

Projeto de Graduação



27 de Junho de 2024

ESTUDO, PROJETO E CONSTRUÇÃO DE ÓRTESE DE MEMBRÓS INFERIORES

Eduarda Carlos De Santis e Nilton Monteiro Alves



www.ele.puc-rio.br



ESTUDO, PROJETO E CONSTRUÇÃO DE ÓRTESE DE MEMBROS INFERIORES

**Aluno(s): Eduarda Carlos De Santis e
Nilton Monteiro Alves**

Orientador(es): William De Souza Barbosa

Trabalho apresentado como requerimento parcial para a conclusão de bacharel de Engenharia Elétrica na Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

Agradecimentos

Dedico este trabalho ao meu pai, Wilson, o grande amor da minha vida, minha maior inspiração e exemplo, que sempre me motivou a estudar e daria tudo para me ver realizando esse sonho junto comigo. Pai, nós conseguimos!

Agradeço a Deus, pois sem Ele nada disso seria possível, quem me deu forças para seguir em frente e chegar até aqui.

À minha mãe, Leticia, que sempre lutou minhas batalhas comigo e nunca mediu esforços para que meus sonhos se concretizassem.

Às minhas irmãs, Giulia e Luisa, que sempre me apoiaram e, cada uma com sua personalidade, torceram por mim. Independente da distância, nossa união nos faz mais fortes. Amo vocês incondicionalmente.

Ao meu namorado e companheiro de vida, José, que, em momentos em que demonstrei fraqueza, me incentivou para que eu pudesse continuar.

À minha família, principalmente aos meus tios, Naila e Juarez, que me acompanham sempre e celebram todas as minhas conquistas.

Ao meu maior incentivador, Ronaldo, que acreditou em mim em momentos que até eu mesma tive dificuldades e me mostrou o real significado da fé e da perseverança.

A todos os meus amigos, minha principal fonte de energia. Em especial, às minhas melhores amigas de infância, Cecília, Emmanuelle, Klara e Paula, obrigada pela amizade e apoio de vocês todos esses anos.

Por fim, aos professores que passaram por minha trajetória acadêmica, principalmente ao meu orientador William, por todo o direcionamento e conhecimento compartilhado. Assim como aos meus colegas de turma, Nilton e Thiago, que vivenciaram essa experiência comigo e tornaram essa jornada muito mais prazerosa com suas amizades.

-Eduarda De Santis

Primeiramente, agradeço a Deus pela força e sabedoria ao longo desta jornada acadêmica.

Quero expressar minha profunda gratidão à minha esposa Ana, pelo amor, paciência e apoio incondicional durante todos os momentos desafiadores. Sua compreensão e encorajamento foram fundamentais para a conclusão deste trabalho.

À minha filha Alice, minha eterna fonte de inspiração e alegria, agradeço por iluminar meus dias e me lembrar constantemente do verdadeiro significado de perseverança e dedicação.

Aos meus colegas Eduarda e Thiago, pelo companheirismo, troca de conhecimentos e apoio ao longo desta jornada. Suas contribuições e amizade foram essenciais para superar os desafios enfrentados.

Ao meu orientador, William, minha mais sincera gratidão pela orientação, paciência e por compartilhar seu vasto conhecimento. Sua dedicação e conselhos foram cruciais para o desenvolvimento deste trabalho.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho, meu sincero agradecimento.

-Nilton Monteiro

Resumo

Os avanços tecnológicos, frutos do conhecimento científico e dos campos da engenharia, têm contribuído significativamente para elevar a qualidade de vida das pessoas. No setor da saúde, observa-se um aumento constante de inovações voltadas à melhoria do conforto e saúde dos indivíduos. Entre esses avanços, o desenvolvimento de órteses de membros inferiores desempenha um papel crucial ao oferecer suporte para aqueles que buscam auxílio para uma melhor mobilidade.

Esse trabalho se insere no panorama multidisciplinar de áreas da biomedicina, redes neurais, robótica e controle de sinais com o principal objetivo de desenvolver uma órtese de membros inferiores bio-acionada. A captação dos sinais musculares e controle foram desenvolvidos através de sinais eletromiográficos (EMG), que podem ser definidos como uma técnica de detecção de sinais elétricos obtidos de contrações musculares.

Foi realizado um estudo e simulação dos sinais eletromiográficos através de um sensor EMG, que mostrou a interação dos movimentos musculares da perna de um usuário. Os sinais captados foram utilizados como um gatilho para representar a vontade do músculo em se movimentar e, através de um potenciômetro alocado na segunda perna, foi possível detectar a posição em que a mesma estava para poder replicar o mesmo movimento. Para isso foi projetada e impressa, em uma impressora 3D, uma órtese mecânica, cujos sensores foram acoplados a ela transformando-a em uma órtese mecânica bio-acionada. O projeto visa, portanto, realizar um movimento contralateral da perna através da posição da segunda perna acionado por meio de um estímulo muscular.

O projeto propõe auxiliar a mobilidade de pacientes com deficiências motoras, de forma a oferecer uma solução que melhore a qualidade de vida desses usuários.

Palavras-chave: Órtese, Sinais Eletromiográficos, Bio-acionada, controle

STUDY, PROJECT AND CONSTRUCTION OF A LOWER LIMB ORTHOSIS

Abstract

Technological advances, driven by scientific knowledge and engineering fields, have significantly contributed to enhancing people's quality of life. In the healthcare sector, there is a constant increase in innovations aimed at improving individuals' comfort and health. Among these advances, the development of lower limb orthoses plays a crucial role by providing support for those seeking assistance with better mobility.

This work fits within the multidisciplinary panorama of biomedicine, neural networks, robotics, and signal control, with the main objective of developing a bio-actuated lower limb orthosis. The muscle signal acquisition and control were developed using electromyographic (EMG) signals, which can be defined as a technique for detecting electrical signals obtained from muscle contractions.

A study and simulation of electromyographic signals were conducted using an EMG sensor, which demonstrated the interaction of muscle movements in a user's leg. The captured signals were used as a trigger to represent the muscle's intention to move, and through a potentiometer placed on the second leg, it was possible to detect its position to replicate the same movement. For this purpose, a mechanical orthosis was designed and printed on a 3D printer, to which the sensors were attached, transforming it into a bio-actuated mechanical orthosis. The project aims to perform a contralateral leg movement based on the position of the second leg, activated by muscle stimulus.

The project proposes to assist the mobility of patients with motor disabilities, offering a solution that improves these users' quality of life.

Keywords: Orthosis, Electromyographic Signals, Bio-actuated, Control

Sumário

1	Introdução	1
1.1	História das Próteses e Órteses no mundo	1
1.2	A Evolução da tecnologia assistiva a partir de Políticas Públicas no Brasil	4
1.3	Diferença entre Prótese e Órtese	7
1.4	Classificação de Órtese	9
1.5	Órteses de membros inferiores	10
1.6	Objetivo	13
2	Embasamento teórico	14
2.1	Biomecânica da Marcha Humana	14
2.2	O Diagrama de Corpo Livre do Membro Inferior	16
2.3	O emprego da Eletromiografia (EMG)	18
2.4	Dispositivos de Acionamento e Sistemas de Controle	19
3	Eletrônica Embarcada	22
3.1	Ativação de LEDs através de botões	22
3.2	Acionamento de um servomotor através de botões	23
3.3	Acionamento de um servomotor através de um potenciômetro	25
3.4	Verificação do sinal EMG do bíceps	26
3.5	Acionamento de um servomotor através do sinal EMG	29
3.6	Verificação do Sinal EMG com o Novo Sensor T-Sens Captiv	30
4	Desenho e Construção da Órtese	33
5	Conclusões e Trabalhos Futuros	42

Lista de Figuras

1	"Greville Chester toe" - Dedo do pé egípcio protético extraído do "The British Museum"	1
2	Prótese de mão artificial e acima do joelho da edição de 1633 de "Les oeuvres d'Ambroise Paré"	2
3	"Thomas Splint" - Órtese desenvolvida por Hugh Owen Thomas (extraído de [1])	3
4	(a) Máquina para restaurar movimentos dos músculos extraído de "shutterstock.com" & (b) Myopro - Órtese para auxiliar em movimentos extraído de "myomo.com"	4
5	Distribuição percentual de pessoas com deficiência segundo a idade extraído de IBGE, PNS 2019	5
6	Pessoas de 2 anos ou mais de idade com deficiência física nos membros inferiores extraído de IBGE, PNS 2019	6
7	Esquemático de Prótese Endoesquelética e Exoesquelética (extraído de Wilson AB Jr. Limb Protheses, ed 6. New York, 1989	8
8	(a) Prótese Endoesquelética extraído de "protesedeperna.com.br" & (b) Prótese Exoesquelética extraído de "musculosqueleticosp.com.br"	8
9	(a) Exemplo de Órtese Externa: Andador (extraído do "Portal do Idoso -idosos.com.br") & (b) Exemplo de Órtese Interna: Marca-Passo (extraído de "humbertovaz.com.br")	9
10	(a) Exemplo de Órtese Ativa - "Magic Arms" (extraído de "stratasys.com") & (b) Exemplo de Órtese Passiva (extraído de "neoxmed.com/")	10
11	Órtese AFO retirado de [2]	11
12	Órtese KAFO retirado de [2]	11
13	Órtese "ALEX" do tipo HKAFO retirado de [3]	12
14	Fases da marcha e variações entre os períodos extraído de [4]	14
15	Subdivisões da Fase de Apoio na Marcha Humana extraído de [5]	15
16	Subdivisões da Fase de Balanço na Marcha Humana extraído de [5]	16
17	Passo e Passada da Marcha Humana extraído de [5]	16
18	Diagrama de corpo livre para análise dinâmica de membros inferiores extraído de [6]	17
19	Unidade Motora extraído de [7]	18
20	Estágios de um circuito de condicionamento de sinais EMG extraído de [8]	19
21	Diagrama de blocos de um sistema de controle em malha fechada extraído de [9]	20
22	Sistema em malha fechada com potenciômetro como sensor de posição extraído de [9]	21
23	(a) Acionamento do primeiro LED (captura própria) & (b) Acionamento do segundo LED (captura própria)	23
24	Ilustração de um servomotor SG90 extraído do website "Curto Circuito"	23
25	Ilustração de uma Ponte H extraído de [10]	24
26	Diagrama de um circuito de Ponte H extraído de [10]	24
27	Esquema de Funcionamento de uma Ponte H extraído de [10]	24
28	(a) Pressionando o primeiro botão (captura própria)& (b) Acionamento do servomotor em sentido horário (captura própria)	25

29	(a) Pressionando o segundo botão (captura própria) & (b) Acionamento do servomotor em sentido anti-horário (captura própria)	25
30	Acionamento do servomotor através do potenciômetro (captura própria)	26
31	Sensor EMG obtido para o projeto (captura própria)	27
32	Posicionamento dos eletrodos de forma esquemática extraído de [11]	28
33	Esquemático de ligação do circuito extraído da página do revendedor "Casa da Robótica"	28
34	(a) Posição dos eletrodos no bíceps (captura própria) & (b) Sinal de saída do sensor EMG (captura própria)	29
35	(a) Movimentação do servomotor com o músculo relaxado (captura própria) & (b) Movimentação do servomotor com o músculo tensionado (captura própria)	30
36	Novo sensor EMG T-Sens Captiv (captura própria)	30
37	(a) Posição dos eletrodos no bíceps com o Novo Sensor T-Sens Captiv (captura própria) & (b) Sinal de saída do Novo Sensor EMG T-Sens Captiv (captura própria)	31
38	(a) Posição dos eletrodos na perna com o Novo Sensor T-Sens Captiv (captura própria) & (b) Sinal de saída para o músculo da perna do Novo Sensor EMG T-Sens Captiv (captura própria)	32
39	Ilustração do desenho da órtese feita no SolidWorks (captura própria)	33
40	(a) Ilustração da Órtese em um primeiro ângulo de articulação (captura própria) & (b) Ilustração da Órtese em um segundo ângulo de articulação (captura própria)	34
41	(a) Ilustração da parte traseira do protótipo da órtese (captura própria) & (b) Ilustração da parte frontal do protótipo da órtese (captura própria)	34
42	A - Ajuste no potenciômetro para definição do ângulo (captura própria)	35
43	B - Clique no botão de contração muscular (captura própria)	36
44	C - Verificação do deslocamento da órtese no ângulo ajustado anteriormente (captura própria)	36
45	D - Ajuste no novo ângulo de posição (captura própria)	37
46	E - Clique no botão de relaxamento muscular (captura própria)	37
47	F - Verificação do deslocamento da órtese no ângulo ajustado para o relaxamento da perna (captura própria)	38
48	Ilustração do desenho final da órtese feita no SolidWorks (captura própria)	39
49	Impressão 3D das peças (captura própria)	39
50	(a) Ilustração da peça do protótipo final da órtese (captura própria) & (b) Ilustração lateral da peça do protótipo final da órtese (captura própria)	40
51	(a) Ilustração da posição da polia do modelo final da órtese (captura própria) & (b) Ilustração da ideia do modelo final da órtese (captura própria)	40

Lista de Tabelas

1	Características dos Biosinais extraído de [11]	27
---	--	----

Lista de Abreviações

PCD - Pessoa com Deficiência

SUS - Sistema Único de Saúde

AFO - Ankle Foot Orthosis

KAFO - Knee Ankle Foot Orthosis

HKAFO - Hip Knee Ankle Foot Orthosis

AVC - Acidente Vascular Cerebral

EMG - Eletromiográfico

DCL - Diagrama de Corpo Livre

UM - Unidade Motora

1 Introdução

A busca por soluções inovadoras é fundamental para a engenharia e ao unir conhecimento técnico à missão de melhorar a qualidade de vida das pessoas, surgem respostas para os desafios enfrentados por muitos. No campo da engenharia biomédica, esta missão ganha um contorno ainda mais humanizado, especialmente no desenvolvimento de dispositivos como órteses e próteses, que se destinam a restaurar ou melhorar a mobilidade humana.

1.1 História das Próteses e Órteses no mundo

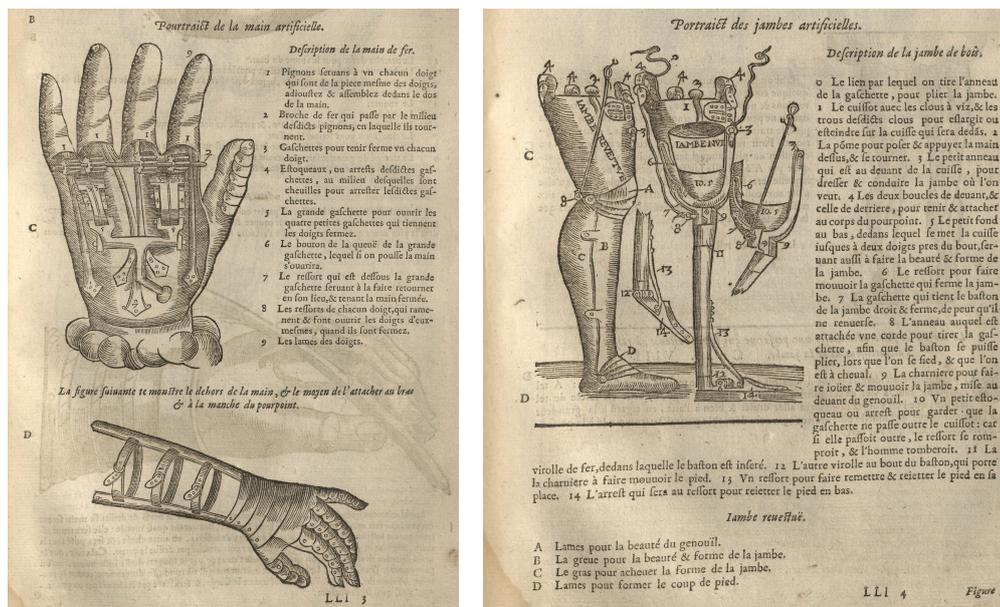
A jornada da reabilitação e assistência motora tem suas raízes nas primeiras órteses desenvolvidas, dispositivos simples que buscavam oferecer suporte físico a partes do corpo enfraquecidas ou lesionadas. Desde os primórdios da civilização, registros e achados arqueológicos sugerem o uso de dispositivos assistivos para substituir ou apoiar membros perdidos ou lesionados. Um dos exemplos mais antigos, há mais de 3000 anos no Egito Antigo, são próteses de dedos do pé, conhecidas como "Greville Chester Toe", que foram criadas para auxiliar na mobilidade e na estabilidade ao andar, evidenciando um entendimento de muitos anos da biomecânica humana. [12]



Figura 1: "Greville Chester toe" - Dedo do pé egípcio protético extraído do "The British Museum"

A evolução das órteses e próteses ao longo dos séculos foi paralela ao desenvolvimento de materiais, técnicas cirúrgicas e, mais recentemente, à integração de tecnologias avançadas como eletrônica e bioengenharia. Na Idade Média, as guerras prevaleceram, resultando em problemas como fraturas e ossos quebrados. No entanto, em vez de desenvolvimento na aplicação médica, esta Era tinha o foco mais voltado para a produção de armaduras de talas, que eram fixadas em suportes de couro, servindo como proteção ou mesmo apoio e suporte corporal [13].

