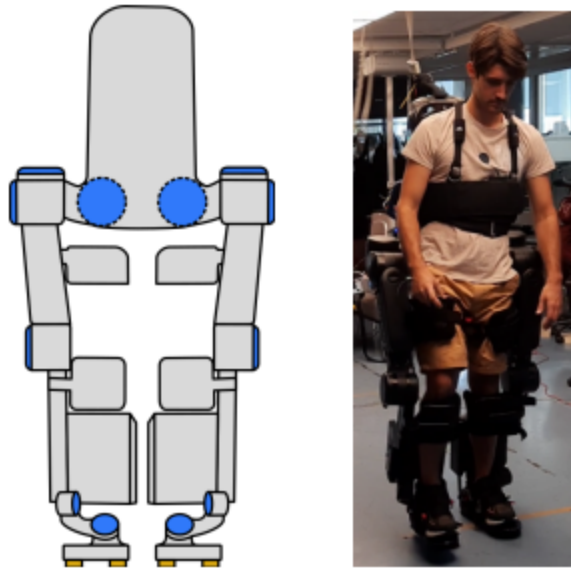


Figura 2.1 – Cinemática de Atalante (juntas de revolução em azul)-esquerda. Usuário sem deficiência realiza um exercício de reabilitação - direita; fonte ([BRUNET et al., 2023](#))

O exoesqueleto pode ser modelado como um sistema rígido articulado, com massa total ‘m’ e 12 graus de liberdade ativos (as articulações do exoesqueleto) e 6 graus de liberdade inativos/não atuados (a posição e orientação da pelve do exoesqueleto no referencial mundial).

2.3 USP - Projeto mecânico de exoesqueleto robótico para membros inferiores

O mecanismo ([SANTOS, D. P. d., 2011](#)) mostrado pela [Figura 2.2](#) possui 6 graus de liberdade, sendo 4 controlados por motorreductores (joelhos e quadris) e 2 suportados por molas (tornozelos). Os motorreductores foram projetados especificamente para o exoesqueleto, sendo compostos por um motor de corrente contínua de ímã permanente e um redutor harmônico planetário acoplados de forma adequada para minimizar peso e volume. Selecionou-se o motor modelo ILM70x10 Robo Dirve ([TQ-GROUP, 2023](#)) e o redutor harmônico modelo FB14-100-2-GR Harmonic Drive ([HARMONIC..., 2023](#)), cujas características estão descritas na [Tabela 2.1](#).

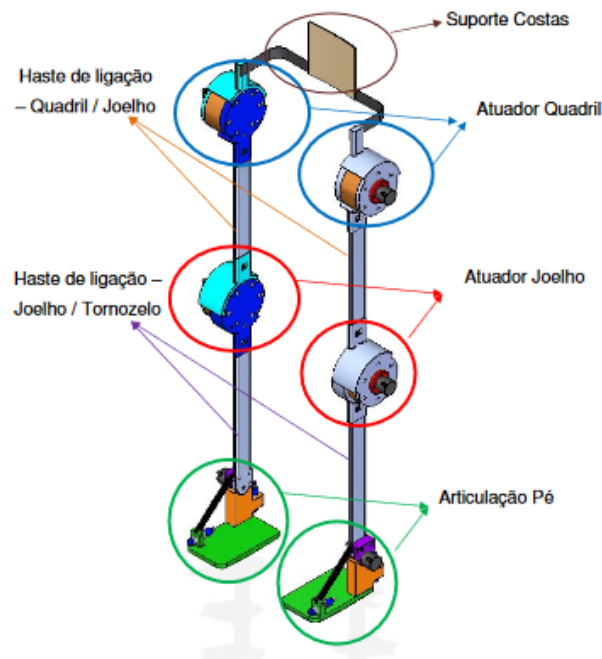


Figura 2.2 – Exoesqueleto USP, fonte (SANTOS, D. P. d., 2011)

São usados sensores para o controle do exoesqueleto que monitoram os movimentos e fornecem informações para a tomada de decisão do controlador. Usou-se encoders para medir a velocidade e posição dos atuadores, e sensores capacitivos de proximidade para saber se o pé do usuário está alcançando o solo. Para o material da estrutura, usou-se a liga de alumínio AA6351 devido à facilidade de fabricação, resistência à corrosão e custo relativamente baixo como mostrado na Tabela 2.2. Usou-se uma bateria de Lítio-Ion 24 V e 20 Ah da LifePO4 4,9 kg e 200 x 105 x 150 mm.

Tabela 2.1 – Características dos Motorreduzores

Motorreduzores			
ILM70x10	Torque	Máximo	2,3Nm
		Nominal	1,54Nm
	Velocidade Nominal		1700rpm
FB14-100-2GR	Redução		1:100
	Eficiência	500rpm	75%
		3500rpm	62%

Fonte: Próprio autor

2.4 University of Salford Manchester. UK

O exoesqueleto desenvolvido (COSTA et al., 2006), (COSTA; CALDWELL, 2006) representado pela Figura 2.3 apresenta uma estrutura mecânica com 10 graus de Liberdade, distribuídos em 5 graus de Liberdade para cada perna. Para o acionamento dessas articulações,

Tabela 2.2 – Características dos Materiais

Característica	Material			
	Aço	Fibra de Vidro	Fibra de Carbono	Liga de Alumínio
Custo	Baixo	Baixo	Alto	Médio
Fabricação	Fácil	Difícil	Difícil	Fácil
Resistência à corrosão	Ruim	Excelente	Excelente	Boa
Relação resistência/peso	Ruim	Média	Alta	Média

Fonte: Próprio autor

é utilizado um sistema pneumático, empregando válvulas de 8 portas e 2 vias, integradas em um pacote localizado na base da coluna vertebral. Essas válvulas são capazes de serem acionadas e controladas em frequências de até 400 Hz, por meio de um sinal PWM, o qual permite a geração de pulsos digitais rápidos em um condutor, promovendo movimentos suaves e ágeis. Adicionalmente, foi implementado um sensor de pressão na entrada das válvulas, viabilizando o controle da pressão em regime de malha fechada.

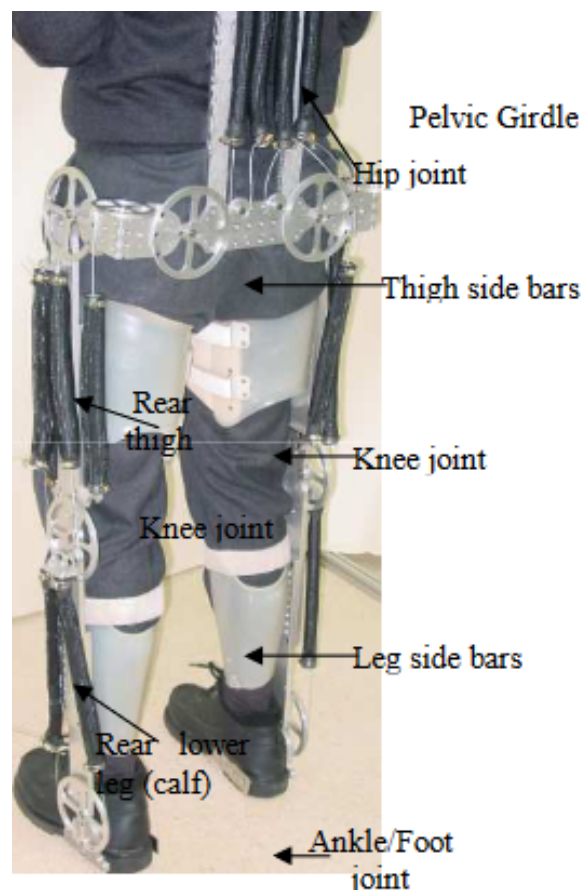


Figura 2.3 – Nelson R. S. Costa usando o Exoesqueleto, fonte (COSTA et al., 2006)

Cada articulação do exoesqueleto é controlada individualmente por um microcontrolador local, especificamente o Motorola MC68HC811, o qual se conecta à montagem da

respectiva válvula. Esses microcontroladores são interligados por meio de um barramento de dados ao PC de interface, que executa um software baseado no sistema operacional Windows, desenvolvido utilizando a plataforma Borland Delphi.

2.5 Ortholeg

O exoesqueleto da USP, [Figura 2.4](#), que recebeu apoio da FAPESP, é direcionado à recuperação do movimento dos membros inferiores de pacientes vítimas de AVC e lesões medulares ([FAPESP, 2021](#)).

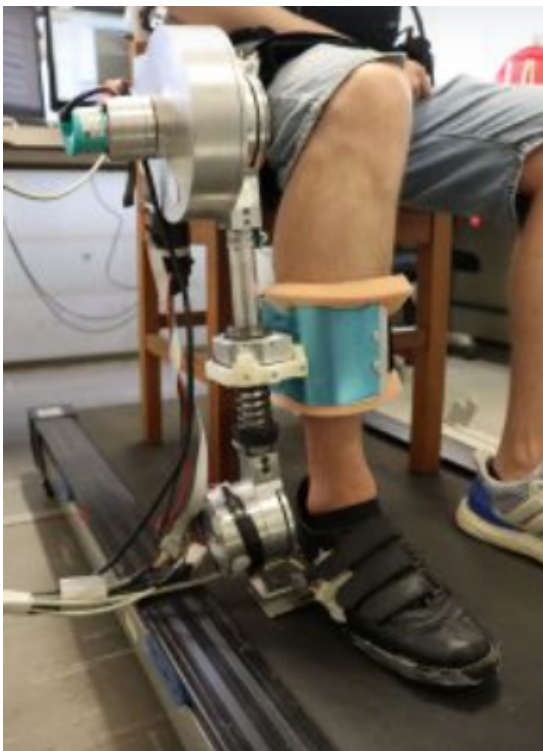


Figura 2.4 – Exoesqueleto, FAPESP, fonte ([COSTA; CALDWELL, 2006](#))

São dois os modelos de exoesqueletos para pessoas com deficiência em desenvolvimento na Poli-USP, ambos motorizados. Um deles emprega o sistema convencional com um motor junto a cada articulação assistida. O outro modelo adota um sistema em que os motores são reunidos em uma mochila carregada nas costas e a transmissão de força é realizada por cabos bowden, como os usados nos freios das bicicletas. Os resultados obtidos nos estudos geraram artigos científicos que foram divulgados em revistas do exterior em um evento acadêmico internacional ([SANTOS, W. M. d. et al., 2017](#)) e ([CONTRERAS-VIDAL et al., 2016](#)).

O mecanismo robótico ([IZQUIERDO CÓRDOBA, 2022](#)) que representa o exoesqueleto é projetado para reproduzir o movimento da marcha no plano sagital considerando três graus de liberdade, correspondentes às juntas do quadril, joelho e tornozelo Projeta-se um

controlador por eventos para agir como supervisor dos controladores locais de junta, que são principalmente controladores PID.

Centro Gerador de Padrões (Central Pattern Generator- CPG) baseado em uma rede acoplada de osciladores neurais de Matsuoka. Os atuadores considerados são motores CC sem escovas (brushless) com tensão nominal [V] 24 . Usou-se para o quadril o motor EC 90 flat Ø 90, para o joelho o motor EC 90 flat Ø 90, e para o tornozelo o motor EC-max 30 Ø 30. Para os redutores usou-se para o quadril o redutor Planetary Gearhead GP 81 A Ø 81- para o joelho o redutor Gearhead GP 42 HD Ø 42, e para o tornozelo o redutor GP 42 C Ø 42 fornecidos pelo fabricante Maxon Group® como mostrado na [Tabela 2.3](#).

Tabela 2.3 – Motorreduzores Maxon Group

Junta	Atuador	ótimo	Potência Gasta	Redutor	Usado
Quadril	EC 496656	140	7.22 W	GP 2031227	129
joelho	EC 496661	93	9.63 W	GP 203125	91
Tornozelo	EC 488607	245	11.23 W	Customizado	Customizado

Fonte: (MAXON GROUP, 2023)

2.6 Hybrid assistive limb - HAL-3

O diagrama do sistema HAL-3 é ilustrado na [Figura 2.5](#). A estrutura do exoesqueleto é composta por articulações no quadril, joelho e pé, cada uma com 1 grau de liberdade. A restrição angular é aplicada para garantir a segurança do usuário e corresponder ao movimento angular das articulações humanas. A escolha de materiais para a estrutura do exoesqueleto inclui ligas de alumínio e aço, levando em consideração as propriedades de leveza e resistência.

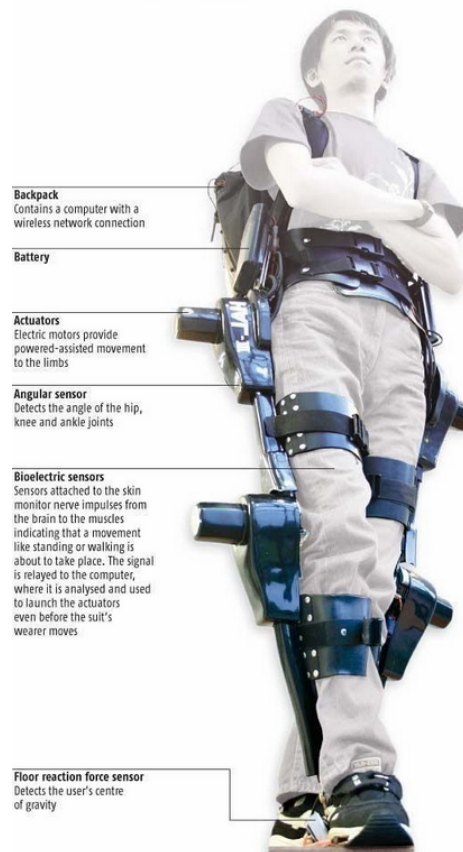


Figura 2.5 – HAL 3, fonte (INTERESTING ENGINEERING, 2023)

O sistema de atuadores do HAL-3 (KAWAMOTO; SANKAI, 2002) fornece a força necessária para as articulações do joelho e do quadril. Os atuadores utilizam a tecnologia Harmonic Drive Gear, que consiste em motores DC acoplados a sistemas de transmissão harmônica. Estes atuadores são compactos e possuem redutores harmônicos para melhorar a eficiência e a precisão do movimento.

No módulo de controle, um computador pessoal (PC) baseado em Linux é incorporado à mochila do sistema. O PC permite a medição, controle e monitoramento em tempo real. Além disso, são utilizadas uma placa de LAN sem fio com velocidade de transmissão de 11 Mbps, uma placa conversora A/D com 64 canais de entrada (resolução de 12 bits) e uma placa conversora D/A com 8 canais de saída.

Os sinais eletromiográficos (EMG) são adquiridos por meio de eletrodos bipolares de superfície posicionados sobre a pele preparada acima do músculo. Esses sinais são amplificados em 106 vezes e filtrados por um filtro passa-baixa com corte em 500 Hz e um filtro passa-alta com corte em 33 Hz. Os sinais filtrados são então convertidos em formato digital pelo conversor A/D e transferidos para o PC. Para obter informações sobre a força muscular a partir dos picos de sinal, os sinais importados são filtrados novamente por um filtro passa-baixa com corte em 3 Hz (LEE; SANKAI, 2001).

2.7 Hybrid assistive limb - HAL-5

O Hybrid Assistive Limb (HAL), [Figura 2.6](#) e [Figura 2.7](#), foi desenvolvido no Japão em 2020 pela Universidade Tsukuba e pela empresa Cyberdyne, tornando-se o primeiro exoesqueleto vestível a receber aprovação de um órgão regulador para uso médico. O HAL ([SANKAI, 2007](#)), ([YILMAZ et al., 2018](#)) é composto por um controlador, uma bateria, sensores bioelétricos, sensores angulares, sensores de aceleração e sensores de controle de gravidade (COG) e controle postural (COP).



Figura 2.6 – HAL 5, fonte ([WALK AGAIN CENTER, 2023](#))



Figura 2.7 – HAL 5, fonte ([EXOESQUELETO REPORT, 2023](#))

O peso do HAL é de aproximadamente 23 kg e é equipado com uma bateria recarregável (AC100V). Seu tempo de operação contínua é de 2 horas e 40 minutos. O HAL auxilia em movimentos relacionados às atividades diárias, como caminhar, subir e descer escadas,

além de ajudar na sustentação e levantamento de objetos pesados de até 70 kg. O sistema de controle do HAL é híbrido, com modos de Controle Cibernético Voluntário (CVC) e Controle Cibernético Autônomo (CCA). O HAL pode ser utilizado tanto em ambientes internos quanto externos.

A estrutura do exoesqueleto consiste de atuadores para joelho e quadril articulações de cada perna, o ângulo de cada junta é medido com um potenciômetro acoplado à junta, A palmilha de cada sapato contém duas forças de reação do piso (FRF) sensores para medir os FRFs gerados na frente e no parte de trás do pé. Para prevenir a hiperextensão ou hiperflexão, cada atuador é equipado com limitadores.

2.8 LOKOMAT

O Lokomat (BOURI et al., 2006), Figura 2.8, é um dispositivo avançado de treinamento de marcha que consiste em um exoesqueleto conectado à pelve do usuário. Esse exoesqueleto é guiado por um mecanismo de 6 graus de liberdade, equipado com dois braços que fornecem suporte e movimento à parte superior do corpo. Além disso, o Lokomat possui dispositivos ajustáveis na parte inferior, conectados ao exoesqueleto, que garantem o alinhamento preciso das ancas e joelhos de cada paciente com o eixo do mecanismo.



Figura 2.8 – Lokomat, fonte (HOCOMA, s.d.)

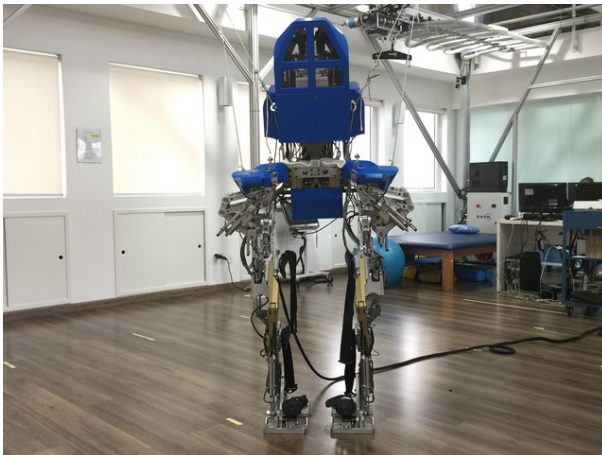
Controlado por um computador programado e acionado por motores lineares de corrente contínua com 150 W de potência, o Lokomat é capaz de reproduzir o padrão locomotor recíproco durante a marcha no plano sagital. Ele permite a mobilização do quadril e do joelho no plano sagital (RIENER et al., 2010), enquanto o tornozelo é ligado a uma articulação passiva. As posições angulares de cada perna são medidas por potenciômetros fixados nas laterais das articulações do quadril e do joelho da órtese.

Os comprimentos das coxas e pernas do robô são ajustáveis por meio de barras telescópicas para que a órtese possa ser usada por indivíduos com diferentes comprimentos de fêmur variando entre 35 cm e 47 cm. A combinação de suporte de peso corporal, controle

preciso dos movimentos e alinhamento adequado das articulações torna o Lokomat uma ferramenta eficaz no treinamento de marcha e reabilitação de pessoas com dificuldades de locomoção (PAIS MENDES, 2011).

2.9 BRA-Santos Dumont 1

O projeto Andar de Novo foi desenvolvido pelo consórcio internacional Walk Again, liderado no Brasil pelo IINN-ELS (Instituto Internacional de Neurociências de Natal – Edmond e Lily Safra) em parceria com a AACD (Associação de Assistência à Criança). Durante a cerimônia de abertura da Copa do Mundo no Brasil em 2014, ocorreu a primeira demonstração pública do exoesqueleto mostrado na [Figura 2.9a](#) e [Figura 2.9b](#), batizado de BRA-Santos Dumont 1 por Miguel Nicoleli quando Juliano Pinto, ao usar o exoesqueleto, chutou uma bola.



(a) Bra- Santos Dumont 1, fonte: Divulgação: AASDAP



(b) Juliano Pinto, (Foto: Estádio Conteúdo)

Figura 2.9 – Exoesqueleto Bra- Santor Dumont 1 (NICOLELIS et al., 2014)

O funcionamento do BRA-Santos Dumont 1 (NICOLELIS et al., 2014) é baseado na captação de sinais cerebrais gerados pela imaginação do movimento de uma das pernas pelo usuário (SHOKUR et al., 2018). Esses sinais são captados por um sistema de eletroencefalografia (EEG), que utiliza eletrodos colocados em uma touca na cabeça do usuário, sobre as áreas cerebrais relacionadas às pernas. Os sinais captados são então processados e codificados em comandos para ativar o exoesqueleto.



Figura 2.10 – Projeto Andar de novo Fonte: (FINEP, 2014)

Além disso, o exoesqueleto possui sensores de pressão e distância nos pés, que geram informações em tempo real. Essas informações são codificadas em estímulos táteis aplicados no antebraço do usuário, proporcionando a sensação virtual de toque do pé no chão ou em uma superfície. Esses estímulos táteis são importantes, pois os voluntários paraplégicos não têm sensibilidade abaixo do nível da lesão medular, e ao receberem os estímulos nos antebraços durante a caminhada, eles obtêm uma percepção sensorial mais completa.

2.10 Exoesqueleto de baixo custo

Neste dispositivo referenciado por (NASCIMENTO, 2022) e mostrado nas Figura 2.11 e Figura 2.12, o controle do movimento dos motores nas articulações do quadril e joelho é realizado por um sistema de controle digital PID independente baseado no Raspberry Pi 3. O sentido da marcha é regido por um controle digital on-off com histerese, permitindo que o exoesqueleto acompanhe o movimento quando há inclinação do usuário, independentemente da direção.



Figura 2.11 – Exoesqueleto, fonte (NASCIMENTO, 2022)



Figura 2.12 – Suporte para o pé, fonte (NASCIMENTO, 2022)

Para as articulações do joelho e quadril, foram utilizados motores elétricos de 12 V DC, com velocidade de rotação de 30 RPM e corrente de 20 A. No entanto, a marca específica dos motores utilizados não foi especificada no artigo.

2.11 TWIICE One

O TWIICE One (VOUGA; FASOLA; BAUD et al., 2022), Figura 2.13, é um exoesqueleto avançado de quadril-jelho-tornozelo-pé, composto por quatro articulações acionadas e sem articulações passivas. Sua estrutura é sustentada por cinco pontos de fixação, incluindo um cinto torácico, cinto, punhos de coxa, tíbia e tiras de pé. As unidades de bateria, controles e eletrônica de potência são posicionadas ergonomicamente nas costas do usuário, enquanto

a distribuição de energia e sinal para os atuadores é realizada por cabos multipolares protegidos por blindagem mecânica e eletromagnética.