Após a Idade Média, o mundo entra na era do Renascimento e nesta época, no século XVI, o cirurgião francês Ambroise Paré introduziu a amputação moderna e depois criou dispositivos protéticos e ortopédicos. Ele desenvolveu e fabricou uma das primeiras próteses puramente funcionais para soldados que saíam do campo de batalha [12]. Sua principal motivação era ajudar estes soldados, que preferiam morrer a viver sem um dos membros. Assim, soldados que perderam seus membros nessa época, costumavam usar membros artificiais feitos de madeira, ferro e metal que eram amarrados ao restante da parte amputada. Seu projeto mais notável foi uma mão mecânica operada com múltiplas travas e molas, feita de ferro e usada pelo capitão do exército francês durante uma batalha [14]. Além das próteses, Paré também inventou uma órtese de aço, conhecida como espartilho de metal, que poderia ajudar na correção da estrutura da coluna vertebral ou escoliose. Ele também desenvolveu uma órtese para correção de pé torto, principalmente de crianças, utilizando metal, madeira e tecido [12].



(a)

(b)

Figura 2: Prótese de mão artificial e acima do joelho da edição de 1633 de "Les oeuvres d'Ambroise Paré"

No século XX, a combinação de Guerras Mundiais e os consequentes avanços médicos trouxeram uma demanda por próteses mais eficientes e confortáveis, com o uso de plásticos e materiais heterogêneos. Foi, portanto, nesse período, que o desenvolvimento de órteses foi impulsionado pelos resultados das guerras e pela epidemia de poliomielite através de estudos e criações do cientista Hugh Owen Thomas e, mais tarde, de seu sobrinho, Sir Robert Jones [15]. A tala Thomas, inventada por ele em 1876, era utilizada para tratar deformidades, principalmente tuberculose, nos membros inferiores. Consistia em um anel de metal acolchoado preso a couro e a uma barra angular que se estendia da virilha até abaixo do pé em ambos os lados da perna. Seu principal objetivo era imobilizar o membro inferior para tratar a deformidade [16]. Assim, os primeiros aparelhos ortopédicos e talas foram inventados representando as

primeiras soluções para o suporte corporal.

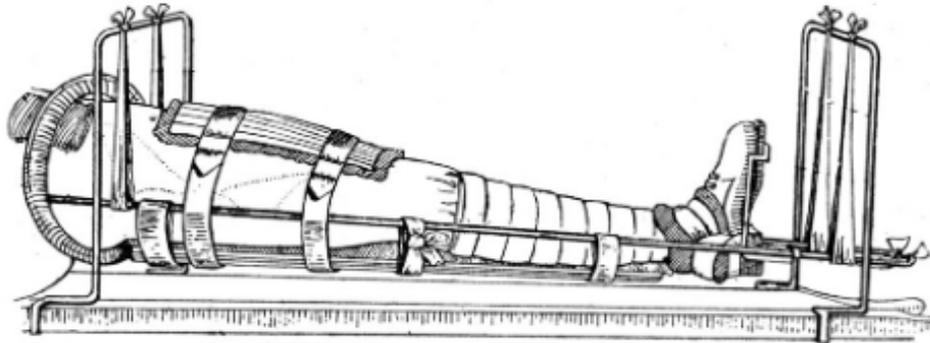


Figura 3: "Thomas Splint" - Órtese desenvolvida por Hugh Owen Thomas (extraído de [1])

Na década de 60, as órteses metálicas começaram a ser substituídas por órteses plásticas termoformadas, compostas por polímeros que permitem aquecimento e moldagem repetidos. As vantagens dessas novas órteses eram significativas, indo além da estética e do peso. Eram higiênicas, finas o bastante para se ajustarem sob as roupas dos pacientes, livres de ruído e extremamente leves em comparação com as de metal [17]. Já no final desta década, elementos de fibra de carbono começaram a ser testados como material principal para as órteses. Assim, os dispositivos protéticos e ortopédicos começaram a ter mais resistência, por esse material apresentar maior desempenho mecânico, porém o peso era como o de plástico [13].

Com o passar do tempo, os dispositivos protéticos e ortopédicos tornaram-se mais fáceis de serem utilizados, mais confortáveis e mais esteticamente agradáveis. As antigas tiras de couro deram lugar às tiras de velcro, reduzindo a irritação na pele, enquanto as antigas talas e suportes de aço foram substituídos por materiais mais leves, como alumínio ou fibra de carbono [13]. Hoje, o campo das órteses e próteses está sendo cada vez mais aprimorado através da inovação tecnológica, explorando fronteiras como a robótica, impressão 3D, inteligência artificial e tecnologias de detecção de movimento [12]. A fabricação de órteses e próteses impressas em 3D tem se tornando ainda mais forte, aumentando a visibilidade por parte dos profissionais da saúde, pois este tipo de impressão permite um alto nível de personalização através de programas e softwares computacionais. A grande vantagem é entender a principal necessidade do paciente, adaptando o tratamento às individualidades do seu caso, trazendo mais conforto e suavidade à sua rotina [18].

Além disso, há também trabalhos de protótipos de exoesqueletos que podem ajudar pessoas com paraplegia a andar. O exoesqueleto poderá um dia substituir bengalas, muletas, e até, em alguns casos, cadeiras de rodas [19]. As órteses biônicas podem ser divididas em dois grupos, o primeiro em que visa a restaurar os músculos à sua eficiência original enquanto o segundo grupo visa a melhorar a qualidade de vida de pessoas com paresia [20].



(a)



(b)

Figura 4: (a) Máquina para restaurar movimentos dos músculos extraído de "shutterstock.com" & (b) Myopro - Órtese para auxiliar em movimentos extraído de "myomo.com"

O uso de órteses e próteses robóticas tem se disseminado nos últimos anos, impulsionado pela crescente popularidade de microcontroladores, como Arduino® e Raspberry Pi®. Além disso, o avanço do poder de processamento desses componentes e sua linguagem de programação acessível tornam aplicações complexas em soluções simples [21].

1.2 A Evolução da tecnologia assistiva a partir de Políticas Públicas no Brasil

No Brasil, assim como em outras partes do mundo, as primeiras órteses e próteses eram rudimentares, criadas artesanalmente para atender a necessidades individuais. Não havia uma indústria ou ciência dedicada a essa prática, e o acesso era limitado principalmente relacionado aos recursos. No entanto, o progresso significativo começou mais tarde, com o estabelecimento de instituições de pesquisa e a introdução de políticas públicas.

No século XX iniciou-se movimentos para criação de políticas públicas de saúde voltadas para as pessoas com deficiência (PCD), o que impulsionou a evolução das tecnologias assistivas e a inclusão social como direito da PCD. A discussão internacional sobre a nova concepção do processo saúde-doença durante as décadas de 1970 e 1980 impulsionou a população brasileira a se engajar no movimento sanitário. Esse movimento, conhecido como Movimento pela Reforma Sanitária, foi uma convergência de diversos grupos, organizações, instituições e partidos políticos. A principal diretriz desse movimento era a criação e implementação de um sistema de saúde que fosse universal e oferecido de forma gratuita à população [22].

Assim, foi implementado em 1990 o SUS (Sistema único de Saúde), garantindo acesso integral e gratuito de saúde para toda a população do país. A partir dessa política, foram estabelecidas normas regulamentadoras que tratam do cuidado às pessoas com deficiência criando portarias, programas e diversas iniciativas voltadas para a inclusão social. Como exemplos dessas diretrizes foram criadas, a Política Nacional de Saúde da Pessoa com Deficiência, em 2007, a Rede de Cuidados à Pessoa com Deficiência, em 2012, e

o programa que institui incentivos financeiros de investimento e de custeio para a Rede de Cuidados à Pessoa com Deficiência no âmbito do SUS, em 2012 [22]. Além disso, ressalta-se a criação do programa nacional de “Concessão de Órteses e Próteses”, em 2008, responsável pela distribuição de órteses de membros superiores e inferiores, cadeiras de rodas manuais e especializadas, e o acompanhamento e adaptação das órteses e próteses pelo SUS [23].

No Brasil, a partir da Pesquisa Nacional de Saúde (PNS) de 2019, existem cerca de 17.3 milhões de pessoas com deficiência, considerando a população com idade igual ou superior a dois anos. Dentre essas pessoas, 49.4% representam pessoas com 60 anos ou mais, ou seja, predominantemente as pessoas mais velhas. Conforme esses dados do IBGE, ilustrado abaixo, pode-se verificar que ao redor dos 40 anos já há um aumento significativo no percentual de pessoas com deficiência [24].

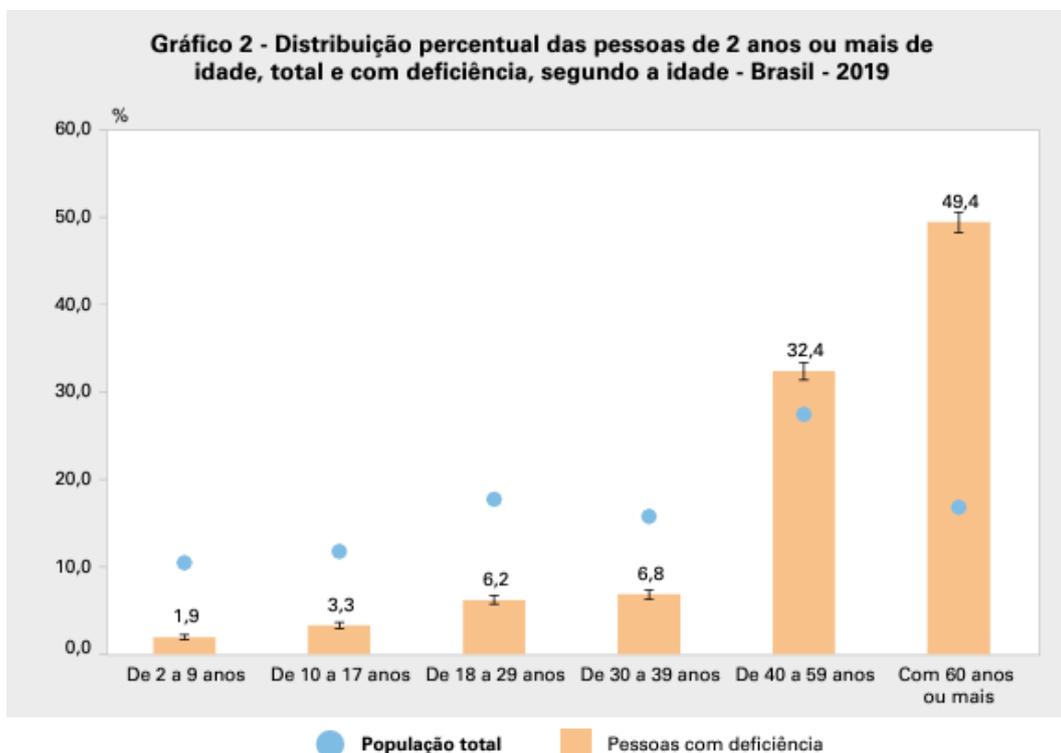


Figura 5: Distribuição percentual de pessoas com deficiência segundo a idade extraído de IBGE, PNS 2019

Além disso, cerca de 3.8% das pessoas de 2 anos ou mais possuíam deficiências físicas relacionadas aos membros inferiores, o que representava 7.8 milhões de pessoas. A proporção foi mais elevada para pessoas de 60 anos ou mais, atingindo 14.4% da população de deficientes físicos de membros inferiores, ou seja, quase 5 milhões de pessoas [24].

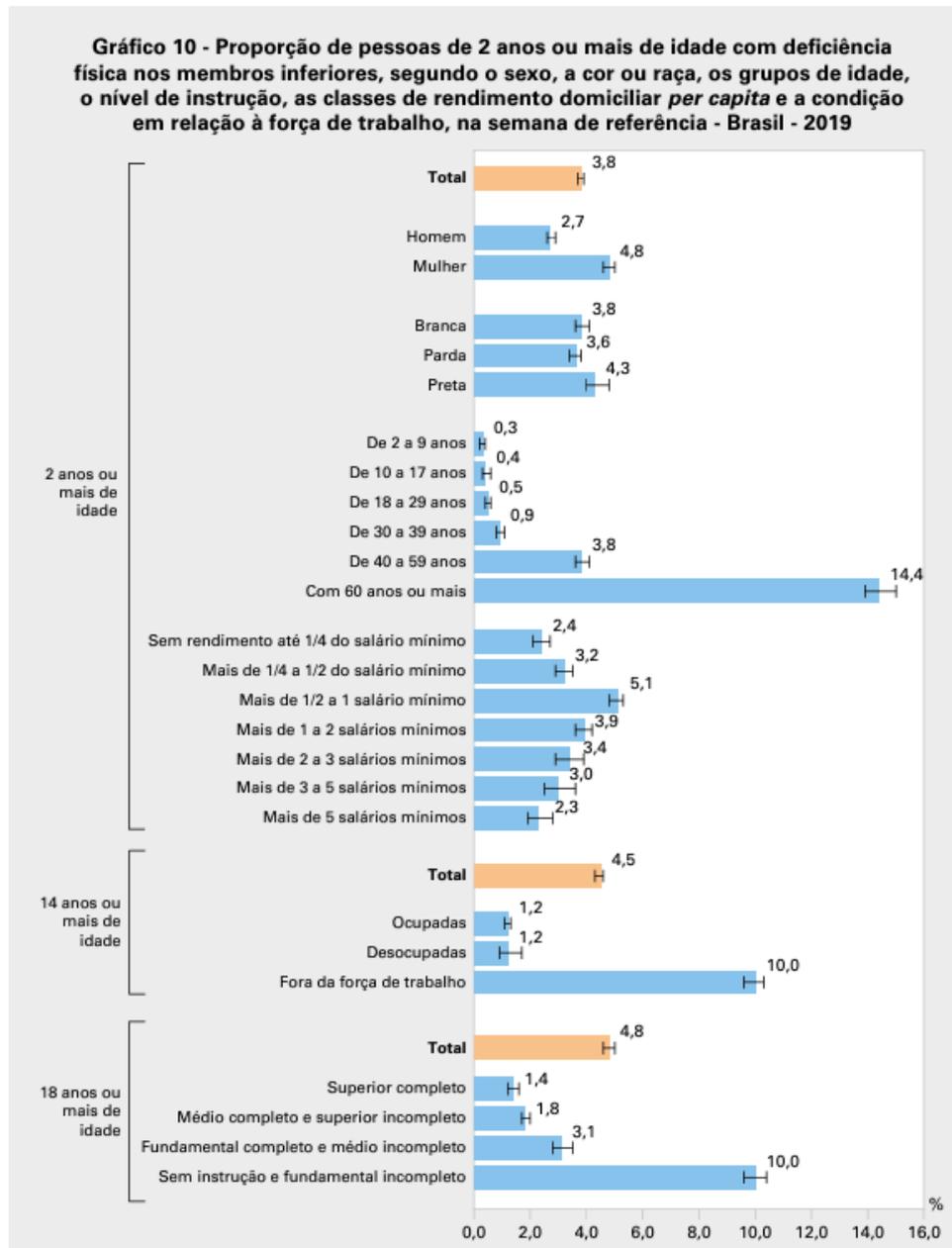


Figura 6: Pessoas de 2 anos ou mais de idade com deficiência física nos membros inferiores extraído de IBGE, PNS 2019

Ao considerar a inclusão dessas pessoas na sociedade, em igualdade com as demais, é crucial pensar além dos números. É necessário desenvolver estratégias para superar as barreiras nas atividades cotidianas e promover a participação, por meio do acesso a tecnologias que aumentem a autonomia dessas pessoas, garantindo sua inclusão em todos os aspectos da vida social [25].

A acessibilidade é frequentemente discutida como a capacidade de acessar e utilizar o meio físico de forma segura e independente, com oportunidades iguais para todos. Nesse cenário, a ciência, tecnologia e inovação emergem como ferramentas essenciais para a inclusão social, não apenas do ponto de vista da

comunicação e mobilidade, mas também melhorando a qualidade de vida e autonomia. As tecnologias assistivas estão facilitando o acesso à educação, emprego, lazer e esportes, além de contribuir significativamente para a saúde e bem-estar dos seus usuários [25]. Assim, essas tecnologias são vistas como meios concretos para alcançar a inclusão social.

No contexto de próteses e órteses, houve nos últimos anos um grande progresso na tecnologia aplicada aos dispositivos ortopédicos. Já estão disponíveis próteses mioelétricas para os braços que conseguem detectar os sinais de contração muscular através de circuitos eletrônicos avançados, facilitando movimentos do cotovelo, punho e dedos. Além disso, as próteses robóticas, para braços e pernas, equipadas com bio-sensores, são capazes de interpretar os sinais do sistema nervoso e dos músculos do usuário [26]. Os avanços recentes nos materiais usados e nas técnicas de design digital contribuíram para a criação de dispositivos ortopédicos mais eficientes, melhorando significativamente a inclusão social e a participação de pessoas com deficiência. [22]

1.3 Diferença entre Prótese e Órtese

Na área de tecnologia assistiva, a diferença entre próteses e órteses é fundamental para entender como cada uma dessas soluções pode melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiências ou dificuldade de movimentos. Apesar de ambos serem dispositivos projetados para auxiliar pacientes, elas têm funções distintas que atendem a necessidades específicas.

As próteses são dispositivos projetados para substituir totalmente uma parte do corpo que foi perdida, como em casos de amputação. Seu uso se estende desde a recuperação de funcionalidades do membro perdido ou a compensação de deficiências congênitas até fins estéticos para naturalizar o aspecto do corpo desses pacientes. Dentre as próteses, existem principalmente dois tipos: as exoesqueléticas ou convencionais e as endoesqueléticas ou modulares [27].

Próteses exoesqueléticas ou também conhecidas como próteses convencionais são feitas de um material duro, construídas normalmente a partir de resina, PVC, fibra de carbono ou polipropileno. Elas são bastante resistentes e necessitam de poucos ajustes uma vez que são fixadas no coto, sendo uma opção robusta e durável. Apesar de oferecerem suporte estrutural e um acabamento estético, a aparência menos natural dessas próteses pode ser vista como uma limitação. Além disso, mesmo podendo serem utilizadas em todos os tipos de amputações, elas se limitam a certas movimentações, não sendo possível movimentar a articulação do joelho e da anca [27].

Já as próteses endoesqueléticas ou modulares são feitas de alumínio, aço, titânio ou fibra de carbono e se destacam pela superioridade funcional e também estética por se aproximarem mais de um aspecto natural do corpo humano. Essas próteses podem ser utilizadas para todos os tipos de amputação, exceto as amputações parciais do pé e do tornozelo. Elas são consideradas superiores em relação à funcionalidade, principalmente, por possuírem movimentações nas articulações do joelho e da anca, sendo muito adequadas para amputações transfemorais. Além disso, elas possuem adaptadores de rotação e torção que visam a uma maior liberdade de movimentos e também um maior conforto para o paciente [28].

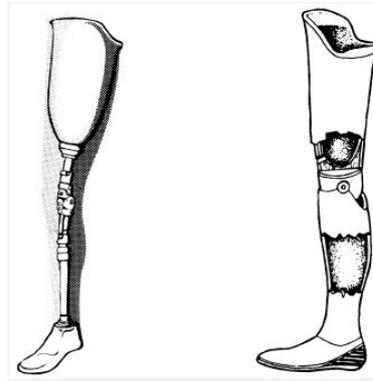


Figura 7: Esquemático de Prótese Endoesquelética e Exoesquelética (extraído de Wilson AB Jr. Limb Prostheses, ed 6. New York, 1989



Figura 8: (a) Prótese Endoesquelética extraído de "protesedeperna.com.br" & (b) Prótese Exoesquelética extraído de "musculoesqueleticosp.com.br"

Por outro lado, as órteses são dispositivos que tem o objetivo de suportar e auxiliar a movimentação do paciente. A palavra órtese é oriunda da palavra grega orthósis. A junção de orthós, que significa reto, direito, com o sufixo is, que em grego significa ação. Ou seja, orthósis é a ação de endireitar [27]. Elas podem ser utilizadas temporariamente ou permanentemente, atendendo a individualidade de cada caso. As órteses desempenham diversas funções destinadas a corrigir e melhorar a função do corpo. Em geral, elas são indicadas para imobilizar uma articulação ou um segmento do corpo, limitar movimentos indesejáveis, controlar a motricidade, auxiliar o movimento de algum membro, reduzir a força de sustentação de peso, prevenir a instalação de deformidades e reduzir a dor pela imobilização [22]. Existem diversos tipos de órteses e diferentes classificações, que será abordado no próximo subtópico, porém todas elas visam a oferecer suporte e correção aos membros existentes, promovendo uma reabilitação eficiente e melhorando a qualidade de vida dos pacientes.

Portanto, resumidamente, uma prótese é definida como qualquer dispositivo que substitui um membro ou parte do corpo ausente. Enquanto, a órtese atua como um suporte para o membro, contribuindo para

manter, melhorar ou restaurar a mobilidade de indivíduos com deficiências ou restrições físicas [29].

1.4 Classificação de Órtese

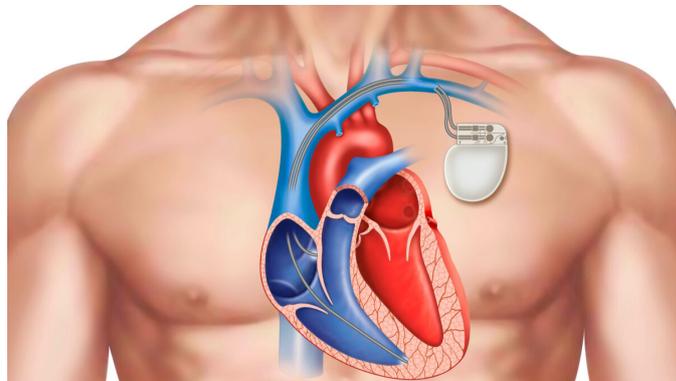
A fim de compreender as diversas soluções oferecidas pelos dispositivos de órteses, é essencial explorar a sua classificação, que é realizada sob diferentes critérios. As órteses podem ser classificadas quanto a localização no corpo: externas ou internas, as formas de utilização: permanentes ou temporárias e o mecanismo de ação: passivas ou estáticas e ativas ou dinâmicas. Além disso, podem ser diferenciadas também de outras especificidades relacionadas ao design, materiais e finalidade [22].

As órteses externas são aquelas utilizadas na superfície do corpo. Elas englobam uma variedade de dispositivos, como bengalas, muletas e andadores, desenvolvidos para auxiliar na locomoção e no equilíbrio. Além disso, incluem suportes estruturais, como colares cervicais e coletes, que fornecem estabilização e suporte. Há também aparelhos corretivos, como aparelhos auditivos, ortodônticos e palmilhas ortopédicas, que têm por finalidade corrigir partes específicas do corpo [29].

Por outro lado, as órteses internas são aplicadas cirurgicamente e atuam internamente para apoiar ou substituir funções corporais. Exemplos notáveis são o marca-passos, que regula o ritmo cardíaco e bombas de infusão intratecal, que consiste em um cateter implantado na região da coluna, que libera e administra medicamentos de maneira contínua na medula espinhal [29].



(a)



(b)

Figura 9: (a) Exemplo de Órtese Externa: Andador (extraído do "Portal do Idoso -idosos.com.br") & (b) Exemplo de Órtese Interna: Marca-Passo (extraído de "humbertovaz.com.br")

É importante destacar a diferença entre as órteses ativas e passivas. As ativas ou também conhecidas como órteses dinâmicas são dispositivos desenvolvidos para promoverem uma movimentação articular. Dependendo da proposta terapêutica, a amplitude do movimento poderá ser limitada ou livre. Elas são indicadas para auxiliar, limitar ou direcionar movimentos [30]. Elas são frequentemente confundidas com próteses, pois permitem a mobilidade controlada de articulações específicas, utilizando-se de tração para guiar o movimento e restringir algumas ações [29]. Um exemplo inovador é a órtese "Magic Arms", produzida por impressão 3D, que facilita o movimento dos membros superiores através da tração por

elásticos.

Já as órteses passivas ou também conhecidas como estáticas são dispositivos com o objetivo de proporcionar o repouso, imobilização, correção e proteção de segmentos comprometidos [30].



(a)



(b)

Figura 10: (a) Exemplo de Órtese Ativa - "Magic Arms" (extraído de "stratasys.com") & (b) Exemplo de Órtese Passiva (extraído de "neoxmed.com/")

Além das classificações já mencionadas, as órteses também podem ser diferenciadas com base na duração de seu uso: temporárias ou permanentes. As órteses temporárias são designadas para uso durante um período de recuperação específico, como após lesões ou cirurgias. Seu objetivo é facilitar o processo de cura, proporcionando suporte e imobilização à área afetada até que a reabilitação esteja completa. Por outro lado, órteses permanentes são destinadas a indivíduos que necessitam de suporte contínuo devido a condições crônicas ou deficiências permanentes. Essas órteses são projetadas para serem usadas de maneira prolongada, muitas vezes pelo resto da vida do usuário, ajudando a melhorar a mobilidade, funcionalidade e qualidade de vida ao oferecer suporte estrutural de forma contínua.

1.5 Órteses de membros inferiores

As órteses de membros inferiores podem, além das classificações mencionadas no subtópico anterior, serem classificadas com base na localização anatômica que cobrem e na função que desempenham.

A órtese de tornozelo e pé, muito conhecida pela sigla **AFO (Ankle-Foot Orthosis)**, é projetada para ser utilizada nessa região. Esta órtese é frequentemente utilizada em casos de deficiência peroneal, onde há um comprometimento dos músculos que controlam o movimento do pé. A AFO fornece suporte necessário durante a posição em que o paciente está de pé ou em marcha e também pode ajudar a levantar a parte frontal do pé durante a fase de balanço da caminhada, prevenindo tropeços [2].



Figura 11: Órtese AFO retirado de [2]

Já a órtese de membro inferior que atua na região do joelho, tornozelo e pé, mais conhecida como **KAFO (Knee-Ankle-Foot Orthosis)**, é indicado para pacientes com paralisia dos extensores do joelho ou até mesmo do quadril. A KAFO ajuda a compensar esses tipos de deficiência, integrando elementos ajustáveis e funcionais que controlam a marcha do paciente. Essa órtese possui uma junta ortótica que pode ser classificada em três tipos principais: livres de movimento, permitindo uma amplitude completa de movimento, adequada para pacientes que necessitam de flexibilidade e mobilidade. Ou, travada, em que a articulação é fixada em uma posição específica, proporcionando estabilidade e suporte para os pacientes que precisam de imobilização em determinados ângulos. E, por fim, automática, em que a junta se ajusta automaticamente de acordo com as mudanças na carga ou posição do paciente, melhorando a funcionalidade e conforto [2].



Figura 12: Órtese KAFO retirado de [2]

Ainda há a órtese de quadril Joelho-Tornozelo-Pé, conhecida como **HKAFO (Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis)**. Esta órtese envolve todo membro inferior e promove a estabilidade dessas regiões. Seu principal objetivo é auxiliar e controlar os movimentos, promover a independência da marcha e ajudar na estabilidade articular do quadril. Ela é utilizada, principalmente, por pessoas com lesões acima da coluna lombar.

Um exemplo de estudo e desenvolvimento desse tipo de órtese é a "ALEX", uma órtese ativa HKAFO, desenvolvida por um grupo de pesquisadores de Engenharia Mecânica da Universidade de Delaware, nos EUA, em 2006. Ela foi desenvolvida para o treinamento de marcha em pacientes que sofreram acidente vascular cerebral (AVC). Os atuadores dessa órtese são compostos por motores elétricos com acoplamentos lineares e encoders integrados, que permitem a medição indireta dos ângulos devido ao tipo de acoplamento utilizado nos motores. Este tipo de órtese também pode ser classificada como Exoesqueleto, pois inclui um suporte mecânico para o tronco que permite liberdade de movimento e é equipado com articulações nos joelhos e quadris, além de sensores de força e células de carga em todos os atuadores [3].

O sistema também oferece um acompanhamento visual através de um monitor de computador, permitindo que o usuário verifique se está seguindo a trajetória de marcha correta. Caso ocorra um desvio da trajetória, a órtese automaticamente exerce uma força contrária, proporcionando uma resistência que auxilia o usuário a corrigir sua marcha [3]. A órtese "ALEX" é ilustrada na figura a seguir.

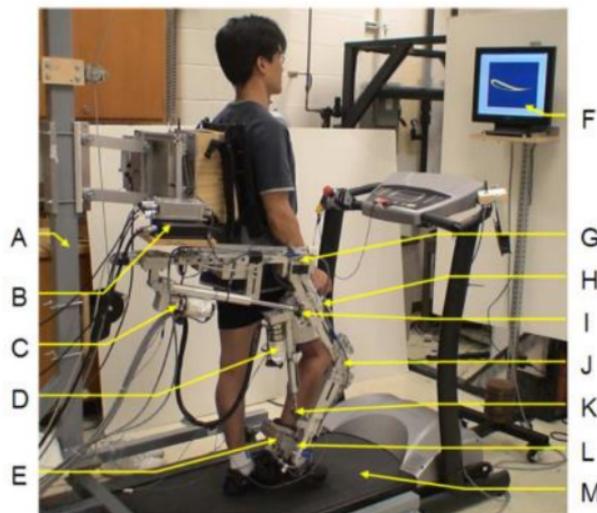


Figura 13: Órtese "ALEX" do tipo HKAFO retirado de [3]

1.6 Objetivo

O objetivo deste trabalho é desenvolver e construir um protótipo de órtese de membro inferior bioacionada, capaz de responder a sinais musculares captados através da eletromiografia (EMG). O ponto principal deste projeto está na aplicação da tecnologia de leitura de sinais eletromiográficos, inicialmente testada no bíceps, para controlar um servomotor conforme a tensão muscular é detectada. A funcionalidade do sistema foi verificada utilizando um circuito em uma placa Arduino, em que foi possível diferenciar entre estados de relaxamento e tensão muscular através da leitura do gráfico e também através do acionamento do servomotor. Posteriormente, foi utilizado um sensor EMG mais eficaz para capturar sinais dos músculos da perna, buscando o ponto ótimo de leitura para uma atuação mais precisa da órtese.

Este protótipo foi modelado no software SolidWorks e fabricado em escala reduzida usando uma impressora 3D. O objetivo final do projeto é criar uma órtese de membro inferior que, ao identificar a intenção de movimento do usuário, através de estímulos elétricos nos músculos, acione um potenciômetro que está acoplado na segunda perna de forma a realizar um movimento contralateral e auxiliar no movimento do usuário. Ou seja, em um cenário em que o paciente possui dificuldades motoras em uma das pernas, esta órtese será capaz de espelhar o movimento da perna de referência na perna deficiente. O projeto é um estudo de solução inicial que propõe auxiliar na mobilidade de pacientes com deficiências motoras, de forma a oferecer uma solução que melhore a qualidade de vida desses usuários.

2 Embasamento teórico

2.1 Biomecânica da Marcha Humana

A caminhada humana é um processo complexo que envolve diversas ações musculares e articulares. Ela constitui um padrão cíclico de movimentos que incluem os braços, pernas e tronco, ocorrendo de maneira contínua para formar o que chamamos de marcha [5]. Esse modo de locomoção varia de pessoa para pessoa e pode ser influenciado por diversos fatores, incluindo o estado emocional do indivíduo [4].

Na marcha bípede, ou seja, a locomoção por meio de dois membros posteriores, observa-se a alternância cíclica no apoio de cada perna e a presença de uma zona de transferência, momento em que ambos os pés estão simultaneamente em contato com o solo. Os ciclos da marcha humana são medidos em percentuais que vão de 0% a 100%, começando no momento em que o calcanhar faz contato com o solo e terminando quando o mesmo calcanhar do pé que iniciou o ciclo volta a tocar o solo, completando assim o ciclo [4].

Cada ciclo completo da marcha é composto por várias fases, que são classificadas de acordo com atividades funcionais básicas. Na figura a seguir, é possível observar as divisões entre as fases de apoio e de balanço, assim como as variações nos períodos e eventos do ciclo [3]. Essa terminologia apresentada é uma das várias existentes e foi estudada pelo pesquisador Perry em 1984, disponível em [31].

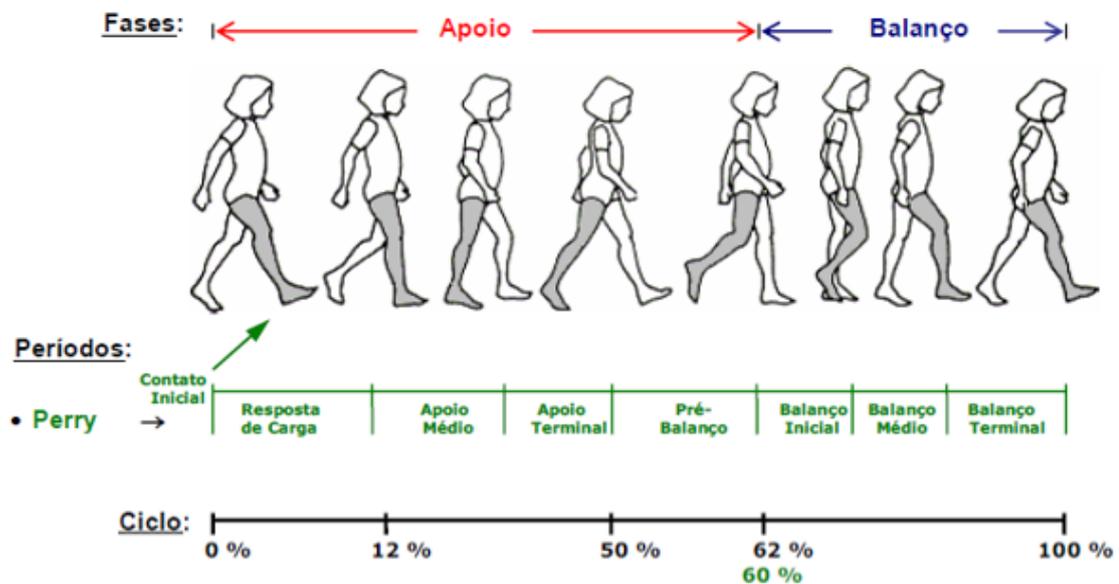


Figura 14: Fases da marcha e variações entre os períodos extraído de [4]

A fase de apoio corresponde aos primeiros 60% a 62% do ciclo da marcha, caracterizando-se pelo contato do pé com o solo. Já a fase de balanço corresponde aos 38% a 40% restantes do ciclo e começa quando os dedos dos pés se desprendem do solo, momento conhecido como "toe-off" [4].