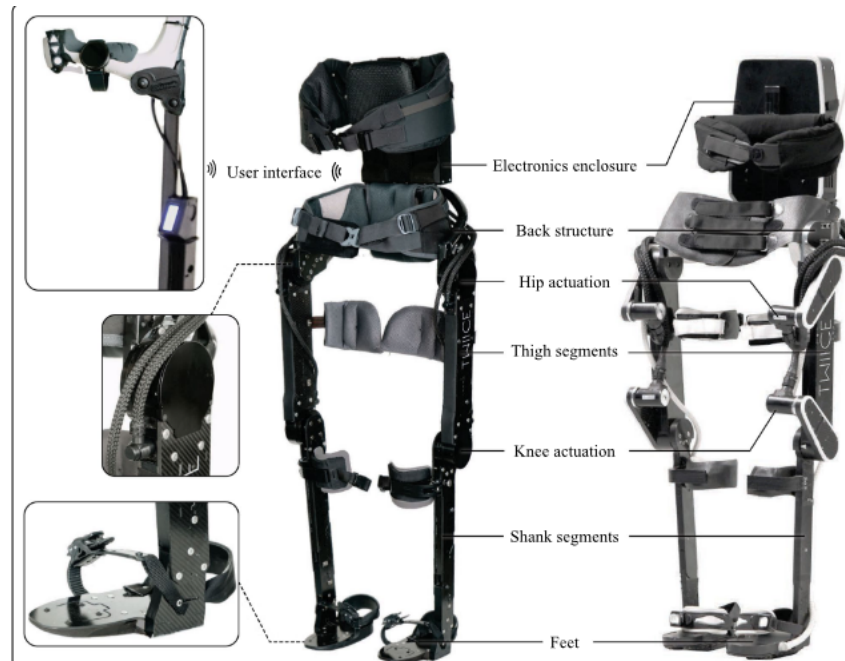


Figura 2.13 – Exoesqueleto TWIICE One, fonte (FASOLA, 2022)

A filosofia de arquitetura e design do TWIICE One prioriza a simplicidade, com o objetivo de aumentar a robustez e reduzir o peso do exoesqueleto. Os quatro atuadores utilizados possuem design idêntico, consistindo em motores *DC brushless* e engrenagens cicloidais de relação 1:51, especialmente fabricadas pela empresa Sonceboz SA. Cada atuador possui um torque nominal de 100 Nm, limitado pela resistência mecânica da engrenagem. Com um peso total de 1,63 kg, apresentam um diâmetro externo de 85 mm e comprimento axial de 55 mm.

O controle do TWIICE One é realizado pelo usuário por meio de dois dispositivos de entrada: botões localizados no cabo da muleta e um dispositivo móvel, como smartphone ou smartwatch, com sistema operacional Android e um aplicativo de interface dedicado. O smartwatch é utilizado para enviar comandos de alto nível que não estão relacionados diretamente à caminhada, como a desativação dos motores ou o desligamento do exoesqueleto.

2.12 FUM-exoesqueleto

O exoesqueleto FUM (TAHAMIPOUR ZARANDI et al., 2021), Figura 2.14a e Figura 2.14b, foi concebido e produzido no Laboratório de Robótica Avançada da Universidade Ferdowsi de Mashhad, situada no Irã na província de Coração Razavi. Essa plataforma robótica consiste de 12 graus de liberdade, 4 ativos e 8 passivos, consiste também de um par de membros inferiores, cada um com três articulações, a saber: quadril, joelho e tornozelo. As

articulações do quadril e do joelho são impulsionadas por motores *DC brushless* da Maxon Co, com potências nominais de 90 W e 70 W, respectivamente, e equipados com codificadores integrados para realimentação de posição. Esses motores são controlados por unidades de controle EPOS 2 24/5, em conjunto com acionamentos Harmonic Drive, modelos TM SHD 17-1002SH e 14-1002SH.

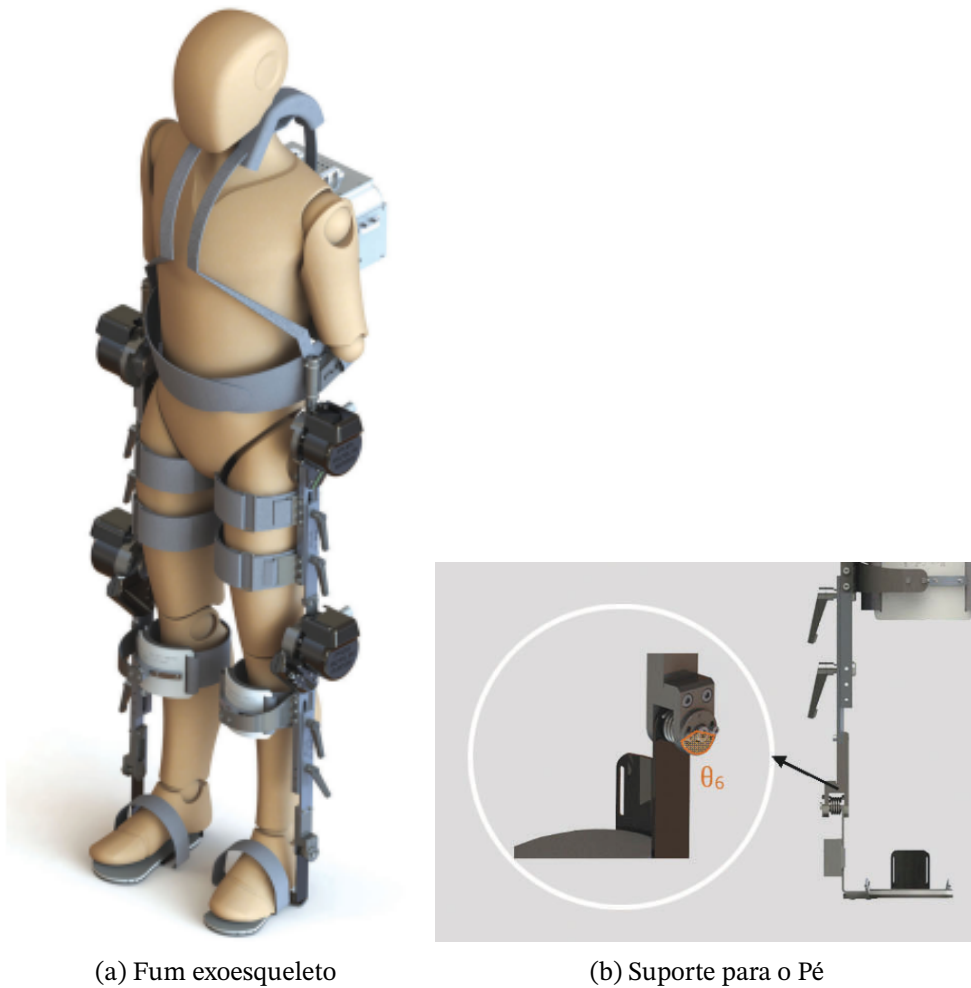


Figura 2.14 – Exoesqueleto FUM, fonte (FUM CARE, 2023)

A conexão entre os membros inferiores do usuário e o exoesqueleto é estabelecida por meio de seis alças. A estabilidade do sistema é principalmente garantida pela utilização de muletas. As posições dos motores são medida pelos codificadores integrados e fornecidas como entrada para uma placa de controle de movimento personalizada (TSP MDI). Em seguida, esses dados são transmitidos a um computador pessoal (PC) por meio de uma rede Ethernet.

2.13 AIDER

O AIDER (WANG; CHENG; HOU, 2019), Figura 2.15, é um sistema de exoesqueleto de integração bioelétrica da Universidade de Ciência e Tecnologia Eletrônica de Chengdu na China, e projetado para fornecer assistência durante a caminhada. Ele é composto por várias partes essenciais, incluindo juntas de acionamento elétrico, ligação mecânica, sapatos inteligentes, suporte lombar e amarração. O peso total do sistema AIDER é de 25 kg.



Figura 2.15 – Exoesqueleto Aider, fonte (WANG; CHENG; HOU, 2019)

O AIDER possui um total de 10 graus de liberdade, sendo 1 grau de liberdade no quadril, 1 grau de liberdade passivo na região lombar e 3 graus de liberdade atribuídos à articulação do joelho à articulação do joelho que foram montados 1 grau no atuador e 2 graus para controlar a haste para cima e para baixo para efeitos de diferente regulagens de altura e tamanhos de pernas. Além disso, há 1 grau de liberdade passiva no tornozelo. Esses graus de liberdade permitem um amplo movimento e flexibilidade ao usuário durante o uso do exoesqueleto.

No que diz respeito à duração da bateria, o c2AIDER é capaz de operar por aproximadamente quatro horas com uma carga completa. Essa autonomia garante que o sistema

possa ser utilizado por um período significativo de tempo antes de ser necessário recarregar.

2.14 Fourier X1

O Fourier X1 (MU et al., 2019), Figura 2.16a e Figura 2.14b, é um exoesqueleto composto por duas pernas antropomórficas físicas, uma fonte de alimentação, um conjunto de controle e um sistema de detecção. O exoesqueleto apresenta articulações no quadril, joelho e tornozelo, totalizando 14 graus de liberdade, permitindo a realização de caminhadas em terrenos planos, subir escadas e sentar-se.



Figura 2.16 – Exoesqueleto Fourier X1, fonte (ESQUIVIAS, 2017)

Cada junta possui 1 grau de liberdade que inclui uma função de momento semelhante a um modelo de amortecimento de mola, e o atuador do quadril é bidirecional. É necessário um torque de extensão positiva no início do apoio, pois o quadril suporta a carga na perna de apoio. O quadril possui 3 graus de liberdade, com 1 grau ativo no plano sagital e graus passivos nas outras duas direções. O joelho possui 1 grau de liberdade para movimentos de flexão/extensão, e o tornozelo a fim de satisfazer a quantidade DOF do tornozelo e reduzir o complexidade estrutural, um rolamento esférico é disposto em articulação do tornozelo, totalizando 3 graus de liberdade para atender as necessidades dos movimentos humanos.

A fonte de alimentação, o controlador, os drivers de motor e um inclinômetro são montados na parte traseira do torso, em uma estrutura feita de fibra de carbono. O inclinômetro fornece uma referência de ângulo absoluto para o algoritmo de controle. Dois atuadores são dispostos simetricamente para gerar torques nas articulações do quadril e joelho. Cada atuador é composto por um motor *DC brushless*, um codificador, um redutor de engrenagem planetária e um par de engrenagens cônicas em espiral.

A estrutura do pé é impressa em 3D e consiste em um rolamento esférico na articulação do tornozelo, proporcionando três graus de liberdade. Um controlador PC104 é adotado,

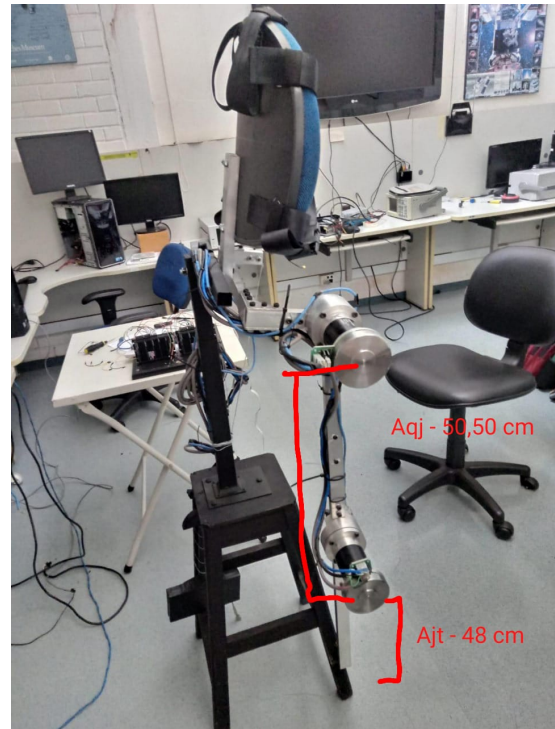
conectado a um computador, e o sistema funciona com base no protocolo de comunicação CANopen.

3 Estado do projeto atual

É possível reparar na [Figura 3.17a](#) e [Figura 3.17b](#) que o exoesqueleto projetado por (ADAMU, 2021) já é composto por 2 motores, 1 no quadril e 1 no joelho e um suporte de lombar para fixá-lo ao usuário. No entanto, como parte do processo de retrofitting apresentado neste trabalho, esses elementos foram aprimorados e expandidos.



(a) Exoesqueleto em vista frontal



(b) Exoesqueleto em vista lateral

Figura 3.17 – Exoesqueleto UNB, fonte: Próprio autor.

Atenta-se que falta no exoesqueleto uma estrutura para perna esquerda como também uma plataforma/estrutura para suporte de pé. Foi usado para o suporte de acoplamento/-sustentação para a lombar um encosto de cadeira de escritório, e que as cintas usadas para acoplamento são de qualidade baixa na estrutura metálica tem-se diversos pontos de fixação com a cabeça dos parafusos expostas que pode acarretar em ferimentos diversos ao usuário. É possível perceber também que a fixação dos motores, controladores, redutores, estão expostas ao longo da estrutura.

Na [Figura 3.17b](#) colocou-se as medidas que foram feitas com o auxílio de uma régua das distâncias de eixo a eixo entre os motores (Altura do quadril ao joelho (A_{qj})), e do motor ao início do tornozelo (Altura do joelho ao tornozelo (A_{jt})), obtendo-se as $A_{qj} = 50,50\text{cm}$ e $A_{jt} = 48\text{cm}$, tais medidas serão usadas na [seção 4.1](#) para dimensionar as dimensões corporais.

3.1 Revisão teórica

Os exoesqueletos podem ser classificados em dois tipos principais: passivos e ativos e suas diferenças estão listadas na [subseção 3.1.1](#) e [3.1.2](#), no trabalho apresentado, o exoesqueleto em questão se enquadra na categoria ativa, já que incorpora motores nas juntas do quadril e joelho para fornecer assistência motora ao usuário.

3.1.1 Exoesqueletos passivos

Os exoesqueletos passivos são dispositivos robóticos externos projetados para oferecer suporte mecânico ao usuário sem o uso de motores ou fontes de energia externas. Diferentemente dos exoesqueletos ativos, eles não ampliam a capacidade física do usuário além de suas habilidades naturais. A eficácia dos exoesqueletos passivos pode variar conforme a gravidade da deficiência do usuário e o tipo de atividade que desejam realizar. Além disso, em geral, esses dispositivos podem ser mais acessíveis em termos de custo quando comparados aos exoesqueletos ativos.

- Oferecem suporte mecânico ao corpo;
- Redistribuem o peso e reduzem o estresse em articulações;
- Não possuem componentes motorizados ou eletrônicos;
- Dependem do movimento do usuário para funcionar.

3.1.2 Exoesqueletos ativos

Os exoesqueletos ativos são dispositivos robóticos externos que fornecem suporte mecânico e assistência ao movimento dos membros do usuário, além de ampliar sua capacidade física. Equipados com motores e sensores, permitem movimentos mais fáceis e fortes. Responder a comandos do usuário ou sinais biológicos proporciona uma interação intuitiva e natural, facilitando tarefas desafiadoras. Possuem grande potencial em reabilitação, atividades diárias e industriais, com a expectativa de avanços contínuos para melhorar a qualidade de vida e mobilidade de pessoas com deficiências físicas.

- Possuem componentes motorizados e eletrônicos;
- Amplificam o movimento e permitem a realização de tarefas físicas;
- Controlados por sistemas de sensores e algoritmos;
- Detectam os movimentos e intenções do usuário;
- Auxiliam na execução de atividades específicas, como caminhar, levantar objetos pesados ou realizar tarefas de precisão.

3.2 Tipos de atuadores e transmissão de potência

Os atuadores são componentes essenciais em exoesqueletos, responsáveis por fornecer a força e o movimento necessários para auxiliar ou substituir a ação dos músculos humanos, de acordo com (GOPURA; KIGUCHI; BANDARA, 2011), existem diferentes tipos de atuadores utilizados em exoesqueletos, cada um com suas características e aplicações específicas. Os três principais tipos de atuadores são:

- Tipo A - Atuados por motores elétricos;
- Tipo B - Atuados por músculos pneumáticos;
- Tipo C - Atuados por potência hidráulica.

3.3 Conjunto de motorredutores

O motorreductor é composto por um motor elétrico, e um reductor de velocidade, essa combinação é especialmente útil em aplicações onde é necessário reduzir a velocidade e aumentar o torque, como em sistemas de transmissão, esteiras transportadoras, robôs industriais, exoesqueletos, entre outros.

O conjunto de motorreductor da Maxon Motors é amplamente utilizado em diversas aplicações que requerem alto desempenho, eficiência e precisão. Os motores são de corrente contínua 24 V e brushless (Sem Escovas) do modelo EC 90 (323772) caracterizado por possuir um diâmetro nominal de 90 mm, o que indica o tamanho físico do motor, possuem alto torque em relação ao seu tamanho compacto.

A designação "EC" significa "Eco" ou "Eletronicamente Comutado", o que indica que esses motores utilizam comutação eletrônica em vez de escovas mecânicas para gerar o movimento. Isso traz diversas vantagens, como maior eficiência, menor desgaste, menos manutenção, menor ruído e maior vida útil.

Os motores EC 90 (323772) são acoplados a redutores planetários do modelo GP 52C (223095), para reduzir a velocidade de rotação do motor e aumentar o torque de saída, tornando-os mais adequados para aplicações de carga pesada ou que requerem movimentos precisos. Esse conjunto de motorreductor é projetado para serem facilmente integrados a sistemas de controle podendo ser vistos na [Figura 3.18](#) e [Figura 3.19](#) e suas respectivas características podem ser vistas na [Tabela 3.4](#).



Figura 3.18 – Motores/Redutores usados no exoesqueleto, fonte: Próprio autor

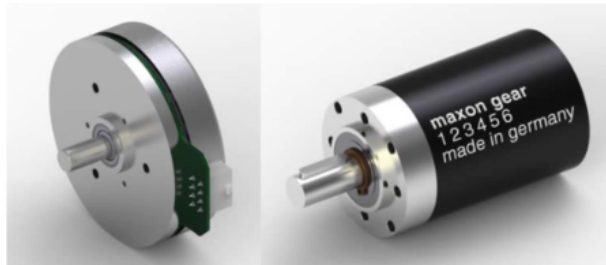


Figura 3.19 – Conjunto Motor-Redutor de atuação. Motor Flat EC 90 e Redutor Planetário GP 52C, fonte (MAXON GROUP, 2023)

Tabela 3.4 – Características dos Motores/Redutores

Características		Valor
Modelos	Motor	EC 90 (323772)
	Redutor	GP 52C (223095)
Torques [Nm]	Torque contínuo	30
	Torque de Saída	45
Velocidade de Rotação [rpm]	Saída com carga máxima descarregado	44
Potência Máxima [W]		90
Eficiência η_{motor}		99 %
Dimensões [mm]		Ø 105 x 130
Peso Individual [kg]		1.37
Fator de Redução do Conjunto		113:1
Tensão Elétrica DC [V]		24

Fonte: (MAXON GROUP, 2023)

No contexto dos exoesqueletos, os motores e redutores da Maxon Motors desempenham um papel fundamental na criação de uma estrutura robusta e funcional. Eles garantem a potência, o torque e o controle necessários para que o exoesqueleto ofereça suporte e melhore as capacidades físicas do usuário.

3.4 Rolamentos

Para que o motor seja acoplado na estrutura da perna e proporcione um movimento suave nas juntas do quadril e joelho, é necessário a adição de um rolamento para satisfazer esse requisito.

Sendo assim, o rolamento 6008 2Z da SKF, [Figura 3.20](#), escolhido para o projeto, é um tipo de rolamento projetado para acomodar cargas radiais e axiais em uma variedade de aplicações, algumas características rolamento são:

- **Dimensões:** O número "6008" no nome refere-se ao tamanho do rolamento. O "60" indica que é um rolamento comum de esferas e o "08" especifica o diâmetro interno do rolamento, que neste caso é de 40 mm.
- **Tipo de vedação:** O "2Z" indica que o rolamento possui duas tampas metálicas de blindagem.
- **Vida útil prolongada:** A SKF projeta seus rolamentos visando uma vida útil longa e confiável, o que é crucial para reduzir o tempo de inatividade da máquina e os custos de manutenção.

Este rolamento desempenha um fundamental papel no exoesqueleto, sendo acoplado tanto no motor quanto na estrutura metálica da perna. Sua função é facilitar o movimento

suave e eficiente da perna. Com suas características, [Tabela 3.5](#) contribui para a operação eficaz do exoesqueleto.

Tabela 3.5 – Características do Rolamento

Características	Valor
Capacidade de Carga Básica Dinâmica	17,8 kN
Dimensões Internas	40 mm
Dimensões Externas	68 mm
Capacidade de Carga Básica Estática	11 kN
Velocidade Máxima	11000 RPM
Velocidade de Referência	22000 RPM
Limite de Carga de Fadiga	0,49 kN
Dimensões da Largura	15 mm
Dimensões Externas	68 mm

Fonte: (ROLAMENTOS, 2023)



Figura 3.20 – Rolamento 60082z, fonte (ROLAMENTOS, 2023)

A escolha criteriosa deste rolamento é essencial para garantir um desempenho duradouro do exoesqueleto, minimizando o desgaste e reduzindo os custos de manutenção, garantindo a eficiência do movimento e a estabilidade estrutural do exoesqueleto, e contribuindo para o sucesso do projeto.

3.5 Driver

O driver ESCON 70/10, [Figura 3.21](#), representa um controlador de motor altamente sofisticado e compacto, a fim de proporcionar um controle preciso e eficiente em diversas aplicações de acionamento de motores. Sua versatilidade é evidenciada pela ampla faixa de tensão de operação, abrangendo de 8 V até 72 V, possibilitando sua integração a uma variedade de fontes de alimentação disponíveis.

Destinado especificamente ao controle de motores de corrente contínua (DC) de até 700 W de potência nominal e correntes de pico de até 30 A. No que concerne à comunicação e interfaces, o driver ESCON 70/10 disponibiliza suporte para diversas opções, incluindo as interfaces RS232, USB, CANopen e EtherCAT. Essa variedade de opções facilita sua integração em sistemas já existentes e oferece uma flexibilidade considerável para conexões com outros dispositivos e sistemas de controle.

Um dos aspectos mais notáveis do ESCON 70/10 é seu desempenho dinâmico excepcional, capaz de proporcionar acelerações e desacelerações de elevado nível, aliadas a um controle de torque preciso. Esse atributo permite uma resposta dinâmica rápida e eficiente do motor, proporcionando um desempenho otimizado em cenários que exigem uma alta capacidade de resposta.

Adicionalmente, através de um design avançado e da aplicação de tecnologia de controle sofisticada, esse dispositivo é capaz de reduzir de forma significativa as perturbações acústicas e as oscilações indesejadas. O driver ESCON 70/10 então, destaca-se por mitigar consideravelmente o ruído e a vibração durante o funcionamento do motor.



Figura 3.21 – Drive Escon, fonte ([MAXON GROUP, 2023](#))

O driver ESCON 70/10 é uma solução confiável e versátil para controle de motores de corrente contínua. Com suas características avançadas, proteção integrada e interfaces de comunicação, ele oferece um desempenho excepcional e uma ampla gama de opções de

controle para diversas aplicações industriais e comerciais, suas configurações podem ser vistas na [Tabela 3.6](#).