A fase de apoio pode também ser subdividida em intervalos:

1. antecipação da sustentação
2. apoio médio
3. retirada da sustentação

O intervalo da antecipação de sustentação se inicia com o contato inicial, no momento em que o calcanhar de um pé toca o solo e termina no momento em que a parte anterior do pé de apoio plantar toca o solo. Já o apoio médio se inicia quando a perna, que no primeiro momento era o apoio plantar, se alinha verticalmente com o centro do pé e termina com a retirada do calcanhar do solo. Neste intervalo, todo o peso do corpo é transferido para um único membro, Por fim, o intervalo de retirada de sustentação se estende desde o momento da retirada do calcanhar até o momento em que os dedos são retirados do solo [5]. A figura a seguir ilustra a subdivisão da fase de apoio do ciclo de marcha.

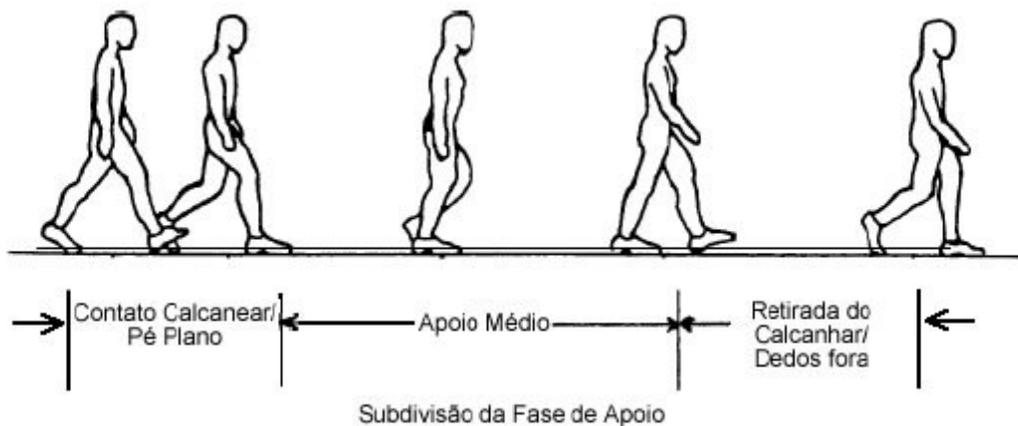


Figura 15: Subdivisões da Fase de Apoio na Marcha Humana extraído de [5]

Já a fase de balanço pode ser subdividida em três intervalos:

1. aceleração ou balanço inicial
2. balanço médio
3. desaceleração ou balanço terminal

Cada uma destas subdivisões constitui aproximadamente um terço da fase de balanço e esta fase se inicia com a aceleração da perna imediatamente após a retirada dos dedos do solo, dando continuidade ao final da fase de apoio [5]. A figura a seguir ilustra a subdivisão da fase de balanço do ciclo de marcha.

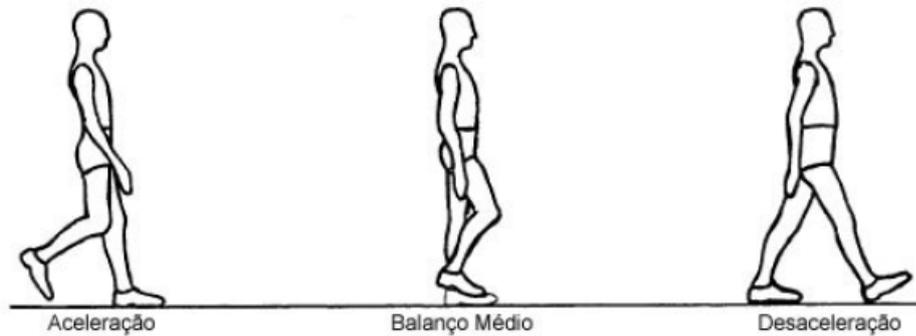


Figura 16: Subdivisões da Fase de Balanço na Marcha Humana extraído de [5]

Durante o ciclo de marcha, duas variáveis quantitativas são importantes para seu entendimento: o passo e a passada. O passo é a sequência de movimentos que começa com o contato do calcanhar de um pé com o solo e termina quando o calcanhar do outro pé toca o solo. Já a passada consiste em dois passos consecutivos, começando e terminando com o contato do mesmo calcanhar no solo, completando assim um ciclo completo de marcha. Ou seja, dois passos (um passo direito e outro esquerdo) igualam uma passada, e uma passada é igual a um ciclo de marcha. Essas variáveis são ilustradas na figura a seguir.

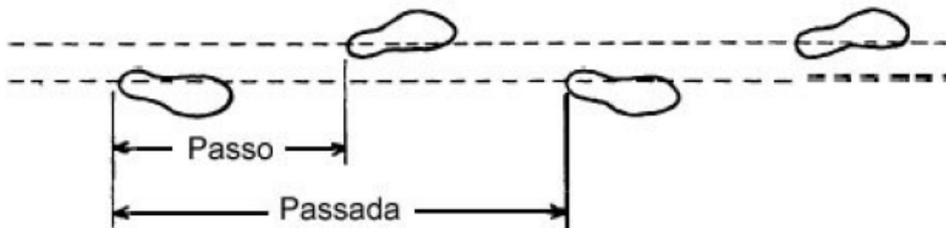


Figura 17: Passo e Passada da Marcha Humana extraído de [5]

2.2 O Diagrama de Corpo Livre do Membro Inferior

Para compreender a dinâmica do membro inferior e desenvolver uma órtese eficaz, é relevante entender o diagrama de corpo livre dessa estrutura anatômica. Através do diagrama de corpo livre (DCL), é possível calcular e descrever as forças e momentos atuantes nas articulações e segmentos do membro inferior durante o movimento.

O diagrama de corpo livre para a análise dinâmica é representado na figura a seguir, em que são apresentadas as juntas do tornozelo, joelho e quadril.

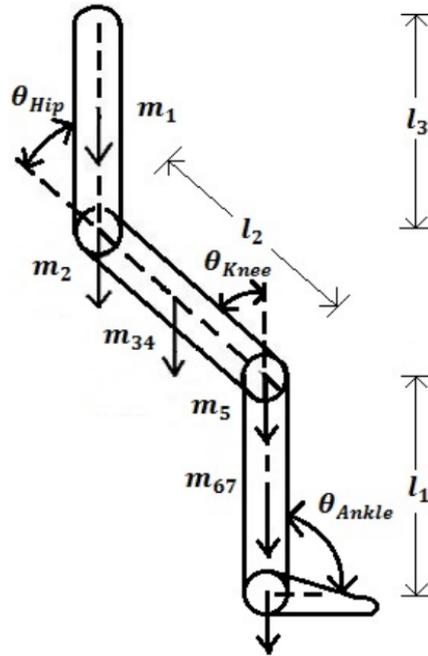


Figura 18: Diagrama de corpo livre para análise dinâmica de membros inferiores extraído de [6]

A equação que rege o movimento dos membros inferiores pode ser representada pela formulação Lagrangiana, que é uma abordagem comum em biomecânica para modelar sistemas dinâmicos que possuem múltiplos corpos. A formulação Lagrangiana leva em consideração a energia cinética e a energia potencial do sistema, conforme mostrado a seguir [6]:

$$L(\theta, \dot{\theta}) = T(\theta, \dot{\theta}) - U(\theta) \tag{1}$$

em que θ , $\dot{\theta}$ e $\ddot{\theta}$ são definidos como o ângulo da junta, velocidade e aceleração, respectivamente.

A equação de Euler-Lagrange para uma coordenada generalizada θ_i é [32]:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} = Q_i \tag{2}$$

em que Q_i representa todas as forças externas aplicadas ao sistema.

Através das equações dos ângulos, valores das massas, momentos de inércia e comprimento dos segmentos, é possível encontrar as equações da dinâmica do corpo para um sistema com três juntas. [32].

Sendo τ_i o torque aplicado sob esse sistema com eixo n , pode-se definir, genericamente, a equação dinâmica de movimento como [6]:

$$\sum_{j=1}^n M_{ij}(\theta) \ddot{\theta}_j + \sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^n C_{jk}^i(\theta) \dot{\theta}_j \dot{\theta}_k + h_i(\theta) = \tau_i \quad 1 \leq i \leq n \tag{3}$$

em que M é a matriz de inércia, C é a combinação de Coriolis e forças centrífugas e h é o torque gravitacional [6].

2.3 O emprego da Eletromiografia (EMG)

A eletromiografia (EMG) é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica e está em crescimento no campo da análise de biosinais, tradicionalmente utilizada para avaliar a saúde muscular, comportamentos e lesões, especialmente em contextos esportivos. Esta técnica baseia-se na captação de sinais mioelétricos, que são pequenos impulsos elétricos gerados pelos músculos durante sua ativação.

Os biopotenciais eletromiográficos são os sinais elétricos gerados pelas células musculares, oferecendo parâmetros para a análise do funcionamento da atividade muscular durante o movimento [33].

Para que se possa medir, monitorar e registrar tais biopotenciais, utiliza-se a eletromiografia, ou seja, tal método visa mensurar os sinais produzidos pelos músculos por meio de estimulação das unidades motoras (UMs, UM no singular) [34]. A representação de uma unidade motora pode ser vista na Figura 19 a seguir.

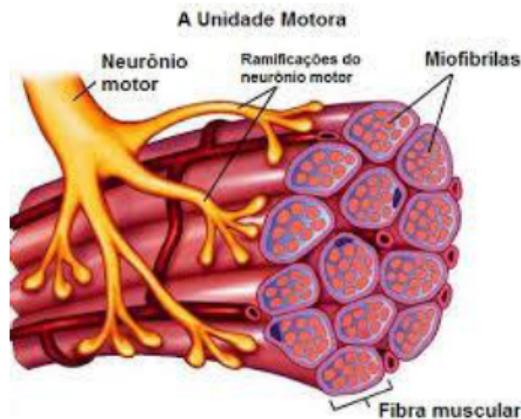


Figura 19: Unidade Motora extraído de [7]

Para a aquisição desses sinais é necessário ter o posicionamento correto do eletrodo no músculo. Ao se tratar de eletrodos não-invasivos, ou seja, eletrodos de superfície, eles conseguem captar mais de uma unidade motora (UM), implicando em uma obtenção rápida e ágil dos sinais. Porém, os sinais obtidos podem ser mais difíceis de interpretar, uma vez que vários sinais são captados e, portanto, possuem muitos ruídos.

O sinal eletromiográfico possui uma baixa amplitude e deve ser aumentado, ou seja amplificado. Entretanto, a amplificação também amplifica os ruídos, necessitando de um estágio de filtragem. Logo, o sinal deve ser filtrado utilizando filtros passa-baixa (500 Hz), os quais são necessários para evitar efeitos anti-aliasing na amostragem. Por fim, o sinal deve passar por um estágio de processamento, em que sofrerá diversas análises para coletar os dados pertinentes à sua aplicação final [7].

A figura 20 apresenta os passos utilizados no condicionamento de sinais EMG, conforme descrito acima.

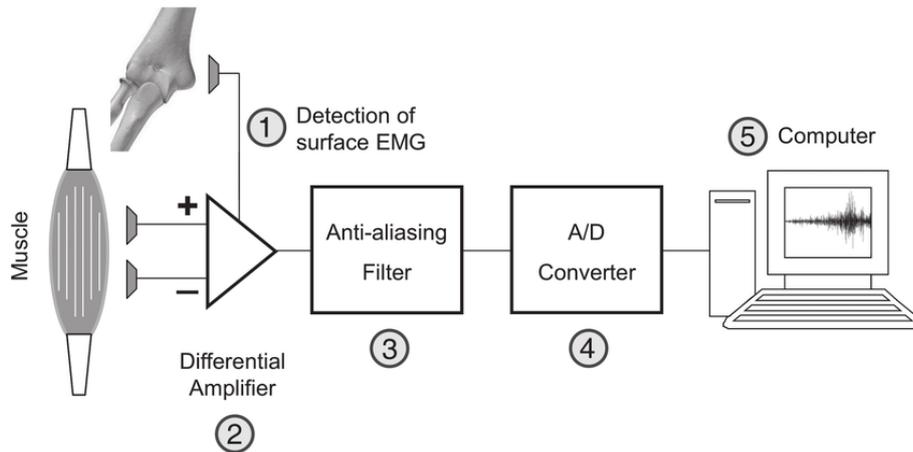


Figura 20: Estágios de um circuito de condicionamento de sinais EMG extraído de [8]

1. Os potenciais eletromiográficos são detectados a partir de eletrodos de superfície
2. Os potenciais são amplificados por meio de amplificadores diferenciais
3. Os potenciais amplificados são submetidos a uma filtragem analógica para evitar o efeito anti-aliasing
4. Os sinais EMG são processados e amostrados em valores digitais de tensão
5. Os valores de tensão são armazenados em um computador

Os passos para o circuito de condicionamento de sinais EMG podem ser implementados separadamente, utilizando uma placa impressa com circuitos integrados e outros componentes, ou simplesmente utilizando um sensor EMG acoplado a uma placa de Arduino, disponíveis no mercado.

Com os avanços recentes em eletrônica e robótica, a aplicação da EMG tem se expandido para além dos estudos clínicos e esportivos, alcançando a engenharia de reabilitação [7]. Nesta área, a EMG é fundamental para o desenvolvimento de sistemas eletromecânicos que permitam indivíduos com limitações físicas a realizarem tarefas diárias com maior independência e menos esforço. A utilização da eletromiografia em dispositivos de assistência traz significativos benefícios, permitindo que pessoas com diferentes tipos de incapacidades possam melhorar sua qualidade de vida [7].

2.4 Dispositivos de Acionamento e Sistemas de Controle

Um dos principais desafios no desenvolvimento de sistemas robóticos para reabilitação está na escolha de atuadores que combinem uma boa capacidade de carga em seu eixo de rotação com dimensões reduzidas. Essa combinação garante a eficiência do movimento para o usuário do equipamento. Atuadores elétricos, como os Servomotores, são adequados para sistemas robóticos de diversos tamanhos e oferecem várias vantagens significativas. Eles proporcionam um controle mais preciso, são confiáveis e precisam de pouca manutenção. No entanto, uma desvantagem dos atuadores elétricos é a necessidade de um dispositivo de frenagem do eixo quando este atuador não é alimentado, pois, sem isso, o controle de posição pode

ser comprometido [35]. Além disso, há também disponível no mercado atuadores pneumáticos, que são bastante utilizados como músculos artificiais. Esses dispositivos convertem a energia armazenada no ar comprimido em energia cinética e possuem vantagens como melhor densidade de potência e comportamento mais semelhante ao de um músculo humano. Porém, o seu comportamento dinâmico é não-linear, enquanto o controle de atuadores elétricos são mais simples.

Considerando a importância da precisão nos movimentos, é recomendável utilizar um sistema eletrônico de controle em malha fechada para gerenciar o atuador de uma órtese de membro inferior. Essa abordagem garante que os movimentos executados sejam precisos e conforme o esperado [9]. Em um sistema de controle em malha fechada, a saída do processo (variável controlada) é continuamente monitorada por um sensor. Este sensor pega os dados da saída e os transforma em um sinal elétrico que é retornado para o controlador. Sabendo o estado atual do sistema, o controlador pode, então, realizar os ajustes necessários para manter a saída no nível desejado [9] [36]. Na figura abaixo, é possível observar diagrama de blocos de um sistema de controle de malha fechada.

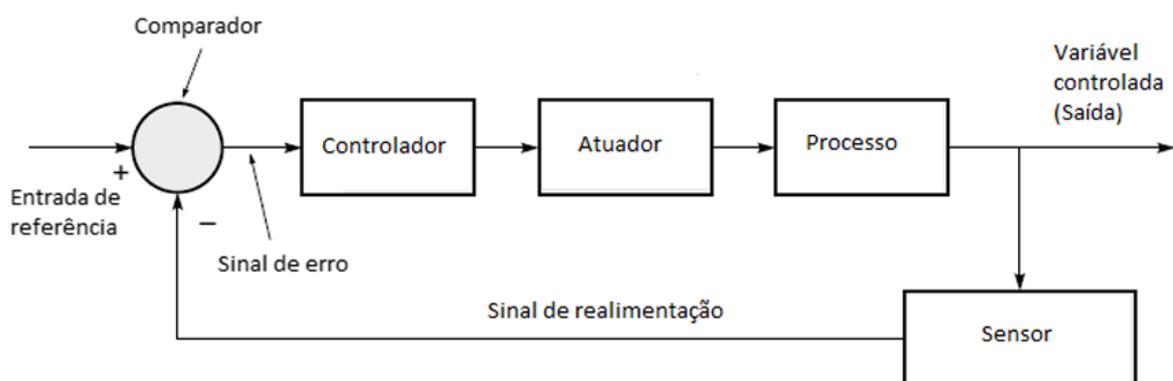


Figura 21: Diagrama de blocos de um sistema de controle em malha fechada extraído de [9]

Em relação ao tipo de controlador, os microcontroladores se destacam hoje como uma das opções com melhor custo-benefício para projetos que exigem processamento, baixo custo de hardware e economia de espaço físico. Esses dispositivos são compostos por um microprocessador, memória de programa, memória de dados e pinos de entrada/saída, que facilitam a interação com o ambiente externo. No mercado, existe uma variedade de microcontroladores disponíveis. Entre eles, o Arduino se sobressai como uma plataforma de microcontrolador de código aberto, compatível com vários sensores e atuadores eletrônicos, proporcionando uma solução acessível para o desenvolvimento de projetos baseados em microcontroladores. [9]

Já os sensores de posição são dispositivos que determinam a posição física de um objeto em relação a um ponto de referência. Existem diversos tipos de sensores adequados para o controle da posição de um motor, como por exemplo, um potenciômetro. Este dispositivo converte movimento linear ou rotativo em tensão elétrica, de modo a obter a posição de articulações [36] [35].

A figura a seguir ilustra um sistema em malha fechada com potenciômetro como sensor de posição e um servomotor como atuador.

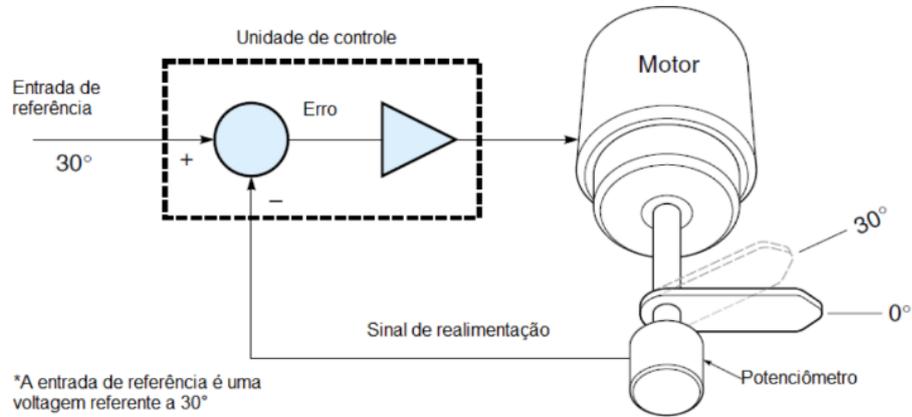


Figura 22: Sistema em malha fechada com potenciômetro como sensor de posição extraído de [9]

3 Eletrônica Embarcada

Para desenvolver uma órtese de membros inferiores portátil, alguns pontos precisam ser considerados. Primeiramente, a eletrônica deve ser leve e de baixo consumo energético, a fim de garantir a eficiência e a mobilidade do dispositivo sem sobrecarregar o usuário. Em segundo lugar, a mecânica não deve ser complicada, para facilitar a construção do dispositivo. Além disso, é muito importante que a órtese seja confortável para o usuário, proporcionando um uso a longo termo sem causar desconforto. Finalmente, a órtese precisa ser de fácil uso, que possibilite o usuário operar o dispositivo com facilidade e confiança.

Com esses critérios mapeados, foram desenvolvidos mini projetos que representam os sub-circuitos eletrônicos. Esses sub-circuitos foram desenvolvidos para familiarizar com os componentes necessários e para construir a lógica que será aplicada no projeto final. A seguir, cada sub-circuito será descrito em detalhes, destacando sua função e importância no contexto da órtese de membros inferiores.

3.1 Ativação de LEDs através de botões

O primeiro passo para a lógica de compreensão do projeto foi ativar dois LEDs através de dois botões utilizando uma placa Arduino. Este experimento inicial teve como objetivo verificar a funcionalidade básica do hardware e ter uma maior interação entre os dispositivos físicos a serem utilizados no projeto e o código de programação.

O experimento consistiu em programar o Arduino para responder as interações com dois botões distintos e, a partir deles, acender dois LEDs, ou seja, cada botão foi programado para controlar um LED específico. Foram utilizados dois resistores de 220 Ω para limitar a corrente que passa pelos LEDs de forma a não passar uma corrente elétrica muito alta por eles e acabar danificando-os. Os botões foram conectados na protoboard completando o circuito e, portanto, permitindo a passagem de corrente elétrica pelos LEDs fazendo-os acender.

Já na parte do software, foi desenvolvido um código na plataforma do *Arduino*, que controla o estado dos botões utilizando as funções **digitalRead()**, que identifica o valor binário do botão ao ser pressionado e a **digitalWrite()** que era chamada para acender o LED respectivo ao botão. Porém, se um dos botões fosse liberado, o LED respectivo a ele também era apagado. Ou seja, enquanto o usuário ficasse apertando o primeiro botão, o primeiro LED permanecia aceso, mas se o usuário soltasse o botão, o LED apagava. O mesmo ocorria para o segundo botão e LED. Essa primeira etapa foi muito importante para que fosse possível entender o funcionamento da placa de Arduino utilizando dispositivos externos acoplados nela e também serviu para criar mais familiaridade com o código de Arduino.

As figuras abaixo, ilustram o acionamentos dos dois LEDs ao apertar o botão respectivo.

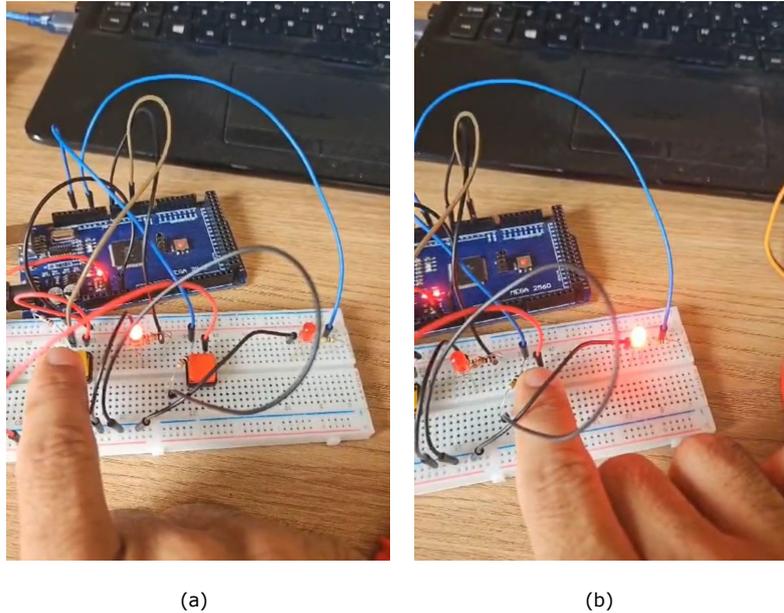


Figura 23: (a) Acionamento do primeiro LED (captura própria) & (b) Acionamento do segundo LED (captura própria)

3.2 Acionamento de um servomotor através de botões

Já o segundo passo na lógica de desenvolvimento do projeto foi acionar um servomotor por meio de botões utilizando uma placa Arduino e uma ponte H dual. Este experimento foi realizado para analisar o controle de atuadores em um sistema embarcado. Um servomotor foi colocado em uma placa Arduino, junto com dois botões distintos que controlavam o sentido do movimento do motor.

Para o experimento, foi utilizado o servomotor do modelo *SG90*, que possui uma ótima qualidade e é comumente usado em projetos de robótica em *Arduino*, conforme ilustrado na imagem a seguir:



Figura 24: Ilustração de um servomotor SG90 extraído do website "Curto Circuito"

Foi utilizado também uma ponte H dual no circuito para permitir o controle da direção do servomotor. Este dispositivo possui quatro chaves e o fechamento dos pares dessas chaves faz mudar o sentido e rotação do motor, pois a polaridade é invertida. Ao fechar as chaves S1 e S4, haverá um circuito fechado em que passará corrente elétrica e forçará que o motor gire em um sentido. Porém, ao fechar as chaves S3 e S2, a polaridade é invertida e, assim, altera-se o sentido do motor.

Abaixo é possível observar a ilustração e o esquema de funcionamento de uma ponte H.



Figura 25: Ilustração de uma Ponte H extraído de [10]

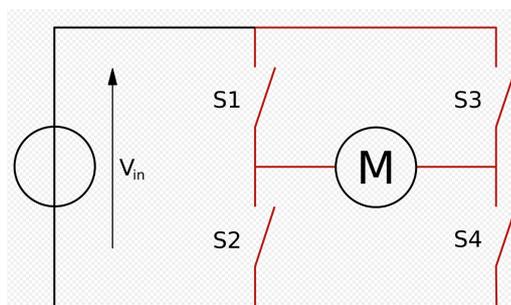


Figura 26: Diagrama de um circuito de Ponte H extraído de [10]

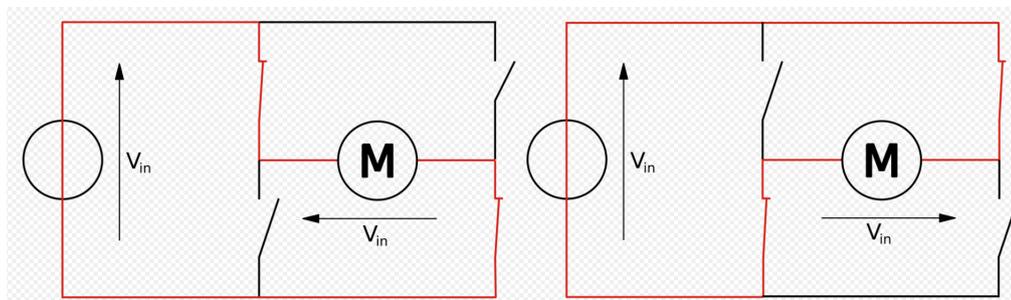


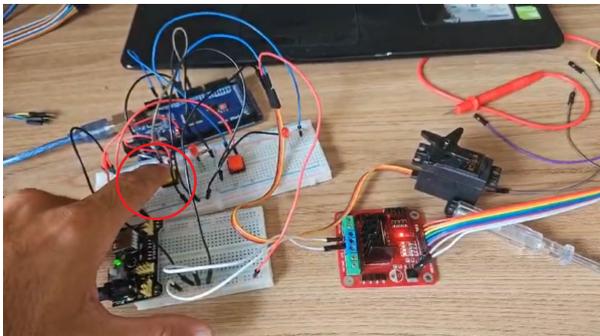
Figura 27: Esquema de Funcionamento de uma Ponte H extraído de [10]

O experimento consistiu em programar o Arduino para responder as interações com dois botões distintos e acionar um servomotor. Ao pressionar o primeiro botão, o servomotor era acionado, iniciando o movimento e permanecia girando no sentido horário até que o segundo botão fosse pressionado e, assim,

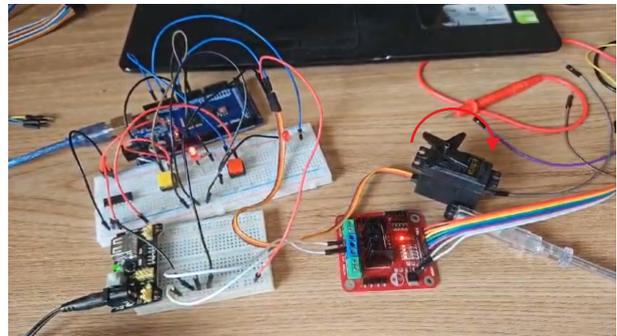
o servomotor se movimentava em sentido oposto. Para o código dessa etapa, foi utilizado a biblioteca **Servo.h**, responsável por controlar o servomotor. Os estados dos botões eram monitorados constantemente e, dependendo qual deles era pressionado, o servomotor girava para o sentido determinado.

Essa etapa visava analisar e entender o mecanismo de controle dos atuadores e teve como objetivo estabelecer uma base para o controle preciso dos movimentos da órtese. Através dessa etapa foi possível entender como um servomotor pode ser manipulado através de sinais digitais simples, acionados por botões. Isso permitiu, mais tarde, avançar para sistemas com sinais mais complexos e responsivos, como os sinais eletromiográficos.

Abaixo é ilustrado o acionamento do servomotor nas duas direções.

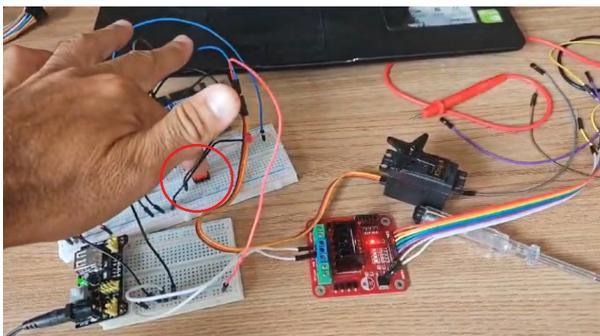


(a)

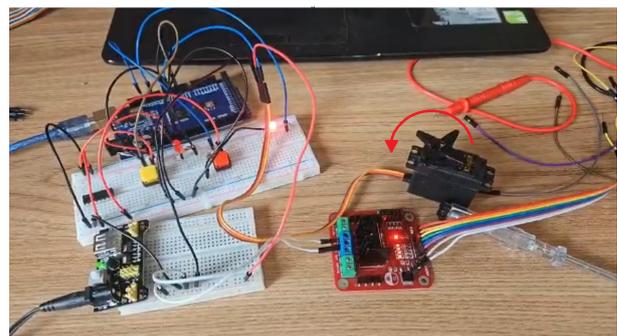


(b)

Figura 28: (a) Pressionando o primeiro botão (captura própria)& (b) Acionamento do servomotor em sentido horário (captura própria)



(a)



(b)

Figura 29: (a) Pressionando o segundo botão (captura própria) & (b) Acionamento do servomotor em sentido anti-horário (captura própria)

3.3 Acionamento de um servomotor através de um potenciômetro

Neste terceiro passo da lógica de desenvolvimento do projeto da órtese, os botões utilizados anteriormente foram substituídos por um potenciômetro, que determina o ângulo de rotação do servomotor. O funcionamento ocorre da seguinte forma: ao girar o potenciômetro no sentido horário, o servomotor é

acionado nesse mesmo sentido, posicionando-se no ângulo especificado. Da mesma forma, ao girar o potenciômetro no sentido anti-horário, o servomotor se move no sentido oposto, ajustando-se ao ângulo determinado.

O principal objetivo desse mini-circuito é entender o mecanismo de controle do potenciômetro controlado por um Arduino e avaliar como identificar um ângulo específico. Essa funcionalidade é muito importante no desenvolvimento final deste projeto, em que será necessário verificar o ângulo da perna saudável para que a perna prejudicada realize um movimento contralateral a partir do ângulo da perna saudável.

No circuito implementado, o potenciômetro foi conectado ao pino A5 do Arduino, e seu valor analógico foi lido, representando o ângulo especificado. Esse valor foi, então, mapeado digitalmente para controlar a saída do Arduino, acionando o servomotor exatamente no ângulo determinado. Para isso, foi utilizado as funções **analogRead** para ler os valores analógicos do potenciômetro e a função **map** que realiza um mapeamento da variável analógica do valor lido entre valores máximo e mínimo pré-determinados. Além disso foram utilizadas as mesmas funções da biblioteca **Servo.h** já citadas no subtópico anterior.

A figura abaixo, ilustra o acionamento do servomotor ao girar o potenciômetro para um sentido e ângulo determinados.

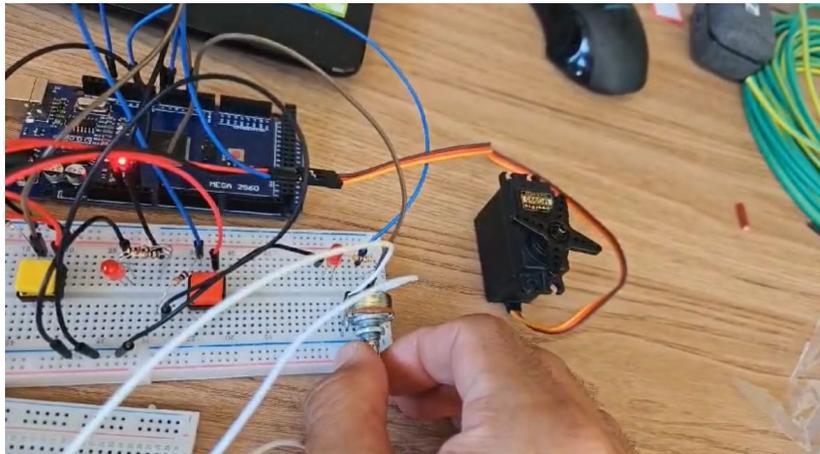


Figura 30: Acionamento do servomotor através do potenciômetro (captura própria)

3.4 Verificação do sinal EMG do bíceps

Para avaliar o sinal eletromiográfico (EMG) do bíceps, foi utilizado um sensor de sinal muscular EMG, capaz de detectar os impulsos elétricos musculares através de três eletrodos. O sensor adquirido para esta etapa é ilustrado na imagem a seguir:

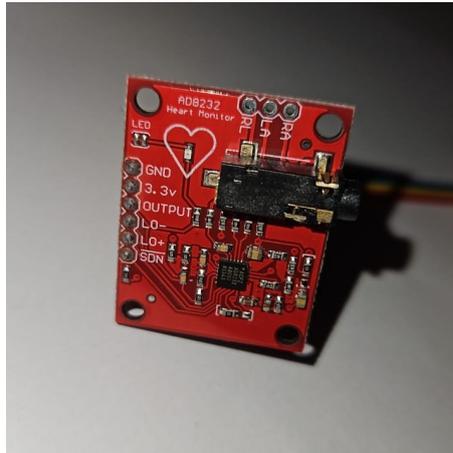


Figura 31: Sensor EMG obtido para o projeto (captura própria)

Um mini-circuito foi desenvolvido para a aquisição dos sinais bioelétricos utilizando eletrônica analógica. Este circuito é composto pelo sensor EMG, eletrodos, uma placa Arduino e duas baterias de 9V. O sistema realiza a leitura do biopotencial através da pele, onde um dos eletrodos atua como transdutor entre as correntes iônicas presentes no corpo e a corrente elétrica processada pelo sensor [11]. Com o intuito de esclarecer as características dos biosinais a serem adquiridos pelo sensor EMG, a tabela abaixo apresenta a faixa de amplitude e a faixa de frequência que os biosinais de diferentes sensores podem ocupar. Nesse trabalho o foco foi em apenas sensores EMG.