Tabela 3.6 – Configuração do ESCON Studio

Parâmetro	Valor
Constante de velocidade	135 <i>rpm/V</i>
Thermal Time Constant Winding	34.1 <i>s</i>
Number of Pairs	12
Max Permissible Speed	5000 <i>rpm</i>
Nominal Current	5 <i>A</i>
Max Output Current Limit	6.06 <i>A</i>
Type of sensor	Digital Incremental Encoder
Resolution	3200 counts/turn
Encoder Direction	Maxon
Mode of Operation	Speed Controller (Closed Loop)

Fonte: Próprio autor

3.6 Fonte

Na bancada de testes, é utilizado o modelo de fonte de alimentação PS360, [Figura 3.22](#). Essa fonte é projetada para funcionar com uma ampla faixa de tensão de entrada, sendo bivolt, o que significa que pode ser alimentada tanto por uma tensão de 110 *V* quanto por 220 *V*. Ela é capaz de fornecer energia para dois drivers do motor simultaneamente.

É importante ressaltar que, embora a PS360 seja uma fonte de alimentação eficiente e adequada para a fase de projeto e teste do exoesqueleto, ela pode não ser apropriada para uso no produto final devido às suas dimensões e peso. Nesse estágio, é de suma importância utilizar uma fonte de alimentação mais compacta e leve, que seja mais adequada para a integração no exoesqueleto e para o uso diário pelos usuários.

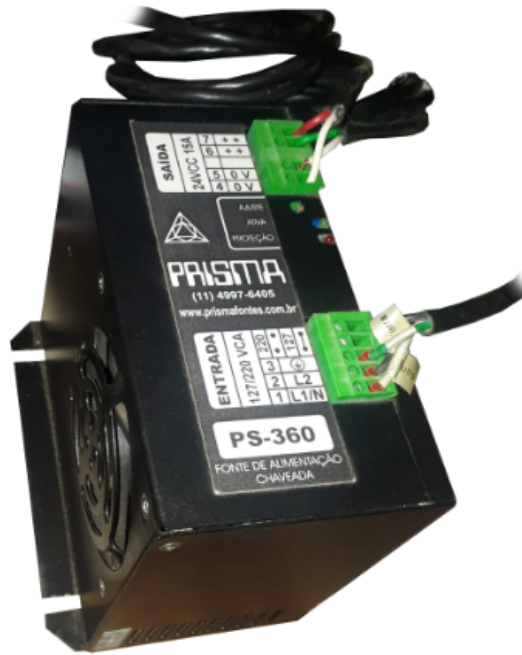


Figura 3.22 – Fonte PS 360, fonte (PRISMA FONTES, 2023)

3.7 Controle

O sistema de controle do exoesqueleto é realizado por meio de encoder e sensores de efeito hall para ter controle de posição e velocidade, assim como o número de voltas dadas pelo motor, sabendo que o motor possui 12 polos.

Inicialmente, o controle dos motores seria feito por 1 Arduino Uno. No entanto, constatou-se que apenas 1 Arduino Uno não é capaz de realizar o controle dos 2 atuadores de cada perna simultaneamente, resultando em comportamentos imprevisíveis.

Diante desse problema, foi necessário o uso de dois Arduinos Uno devido ao número de pinos de interrupção necessários para atualização dos sensores de Efeito Hall. As interrupções permitem que o programa, independentemente da posição do contador de programa, realize as operações necessárias sempre que ocorra uma variação do estado dos sensores, minimizando imprecisões a respeito da posição dos motores.

Mesmo com o uso de 2 Arduinos Uno, as imprecisões ainda ocorriam devido aos pinos de interrupções e à alta frequência de atualização. Para superar esses desafios, optou-se por uma rede Mestre-Escravo usando o Arduino Mega 2560 como mestre e os Arduinos Unos como escravos, formando assim uma rede de Arduinos (PERES, 2023). Cada perna do exoesqueleto é controlada por um Arduino Uno, e esses Arduinos Uno são controlados pelo Arduino Mega 2560, que assume o controle abrangente do sistema.

O controle do sistema é baseado na ativação manual do atuador para os movimentos de flexão e extensão do quadril. Essa abordagem proporcionou um controle mais preciso e

coordenado do exoesqueleto, aprimorando significativamente sua funcionalidade e desempenho.

3.7.1 Encoder e sensor hall

Com os 3 sensores de Efeito Hall e 1 encoder já presentes de fábrica nos motores, é possível obter um controle preciso da posição, velocidade e direção dos mesmos. Além disso, o codificador foi projetado levando em consideração a robustez necessária para ambientes industriais, sendo capaz de operar em condições adversas, como ambientes abertos onde o motor está exposto, e possui circuitos de proteção contra descarga eletrostática (ESD), garantindo uma maior confiabilidade e vida útil do codificador, evitando danos causados por descargas elétricas. Outro benefício da integração do codificador no motor EC 90 é a sua compatibilidade dimensional, sendo facilmente incorporado ao motor, sem afetar significativamente o seu tamanho ou design como visto na [Figura 3.23](#).

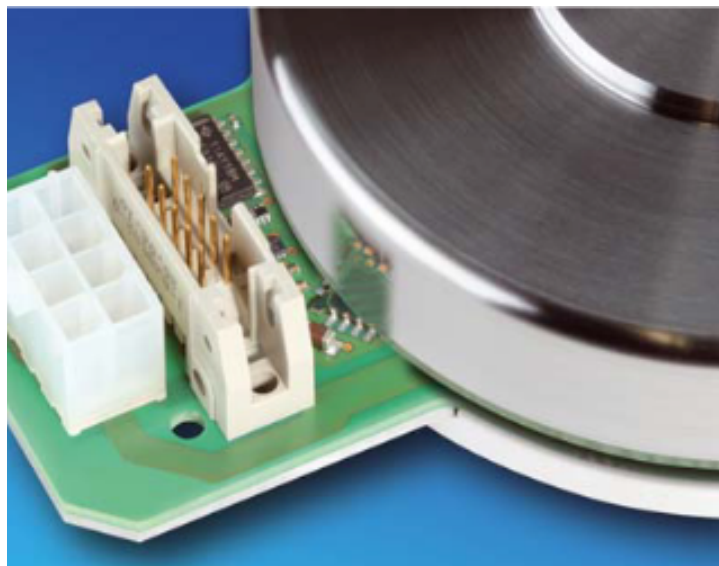


Figura 3.23 – MILE-Encoder, fonte ([MACHADO et al., 2017](#))

3.7.2 Arduino Mega 2560

O Arduino Mega 2560, [Figura 3.24](#), é uma placa de microcontrolador baseada no chip ATmega2560 que possui uma arquitetura AVR de 8 bits e opera a uma frequência de 16 MHz. Essas características fazem do Mega 2560 uma escolha popular para atuar como o controlador principal em redes de Arduinos, sendo amplamente utilizado em projetos que exigem uma maior capacidade de processamento e armazenamento de dados.

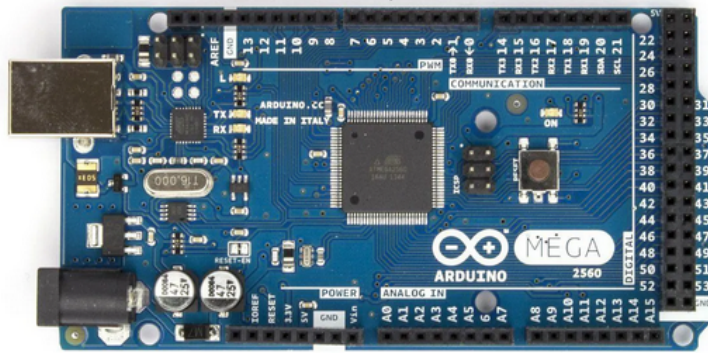


Figura 3.24 – Arduino Mega 2560, fonte (ARDUINO, 2023)

3.7.3 Arduino Uno

O Arduino Uno, [Figura 3.25](#), é uma placa de microcontrolador baseada no chip ATmega328P. Embora tenha menos recursos em comparação com o Mega 2560, o Arduino Uno ainda é bastante utilizado devido à sua simplicidade e facilidade de uso. Nas redes de Arduinos, os Arduinos Uno são frequentemente utilizados como nós ou controladores individuais.

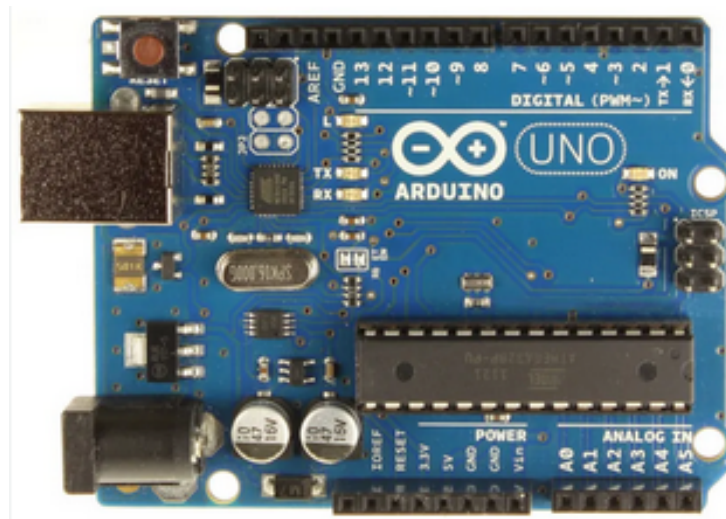


Figura 3.25 – Arduino Uno, fonte (ARDUINO, 2023)

Na rede de Arduinos mencionada, a comunicação entre eles ocorre por meio de diferentes interfaces, como I2C, SPI e UART. No contexto específico descrito anteriormente, em que um Arduino Mega 2560 é utilizado como controlador principal e vários Arduinos Uno são responsáveis pelo controle de cada perna de um exoesqueleto, é comum utilizar a comunicação I2C (Inter-Integrated Circuit). O protocolo I2C permite a comunicação serial síncrona entre os dispositivos por meio de apenas dois fios: um para transmitir os dados (SDA) e outro para transmitir o clock (SCL). Nessa configuração, o Arduino Mega 2560 assume o papel de mestre na rede, controlando a comunicação e enviando comandos para os Arduinos Uno. Cada Arduino Uno é configurado como um dispositivo escravo, recebendo os comandos

do mestre e executando as ações específicas para controlar a respectiva perna do exoesqueleto. Essa abordagem permite uma coordenação eficiente entre os Arduinos, garantindo o controle preciso e sincronizado do exoesqueleto. Na [Tabela 3.7](#) mostra a diferenças entre o Arduino Mega e Arduino Uno.

Tabela 3.7 – Arduino Mega x Arduino Uno

	Memória Flash	Memória SRAM	Memória EE-PROM	Entradas Digitais	Saídas PWM	Entrada Analógica
Arduino Mega	256 KB	8 KB	4 KB	54	15	16
Arduino Uno	32 KB	2 KB	1 KB	14	6	6

Fonte: Próprio autor

3.8 Rede de arduinos

A configuração de rede de Arduinos apresentada na [Figura 3.26](#), oferece uma solução eficiente para a distribuição das tarefas de controle e processamento em sistemas complexos. Cada Arduino na rede desempenha uma função específica, permitindo uma operação modular e flexível, facilitando a manutenção e adaptação do sistema como um todo. Essa arquitetura de controle distribuído proporciona um controle preciso e adaptativo do exoesqueleto, atendendo às necessidades individuais do usuário de forma personalizada e eficaz.

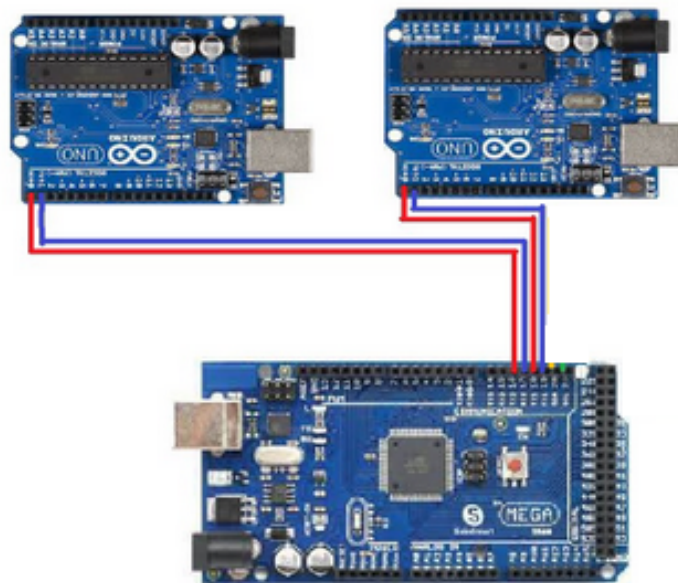


Figura 3.26 – Rede de Arduinos, (PERES, 2023)

3.9 Modificações primárias e secundárias

Foi separada na [Tabela 3.8](#) e [Tabela 3.9](#) as modificações primárias e modificações secundárias de acordo com a prioridade para montagem e funcionamento do exoesqueleto, que serão desenvolvidas nos próximos capítulos deste trabalho.

Tabela 3.8 – Modificações Primárias Necessárias

Perna Direita	Dorso	Perna Esquerda
Suporte para o pé	Refazer o suporte de fixação da lombar	Suporte para o pé
Carenagem de proteção da estrutura	Local para bateria	Carenagem de proteção da estrutura
-----	Local para sistema de controle	Motorreductor do Quadril
-----	Circuito Indicador de Nível de Bateria	Motorreductor do Joelho
Suporte de Fixação para Coxa	-----	Suporte de Fixação para Coxa
Suporte de Fixação para perna	-----	Suporte de Fixação para perna

Fonte: Próprio autor

Tabela 3.9 – Modificações Secundárias Necessárias

Perna Direita	Dorso	Perna Esquerda
-----	Circuito Indicador de Nível de Bateria	-----
-----	Troca do modelo da bateria	-----

Fonte: Próprio autor

4 Análise biomecânica dos membros inferiores

4.1 Dimensões corporais e peso médio da população brasileira

As medidas corporais são fundamentais para o desenvolvimento da estrutura mecânica do exoesqueleto, para que a mesma atenda a diferentes tipos de corpos, ou atenda o máximo de usuários possíveis, pois as medidas corporais contribuem no projeto para a distribuição adequada do peso e garantindo equilíbrio, prevenindo fadiga excessiva. São importantes também para projetar dispositivos que se integram naturalmente aos movimentos, proporcionando uma experiência mais intuitiva. As medidas do presente projeto foram baseadas nas análises da Figura 4.27.

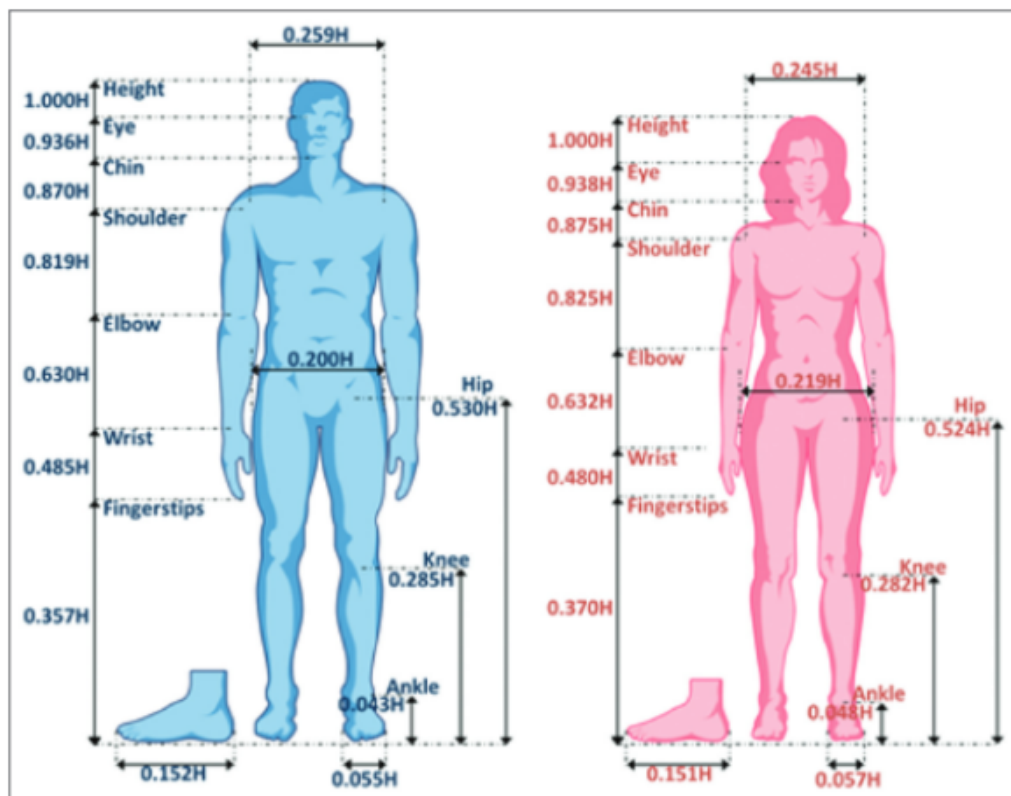


Figura 4.27 – Dimensões dos Corpos (AGUILAR-SIERRA et al., 2015)

Com base nos dados disponíveis em (G1, 2010), montou-se a Tabela 4.10 com as medianas de altura e peso do homem brasileiro são, respectivamente, 1,73m e 69,4kg. Já entre as mulheres nessa faixa etária, as medianas são, respectivamente, 1,61m e 57,8kg. Tais informações são cruciais para dimensionar corretamente as partes do corpo.

Tabela 4.10 – Altura e peso médios da população brasileira

Intervalo de idade	Altura Média (mm) Homens	Altura Média (mm) Mulheres	Peso Médio (kg) Homens	Peso Médio (kg) Mulheres
18 anos	1726	1611	65.3	55.4
19 anos	1720	1612	65.9	56.2
20 a 24 anos	1730	1611	69.4	57.8
25 a 29 anos	1730	1607	72.7	60.5
30 a 34 anos	1716	1600	74.2	62.0
35 a 44 anos	1710	1594	74.6	63.8
45 a 54 anos	1699	1583	74.6	65.1
55 a 64 anos	1682	1566	73.1	65.3
65 a 74 anos	1669	1550	70.3	63.4
75 anos ou mais	1657	1528	66.8	59.2

Fonte: (G1, 2010)

A altura mediana dos homens brasileiros foi considerada como $1,73m$ e a das mulheres brasileiras como $1,612m$, respectivamente. A idade para possíveis usuários do exoesqueleto foi considerado maior de 18 anos. Da [Tabela 4.10](#), a faixa de peso do usuário considerando homens e mulheres é de $55,4kg$ a $74,6kg$. Portanto, como projetado por ([ADAMU, 2021](#)), a estrutura mecânica do exoesqueleto foi projetada para anteder deverá suportar um usuário de $74,6kg$, como foi usado o peso médio dos brasileiros, o projeto atende a apenas 50% da população.

Como ilustrado na [Figura 4.27](#), pôde-se compor algumas expressões em relação a altura 'H' do corpo para dimensionarmos o tamanho dos membros do corpo que desempenham um papel fundamental na concepção das peças de estrutura exoesqueleto. para isso, montou-se a [Tabela 4.11](#) para melhor orientação nos cálculos de dimensionamento corporal:

Tabela 4.11 – Variáveis

Descrição	Variável
Altura	H
Diâmetro da cintura	Dc
Altura do quadril ao joelho	Aqj
Altura do joelho ao tornozelo	Ajt
Altura do tornozelo ao solo	Ats
Comprimento do pé	Cp
Largura do pé	Lp

Fonte: Próprio autor

Como já mostrado no [Capítulo 3](#), as medidas identificadas do exoesqueleto são:

$$\begin{aligned} Aqj &= 50,50 \text{ cm}, \\ Ajt &= 48 \text{ cm}. \end{aligned} \quad (4.1)$$

Com base nisso, pôde-se calcular a para qual altura de usuário o estado atual do exoesqueleto foi montado.

1. Altura do Joelho ao Tornozelo :

$$Ajt_{\text{Homens}} = H(0,285 - 0,043) \quad (4.2)$$

$$Ajt_{\text{Mulheres}} = H(0,282 - 0,048) \quad (4.3)$$

Como a altura mediana dos homens é maior que a das mulheres, substituiu-se Ajt na expressão [Equação \(4.2\)](#) para achar qual altura de usuário o perfil de alumínio o exoesqueleto está montado.

$$\begin{aligned} 48\text{cm} &= H_{\text{Homens}}(0,285 - 0,043) \\ H_{\text{Homens}} &\approx 1,98 \text{ m} \end{aligned}$$

O perfil de alumínio da estrutura do joelho ao tornozelo, atende a um usuário de $\approx 1,98\text{m}$.

2. Altura do Quadril ao Joelho do Exo :

$$Aqj_{\text{Homens}} = H(0,530 - 0,285) \quad (4.4)$$

$$Aqj_{\text{Mulheres}} = H(0,524 - 0,282) \quad (4.5)$$

Substituindo Aqj pela altura mediana dos homens e das mulheres, têm-se:

$$\begin{aligned} 50,5\text{cm} &= H_{\text{Homens}}(0,530 - 0,285) = 424 \text{ mm} \\ H_{\text{Homens}} &\approx 2,06\text{m} \end{aligned}$$

O perfil de alumínio da estrutura do quadril ao joelho, atende um usuário de $\approx 2,06\text{m}$.

$$Aqj_{\text{Mulheres}} = 1612(0,524 - 0,282) = 390.1 \text{ mm}$$

Como deseja-se que o exoesqueleto atenda a usuários que tenham alturas com medianas das alturas dos homens e mulheres $H_{\text{Homens}} = 1,73m$ e $H_{\text{Mulheres}} = 1,61m$ calculo-se para essas determinadas alturas, as dimensões necessárias que o exoesqueleto deve ter para atender a esses usuários:

3. Altura do Joelho ao Tornozelo :

Com base na Equação (4.2) e Equação (4.3) Substituiu-se H pela altura mediana dos homens e das mulheres, têm-se:

$$Ajt_{\text{Homens}} = 1730(0,285 - 0,043)$$

$$Ajt_{\text{Homens}} = 41,8cm$$

A distância do joelho ao tornozelo do exoesqueleto para homens deve ter $\approx 41,8cm$

Substituindo H pela altura da mediana das mulheres, têm-se:

$$Ajt_{\text{Mulheres}} = 1612(0,282 - 0,048) = 377.2 \text{ mm}$$

A distância do joelho ao tornozelo do exoesqueleto para mulheres deve ter $\approx 37,72cm$

4. Altura do Quadril ao Joelho do Exo :

Com base na Equação (4.4) e Equação (4.5) Substituindo H pela altura mediana dos homens e das mulheres, têm-se:

$$50,5cm = H_{\text{Homens}}(0,530 - 0,285) = 424 \text{ mm}$$

$$H_{\text{Homens}} \approx 2,06m$$

O perfil de alumínio da estrutura do quadril ao joelho, atende um usuário de $\approx 2,06m$.

$$Aqj_{\text{Mulheres}} = 1612(0,524 - 0,282) = 390.1 \text{ mm}$$

5. Diâmetro da Cintura do Exo :

$$Dc_{\text{Homens}} = H(0,200) \tag{4.6}$$

$$Dc_{\text{Mulheres}} = H(0,219) \tag{4.7}$$

Substituindo H pela altura mediana dos homens e das mulheres, têm-se:

$$Dc_{\text{Homens}} = 1730(0,200) = 346 \text{ mm} \quad (4.8)$$

$$Dc_{\text{Mulheres}} = 1612(0,219) = 353.028 \text{ mm} \quad (4.9)$$

6. Altura do Tornozelo ao Solo :

$$Ats_{\text{Homens}} = H(0,043) \quad (4.10)$$

$$Ats_{\text{Mulheres}} = H(0,048) \quad (4.11)$$

Substituindo H pela altura mediana dos homens e das mulheres, têm-se:

$$Ats_{\text{Homens}} = 1730(0,043) = 74.39 \text{ mm}$$

$$Ats_{\text{Mulheres}} = 1612(0,048) = 77.376 \text{ mm}$$

7. Comprimento do pé :

$$Cp_{\text{Homens}} = H(0,152) \quad (4.12)$$

$$Cp_{\text{Mulheres}} = H(0,151) \quad (4.13)$$

Substituindo H pela altura média dos homens e das mulheres, têm-se:

$$Cp_{\text{Homens}} = 1730(0,152) = 262.96 \text{ mm}$$

$$Cp_{\text{Mulheres}} = 1612(0,151) = 243.412 \text{ mm}$$

8. Largura do pé :

$$Lp_{\text{Homens}} = H(0,055) \quad (4.14)$$

$$Lp_{\text{Mulheres}} = H(0,057) \quad (4.15)$$

Substituindo H pela altura mediana dos homens e das mulheres, têm-se:

$$Lp_{\text{Homens}} = 1730(0,055) = 95.15 \text{ mm}$$

$$Lp_{\text{Mulheres}} = 1612(0,057) = 91.884 \text{ mm}$$

9. Qual o tamanho médio do pé de um brasileiro? :

De acordo com os cálculos feitos anteriormente, o tamanho médio dos pés para homens é de $\approx 26 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ e para mulheres é de $\approx 24 \text{ cm} \times 9 \text{ cm}$. Tais medidas serão usadas na [seção 5.1](#) para a fabricação da plataforma de suporte do pé.

A [Tabela 4.12](#), foi montada com base nas propriedades antropométricas padrão do corpo humano calculadas anteriormente para definir as dimensões dos componentes que devem ter regulagem de tamanho, pois como o exoesqueleto atual compõe uma estrutura para um usuário de $\approx 1,98\text{m}$, isso garantirá que diferentes tipos de corpos entre homens e mulheres possam usar o exoesqueleto.

Tabela 4.12 – Parâmetros Antropométricos para Projeto de Exoesqueleto

Parâmetros	Homens	Mulheres	Ajuste de Dimensão
Altura (mm)	1730	1612	1550 – 1980
Peso (Kg)	74.6	65.3	56 – 100
Diâmetro da cintura (mm)	346	353	320 – 375
Altura do elo superior (mm)	424	387	360 – 505
Altura do elo inferior (mm)	418	374	350 – 480
Altura do tornozelo ao solo (mm)	74.4	77.38	74 - 78

Fonte: Próprio autor

4.1.1 Proposta de regulagem de altura

Para solucionar problema proposto na [Tabela 4.12](#), propõe-se reduzir o perfil de alumínio referente ao quadril/joelho e reduzir o perfil de alumínio referente ao joelho/tornozelo e dentro deles colocar um perfil de alumínio com dimensões menores, porém com diversos furos para possa ser feita a regulagem de altura, como mostrado na [Figura 4.28](#).

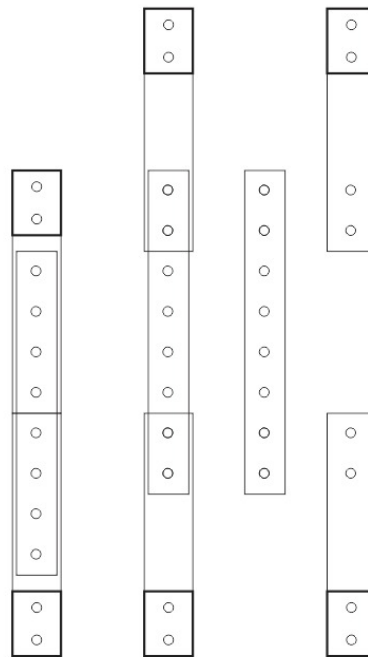


Figura 4.28 – Proposta de regulagem para altura, fonte: Próprio autor

O perfil de alumínio referente ao joelho/tornozelo que mede 48cm deve ser reduzido em duas peças de $17,5\text{cm}$ totalizando 35cm e o perfil de alumínio que será embutido deve ter 13cm o proporcionará uma regulagem de 35cm a 48cm , como mostrado na [Figura 4.29](#).

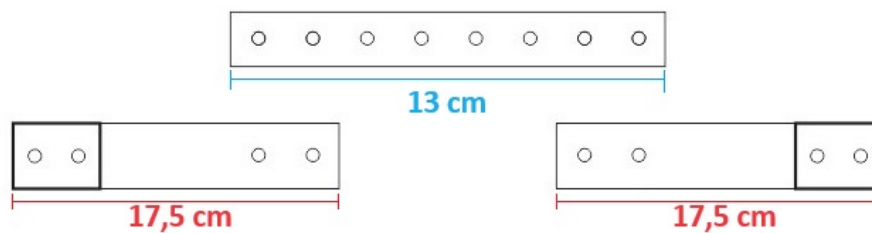


Figura 4.29 – Proposta de regulagem para altura do joelho/tornozelo, fonte: Próprio autor

O perfil de alumínio referente ao quadril/joelho que mede $50,5\text{cm}$ deve ser reduzido em duas peças de 18cm totalizando 36cm e o perfil de alumínio que será embutido deve ter $14,5\text{cm}$ o proporcionará uma regulagem de 36cm a $50,5\text{cm}$, como mostrado na [Figura 4.30](#).

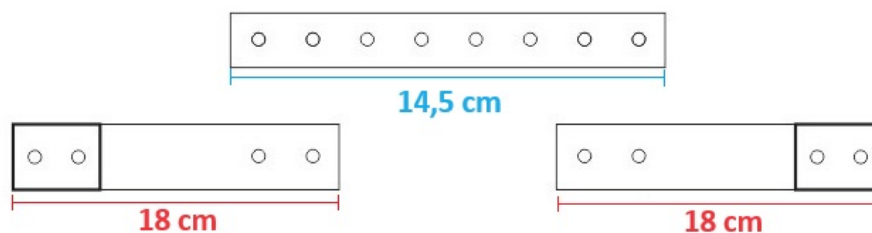


Figura 4.30 – Proposta de regulagem para altura do joelho/tornozelo, fonte: Próprio autor

4.2 Estrutura mecânica do pé

Existem seis tipos de movimentos básicos do pé, [Figura 4.31](#) referenciado por ([MACHADO et al., 2017](#)). Estes movimentos desenvolvem-se num único plano e são os seguintes:

1. **Abdução:** Movimento de afastar o pé do plano médio do corpo, levando-o para fora.
2. **Adução:** Movimento de aproximar o pé em direção ao plano médio do corpo, trazendo-o para dentro.
3. **Inversão:** Movimento de inclinar a sola do pé para dentro, em direção à linha média do corpo.
4. **Eversão:** Movimento de inclinar a sola do pé para fora, afastando-a da linha média do corpo.
5. **Flexão dorsal:** Movimento de levantar a parte frontal do pé em direção à tíbia, apontando os dedos para cima.
6. **Flexão plantar:** Movimento de estender o pé, apontando os dedos para baixo em direção ao solo.

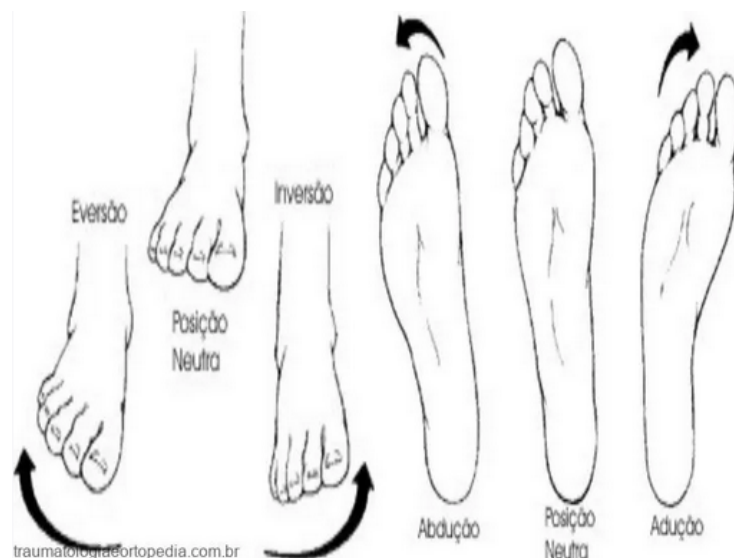


Figura 4.31 – Movimentos do Pé ([ORTOPEDIA, 2023](#))

De acordo com ([GANEP, 2023](#)) é possível calcular o peso de dos membros de pacientes amputados, portanto, pode-se ter uma base correspondente a uma porcentagem de peso corporal, têm-se que o peso do pé equivale a 1.7% do peso corporal. Como mostrado na [Tabela 4.12](#) temos que o peso médio para homens é $\approx 75\text{Kg}$ e para mulheres $\approx 65\text{kg}$, para o

cálculo de esforço e dimensão da mola na estrutura de suporte do pé, usou-se como base o peso médio de 75kg.

1. **Peso do pé ($Peso_{dope}$):**

$$Peso_{dope} = m \cdot g \cdot 1.7\% \quad (4.16)$$

$$Peso_{dope} = 75kg \cdot 9.81 \cdot \frac{1.7}{100} = 12.495N \quad (4.17)$$

Esse dado será usado na [subseção 5.1.4](#) para a escolha da mola que será aoplada na estrutura do pé.

4.3 Ciclo da marcha

O ciclo da marcha, [Figura 4.32](#), referenciado por (RIBERTO; CELESTE, 2021) é um padrão de movimento repetitivo que ocorre durante a caminhada. Ele é composto por uma série de fases distintas que envolvem o movimento das pernas e dos pés. Essas fases incluem:

1. **Apoio do calcanhar:** O calcanhar toca o solo em primeiro lugar;
2. **Aplanamento do pé:** O peso do corpo é transferido para o arco plantar, achatando o pé;
3. **Acomodação intermediária:** O pé se acomoda à superfície do solo, preparando-se para a propulsão;
4. **Impulso:** O pé se move da posição de contato com o solo para a posição de ponta dos dedos, impulsionando o corpo para frente;
5. **Aceleração:** O pé se move rapidamente para frente, preparando-se para a fase de balanço;
6. **Oscilação intermediária:** O pé está no ar, movendo-se em direção à próxima etapa de apoio;
7. **Desaceleração:** O pé se aproxima do solo, desacelerando o movimento para o próximo contato.



Figura 4.32 – Ciclo da marcha, fonte (@SONHODEFISIO, 2023)

O entendimento do ciclo da marcha é crucial na análise da estrutura concebida para o suporte do pé na [seção 5.1](#). Este ciclo fornece insights valiosos ao observar os movimentos fundamentais do pé durante a caminhada.

A disposição estratégica das molas, conforme abordado na [subseção 5.1.4](#), encontra justificativa nesse contexto ao compreender a sequência de movimentos no ciclo de marcha, sendo notável o apoio do calcânhar que toca o solo inicialmente ao pisar, sendo então um ponto crítico. Portanto, a escolha da disposição das molas é informada por essa dinâmica específica, visando otimizar a locomoção, suporte e a absorção de impacto no exato momento em que o pé entra em contato com o solo.

4.4 Subir escadas

Na análise biomecânica do movimento para subir um degrau ([SILVA, 2019](#)) são necessárias as articulações do tornozelo, joelho e quadril. A avaliação da dorsiflexão máxima refere-se ao movimento de levantar a parte superior do pé em direção à tibia, reduzindo o ângulo entre o dorso do pé e a parte anterior da perna. A avaliação da dorsiflexão no tornozelo é importante, pois afeta a capacidade de levantar o pé e colocá-lo no degrau.

Heterogeneidade, em um contexto estatístico, refere-se à diversidade ou variabilidade existente dentro de um conjunto de dados ou seja, sem uniformidade, coerência ou correspondência. Quando se menciona que há heterogeneidade acima de $X\%$ em uma análise, isso significa que os dados analisados apresentam uma considerável diferença entre as observações. Isso indica que as características biomecânicas dessas articulações para

subir um degrau é diversificada e não uniforme entre os indivíduos analisados. O arco dos movimentos são:

- **Tornozelo:** Mostrou alta heterogeneidade acima de 82%;
- **Joelho:** Mostrou heterogeneidade acima de 98%;
- **Quadril:** Mostrou heterogeneidade acima de 92%.

Esses resultados indicam que são necessários 3 graus de liberdade ao projetar soluções biomecânicas para a ação de subir degraus. A complexidade e variabilidade desses percentuais ressaltam a importância de uma abordagem multifacetada e personalizada ao lidar com movimentos específicos, como a subida de degraus, para garantir eficácia e adaptabilidade.

5 Desenvolvimento do retrofiting

Neste presente capítulo, será abordado o desenvolvimento do projeto para a estrutura do pé, centrando-se nas modificações identificadas como prioridades primárias e secundárias nas tabelas [Tabela 3.8](#) e [Tabela 3.9](#). Será discutido detalhes do processo do retrofiting, considerações de design, e as tomadas de decisões para aprimorar a funcionalidade e eficiência do exoesqueleto, notadamente para a estrutura do pé.

5.1 Plataforma para o pé

5.1.1 Escolha da estrutura

A escolha da estrutura para a plataforma do pé, que contasse com um tornozelo mecânico com 1 grau de liberdade, passou por uma análise minuciosa entre as opções disponíveis, incorporando as descobertas obtidas por meio de uma revisão bibliográfica abrangente. Para isso, alguns pés mecânicos, apresentados na [Figura 5.33](#), foram avaliados para determinar qual se adequava aos requisitos do projeto.

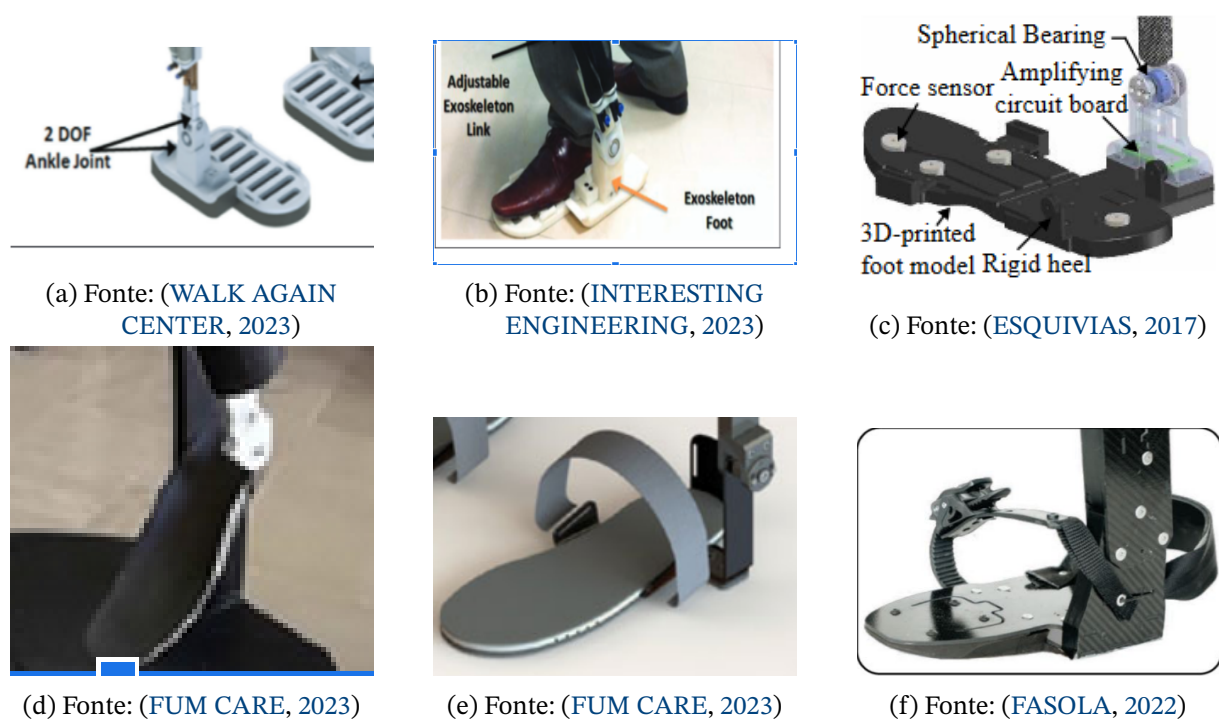


Figura 5.33 – Proposta de plataforma de pé, fonte: referenciadas nos próprios itens.

A escolha do projeto envolveu a busca de oferecer eficiência e simplicidade, redução de complexidade eletrônica e um design ergonômico que leva em consideração a biomecânica

do movimento, permitindo uma marcha mais eficiente e natural, como também o menor consumo de energia, em comparação com sistemas ativos. O preço e facilidade de fabricação das peças também foram cruciais na escolha, por isso optou-se por uma estrutura passiva com uso de molas de tração baseada na proposta da [Figura 5.33e](#). A [Figura 5.34a](#) e [Figura 5.34b](#) representam o projeto da plataforma do pé feito no software Fusion 360.

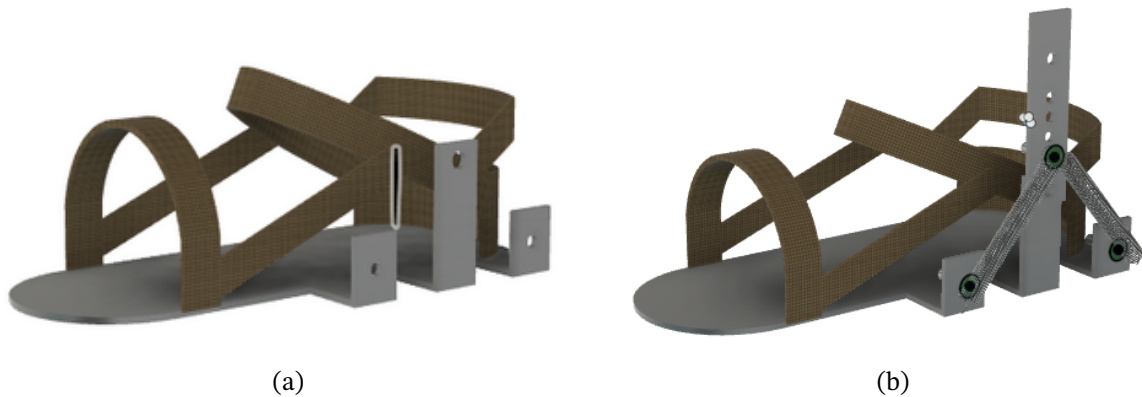


Figura 5.34 – Estrutura para o suporte do pé, fonte próprio autor.

5.1.2 Seleção de Material

Usou-se uma chapa de alumínio de 3mm da linha Alumínio 6000, mais especificamente o alumínio 6063 com o objetivo de manter o exoesqueleto leve e garantir certa flexibilidade. O alumínio é leve, resistente à corrosão e possui boas propriedades mecânicas que podem ser vistas na [Tabela 5.13](#).

Tabela 5.13 – Propriedades Mecânicas do Material

Propriedade	Valor
Modulo de Elasticidade	69000 MPa
Limite de resistência	150 MPa
Limite de escoamento	10 MPa
Dureza	60 Brinell

Fonte: (IMPÉRIO DOS METAIS, 2020)

Através das dimensões para o pé calculadas para a base do pé na [seção 4.1](#), projetou-se a base, [Figura 5.35](#) com $26\text{cm} \times 10\text{cm}$ com um arredondamento com 5cm de raio, usando o próprio software Fusion 360 anotou-se uma área da base do pé de 0.024884m^2 . Usando a área, e o peso médio do brasileiro de $74,6\text{kg}$ calculou-se o limite de resistência e limite de escoamento.



Figura 5.35 – Chapa de alumínio, fonte: Próprio autor

Realizou-se um ensaio de flambagem pelo software Fusion 360, e o resultado está expresso na [Figura 5.36](#). No ensaio, levou-se em consideração o peso de dois motores, cada um com massa de 1.37, kg, que a estrutura deverá suportar.

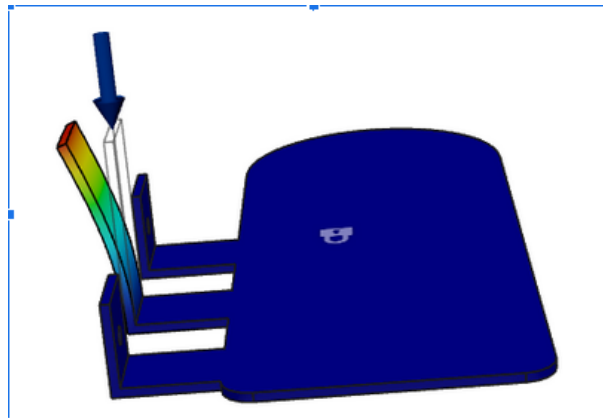


Figura 5.36 – Ensaio de flambagem, fonte: Próprio autor

Percebe-se, que a chapa de alumínio com a "viga" vertical suporta a estrutura, porém tende a uma leve flambagem que será compensada quando a estrutura for fixada na estrutura da perna.

Calculou-se se a chapa de alumínio 6063 suporta o peso da pessoa e determinar a deformação usando a informações fornecidas. Os dados fornecidos para os devidos calculos estão listados na [Tabela 5.14](#)

Tabela 5.14 – Parâmetros da Chapa

Parâmetro	Valor
Área da chapa (A)	0.024884 m^2
Espessura da chapa (l)	$3 \text{ mm} = 0.003 \text{ m}$
Massa média da pessoa (m)	74.6 kg
Gravidade padrão (g)	9.81 m/s^2
Limite de resistência ($\sigma_{\text{resistência}}$)	150 MPa
Limite de escoamento ($\sigma_{\text{escoamento}}$)	10 MPa
Módulo de elasticidade (E)	69000 MPa

Fonte: (IMPÉRIO DOS METAIS, 2020)

Passos para o Cálculo:

1. Cálculo da Carga (F_p):

Na [Equação \(5.1\)](#) calcula-se o peso da pessoa, levando em consideração a massa média da pessoa.

$$F_p = m \cdot g \quad (5.1)$$

$$F_p = 74.6 \text{ kg} \cdot 9.81 \text{ m/s}^2 \approx 732 \text{ N}$$

2. Cálculo da Tensão (σ):

$$\sigma = \frac{F_p}{A} \quad (5.2)$$

$$\frac{732}{0.003} = 244 \text{ kPa}$$

3. Verificação dos Limites:

Aqui é apenas uma comparação entre o valor calculado em [Equação \(5.2\)](#) com os valores da [Tabela 5.14](#).

$$\sigma \leq \sigma_{\text{escoamento}} \quad (244 \text{ kPa} \leq 10 \text{ MPa})$$

$$\sigma \leq \sigma_{\text{resistência}} \quad (244 \text{ kPa} \leq 150 \text{ MPa})$$

Conclui-se então que a chapa de alumínio de 3 mm é suficiente para aguentar a carga.