Biosinal	Amplitude (μV)	Frequência (Hz)
ECG	500-4000	0.01-250
EEG	5-300	DC-150
EMG	100-5000	DC-10,000

Tabela 1: Características dos Biosinais extraído de [11]

Com o sinal amostrado pelos eletrodos, o próprio sensor já possui internamente um amplificador, mais conhecido como um amplificador de biopotencial que nada mais é do que um amplificador diferencial que amplifica o sinal captado pelos eletrodos, de modo que o sinal possa ser melhor processado. Além disso, é comum que o sensor EMG possua filtros passa-baixa que evitem o efeito anti-aliasing que possa causar ruídos, porém a eficácia desse filtro no sensor depende da qualidade do mesmo.

Para o circuito funcionar corretamente, cada eletrodo deve estar na posição adequada da seguinte forma:

1. Eletrodo verde deve estar posicionado no meio do músculo que se deseja monitorar
2. Eletrodo vermelho deve ser posicionado na extremidade do músculo
3. Eletrodo amarelo funciona como uma referência e por isso deve estar posicionado fora do músculo desejado.

Abaixo é possível observar o posicionamento dos eletrodos de forma simplificada e a forma que os eletrodos

de captação e o de referência, através do amplificador diferencial, criam o sinal de saída.

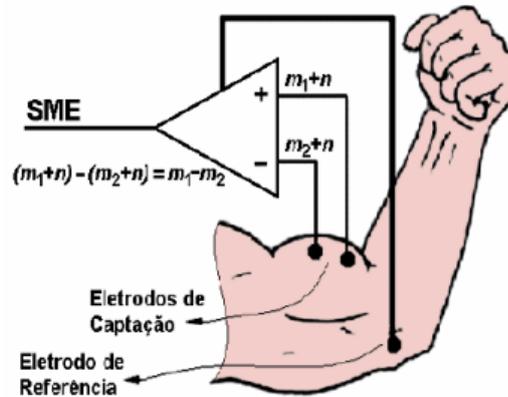


Figura 32: Posicionamento dos eletrodos de forma esquemática extraído de [11]

Os eletrodos foram conectados ao sensor EMG, que por sua vez foi ligado à placa Arduino. As duas baterias de 9V também foram conectadas ao Arduino, que foi ligado ao computador para avaliar os sinais de saída obtidos. Abaixo, visualiza-se um esquemático de ligação desse circuito:

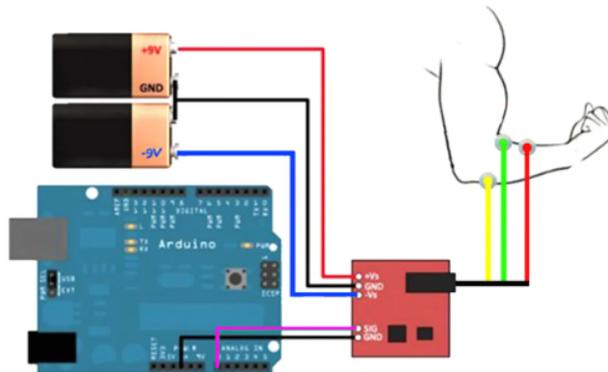


Figura 33: Esquemático de ligação do circuito extraído da página do revendedor "Casa da Robótica"

Foram testadas várias posições distintas no braço até que fosse possível obter o melhor sinal de captação do músculo e esse foi no bíceps, conforme foto abaixo. No entanto, a aquisição do sinal de saída mostrou-se insatisfatória. Mesmo após inúmeras tentativas, o circuito não apresentava uma amplitude na faixa de 100 a 5000 microvolts, e não havia um pico de amplitude suficiente sempre que o músculo era tensionado. Foram realizados outros testes, trocando as baterias, cabos e até mesmo a placa Arduino, mas o problema persistiu. Esse efeito pode ser atribuído ao ruído amostrado, provavelmente devido à qualidade do sensor, que foi adquirido a um custo baixo para essa aplicação.

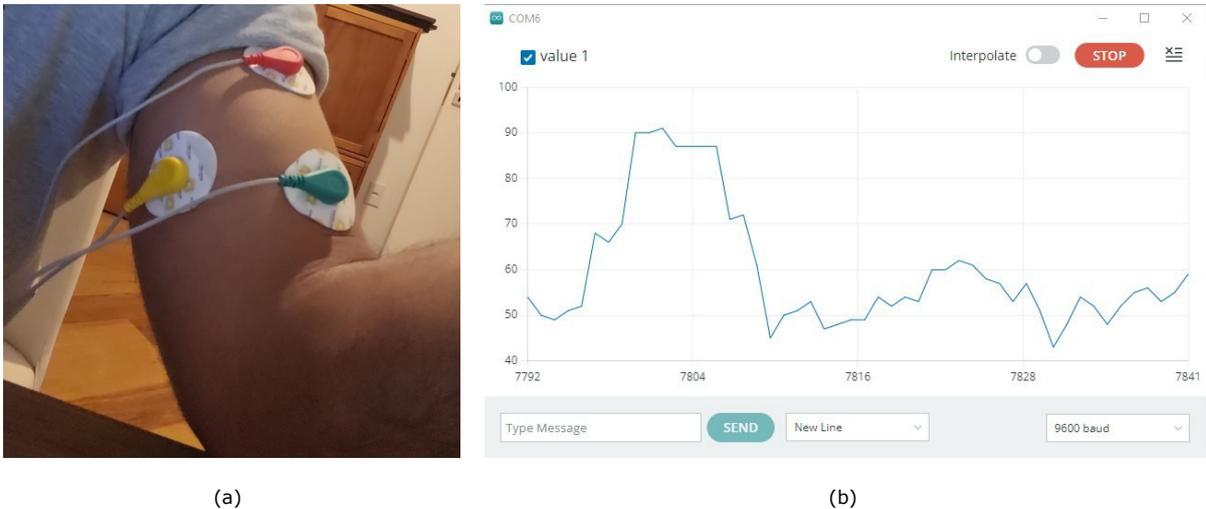


Figura 34: (a) Posição dos eletrodos no bíceps (captura própria) & (b) Sinal de saída do sensor EMG (captura própria)

3.5 Acionamento de um servomotor através do sinal EMG

Nesta etapa do projeto, utilizamos o sinal EMG do antebraço para controlar o movimento de um servomotor. A lógica por trás desse controle foi simples: quando o músculo do antebraço era tensionado, o servomotor girava em um sentido, e quando o músculo era relaxado, o servomotor girava no sentido oposto. Este circuito foi implementado com base no funcionamento dos circuitos anteriores, onde acionamos o servomotor através de botões e de um potenciômetro. A principal diferença nesta fase foi a utilização do sinal elétrico do músculo, captado pelo sensor EMG, como entrada analógica para o Arduino.

O funcionamento consistiu em ler o valor analógico do sinal elétrico do músculo e convertê-lo em um valor digital que pudesse ser interpretado pelo computador. Quando havia um pico no sinal, isso indicava que o músculo estava tensionado, acionando o servomotor em uma direção. Quando o valor do sinal diminuía, significava que o músculo estava relaxado, e o servomotor girava no sentido contrário.

Apesar de seguir a mesma metodologia básica dos circuitos anteriores, esta etapa apresentou desafios adicionais devido à complexidade do sinal EMG. Um dos principais problemas encontrados foi a qualidade do sensor EMG utilizado, que, por ser de baixo custo, não oferecia a precisão e o alcance de sinal necessários, além de não filtrar adequadamente os ruídos.

Esses problemas funcionais impediram o circuito de operar perfeitamente em todas as situações. No entanto, mesmo com essas limitações, conseguimos obter resultados satisfatórios para o protótipo. O servomotor respondia ao tensionamento e relaxamento do músculo, demonstrando o potencial do sistema. A imagem abaixo ilustra o movimento do servomotor nas duas situações descritas.

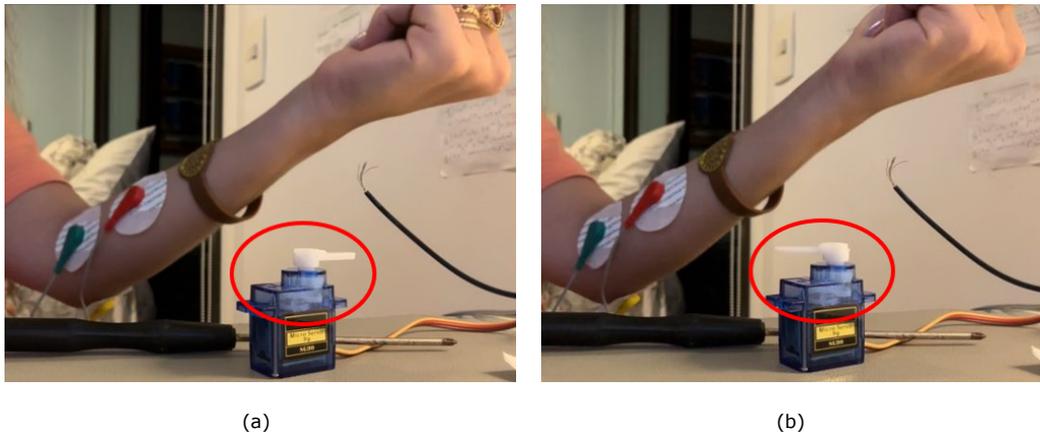


Figura 35: (a) Movimentação do servomotor com o músculo relaxado (captura própria) & (b) Movimentação do servomotor com o músculo tensionado (captura própria)

3.6 Verificação do Sinal EMG com o Novo Sensor T-Sens Captiv

Devido ao nível de ruído apresentado pelo sensor EMG utilizado inicialmente, tornou-se necessário substituir o equipamento por um de melhor qualidade. Assim, utilizou-se o biosensor da empresa TEA ERGO, conhecido por sua alta tecnologia e robustez, além de ser não invasivo. Este sensor, T-Sens Captiv, possui um software exclusivo para exibir e processar os dados capturados, mantendo a mesma estrutura de funcionamento do hardware anterior. O sensor possui três eletrodos, que são conectados à pele no local onde se deseja medir os movimentos musculares. Abaixo é ilustrado este sensor EMG utilizado nesta etapa.



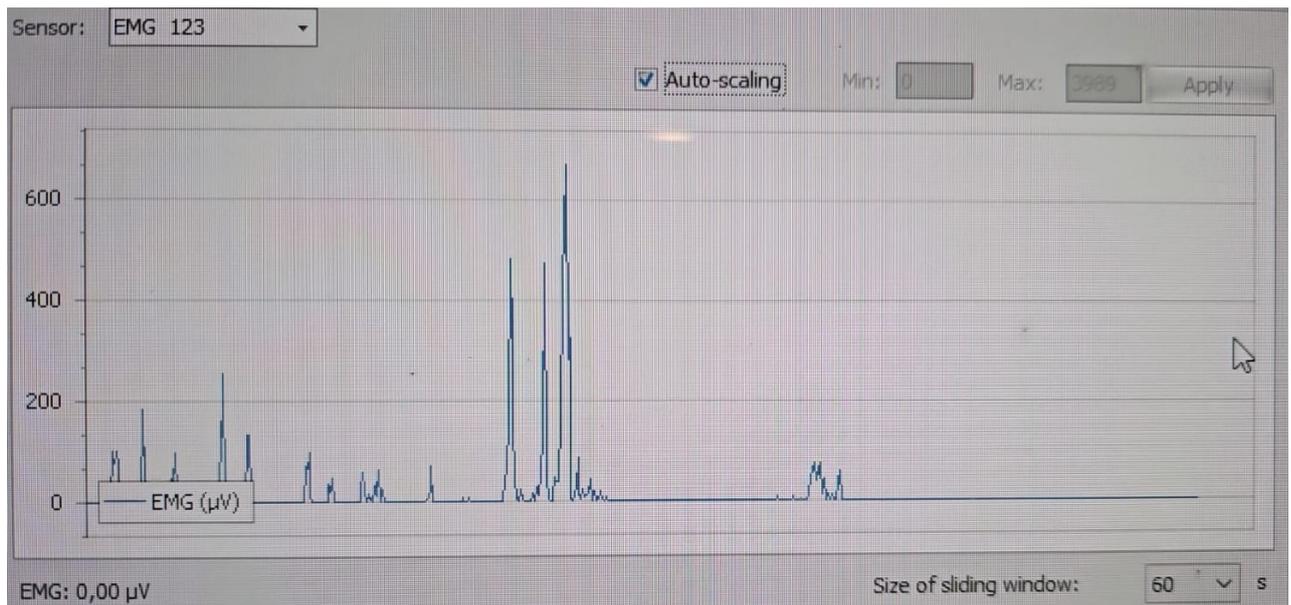
Figura 36: Novo sensor EMG T-Sens Captiv (captura própria)

Inicialmente, o sensor foi conectado ao músculo do bíceps. Nos primeiros instantes de teste, já foi possível observar a superior qualidade desse sensor T-Sens Captiv. Enquanto o braço permanecia imóvel, não havia picos de amplitude no sinal, indicando ausência de ruído. Ao tensionar o músculo, mesmo o menor estímulo gerava um pico claramente identificável no sinal. A imagem abaixo mostra o sensor acoplado ao braço do

usuário e o sinal obtido durante este teste. Notou-se que o maior pico ao tensionar o braço ultrapassava 600 microvolts, enquanto picos menores representavam pequenas movimentações do braço.



(a)



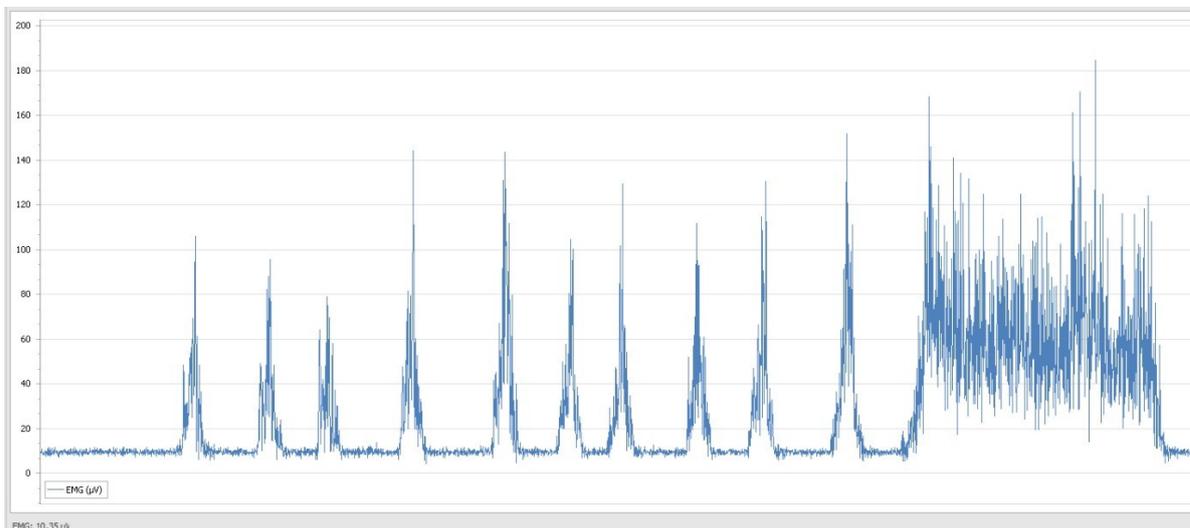
(b)

Figura 37: (a) Posição dos eletrodos no bíceps com o Novo Sensor T-Sens Captiv (captura própria) & (b) Sinal de saída do Novo Sensor EMG T-Sens Captiv (captura própria)

Em seguida, o sensor EMG foi conectado ao músculo da coxa para testar a resposta a estímulos desse músculo. Abaixo é ilustrado o sinal obtido nesta etapa. Verificou-se que, quando o músculo da coxa estava relaxado, a leitura do sensor se mantinha em torno de 10 microvolts. Contudo, ao contrair o músculo, a leitura sempre superava 20 microvolts, para estímulos menores e chegava a picos de até 180 microvolts, para contrações mais intensas.