4. Cálculo da Deformação (ε):

A equação apresentada é uma expressão que representa a relação entre a deformação (ε), o estresse (σ), e o módulo de elasticidade (E) de um material. Cada termo na equação tem um significado específico: A [Equação \(5.3\)](#) é uma forma simplificada da lei de Hooke para a deformação elástica em materiais, que é válida dentro da região elástica do material, onde a deformação é proporcional ao estresse aplicado.

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \quad (5.3)$$

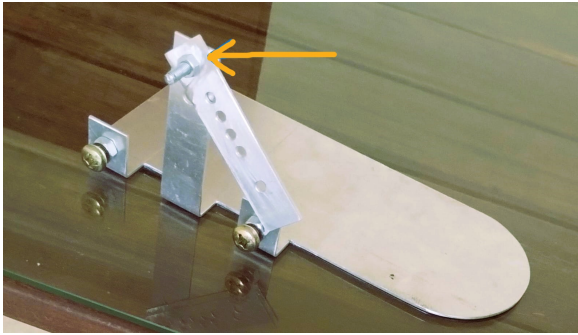
$$\frac{244 \text{ kPa}}{69000 \text{ MPa}} \cdot 100 \approx 0.0003453\%$$

De acordo com os cálculos feitos, a chapa de alumínio 6063 deve suportar o peso da pessoa sem deformação plástica permanente, uma vez que a tensão (σ) está abaixo do limite de escoamento e do limite de resistência. A deformação (ε) seria aproximadamente 0.0003453% sob a carga aplicada.

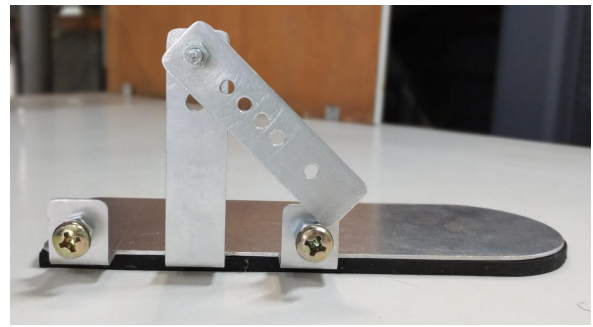
5.1.3 Montagem da estrutura para o pé

A montagem da estrutura para o pé incorpora todas as considerações vistas nas subseções [subseção 5.1.1](#) e [subseção 5.1.2](#), e obteve-se um resultado conforme as expectativas previamente estabelecidas. Colocou-se um bucha de alumínio e um parafuso como fixador indicado pela seta amarela na [Figura 5.37](#), parafuso será substituído posteriormente por um pino cavilha, possibilitando uma melhor união mecânica, e essa bucha serve de eixo permitindo a rotação da junta metálica.

Percebe-se que na estrutura na horizontal há alguns furos, esses furos foram colocados para poder realizar a regulagem de altura para diferentes tipos de altura de tornozelos como mostrado na [Tabela 4.12](#). A disposição estratégica desses furos demonstra a preocupação com a versatilidade do projeto, pois o mesmo considera diferentes necessidades ergonômicas e características anatômicas dos usuários.



(a) Base do pé em alumínio



(b) Base do pé com sola de borracha

Figura 5.37 – Base da estrutura de suporte do pé, fonte: Próprio autor

Como a borracha é um material com propriedades antiderrapantes, colou-se uma camada à sola da plataforma de alumínio como mostrado na [Figura 5.37b](#) para proporcionar aderência, e evitar escorregamentos durante o uso do dispositivo. Essa camada de borracha melhora a segurança e contribui para o conforto do usuário, absorvendo parte do impacto durante o caminhar o que proporciona uma experiência de caminhada mais natural.

5.1.4 Escolha da Mola de tração

As molas de tração, [Figura 5.38](#), utilizadas nesse contexto, precisam oferecer uma combinação equilibrada de resistência e flexibilidade. Por meio da seleção adequada das características das molas, como a rigidez do material e a geometria, optou-se pela mola de tração de aço carbono 1010 SAE J403 (Sociedade de Engenheiros Automotivos). A SAE é uma classificação específica dos aços e são uma das mais conhecidas e utilizadas por indústrias da construção mecânica ao redor do mundo. O aço carbono 1010 é um aço de baixo teor de carbono, com boas propriedades de conformação e soldagem, é amplamente disponível, tem boa resistência mecânica, boa tenacidade e capacidade de absorver choques, porém tem baixa resistência à corrosão e oxidação, como explicado em([VIBRAMOL, 2023](#)) e ([CABRAL, THIAGO, 2023](#)).



(a) Mola fio 2,0mm (b) Mola fio 1,5mm

Figura 5.38 – Mola de tração, fonte: Próprio autor

Para a concepção do tornozelo mecânico, considerou-se necessário o uso de duas molas com diâmetros de fios distintos, 1,5mm e 2,0mm, com o intuito de criar uma disparidade de forças, proporcionando, assim, um movimento de retração da estrutura mecânica do pé durante a locomoção. Com base na Figura 5.39 a primeira mola, tonalidade vermelha, de 2,0mm foi colocada a 70°, e a segunda mola, tonalidade azul, de 1,5mm foi colocada a 60°.

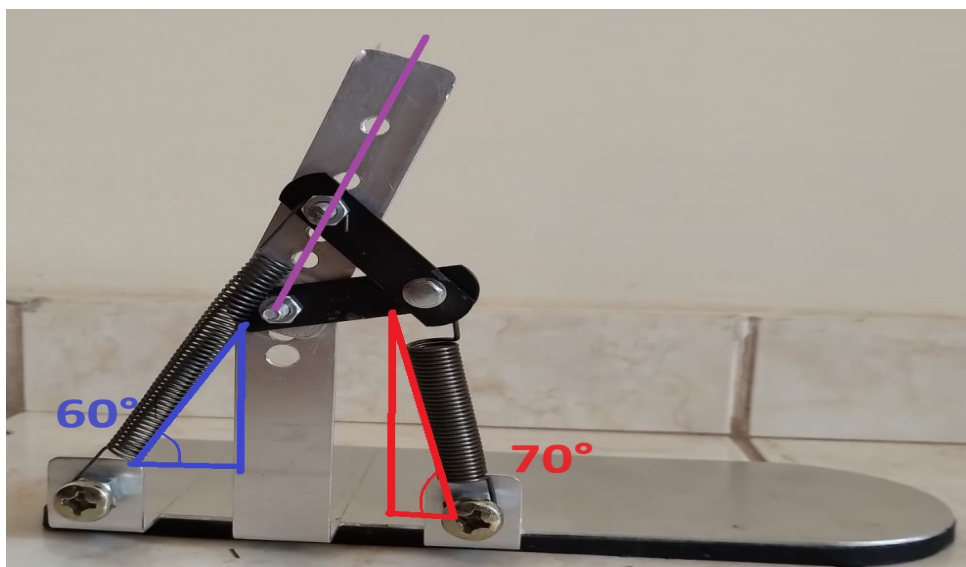


Figura 5.39 – Estrutura do pé com as molas de tração, fonte próprio autor.

Com base na Figura 5.39, esborçou-se o diagrama de corpo livre mostrado na Figura 5.40 e Figura 5.41 para estudo das forças exercidas na estrutura.

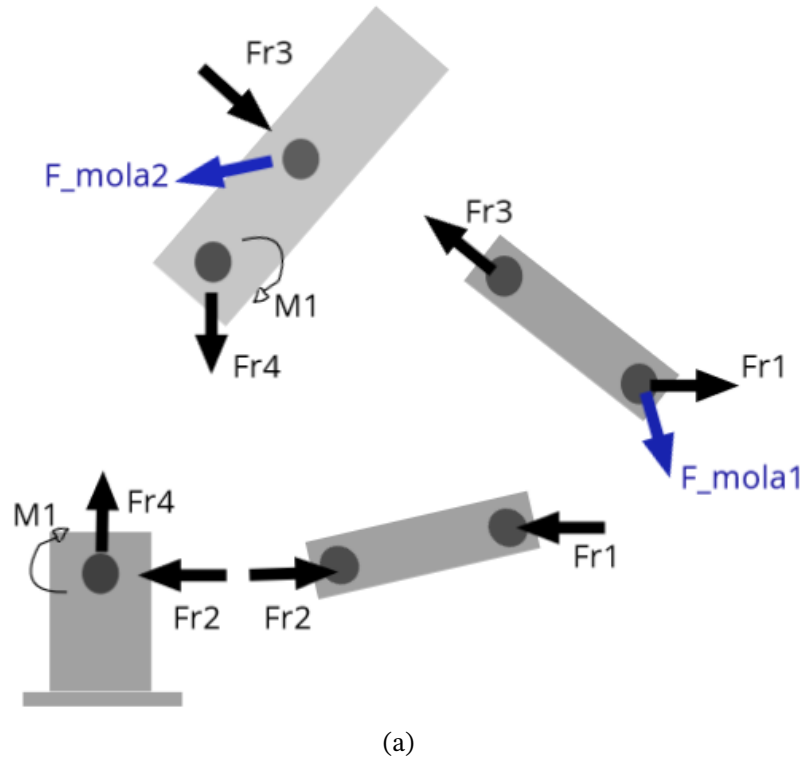


Figura 5.40 – Diagrama de corpo livre da estrutura do pé (Parte 1), fonte: próprio autor.

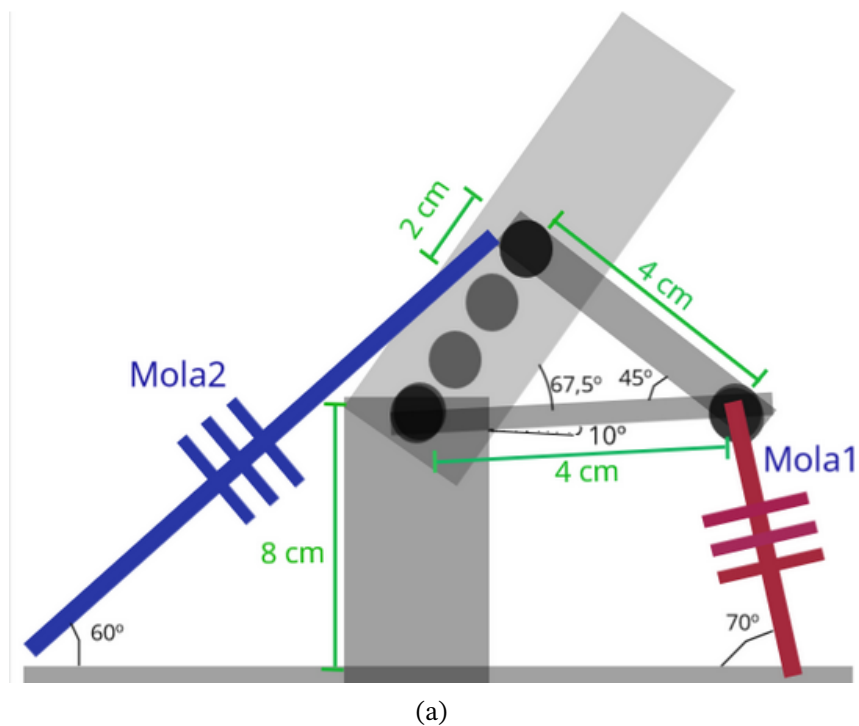


Figura 5.41 – Diagrama de corpo livre da estrutura do pé (Parte 2), fonte: próprio autor.

1. Passos para o cálculo da mola:

Para os cálculos seguiu-se os passos listados em (AUTODESK, 2023). As características das molas usadas nos cálculos estão listadas na Tabela 5.15.

Tabela 5.15 – Configurações das Molas

	Mola 1	Mola 2
Características	vermelho 70°	azul 60°
Diâmetro externo (D)	10mm	10mm
Diâmetro do fio (d)	2,0mm	1,5mm
Número de enrolamento (n)	36	48

Fonte: próprio autor

2. Índice da mola(c):

O índice da mola (c) é uma característica que influencia as propriedades mecânicas e o comportamento de molas helicoidais em resposta a cargas aplicadas, e seu cálculo envolve a relação entre o diâmetro médio da mola (D) e o diâmetro do fio (d). Molas com índices mais baixos tendem a ter uma maior curvatura

$$c = \frac{D}{d} \quad (5.4)$$

$$\text{mola 1 } c = \frac{D}{d} = \frac{10}{2} = 5$$

$$\text{mola 2 } c = \frac{D}{d} = \frac{10}{1,5} = 6,666$$

3. Fator de correção de Wahl (K_w):

O fator de correção de Wahl (K_w) (MECHANICAL ENGINEERS, 1929) é utilizado no cálculo de molas helicoidais para levar em conta a inclinação das extremidades das espiras. O fator de Wahl é uma correção aplicada ao fator de rigidez da mola de tração para levar em consideração o efeito da inclinação das extremidades. Em outras palavras, o K_w ajusta a rigidez da mola devido à forma real das espiras.

Na Figura 5.42, observa-se que fator 'Ks', que representa o efeito da força cortante, aumenta à medida que o índice de curvatura 'C' diminui.

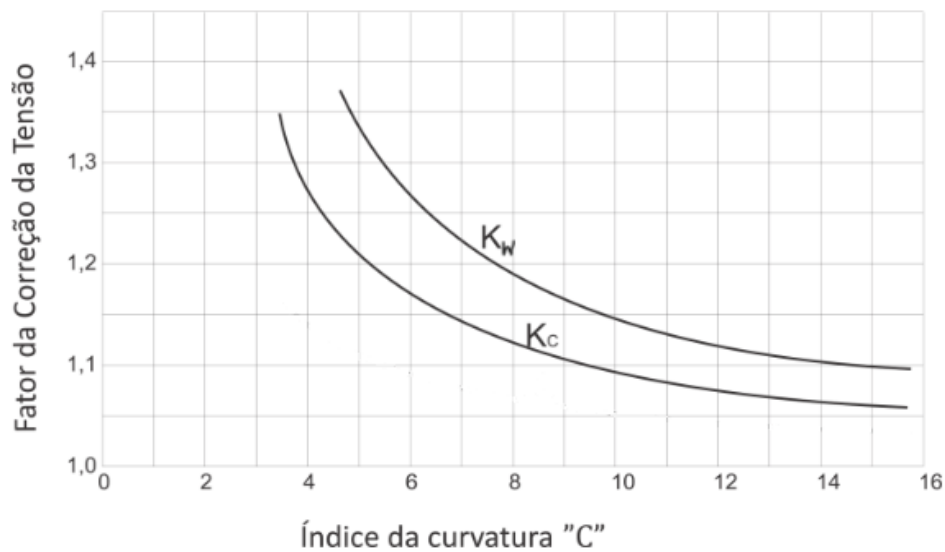


Figura 5.42 – Fatores de correção da tensão para molas helicoidais, de compressão ou de tração.
Fonte: (MORO, 2015)

O fator de correção de Wahl pode ser calculado pela [Equação \(5.5\)](#):

$$K_w = \frac{4c - 1}{4c - 4} + \frac{0,615}{c} \quad (5.5)$$

Substituindo os valores de C encontrados anteriormente, têm-se:

$$\text{mola 1 } K_w = \frac{4 \cdot 5 - 1}{4 \cdot 5 - 4} + \frac{0,615}{5} = 1,310$$

$$\text{mola 2 } K_w = \frac{4 \cdot 6,666 - 1}{4 \cdot 6,666 - 4} + \frac{0,615}{6,666} = 1,224$$

4. Força inicial (F_0):

A tensão em estado livre de uma mola, denotada como τ_0 é a componente da força que já está presente na mola devido à sua geometria e propriedades materiais na mola, quando ela está em seu comprimento livre ou não deformada. A força em estado livre é um parâmetro importante ao projetar molas, pois afeta como a mola se comportará quando estiver sujeita a cargas externas.

$$F_0 = \frac{\pi \cdot d^3 \cdot \tau_0}{8 \cdot D \cdot K_w} \quad (5.6)$$

Para molas de aço carbono, a tensão em estado livre pode variar em uma faixa comum, muitas vezes em torno de 30% a 50% da resistência à tração do material, isso é feito para garantir uma margem de segurança e evitar deformações permanentes na mola. De acordo com (MATERIAIS, 2023) a resistência à tração do aço 1010 é de 365Mpa , e usou-se 40% da resistência à tração (146Mpa) como base para cálculos, sendo uma escolha razoável para garantir que a mola opere dentro de uma faixa segura.

$$\text{mola 1 } F_0 = \frac{\pi \cdot 0,002^3 \cdot 146 \cdot 10^6}{8 \cdot 0,01 \cdot 1,310} = 35,013\text{N}$$

$$\text{mola 2 } F_0 = \frac{\pi \cdot 0,0015^3 \cdot 146 \cdot 10^6}{8 \cdot 0,01 \cdot 1,224} = 15,80\text{N}$$

5. Força geral exercida pela mola (F):

A lei de Hooke para molas é expressa pela [Equação \(5.7\)](#):

$$F = k \cdot \Delta x \quad (5.7)$$

Onde, (F) é a força exercida pela mola, (k) é a constante de mola (rigidez), (x) é a deformação ou deflexão da mola. A [Equação \(5.8\)](#) representa a derivada da lei de hooke:

$$\frac{dF}{dx} = k \quad (5.8)$$

A constante de mola ' k ' pode ser relacionada ao módulo de cisalhamento (G) do material, a constante de mola então pode ser expressa pela [Equação \(5.9\)](#):

$$k = \frac{G \cdot d^4}{8 \cdot D^3 \cdot n} \quad (5.9)$$

A partir disso, fica então, a lei de Hooke expressa pela [Equação \(5.10\)](#):

$$F = \frac{G \cdot d^4 \cdot \Delta x}{8 \cdot D^3 \cdot n} \quad (5.10)$$

A força total exercida pela mola, quando submetida a uma carga externa que resulta em deflexão, é expressa pela [Equação \(5.11\)](#), onde (G) é o módulo de cisalhamento, (x) é a deflexão máxima, (d) é o diâmetro do fio, (D) é o diâmetro externo, (n) é o número de enrolamentos, e (F_0) é a força inicial. Mediu-se com o auxílio de um paquímetro a deflexão das duas molas, mola 1 e mola 1, analisando os seus respectivos tamanhos quando em repouso e quando sobre tensão.

$$\Delta x_{mola1} = 6,76 \text{ cm} - 5,24 \text{ cm} = 1,52 \text{ cm}$$

$$\Delta x_{mola2} = 7,99 \text{ cm} - 7,74 \text{ cm} = 0,25 \text{ cm}$$

$$F = \frac{G \cdot x \cdot d^4}{8 \cdot D^3 \cdot n} + F_0 \quad (5.11)$$

$$\text{mola 1 } F = \frac{200 \cdot 10^6 \cdot 0,00152 \cdot 0,002^4}{8 \cdot 0,01^3 \cdot 36} + 35,013 = 35,03 \text{ N}$$

$$\text{mola 2 } F = \frac{200 \cdot 10^6 \cdot 0,00025 \cdot 0,0015^4}{8 \cdot 0,01^3 \cdot 48} + 15,80 = 15,812 \text{ N}$$

$$F_{mola1} = \frac{35,03}{\sin(70^\circ)}; \quad F_{mola1} = 37,278 \text{ N} \quad (5.12)$$

$$F_{mola2} = \frac{15,812}{\sin(60^\circ)}; \quad F_{mola2} = 18,258 \text{ N} \quad (5.13)$$

$$F_{r1} = 37,278 \cdot \cos(70^\circ); \quad F_{r1} = 12,749 \text{ N} \quad (5.14)$$

$$F_{r2} = \frac{F_{r1}}{\cos(10^\circ)}; \quad F_{r2} = 12,945 \text{ N} \quad (5.15)$$

$$F_{r3} = \frac{37,278}{\cos(65^\circ)}; \quad F_{r3} = 41,131 \text{ N} \quad (5.16)$$

$$F_{r4} = \sqrt{(F_{r1})^2 + (F_{r2})^2}; \quad F_{r4} = 18,168 \text{ N} \quad (5.17)$$

6. Momento resultante(M_1):

A haste no qual a linha roxa na [Figura 5.39](#) que corta o seu eixo central, está encaixada em um eixo sujeito a um momento M_1 no diagrama de corpo livre [Figura 5.40](#). As forças F_{mola2} e F_{r3} estão atuando a uma mesma distância de 6 cm do eixo, calculando o momento resultante neste ponto, obteve-se uma força resultante de $M_1 = 1,3723 \text{ Nm}$.

$$\circlearrowleft \sum M_R = (-F_{mola2} \cdot d) + (F_{r3} \cdot d) \quad (5.18)$$

$$\begin{aligned}\cup \sum M_R &= (-18,258 \cdot 0,06) + (41,131 \cdot 0,06) \\ \cup \sum M_R &= -1,09548 + 2,4678) \\ \cup \sum M_R &= 1,3723Nm\end{aligned}$$

Para melhorar a compreensão dos valores encontrados, colocou-se as forças calculadas na [Tabela 5.16](#).

Forças representadas no DCL	
Nome	Valor
F_mola1	37,278N
F_mola2	18,258N
Fr1	12,749N
Fr2	12,945N
Fr3	41,131N
Fr4	18,168N
M1	1,3723Nm

Tabela 5.16 – Forças calculadas do DCL, fonte: Próprio autor.

O M_1 a atuante na haste, é a justificativa da haste está inclinada para direita na [Figura 5.39](#).

Com isso, conclui-se que as mola escolhidas e suas devidas disposições na estrutura, são adequadas para o projeto, pois resulta numa força maior que o peso do pé, sendo o suficiente para retrain a estrutura durante o caminhar, fazendo com que o calcanhar toque primeiro o solo ao pisar, como visto em [seção 4.3](#).

5.1.5 Fixação

A estrutura de fixação do pé do usuário ao exoesqueleto, mostrada na [Figura 5.43](#) foi projetada para garantir estabilidade durante o movimento. Para atingir esse objetivo, escolheu-se utilizar um sistema de couro fechamento utilizando fivelas. Esse fechamento em fivela adiciona um toque estético ao design e é fundamental para garantir conforto, oferecendo praticidade e facilidade de ajuste, permitindo que os usuários personalizem a fixação de acordo com a anatomia de seus pés, o que proporciona um ajuste confortável e seguro.

O couro foi escolhido como material, pois confere durabilidade e resistência, ao mesmo tempo em que proporciona a flexibilidade necessária para o conforto do usuário. O couro tem a capacidade de moldar-se aos contornos do pé ao longo do tempo, resultando em uma adaptação personalizada e, conseqüentemente, uma fixação mais eficaz.



(a) Estrutura lado externo

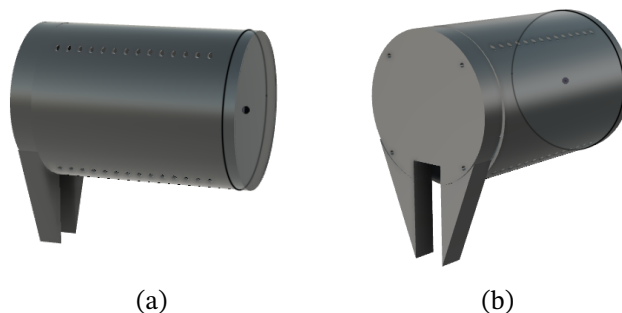
(b) Estrutura lado interno

Figura 5.43 – Estrutura de fixação da estrutura do suporte do pé, fonte: Próprio autor.

Fixou-se a fita de couro a chpa de alumínio com a utilização de rebites, pois o rebite é uma abordagem confiável para assegurar que o suporte de couro permaneça firmemente conectado à chapa, oferecendo qualidade e durabilidade.

5.2 Carenagem para a estrutura

Com base na revisão bibliográfica considerou-se necessário o uso de carenagens de proteção e acabamento para os componentes internos do exoesqueleto, como motores, baterias e sistemas de controles. A carenagem protegerá contra impactos, entrada de água, sujeira, insetos e umidade, aumentando a durabilidade e a vida útil do exoesqueleto. A carenagem também desempenha papel estético conferindo uma aparência atraente e profissional ao exoesqueleto. Com isso projetou-se uma carenagem composta de duas partes, a primeira para cobrir o motor e a segunda sendo a base para fixação da primeira parte. Para que não haja super aquecimento dos motores projetou-se uma entrada e saída de ar para o resfriamento dos mesmos como pode ser visto na [Figura 5.44a](#) e [Figura 5.44b](#).



(a)

(b)

Figura 5.44 – Carenagem dos motores, fonte: próprio autor.

5.3 Estrutura suporte para lombar

A estrutura de suporte para lombar, [Figura 5.45](#), tem como objetivo fornecer suporte e estabilidade à região lombar da coluna vertebral, e deve comportar o sistema de controle e

as baterias, também precisa ser projetada cuidadosamente para fornecer suporte, conforto e funcionalidade ao usuário. Para isso pensou-se em 7 pontos principais que devem ser considerados:

1. **Cinta abdominal:** É incorporada à estrutura de suporte para lombar abdominal, devendo ser colocada ao redor da região abdominal, proporcionando compressão adequada e suporte à região lombar.
2. **Compartimento de controle:** Um compartimento específico deve ser projetado dentro da estrutura de suporte para abrigar os componentes eletrônicos do sistema de controle. Devendo o compartimento ser meticulosamente projetado com o objetivo de assegurar a proteção dos componentes contra impactos, umidade e outros fatores ambientais adversos.
3. **Cabos e conexões:** A estrutura de suporte deve ser equipada com passagens ou guias estratégicas para acomodar de forma organizada os cabos e fios que conectam os sensores e atuadores do exoesqueleto ao sistema de controle.
4. **Compartimento de baterias:** Deve ser reservado um espaço específico dentro da estrutura de suporte para acomodar as baterias necessárias para alimentar o exoesqueleto. Esse compartimento foi projetado considerando a capacidade e o tamanho das baterias, garantindo acesso conveniente para recarga ou substituição das baterias quando necessário, e um encaixe seguro que as protege contra impactos.
5. **Posicionamento estratégico das baterias:** As baterias foram posicionadas de forma estratégica dentro da estrutura de suporte, visando distribuir o peso de maneira equilibrada ao redor da área lombar. Esse posicionamento estratégico teve como objetivo minimizar a carga sobre a coluna vertebral, proporcionando maior conforto ao usuário durante o uso do exoesqueleto. Além disso, o posicionamento adequado das baterias também levou em consideração a distribuição eficiente da carga elétrica e o acesso conveniente aos cabos de alimentação.
6. **Fixação das baterias:** Para garantir a segurança e a estabilidade das baterias, devem ser utilizados mecanismos de fixação adequados dentro do compartimento designado, mecanismos como travas e presilhas. Isso também irá reduzir o impacto e a vibração nas baterias, contribuindo para uma vida útil mais longa.
7. **Ventilação e refrigeração:** Considerando que as baterias geram calor durante a operação, a estrutura de suporte foi projetada levando em conta a necessidade de uma adequada ventilação e refrigeração das baterias. Isso envolveu a inclusão de aberturas estratégicas na estrutura.



Figura 5.45 – Suporte para lombar, fonte: Próprio autor

6 Montagem da segunda perna

Viu-se necessário com a [Figura 3.17](#) a montagem da segunda perna, a perna esquerda como visto na [Figura 6.51b](#), o que já satisfaria algumas necessidades primárias das [Tabela 3.8](#). Para isso considerou-se as peças projetadas por ([FREIRE, 2019](#)) e desenhadas em CAD no software Fusion 360 pelo presente autor deste projeto, tais peças estão mostradas na [Figura 6.46](#).

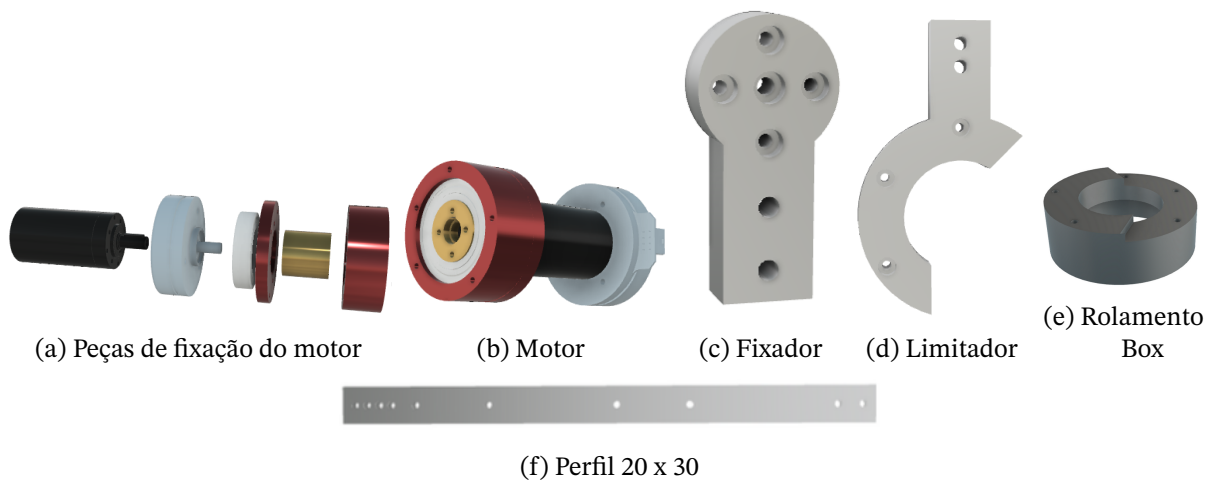


Figura 6.46 – Peças para montagem da perna. Fonte: ([FREIRE, 2019](#))

Caso fosse fabricar as peças do acoplador do motor ao perfil 20x30 como foram planejadas, a montagem ficaria conforme a [Figura 6.47](#)

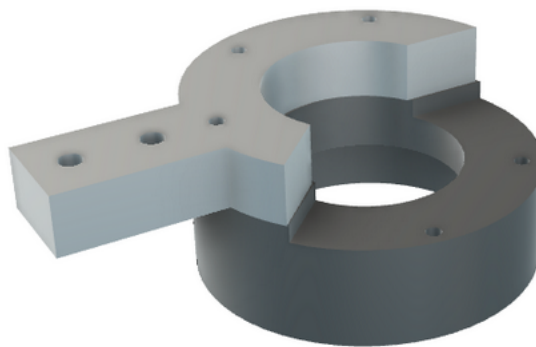


Figura 6.47 – Montagem com rebaixo, fonte: próprio autor

Devido a falta de uma fresa no laboratório GRACO na UNB para se fazer o rebaixo na peça 'Rolamento box', [Figura 6.46e](#), viu necessário reduzir a peça em 5mm e aumentar o limitador, [Figura 6.46d](#) em 5mm . Essa modificação assegura que, quando montadas, as alturas das peças, representadas nas figuras [Figura 6.48](#) e [Figura 6.47](#), sejam equivalentes.

Com um simples ajuste, houve uma facilidade na fabricação da peça e também uma redução de custo pois eliminou a necessidade de usar uma fresa.

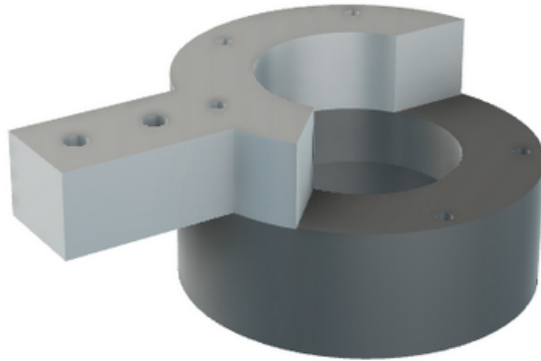


Figura 6.48 – Montagem sem rebaixo, fonte: próprio autor

Procedeu-se com à integração do suporte de pé, e consolidou-se de maneira coesa as modificações essenciais no exoesqueleto. tal montagem pode ser visualizada em [Figura 6.49](#).



Figura 6.49 – Perna montada, fonte: Próprio autor

6.1 Visualização esperada do exoesqueleto

O software da Autodesk, Fusion 360, desempenhou um papel fundamental no processo de desenvolvimento do retrofiting sendo uma ferramenta robusta para a criação da versão visual do produto final. A [Figura 6.50a](#) e [Figura 6.50b](#) ilustram o design dessa versão, a representação visual é um recurso valioso para aperfeiçoar o projeto antes da produção física do exoesqueleto pois ela fornece uma forma de se avaliar a estética, a ergonomia e a funcionalidade do produto, identificando potenciais melhorias ou ajustes necessários.

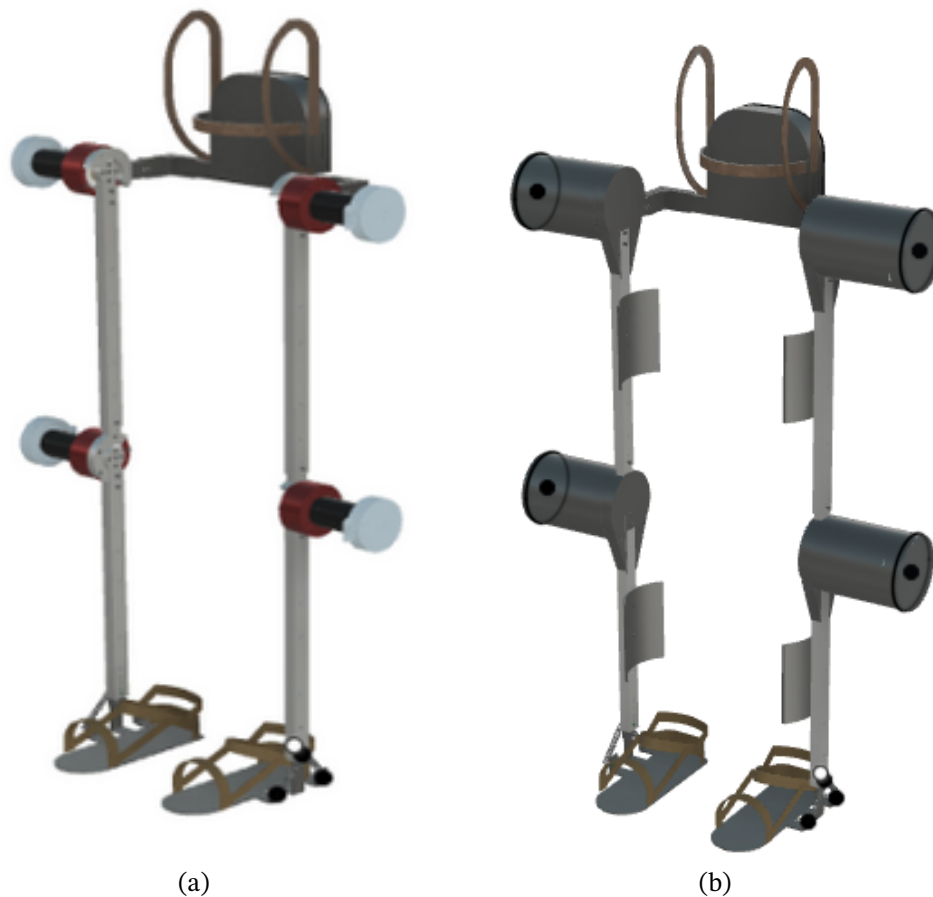


Figura 6.50 – Visão geral esperada do retrofiting, fonte: Próprio autor

Comparando a visualização esperada da [Figura 6.50](#) com o estado real da montagem do exoesqueleto, que pode ser vista na [Figura 6.51](#), é possível salientar os pontos de convergência e eventuais desvios. Essa comparação entre a expectativa e a realidade é fundamental para avaliar a fidelidade do resultado final em relação ao dispositivo concebido.

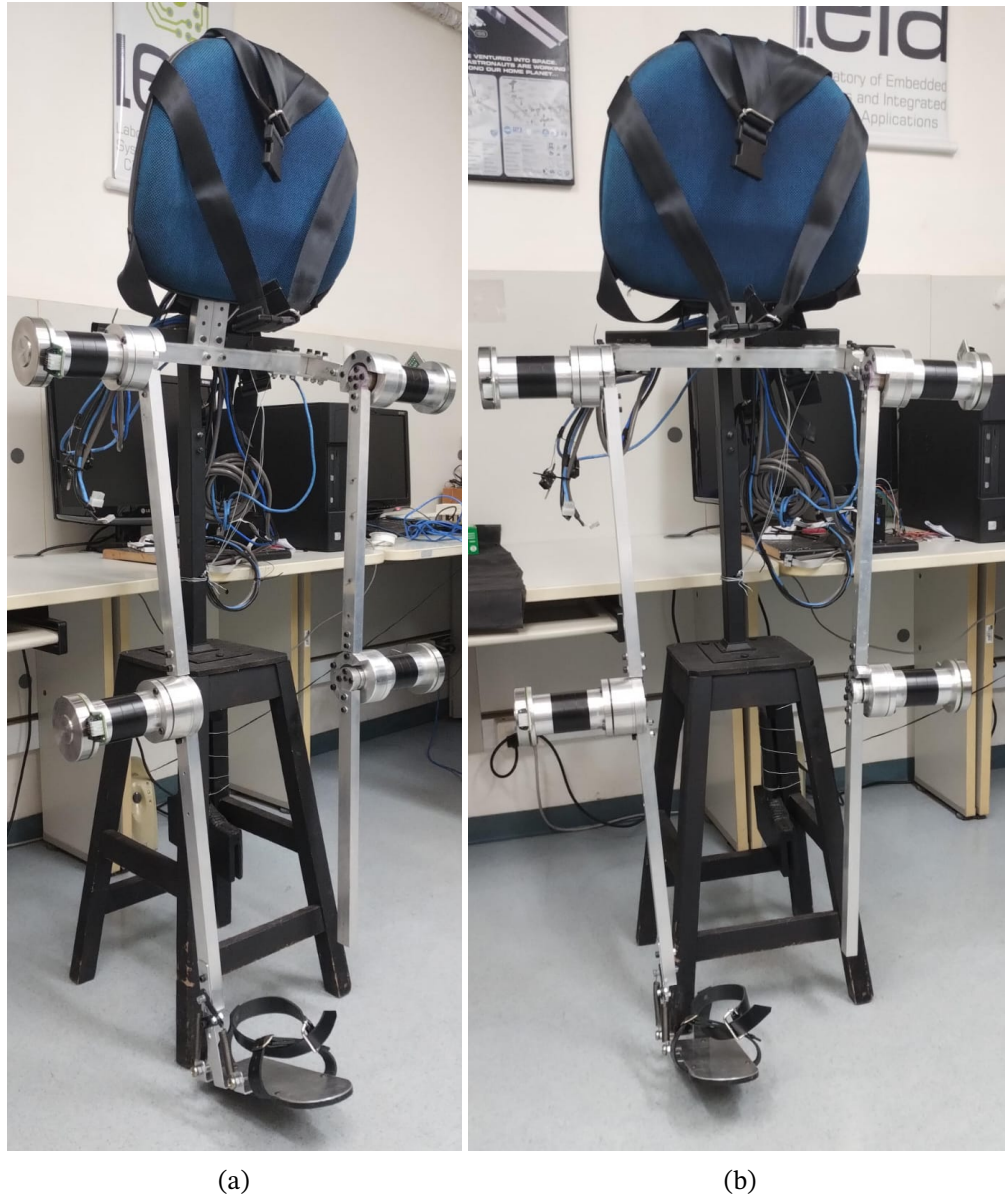


Figura 6.51 – Visão geral do retrofiting, fonte: Próprio autor

O resultado da montagem foi muito satisfatório, alinhando-se e atendendo ao objetivo proposto no início deste trabalho, objetivo este de montar a segunda perna proporcionando ao exoesqueleto uma simetria essencial para seu desempenho equilibrado, e do desenvolvimento e montagem do suporte de estrutura para o pé.

Este estágio bem-sucedido do projeto representa um passo crucial no desenvolvimento do retrofiting, oferecendo uma visão tangível do potencial do exoesqueleto, os resultados obtidos sublinham a relevância deste trabalho não apenas no âmbito da pesquisa acadêmica, tal como uma colaboração significativa para o avanço da tecnologia assistiva.

No entanto, é importante ressaltar que, à medida que o projeto avança, a representação visual está sujeita a ajustes e refinamentos ao longo do processo de desenvolvimento do exoesqueleto.

7 Conclusões

Em suma, os objetivos foram cumpridos de forma integrada e coerente, marcando um passo significativo no caminho do retrofitting do exoesqueleto. O esforço empreendido neste Trabalho implementou melhorias e modificações do exoesqueleto.

Neste retrofitting inclui a integração da segunda perna ao dispositivo existente, garantindo a simetria e equilíbrio entre as duas pernas. Além da concepção e implementação da estrutura do pé, levando em conta a biomecânica da caminhada para proporcionar suporte e conforto ao usuário, evitando pontos de pressão excessiva.

A fabricação das peças projetadas foi realizada por meio de usinagem de tarugos, barras e chapas de alumínio, e o êxito na fabricação das peças projetadas, junto à superação dos desafios enfrentados durante o processo, reforçou a confiança de que as modificações propostas resultarão em um exoesqueleto funcional e eficiente. O trabalho realizado não apenas atendeu, mas superou as expectativas, evidenciando que os esforços investidos na implementação das melhorias e modificações foram integralmente recompensados.

Contudo, é perceptível que este é um projeto de longo prazo, demandando ambição e uma determinação significativa para o seu desenvolvimento.

Este trabalho chega ao fim não apenas com respostas, mas também com a apresentação e instigação de muitas outras questões, tal constatação não reflete uma falha no projeto, mas sim a beleza e a essência inquietante da pesquisa acadêmica, que consiste em sempre suscitar mais perguntas do que respostas e maravilhar aqueles que se dedicam a ela.

8 Recomendação de trabalhos futuros

Recomenda-se para trabalhos futuros as melhorias da [seção 8.1](#) e [seção 8.2](#) como também as listadas a seguir:

- **Estudo ergonômico:** Realizar análises detalhadas da ergonomia do exoesqueleto, considerando ajuste personalizado para diferentes usuários;
- **Melhoria da autonomia da bateria:** Investigar e implementar estratégias de gerenciamento de energia como soluções para melhorar a vida útil da bateria do exoesqueleto;
- **Integração de sensores adicionais:** Explorar a inclusão de outros sensores, como sensores de força, sensores de movimento e sensores de temperatura, para obter dados mais abrangentes sobre o desempenho do usuário e adaptar o funcionamento do exoesqueleto de acordo;
- **Desenvolvimento de modelos de simulação:** Desenvolver modelos de simulação computacional do exoesqueleto e do movimento humano para realizar análises virtuais, permitindo a otimização do design, a previsão de desempenho;
- **Desenvolvimento de sistemas de comunicação sem fio:** Integração de tecnologias de comunicação sem fio, como Bluetooth ou Wi-Fi, para permitir a troca de informações em tempo real entre o exoesqueleto e outros dispositivos, como aplicativos móveis ou sistemas de monitoramento médico.

8.1 Identificador de Nível de Bateria

Como a bateria é essencial para o funcionamento do exoesqueleto, desenvolveu-se um circuito identificador de nível de bateria que permite usuário monitorar e gerenciar efetivamente o nível de carga da bateria em tempo real, evitando surpresas desagradáveis, como quedas repentinas de energia durante o uso para a bateria de 24V, circuito composto pela lista de componentes mostrados na [Tabela 8.17](#). O esquemático do circuito foi feito no software MultiSim com o objetivo de identificar tensão na bateria de 24V, 16V e 8V como mostrado respectivamente na [Figura 8.52](#), [Figura 8.53](#) e [Figura 8.54](#).