(a)



(b)

Figura 38: (a) Posição dos eletrodos na perna com o Novo Sensor T-Sens Captiv (captura própria) & (b) Sinal de saída para o músculo da perna do Novo Sensor EMG T-Sens Captiv (captura própria)

O T-Sens Captiv demonstrou ser extremamente eficaz ao mapear qualquer tipo de estímulo muscular, por menor que fosse, sem apresentar nenhum tipo de ruído, funcionando perfeitamente ao tensionar ou relaxar o músculo. A partir desses dados, foi possível criar um dataset muscular da perna, que será utilizado no código do Arduino para representar estímulos reais de um músculo de membros inferiores.

Portanto, foi desenvolvida uma base de dados no Arduino para esses sinais para simular a vontade do usuário em se movimentar. Para todos os sinais maiores ou iguais a 20 microvolts, foi definido que o músculo estava contraído, conforme demonstrado na medição eletromiográfica com o sensor T-Sens Captiv.

4 Desenho e Construção da Órtese

O projeto da órtese de membro inferior foi desenvolvido utilizando o software SolidWorks, onde um protótipo em escala reduzida foi desenhado para simular e validar o conceito do projeto. O protótipo foi desenvolvido com uma haste que conecta duas peças em suas extremidades. Essas peças são projetadas para serem fixadas na perna e na coxa do usuário, respectivamente, utilizando três tiras de velcro para garantir uma fixação segura e ajustável.

A haste foi desenhada de maneira a ser dobrável na posição do joelho, permitindo assim a articulação necessária para o movimento natural do usuário. Este detalhe é importante para evitar que o usuário tenha restrições no movimento do joelho por causa da órtese, assegurando que o protótipo possa simular de uma forma mais realística os movimentos de um membro inferior. As imagens dos desenhos, modeladas no SolidWorks, do protótipo da órtese de membro inferior são apresentadas abaixo, ilustrando as características e o design pensado para o dispositivo.



Figura 39: Ilustração do desenho da órtese feita no SolidWorks (captura própria)

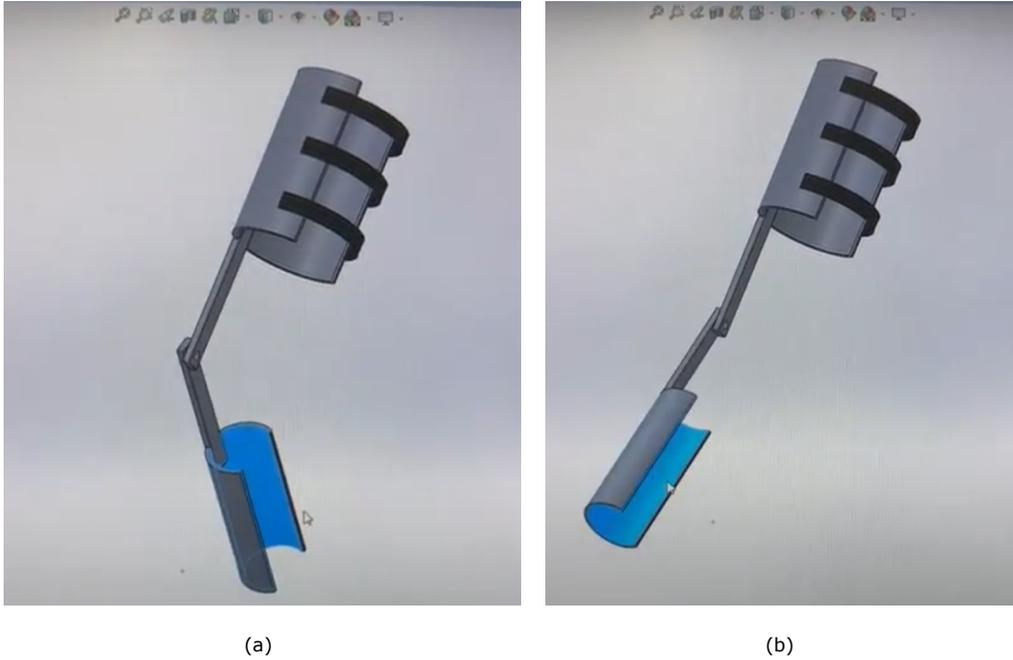


Figura 40: (a) Ilustração da Órtese em um primeiro ângulo de articulação (captura própria) & (b) Ilustração da Órtese em um segundo ângulo de articulação (captura própria)

Após a modelagem e o desenho no SolidWorks, o protótipo foi impresso em uma impressora 3D em escala reduzida. A escolha por uma escala menor facilita o manuseio e a realização de modificações, se necessário, durante a fase de testes e ajustes. A imagem do protótipo impresso também está ilustrada abaixo.

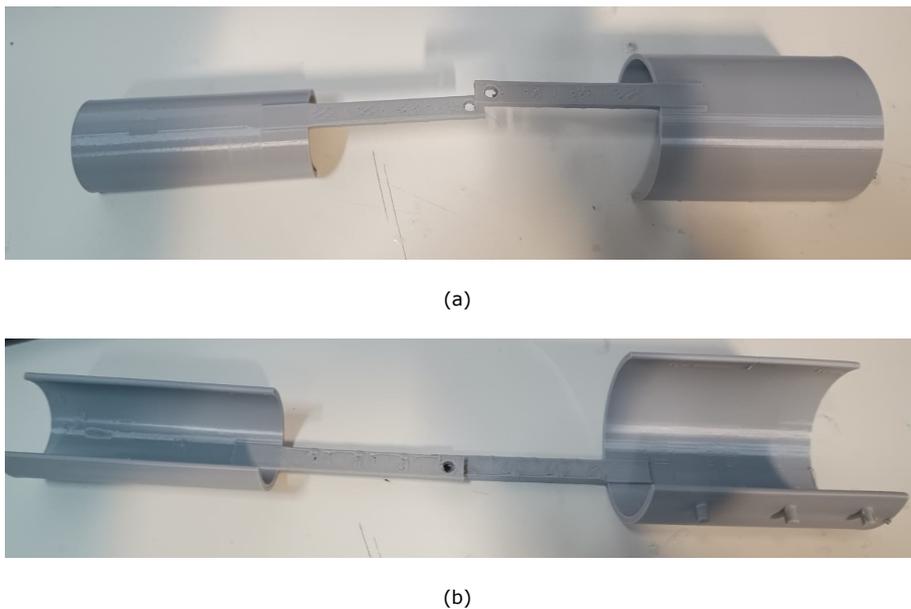


Figura 41: (a) Ilustração da parte traseira do protótipo da órtese (captura própria) & (b) Ilustração da parte frontal do protótipo da órtese (captura própria)

Em seguida, um servomotor foi fixado na órtese e conectado ao Arduino, que já estava programado com um código ajustado ao dataset da simulação do sensor T-Sens Captiv. A metodologia aplicada para simular a contração e o relaxamento muscular envolveu o uso de dois botões integrados à lógica do código do Arduino. Um botão representava o estímulo muscular, ou seja, a vontade do usuário em se movimentar, enquanto o outro botão representava o relaxamento muscular. Esses botões foram acionados com base nos sinais simulados do sensor EMG T-Sens Captiv.

Além disso, o circuito da órtese incluía um potenciômetro, conforme descrito no subtópico de Eletrônica Embarcada. O potenciômetro foi utilizado para simular a posição da perna saudável. Ao girar o pino do potenciômetro, a órtese se deslocava para diferentes ângulos, permitindo assim a simulação de movimentos contralaterais da perna.

O funcionamento do protótipo pode ser resumido da seguinte forma: ao pressionar o botão de contração muscular, a órtese se movia em uma direção específica, enquanto ao pressionar o botão de relaxamento, a órtese retornava à posição original. A posição final da órtese dependia do ângulo configurado no potenciômetro, simulando assim o movimento contralateral da perna.

Abaixo é possível verificar uma sequência de ilustrações para o funcionamento do protótipo do projeto.

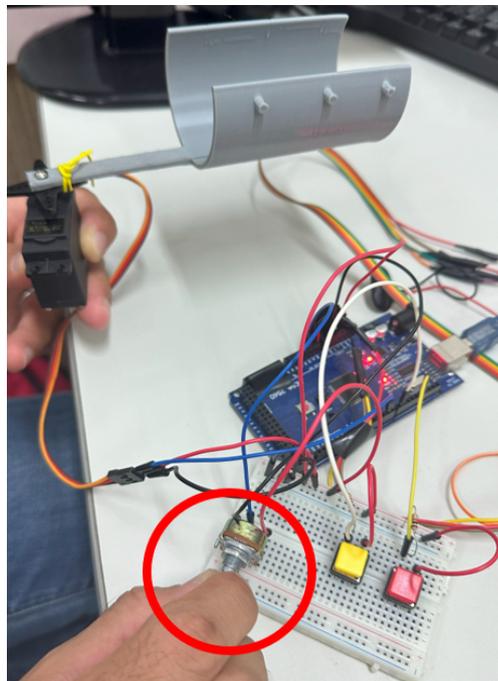


Figura 42: A - Ajuste no potenciômetro para definição do ângulo (captura própria)

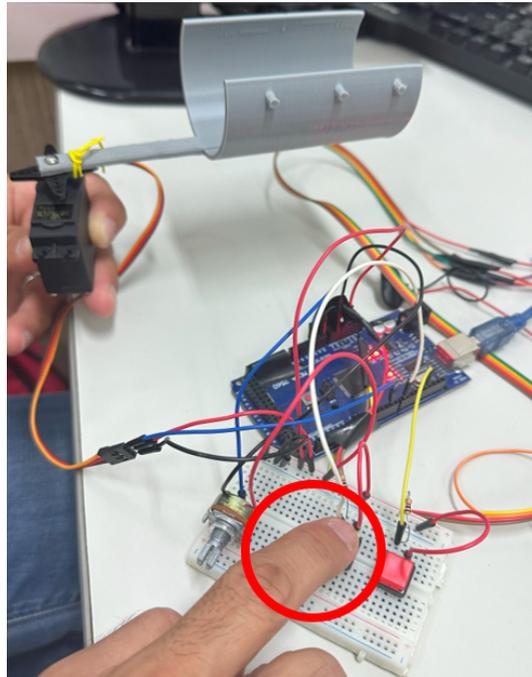


Figura 43: B - Clique no botão de contração muscular (captura própria)

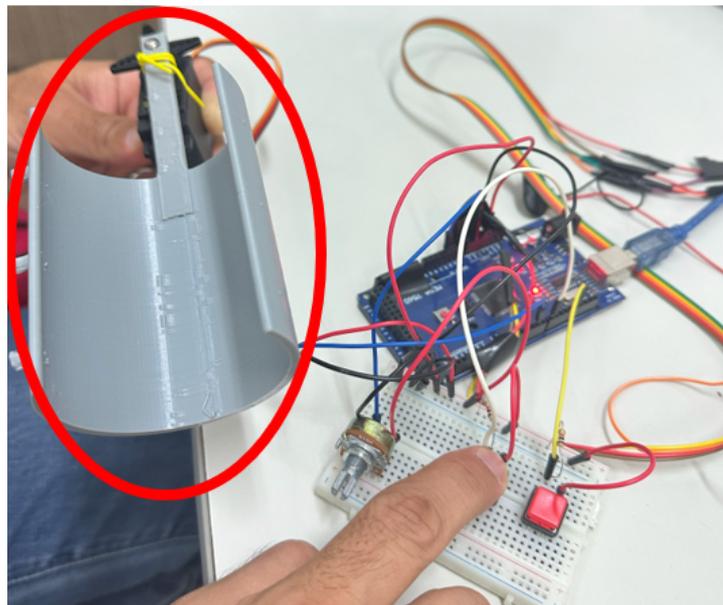


Figura 44: C - Verificação do deslocamento da órtese no ângulo ajustado anteriormente (captura própria)

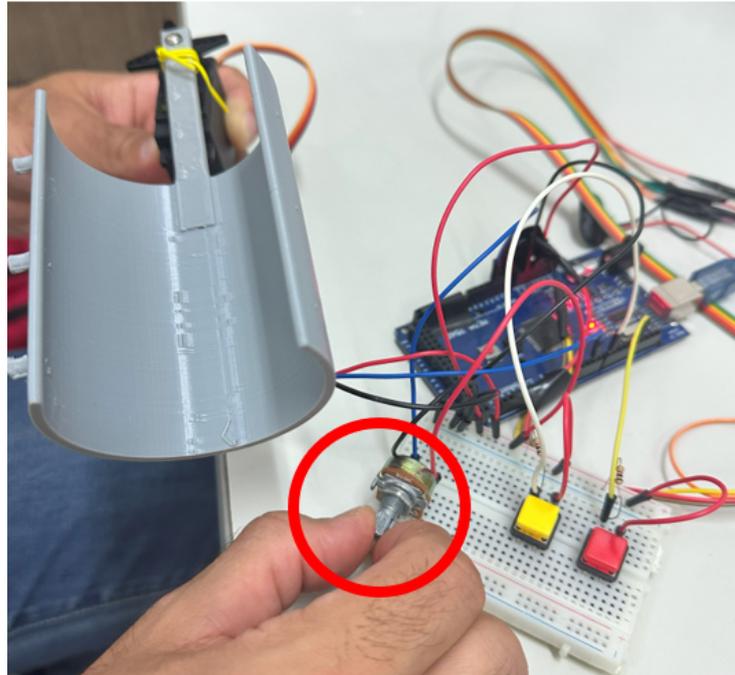


Figura 45: D - Ajuste no novo ângulo de posição (captura própria)

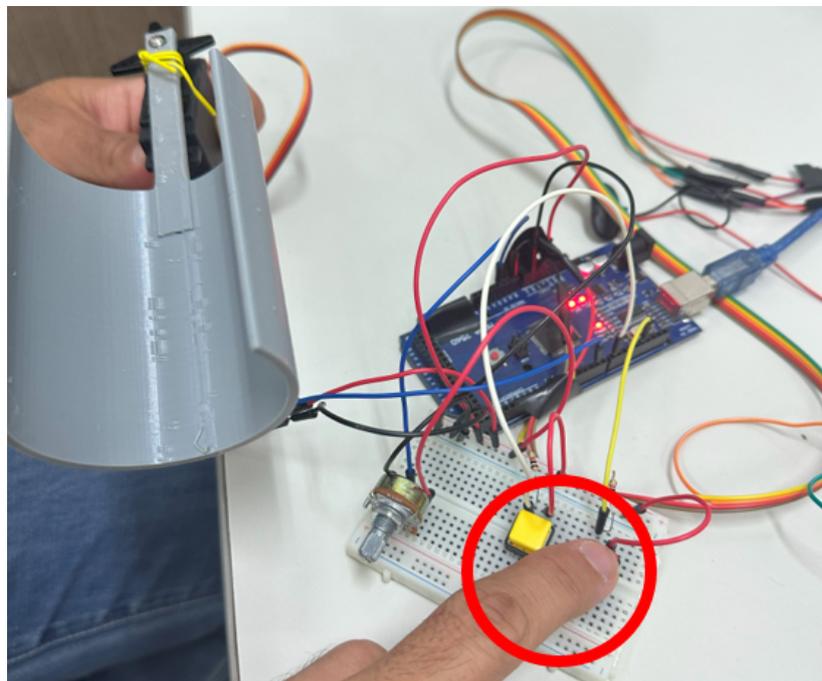


Figura 46: E - Clique no botão de relaxamento muscular (captura própria)

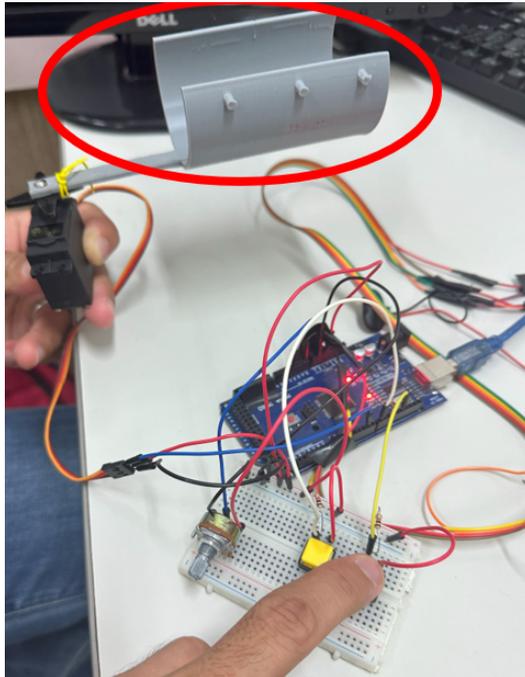


Figura 47: F - Verificação do deslocamento da órtese no ângulo ajustado para o relaxamento da perna (captura própria)

Dessa maneira, o projeto foi simulado com sucesso através de um protótipo inicial em escala reduzida, permitindo a avaliação e validação das funcionalidades pretendidas para a órtese de membro inferior.

Após a fase inicial de testes e ajustes com o protótipo em escala reduzida, foi desenvolvido um modelo de órtese mais funcional, focado na aplicação prática e na durabilidade. Para melhorar o desempenho da órtese, especialmente na articulação do joelho, foi pensado em um rolamento preso por um cabo de tração, o que aprimoraria significativamente o torque da órtese. A ideia desse novo modelo seria utilizar uma polia junto com um cabo de aço, de forma a manter o cabo esticado e, assim, ser possível girar a polia e, conseqüentemente, também o servomotor. Esse ajuste permitiria uma movimentação mais suave e eficiente, essencial para um uso confortável e eficaz pelo usuário. A necessidade de uma órtese mais resistente levou à escolha de um material com maior durabilidade. Além disso, o design da órtese foi ajustado para incluir bordas mais espessas, aumentando assim a robustez e a vida útil do dispositivo. Essas melhorias foram implementadas no novo desenho da órtese, realizado no SolidWorks, conforme ilustrado abaixo.