Tabela 8.17 – Lista de Componentes

QUANTIDADE	COMPONENTE	TIPO
1	Bateria	24V
2	Diodo Zener	16V e 8V
1	Led	Verde
1	Led	Amarelo
1	Led	Vermelho

Fonte: Próprio autor

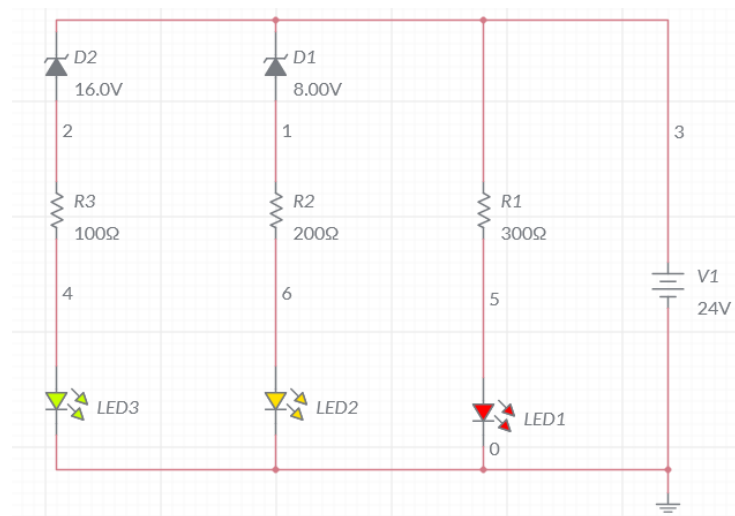


Figura 8.52 – Circuito Nível de Bateria Cheia, fonte Próprio autor

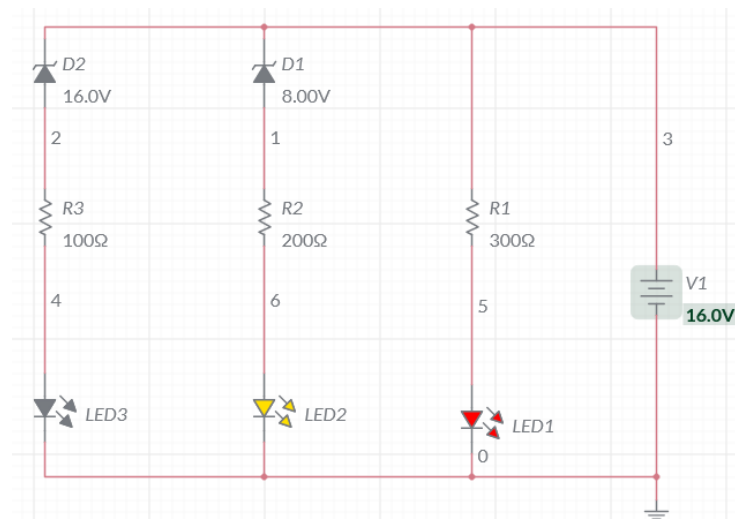


Figura 8.53 – Circuito Nível de Bateria na Média, fonte Próprio autor

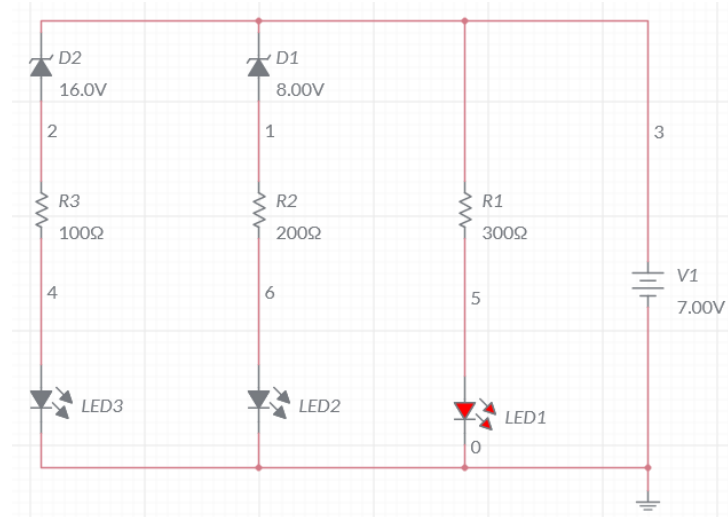


Figura 8.54 – Circuito Nível de Bateria Baixo, fonte Próprio autor

8.2 Guinar durante a Marcha

Para permitir o guinamento da marcha, o exoesqueleto precisa de recursos que permitam uma maior mobilidade e flexibilidade nas articulações relevantes. Isso pode ser alcançado por meio de juntas adicionais ou mecanismos de articulação, como uma articulação no quadril que permite a rotação do membro inferior.

É necessário a adição de um junta que permita o movimento de Adução e Abdução da perna além de permitir rotacionar o quadril, com base no exoesqueleto referenciado por (TSUKAHARA et al., 2015) a estrutura da junta que melhor satisfaz o problema é a da Figura 8.55.



Figura 8.55 – Articulação para o guinar, fonte (TSUKAHARA et al., 2015)

Referências

- @SONHODEFISIO. **Pin em Estudo**. Site. 2023. Disponível em: <https://br.pinterest.com/pin/689613761675685976/>. Acesso em: junho de 2023. 2023. Citado na p. 56.
- ADAMU, N. **Mechanical design of a lower limb exoskeleton for rehabilitation of paraplegic patients**. 2021. F. 94. Diss. (Mestrado) – Universidade de Brasília, Brasília. Dissertação (Mestrado em Sistemas Mecatrônicos). Citado nas pp. 34, 48.
- AGUILAR-SIERRA, H.; YU, W.; SALAZAR, S.; LOPEZ, R. Design and Control of Hybrid Actuation Lower Limb Exoskeleton. **Advances in Mechanical Engineering**, v. 7, n. 6, p. 1–13, 2015. DOI: [10.1177/1687814015590988](https://doi.org/10.1177/1687814015590988). Disponível em: <https://aime.sagepub.com>. Citado na p. 47.
- ARDUINO. **Arduino - Home**. Site. 2023. Disponível em: <https://www.arduino.cc/>. Acesso em: junho de 2023. 2023. Citado na p. 44.
- AUTODESK. **Autodesk Inventor**. Site. 2023. Disponível em: <https://help.autodesk.com/view/INVNTOR/2023/PTB/?guid=GUID-AC82433B-23FF-4FE5-A6C3-84FE7B92BC39>. Acesso em: novembro de 2023. 2023. Citado na p. 65.
- BOURI, M. et al. The WalkTrainer: A Robotic System for Walking Rehabilitation. In: 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, Kunming, China. 2006. P. 1616–1621. DOI: [10.1109/ROBIO.2006.340186](https://doi.org/10.1109/ROBIO.2006.340186). Citado na p. 25.
- BRUNET, M.; P’ETRIAUX, M.; DI MEGLIO, F.; PETIT, N. Enabling safe walking rehabilitation on the exoskeleton Atalante: experimental results. Disponível em: <https://minesparis-psl.hal.science/hal-04061939>, 2023. Citado na p. 18.
- CABRAL, THIAGO. **As 5 famílias de aço inox mais utilizadas na indústria**. Perfil LinkedIn. 2023. Disponível em: <https://acesse.one/Tp0FC>. Acesso em: julho de 2023. 2023. Citado na p. 63.
- CONTRERAS-VIDAL, J.; BHAGAT, N.; BRANTLEY, J.; CRUZ-GARZA, J.; HE, Y.; MANLEY, Q.; NAKAGOME, S.; NATHAN, K.; TAN, S.; ZHU, F.; PONS, J. **Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury**. 2016. J. Neural Eng. 13.3, pp. 1-16. Citado na p. 21.
- COSTA, N. et al. **Design of Human-Friendly Powered Lower Limb Rehabilitation Orthosis**. 2006. Citado nas pp. 19, 20.

- COSTA, N.; CALDWELL, D. G. Control of a Biomimetic "Soft-actuated" 10DoF Lower Body Exoskeleton. In: THE First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. 2006. P. 495–501. Citado nas pp. 19, 21.
- DUBURCQ, A.; SCHRAMM, F.; BO'ERIS, G.; BREDÈCHE, N.; CHEVALEYRE, Y. Reactive Stepping for Humanoid Robots using Reinforcement Learning: Application to Standing Push Recovery on the Exoskeleton Atalante. In: 2022 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). 2022. P. 9302–9309. Citado na p. 18.
- ESQUIVIAS, J. C. **Exoesqueleto chinô para pessoas com deficiência entrarรก pronto al mercado.** Blog PUCP. 2017. Disponível em: <http://blog.pucp.edu.pe/blog/peruaccesible/2017/03/28/exoesqueleto-chino-para-personas-con-deficiencia-entrara-pronto-al-mercado/>. Acesso em: junho de 2023. 2017. Citado nas pp. 32, 58.
- EXOESQUELETO REPORT. **HAL Lower Limb Exoskeleton.** Site. 2023. Disponível em: <https://exoskeletonreport.com/product/hal-lower-limb/>. Acesso em: julho de 2023. 2023. Citado na p. 24.
- FACULDADE DE TECNOLOGIA. **Emponderando mobilidade & autonomia.** 2015. Site. 2015. Disponível em: <http://www.ene.unb.br/antonio/ema/pt/index.html>. Acesso em: 20 de julho de 2023. Citado na p. 17.
- FAPESP. **Robôs que ajudam a andar.** Site. 2021. Disponível em: <https://revistapesquisa.fapesp.br/robos-que-ajudam-a-andar/>. Acesso em: maio de 2023. 2021. Citado na p. 21.
- FASOLA, J. TWIICE One powered exoskeleton: effect of design improvements on usability in daily life as measured by the performance in the CYBATHLON race. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 2022. Disponível em: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-022-01028-0>. Acesso em: 20 jul. 2023. Citado nas pp. 29, 58.
- FINEP. **Projeto Andar de Novo.** Reportagem. Disponível em: <http://www.finep.gov.br/a-finep-externo/aqui-tem-finep/projeto-andar-de-novo>. Acesso em: junho de 2023. 2014. Citado na p. 27.
- FREIRE, J. P. C. D. **Projeto mecânico de um exoesqueleto com atuação no quadril.** 2019. F. xvii, 197. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília, Brasília. Bacharelado em Engenharia Mecânica. Citado nas pp. 17, 74.
- FUM CARE. **Exoesqueleto FUM.** Site. 2023. Disponível em: <http://www.fum-care.com/index.php/research-topics/medical-robots/fum-exoskeleton>. Acesso em: junho de 2023. 2023. Citado nas pp. 30, 58.

- G1. **Metade dos adultos brasileiros está acima do peso, segundo IBGE**. 2010. Disponível em: <<https://g1.globo.com/brasil/noticia/2010/08/metade-dos-adultos-brasileiros-esta-acima-do-peso-segundo-ibge.html>>. Citado nas pp. 47, 48.
- GABRILLI, M. **Mara Gabrilli testa exoesqueleto que permite pessoa com paralisia andar novamente**. Reportagem. 2023. Disponível em: <https://www.terra.com.br/nos/mara-gabrilli-testa-exoesqueleto-que-permite-pessoa-com-paralisia-andar-novamente-veja-video,ce2a3ae503050f84fbf2ae5f76c53cbashyfr62n.html>. Acesso em: maio de 2023. Abr. 2023. Citado na p. 18.
- GANEP, G. **Nutritotal**. Site. 2023. Disponível em: <https://nutritotal.com.br/pro/material/peso-corporeo-para-pacientes-amputados/>. Acesso em: novembro de 2023. 2023. Citado na p. 54.
- GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K.; BANDARA, D. S. V. A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems. In: 2011 6th International Conference on Industrial and Information Systems. 2011. P. 346–351. DOI: 10.1109/ICIINFS.2011.6038092. Citado na p. 36.
- TQ-GROUP. **Robo Drive**. Site. 2023. Disponível em: <http://www.robodrive.de/>. Acesso em: abril de 2023. 2023. Citado na p. 18.
- HARMONIC Drive. Site. 2023. Disponível em: <http://www.harmonicdrive.net>. Acesso em: abril de 2023. 2023. Citado na p. 18.
- HOCOMA. **Exoesqueleto Lokomat**. Site. 2023. Disponível em: <http://hocoma.com>. Acesso em: julho de 2023. Citado na p. 25.
- IMPÉRIO DOS METAIS. **Imperio Metais**. Site. 2023. Disponível em: <https://www.imperiodosmetais.com.br/ficha-tecnica>. Acesso em: novembro de 2023. 2020. Citado nas pp. 59, 61.
- INTERESTING ENGINEERING. **Hal 3**. Site. 2023. Disponível em: <https://br.pinterest.com/pin/836121487082167593>. Acesso em: julho de 2023. 2023. Citado nas pp. 23, 58.
- IZQUIERDO CÓRDOBA, L. M. 2022. Estratégia de controle híbrido bioinspirado para um exoesqueleto robótico de membro inferior. 1 recurso online (277 p.) Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Campinas, SP. Disponível em: <https://hdl.handle.net/20.500.12733/5278>. Acesso em: maio 2023. Citado na p. 21.
- KAWAMOTO, H.; SANKAI, Y. Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person. **Computers Helping People with Special Needs**, v. 2398, p. 196–203, 2002. Citado na p. 23.
- LEE, S.; SANKAI, Y. Power Assist Control for Walking Aid by HAL Based on Phase Sequence and EMG, 2001. Citado na p. 23.

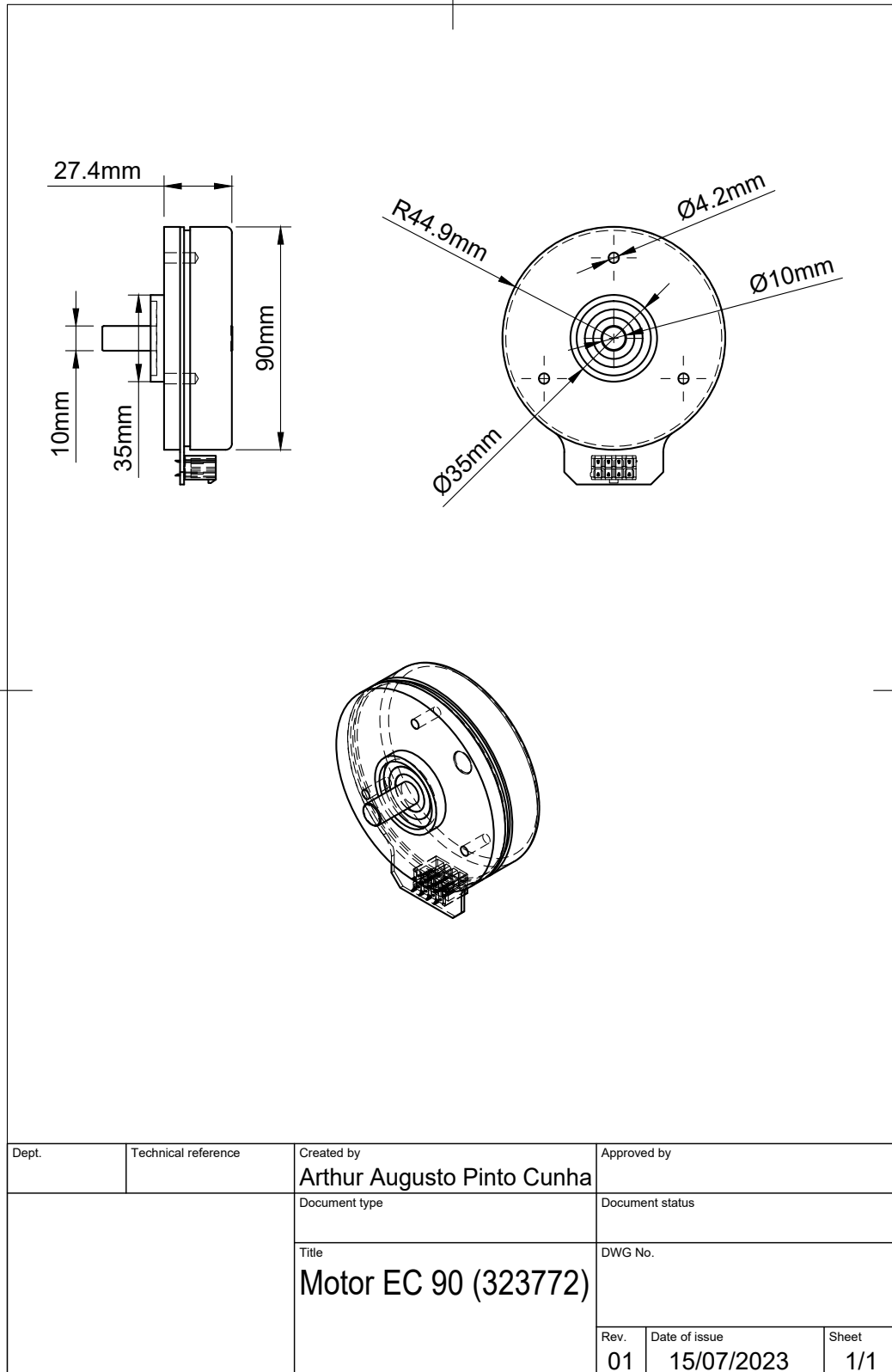
- MACHADO, R. et al. UMA NOVA ABORDAGEM NA AVALIAÇÃO E MONITORIZAÇÃO DA CINEMÁTICA DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO. In: 7º CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA. 2017. Disponível em: <Disponível em: <https://11nq.com/QkwC0%7D>>. Citado nas pp. 43, 54.
- MATERIAIS, B. **Gelson Luz materiais**. Site. 2023. Disponível em: https://www.materiais.gelsonluz.com/2017/09/aco-sae-1010-propriedades-mecanicas_93.html. Acesso em: novembro de 2023. 2023. Citado na p. 68.
- MAXON GROUP. **Maxon Group Peças**. Site. 2023. Disponível em: <https://www.maxongroup.com/maxon/view/content/index>. Acesso em: maio de 2023. 2023. Citado nas pp. 22, 37, 38, 40.
- MECHANICAL ENGINEERS, A. S. of. **Transactions of the American Society of Mechanical Engineers**. A.S.M.E, 1929. Disponível em: <https://minerva.ufrj.br/F/?func=direct&doc_number=000596453&local_base=UFR01>. Citado na p. 66.
- MORO, N. **Elementos de Máquinas: Molas**. Jun. 2015. Disponível em: <<http://norbertocefetsc.pro.br/elm/wp-content/uploads/2016/06/MOLAS-VERS%C3%830-2016-JUNHO-1.pdf>>. Citado na p. 67.
- MU, J.; JIANG, H.; HUA, Y.; ZHAO, J.; ZHU, Y. Design and Implementation of a Lightweight Lower Extremity Exoskeleton. **MATEC Web Conf.**, v. 291, p. 02010, 2019. DOI: 10.1051/mateconf/201929102010. Citado na p. 32.
- NASCIMENTO, M. S. **DESENVOLVIMENTO E CONTROLE DIGITAL DE UM EXOSQUELETO DE BAIXO CUSTO PARA MEMBROS INFERIORES**. 2022. F. 28. Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) – UniCEUB – Centro Universitário de Brasília. Citado nas pp. 27, 28.
- NICOLELIS, M. A. L.; SHOKUR, S.; LIN, A.; MOIOLI, R. C.; BRASIL, F. L.; PERETTI, N.; FAST, K.; TAKIGAMI, A.; MORYA, E.; CHENG, G. et al. The Walk Again Project: Using a Brain-Machine Interface for establishing a bi-directional Interaction between paraplegic subjects and a lower limb exoskeleton. Washington, 2014. Citado na p. 26.
- ORTOPEDIA, T. e. **Traumatologia E Ortopedia**. Site. 2023. Disponível em: <http://traumatologiaeortopedia.com.br>. Acesso em: junho de 2023. 2023. Citado na p. 54.
- PAIS MENDES, C. M. **Treino de marcha suspensa robotizada (Lokomat) em pacientes com lesão vertebro-medular incompleta**. 2011. Tese (Doutorado) – Repositório Institucional da Universidade Fernando Pessoa. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/10284/2497>>. Citado na p. 26.
- PERES, A. B. **Estudo do controle da trajetória de uma perna de exoesqueleto**. 2023. F. 69. Trabalho de Graduação – Universidade de Brasília. Citado nas pp. 42, 45.

- PRISMA FONTES. **Fontes Chaveadas de Alta Tecnologia**. Site. 2023. Disponível em: <http://www.prismafontes.com.br/PrismaFontes/home.html>. Acesso em: junho de 2023. 2023. Citado na p. 42.
- RIBERTO, M.; CELESTE, F. **Marcha Humana. Apostila de Marcha Normal e Patológica**. Site. e-Disciplinas-USP. <https://11nq.com/OKbfg>. Acessado em: abril de 2023. 2021. Citado na p. 55.
- RIENER, R. et al. Locomotor training in subjects with sensori-motor deficits: An overview of the robotic gait orthosis Lokomat. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 1, p. 197–216, 2010. Citado na p. 25.
- ROLAMENTOS, S. **SKF rolamentos**. Site. 2023. Disponível em: <https://www.compreskf.com.br/p/1920388/rolamento-rigido-de-esferas-skf-6008-2zc3-unitario>. Acesso em: novembro de 2023. 2023. Citado na p. 39.
- SANKAI, Y. HAL: Hybrid Assistive Limb based on Cybernics. **Robotics Research**, Springer tracts in advanced robotics, vol. 66, p. 25–34, 2007. DOI: [10.1007/978-3-642-14743-2_3](https://doi.org/10.1007/978-3-642-14743-2_3). Citado na p. 24.
- SANTOS, D. P. d. 2011. Projeto mecânico de exoesqueleto robótico para membros inferiores. 2011. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Controle e Automação Mecânica) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011. doi: [10.11606/D.3.2011.tde-04112011-150124](https://doi.org/10.11606/D.3.2011.tde-04112011-150124). Acesso em: maio de 2023. Citado nas pp. 18, 19.
- SANTOS, W. M. d.; NOGUEIRA, S. L.; OLIVEIRA, G. C. de; PEÑA, G. G.; SIQUEIRA, A. A. G. Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. In: 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), London, UK. 2017. P. 447–451. DOI: [10.1109/ICORR.2017.8009288](https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009288). Citado na p. 21.
- SAÚDE, M. da. **Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular**. 2013. Site. 2013. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_lesao_medular.pdf. Acesso em: 11 de junho de 2023. Citado na p. 15.
- SHOKUR, S.; DONATI, A.; CAMPOS, D.; GITTI, C.; BAO, G.; FISCHER, D. et al. Training with brain-machine interfaces, visuo-tactile feedback and assisted locomotion improves sensorimotor, visceral, and psychological signs in chronic paraplegic patients. **PLoS ONE**, v. 13, n. 11, e0206464, 2018. DOI: [10.1371/journal.pone.0206464](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206464). Disponível em: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206464>. Citado na p. 26.

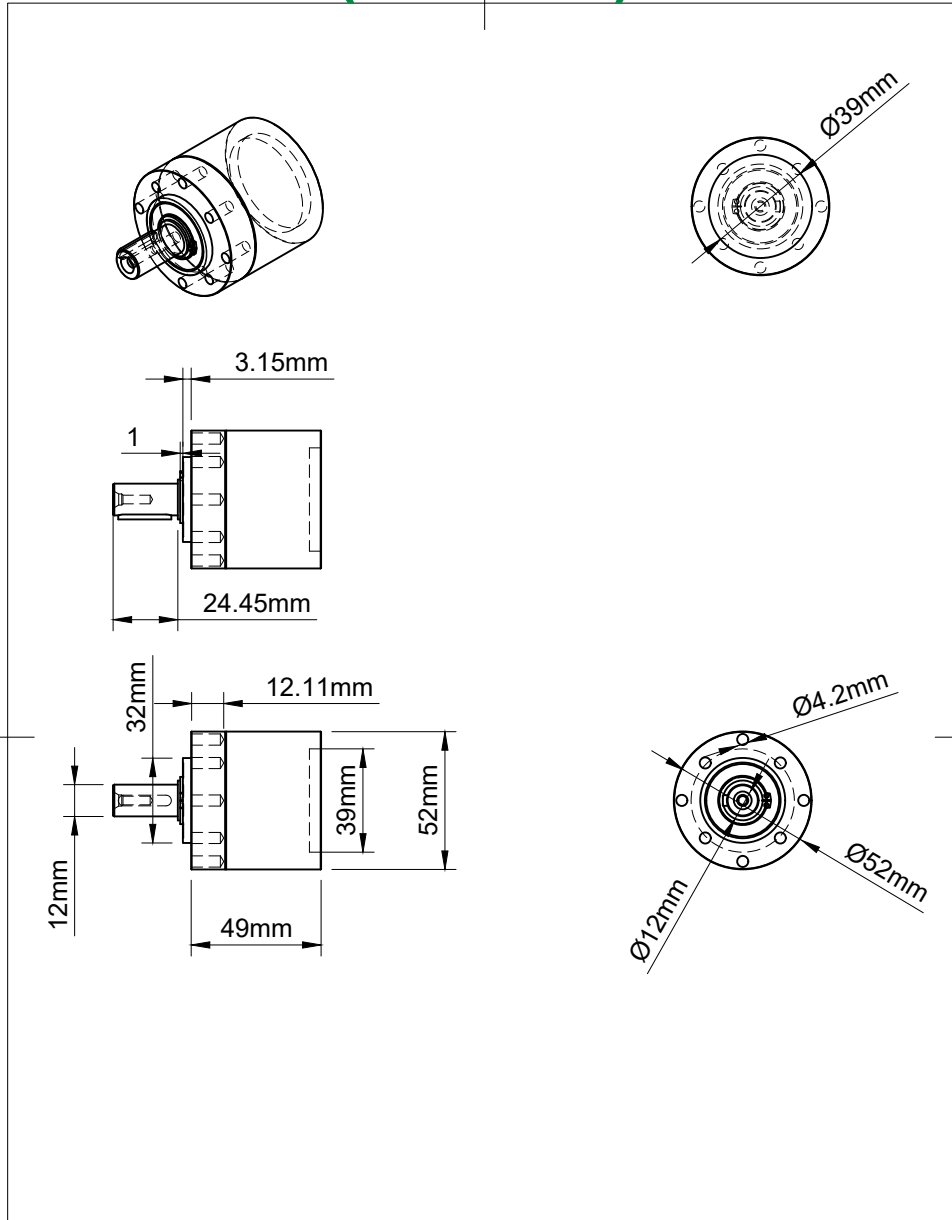
- SILVA, R. M. da. **ANÁLISE BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO DE SUBIR UM DEGRAU**. 2019. F. 262. Análise Quantitativa de Sinais Biomecânicos – COPPE URFJ. Disponível em: <https://www.peb.ufrj.br/images/Tese0330_2019_09_30.pdf>. Citado na p. 56.
- TAHAMIPOUR ZARANDI, S. M.; HOSSEINI SANI, S. K.; AKBARZADEH TOOTOONCHI, M. R.; AKBARZADEH TOOTOONCHI, A.; FARAJZADEH-D, M.-G. Design and Implementation of a Real-Time Nonlinear Model Predictive Controller for a Lower Limb Exoskeleton with Input Saturation. **Iranian Journal of Science and Technology. Transactions of Electrical Engineering**, v. 45, n. 1, p. 309–20, 2021. Citado na p. 29.
- TSUKAHARA, A.; HASEGAWA, Y.; EGUCHI, K.; SANKAI, Y. Restoration of Gait for Spinal Cord Injury Patients Using HAL With Intention Estimator for Preferable Swing Speed. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 23, n. 2, p. 308–318, mar. 2015. DOI: [10.1109/TNSRE.2014.2364618](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2364618). Citado nas pp. 81, 82.
- VIBRAMOL. **Diferença e particularidades sobre os Aços: Carbono, Inox 302, entre outros - Blog Vibramol**. Site. 2023. Disponível em: <https://www.vibramol.com.br/blog/diferenca-e-particularidades-sobre-os-acos-carbono-inox-302-entre-outros/>. Acesso em: abril de 2023. 2023. Citado na p. 63.
- VOUGA, T.; FASOLA, J.; BAUD, R. et al. TWIICE One powered exoskeleton: effect of design improvements on usability in daily life as measured by the performance in the CYBATHLON race. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 2022. DOI: [10.1186/s12984-022-01028-0](https://doi.org/10.1186/s12984-022-01028-0). Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/s12984-022-01028-0>>. Citado na p. 28.
- WALK AGAIN CENTER. **HAL Therapy: Exoskeleton HAL, Hybrid Assistive Limb Rehab**. Site. 2023. Disponível em: <https://walk-again.com/hal-therapy/>. Acesso em: julho de 2023. 2023. Citado nas pp. 24, 58.
- WANG, Y.; CHENG, H.; HOU, L. c2AIDER: cognitive cloud exoskeleton system and its applications. **Cognitive Computing Systems**, v. 1, p. 33–39, 2019. DOI: [10.1049/ccs.2018.0012](https://doi.org/10.1049/ccs.2018.0012). Citado na p. 31.
- YILMAZ, E. et al. Functional Neurorehabilitation using the Hybrid Assistive Limb (HAL): A First Experience in the United States. **International Journal of Neurorehabilitation**, v. 5, p. 1–6, 2018. Citado na p. 24.

Apêndices

Apêndice A – Motor EC90 (323772)

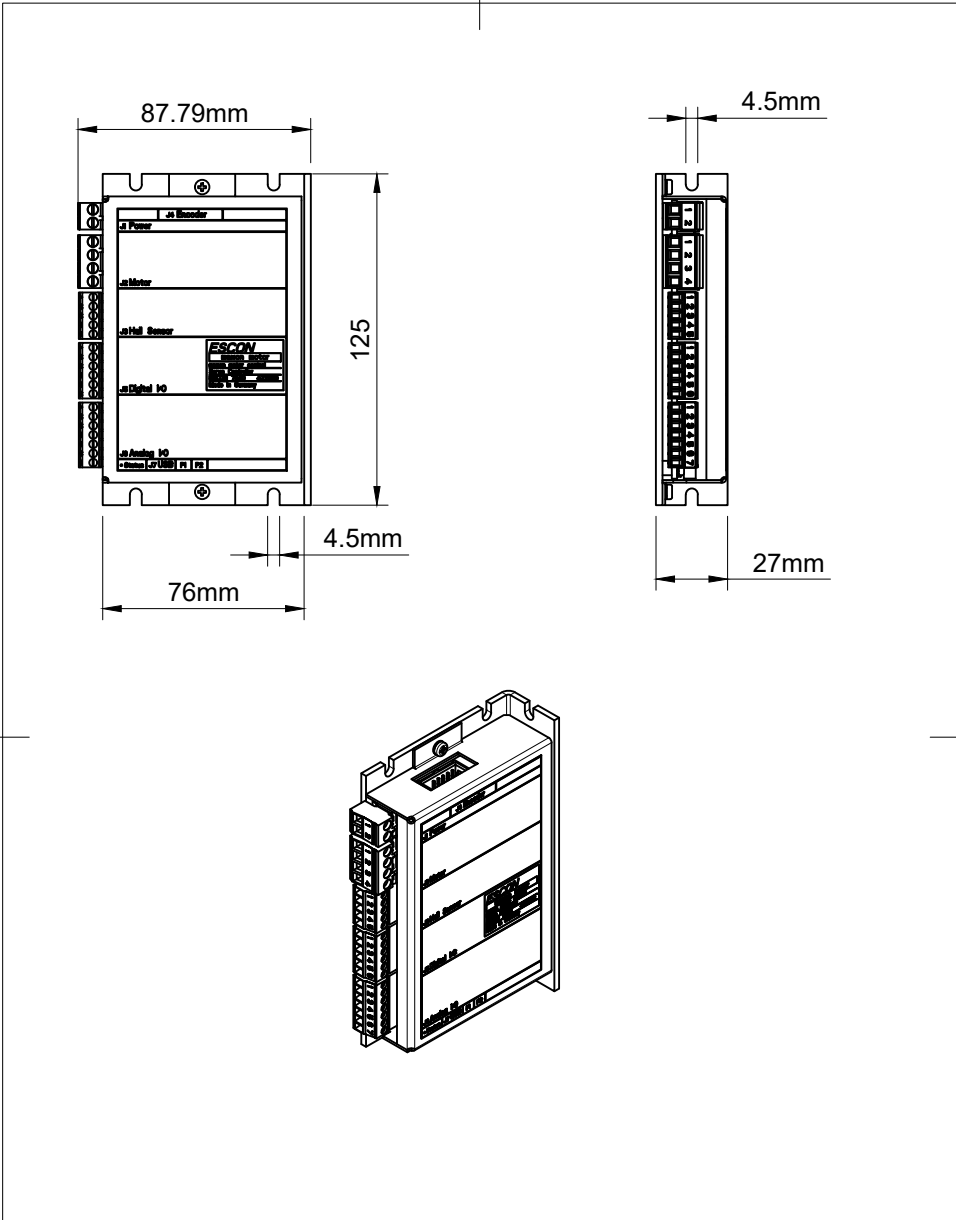


Apêndice B – Redutor GP 52C (2230095)



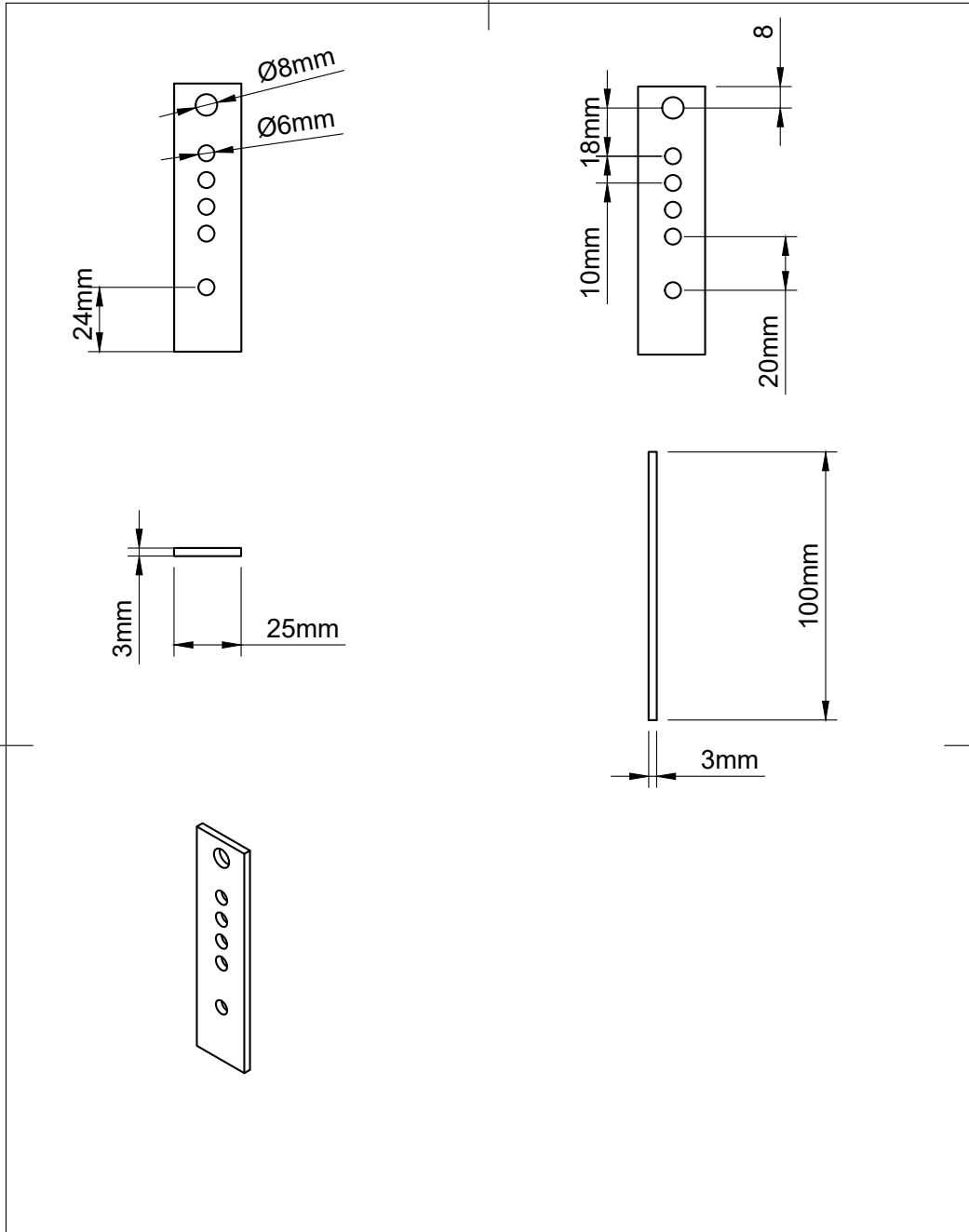
Dept.	Technical reference	Created by Arthur Augusto Pinto Cunha	Approved by	
		Document type	Document status	
		Title Redutor GP 52C (2230095)	DWG No.	
		Rev.	Date of issue	Sheet
		01	15/07/2023	1/1

Apêndice C – Drive Escon 70/10



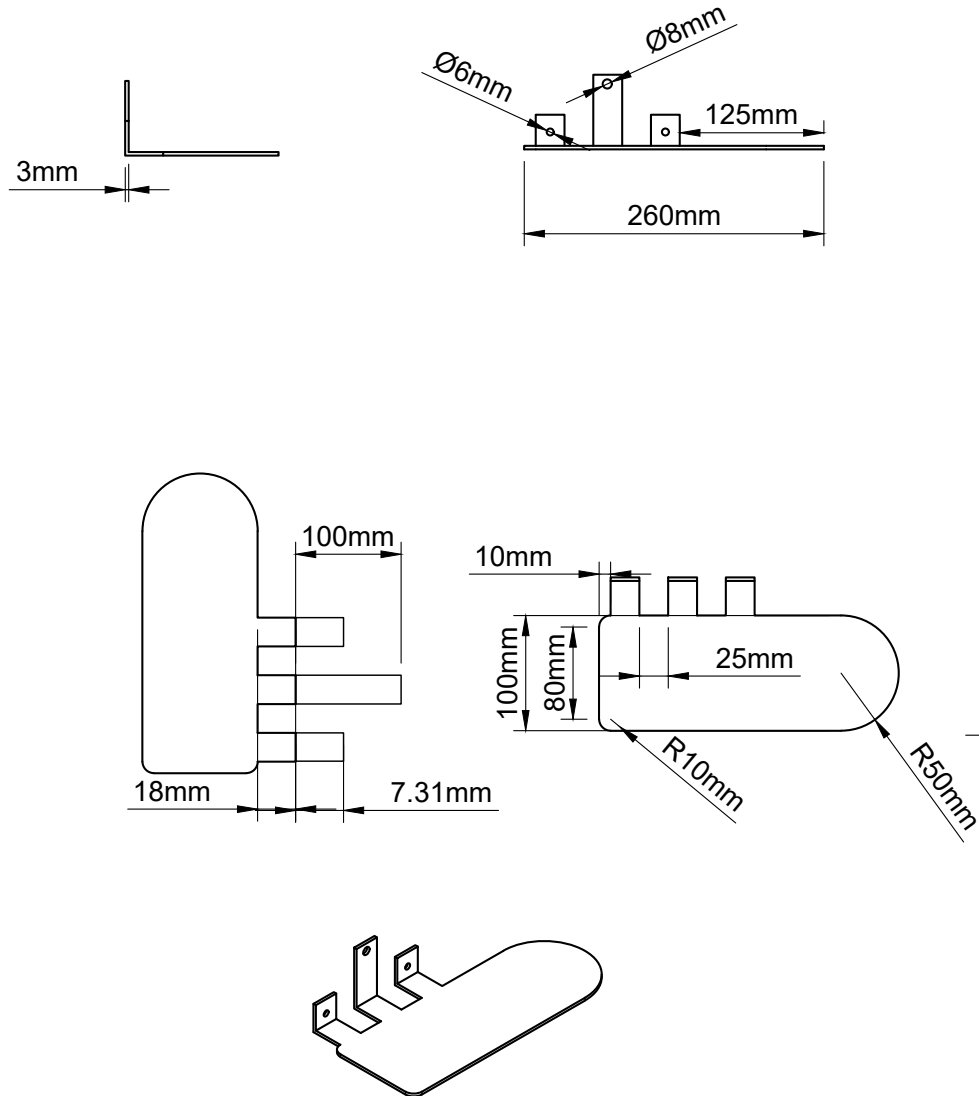
Dept.	Technical reference	Created by Arthur Augusto Pinto Cunha	Approved by	
		Document type	Document status	
		Title Driver Escon 70/10	DWG No.	
		Rev. 01	Date of issue 15/07/2023	Sheet 1/1

Apêndice D – Haste tornozelo



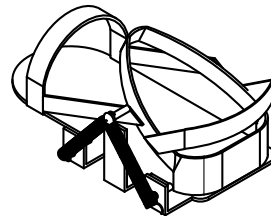
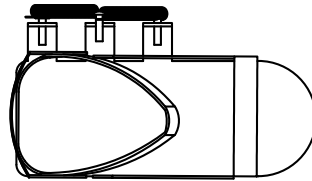
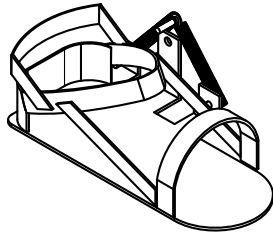
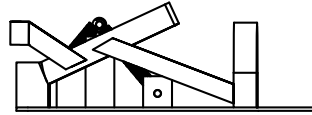
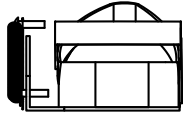
Dept.	Technical reference	Created by Arthur Augusto Pinto Cunha 19/11/2023	Approved by	
		Document type	Document status	
		Title Haste tornozelo	DWG No.	
		Rev.	Date of issue	Sheet 1/1

Apêndice E – Base do pé



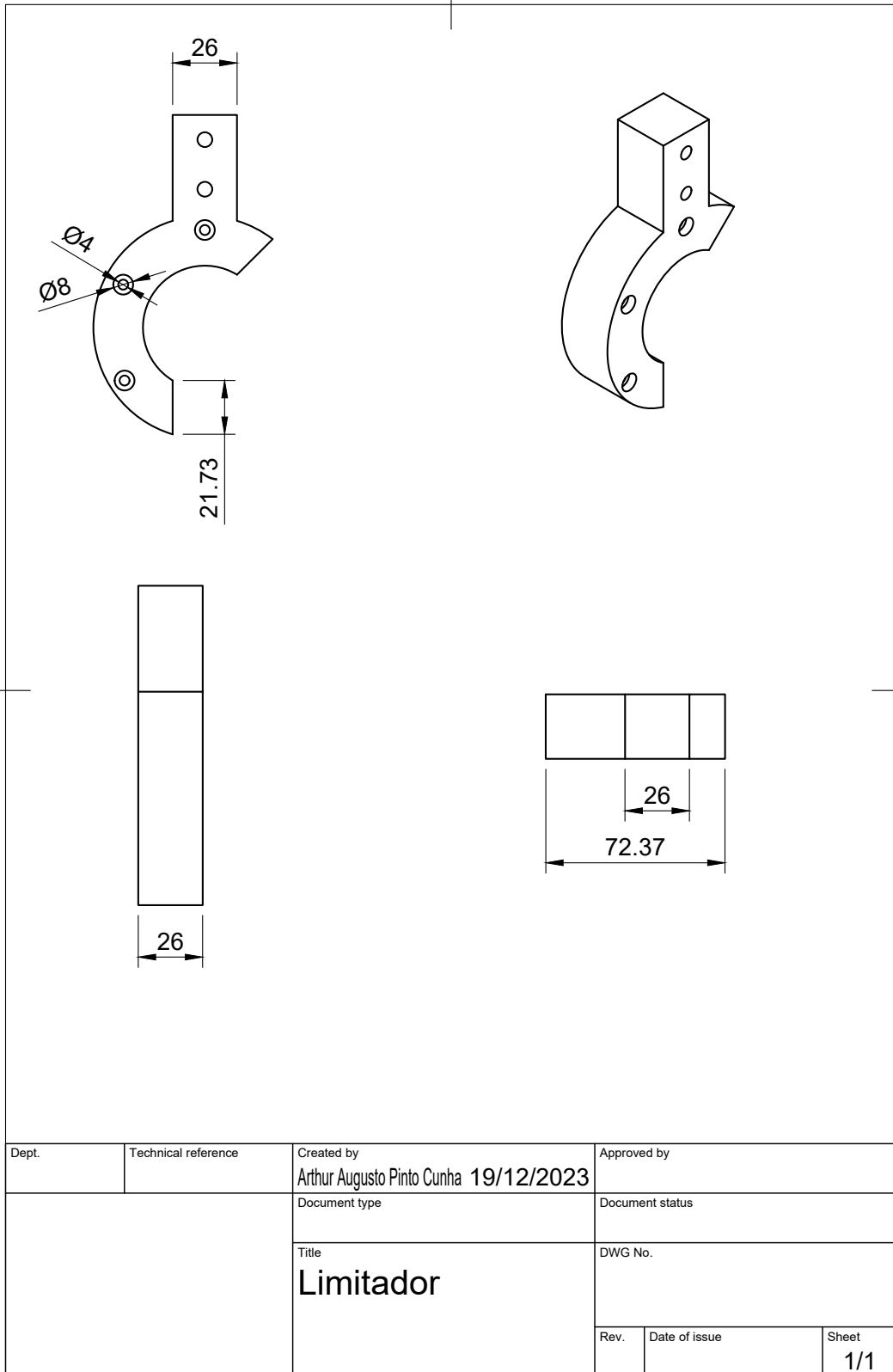
Dept.	Technical reference	Created by Arthur Augusto Pinto Cunha 20/11/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Base do pé	DWG No.
		Rev.	Date of issue
		Sheet 1/1	

Apêndice F – Pé Completo



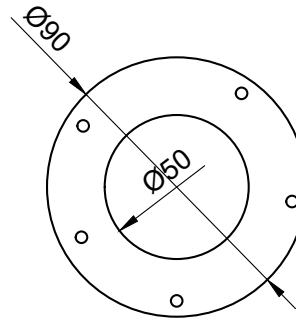
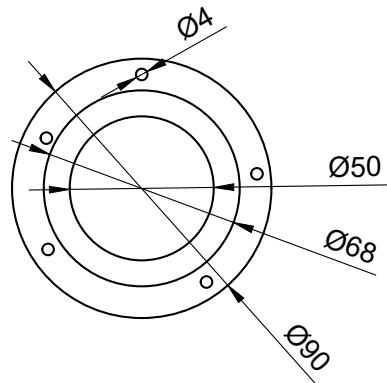
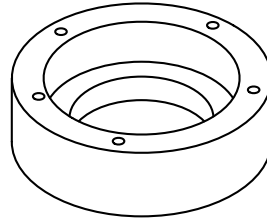
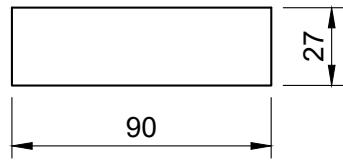
Dept.	Technical reference	Created by Arthur Augusto Pinto Cunha 20/11/2023	Approved by	
		Document type	Document status	
		Title Pe Completo	DWG No.	
		Rev.	Date of issue	Sheet 1/1

Apêndice G – Limitador



Dept.	Technical reference	Created by Arthur Augusto Pinto Cunha 19/12/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Limitador	DWG No.
		Rev.	Date of issue
		Sheet 1/1	

Apêndice H – Rolamento Box



Dept.	Technical reference	Created by Arthur Augusto Pinto Cunha 19/12/2023	Approved by
		Document type	Document status
		Title Rolamento Box	DWG No.
		Rev.	Date of issue
		Sheet 1/1	