Figura 48: Ilustração do desenho final da órtese feita no SolidWorks (captura própria)

Essa versão aprimorada da órtese foi impressa também utilizando uma impressora 3D, permitindo a montagem das peças com o rolamento na articulação do joelho. As imagens abaixo ilustram a impressão em 3D e essas peças já impressas, onde é visível a maior resistência em comparação com as peças do protótipo inicial.

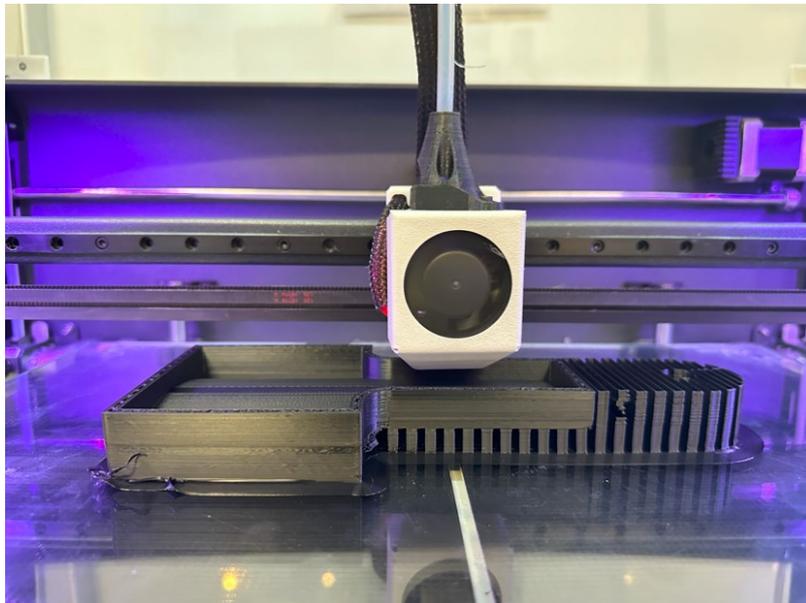


Figura 49: Impressão 3D das peças (captura própria)



Figura 50: (a) Ilustração da peça do protótipo final da órtese (captura própria) & (b) Ilustração lateral da peça do protótipo final da órtese (captura própria)

Por fim, é ilustrado abaixo a ideia do modelo da órtese mais funcional, que é desenvolvida pelas peças impressas em 3D, a polia com o cabo de aço para causar a tração necessária e suficiente para girar a polia e o espaço acima, onde seria armazenado a placa de arduino com todos os códigos já implementados.

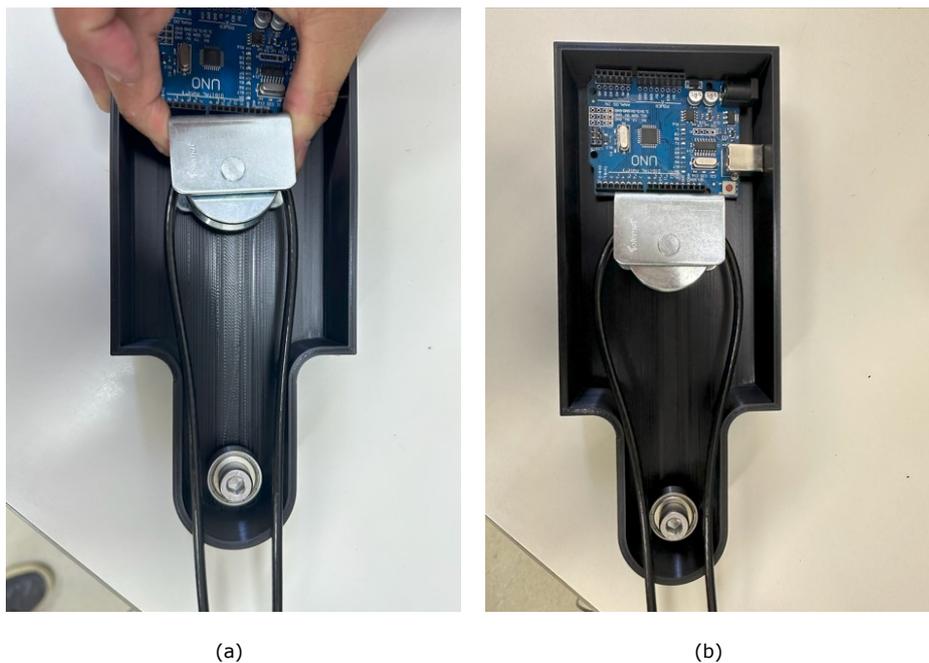


Figura 51: (a) Ilustração da posição da polia do modelo final da órtese (captura própria) & (b) Ilustração da ideia do modelo final da órtese (captura própria)

A maior resistência e o aumento da espessura das bordas foram importantes para assegurar a integridade estrutural da órtese. Além disso, a implementação do rolamento e do cabo de tração na articulação do joelho melhorou o torque e também proporcionou uma movimentação mais natural e controlada do usuário.

5 Conclusões e Trabalhos Futuros

Este trabalho teve como objetivo projetar e construir uma órtese de membro inferior capaz de realizar um movimento contralateral da perna através da posição da segunda perna, acionado por meio de um estímulo muscular, mapeado por um sensor eletromiográfico. O projeto utilizou mecanismos de hardware e software para o sensoriamento e atuação da órtese, abordando diversos desafios envolvidos na construção de uma órtese acionada através da decodificação da intenção do movimento do usuário, utilizando um servomotor.

O maior desafio encontrado foi em relação à funcionalidade do sensor EMG. Inicialmente, foi utilizado um sensor menos robusto, o que prejudicou a qualidade do sinal obtido dos estímulos musculares devido ao alto nível de ruído, inviabilizando a leitura natural dos sinais. Posteriormente, foi utilizado um sensor EMG de maior acurácia, permitindo a criação de uma base de dados no Arduino com os valores de pico dos estímulos musculares, tanto para a contração quanto para o relaxamento. Embora esse segundo sensor fosse muito mais eficaz e responsivo, foi necessário criar essa base de dados para simular os estímulos musculares de um usuário, pois o sensor possuía um sistema próprio que não permitia a conexão direta com a placa Arduino. O código no Arduino foi fundamental para integrar a parte de sensoriamento com a atuação do servomotor.

As simulações realizadas com o segundo sensor foram satisfatórias, representando de forma precisa a intenção do usuário de contrair ou relaxar seus músculos. Além disso, o sensor de posição e o servomotor atuaram de maneira satisfatória, sendo acionados através de um potenciômetro para identificar a posição do ângulo e botões para acionar os modos de "contração" ou "relaxamento" do músculo. Esse método foi utilizado para verificar a viabilidade do projeto, pois uma implementação mais robusta requer mais recursos que não foram apresentados neste trabalho.

Para trabalhos futuros, é possível considerar a implementação da órtese em tempo real, utilizando os estímulos do usuário através de um sensor altamente responsivo que possa ser integrado diretamente com o Arduino ou até mesmo com um Raspberry Pi. Dessa forma, não seria apenas uma simulação, mas uma implementação real dos sinais musculares.

Outra forma de aprimorar este projeto em futuros trabalhos seria a implementação de um controlador com sensor móvel de maior acurácia, visando o controle da marcha humana. Estudos sobre técnicas de controle clássico ou até mesmo de controles não lineares, aliados a uma modelagem que trate as incertezas paramétricas e as perturbações de forma mais realista, trariam mais robustez e naturalidade ao desempenho da órtese, sofisticando ainda mais o projeto. Outras melhorias também podem ser implementadas, como o uso de técnicas de otimização para tornar a órtese mais leve sem perder suas características mecânicas desejadas, a implementação de mais eletrodos para melhorar a inferência de movimento e a introdução de modificações ergonômicas para tornar a órtese mais autônoma e atraente para o usuário.

Referências

- [1] G. Ruscoe, "Thomas splint," *HISTORY.PHYSIO*, 2021. [Online]. Available: <https://history.physio/thomas-splint/>
- [2] F. . Gentz, "Types of orthoses," *NA*, NA. [Online]. Available: <https://www.fior-gentz.de/en/orthotics/types-of-orthoses.html>
- [3] M. RANCIARO, "Controle mimético de marcha de um membro inferior para Órtese ativa," *Dissertação de Mestrado - Pontificia Universidade Catolica do Paraná*, 2016.
- [4] P. C. Pereira, "Nova modelagem biomecânica do corpo humano aplicável na análise e controle da locomoção," *Dissertação de Mestrado - Pontificia Universidade Catolica do Paraná*, 2005.
- [5] T. R. M. Filippo, "Uma contribuição da automação para o desenvolvimento de Órteses ativas para membros inferiores," *Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de Campinas*, 2006.
- [6] e. a. Muhammad Q., Zeeshan M., "Biomechanical design and control of lower limb exoskeleton for sit-to stand and stand-to-sit movements," *Department of Mechatronics Engineering- University, Islamabad*, 2018.
- [7] S. H. F. ANTONIO D. DE SARRO JUNIOR, JOSÉ JAIR A. M. JÚNIOR, "Controle de um braço robótico através de eletromiografia," *NA*, 2014.
- [8] M. A. C. Garcia, "Surface electromyography: Why, when and how to use it," *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 2011.
- [9] E. D. S. CAETANO, "Protótipo de Órtese ativa monoarticulada para membro inferior," *Monografia Bacharel em Engenharia Mecânica - Instituto Federal do Espírito Santo, Campus São Mateus*, 2016.
- [10] G. Nakata, "Hands on arduino, dc motor driver and potenciômetro," *i9- Núcleo Estudantil de Inovação Tecnológica*, 2018.
- [11] J. A. Cabral, "Plataforma de aquisição multiespectral de sinais analógicos aplicado a biomédica," *XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – XXIII CBEB*, 2012.
- [12] N. L. of Medicine History of Medicine Division, "History of the orthotic devices," *NIH MedlinePlus Magazine*, 2023. [Online]. Available: <https://magazine.medlineplus.gov/article/prosthetics-through-the-ages>
- [13] M. T. H. S. Farah Syazwani Shahar, "A review on the orthotics and prosthetics and the potential of kenaf composites as alternative materials for ankle-foot orthosis," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2019. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S175161611930904X>
- [14] P. Hernigou, "Ambroise paré ii: Paré's contributions to amputation and ligature," *International Orthopaedics*, 2013. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3609990/>

- [15] S. WRÓŃSKI, "History of the orthotic devices," *Orthotics Research Centre*, NA. [Online]. Available: <https://www.reh4mat.com/en/orc/history-of-the-orthotic-devices/>
- [16] J. S.-T. Beverley Gray, "The thomas' splint: Application and patient care," *International Journal of Orthopaedic Trauma Nursing*, 2018. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S187812411830008X?via%3Dihub>
- [17] J. A. K. Shamp, "Ankle foot orthoses metal vs. plastic," *Clinical Prosthetics Si Orthotics*, 1983.
- [18] S. Morimoto, "Órteses e próteses de membro superior impressas em 3d: uma revisão integrativa," *Cadernos Brasileiros de Terapia Ocupacional*, 2021. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1590/2526-8910.ctoAO2078>
- [19] ORLIMAN, "The evolution of orthopedics: old and modern devices," *ORLIMAN Website*, 2020. [Online]. Available: <https://www.orliman.com/en/the-evolution-of-orthopedics-old-and-modern-devices/>
- [20] G. Rzyman, "Upper limb bionic orthoses: General overview and forecasting changes," *Special Issue Robotic and Sensor Technology for Upper Limb Rehabilitation*, 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/app10155323>
- [21] W. S. Barbosa, "Development, construction, analysis and control of upper limb orthosis using bio-signals," Tese de doutorado, PUC-RIO, 2022.
- [22] e. a. Alysson A. C., "Técnico em órteses e próteses: Livro-texto," *Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Departamento de Gestão da Educação na Saúde.*, 2014.
- [23] e. a. Paula Alessandra Lima S. B., "Tecnologia assistiva e políticas públicas no brasil," *Scielo Brasil*, 2023. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1590/2526-8910.ctoAO260434011>
- [24] PNS, "Pesquisa nacional de saúde 2019 - ciclos de vida brasil," NA, 2019.
- [25] T. e. I. Ministério da Ciência, "Tecnologia assistiva e políticas públicas no brasil," *gov.br*, 2021. [Online]. Available: <https://www.gov.br/participamaisbrasil/pnta>
- [26] D. Bhuyan, "A brief history of prosthetics and orthotics of the lower body and their types," *Girijananda Chowdhury Institute of Management and Technology, India*, 2019. [Online]. Available: https://www.academia.edu/39269847/A_Brief_History_of_Prosthetics_and_Orthotics_of_the_Lower_Body_and_Their_Types20190526_72374_ms8gro
- [27] Ortoponto, "Prótese e órtese: entenda as diferenças e para que servem," *ORTOPONTO BLOG*, 2021. [Online]. Available: <https://www.ortoponto.com.br/m/blog/616448ea905e2e0bd74473b6/protese-e-ortese-entenda-as-diferencas-e-para-que-servem>
- [28] J. A. Carvalho, "Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação," NA, 2003.

- [29] L. Soares, "Órteses e próteses: qual a diferença e tipos disponíveis?" *GUIA DE RODAS*, 2020. [Online]. Available: <https://guiaderodas.com/orteses-e-proteses-qual-a-diferenca-e-tipos-disponiveis/>
- [30] J. A. Carvalho, "Órteses um recurso terapêutico complementar," *NA*, 2013.
- [31] J. Perry, *Análise de marcha*. Manole, 2004, vol. 3.
- [32] C. T. Scistowicz, "Análise biomecânica dos esforços sobre as articulações do corpo humano durante o movimento de arranque a partir de imagens de vídeo," *Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia Mecânica da PUC-Rio*, 2018.
- [33] G. D. C. e. a. Juliana Malta, "Eletromiografia aplicada aos músculos da mastigação," *Acta Ortopédica Brasileira*, 2006. [Online]. Available: <https://www.scielo.br/j/aob/a/YT9ZxcqMRj3qDLnrLwQJ3kn/>
- [34] C. Rodriguez-Añez, "A eletromiografia na análise da postura." *NA*, *NA*. [Online]. Available: http://winston.alhosting.com.br/emg_e_postura.htm
- [35] J. Perry, *Introdução à Robótica - Análise, Controle, Aplicações*. LTC, 2013.
- [36] C. T. K. T. Kilian, *Modern Control Technology*. Pearson, 2005.
- [37] A. V. SAMPOL, *Manual de prescrição de órteses e próteses: cuidados e indicações: material utilizado no tratamento*. Rio de Janeiro: Águia Dourada, 2010.
- [38] P. Kuhn, "As amputações do membro inferior e suas próteses," in *As amputações do membro inferior e suas próteses*, 1997, pp. 184–184.
- [39] M. H. Rashid, *Eletrônica de potência: dispositivos, circuitos e aplicações*. Pearson, 2014, vol. 48.
- [40] P. A. Cardoso, "Controle e simulação da marcha humana por meio de um exoesqueleto robótico para membros inferiores," Ph.D. dissertation, PUC-RIO, 2019.
- [41] A. M. Dollar and H. Herr, "Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 1, pp. 144–158, 2008.
- [42] R. J. Farris, H. A. Quintero, and M. Goldfarb, "Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 19, no. 6, pp. 652–659, 2011.
- [43] S. Mo, S. H. Leung, Z. Y. Chan, L. K. Sze, K.-M. Mok, P. S. Yung, R. Ferber, and R. T. Cheung, "The biomechanical difference between running with traditional and 3d printed orthoses," *Journal of Sports Sciences*, vol. 37, no. 19, pp. 2191–2197, 2019, pMID: 31156031. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1626069>
- [44] W. S. Barbosa, G. P. Temporão, and M. A. Meggiolaro, "Control techniques for neuromuscular electrical stimulation: A brief survey," in *2021 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM)*, Dec 2021, pp. 2998–3005.
- [45] B. SICSU, *Algoritmos Genéticos*. Ciência Moderna; 3ª edição (1 janeiro 2012), 2012.

- [46] M. A. M. Dzahir and S.-i. Yamamoto, "Recent trends in lower-limb robotic rehabilitation orthosis: Control scheme and strategy for pneumatic muscle actuated gait trainers," *Robotics*, vol. 3, no. 2, pp. 120–148, 2014. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2218-6581/3/2/120>
- [47] e. a. Polyana Costa Tavares, "Intervenção protética em amputação de membros superiores (mmss)," *UFPB - Centro de Ciências da Saúde/ Departamento de Fisioterapia*, NA. [Online]. Available: <chrome-extension://efaidnbnmnnibpcajpcgclclefindmkaj/http://www.prac.ufpb.br/anais/IXEnex/iniciacao/documentos/anais/6.SAUDE/6CCSDFTMT16.pdf>

[]