UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO

Acionamento de uma mão robótica por meio do eletrooculograma: um protótipo de tecnologia assistiva

Trabalho Supervisionado

Engenharia Biomédica

Nathália Giovanna Siqueira Bomfim
Orientadora: Profª. Drª. Marilú Gomes Netto Monte da Silva

Universidade Federal de Pernambuco
Centro de Tecnologia e Geociências
Departamento de Engenharia Biomédica
Graduação em Engenharia Biomédica

NATHÁLIA GIOVANNA SIQUEIRA BOMFIM

Acionamento de uma mão robótica por meio do eletrooculograma: Um protótipo de tecnologia assistiva

Monografia apresentada como requisito parcial para obtenção do diploma de Bacharel em Engenharia Biomédica pela Universidade Federal de Pernambuco.

Recife, maio de 2023.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do programa de geração automática do SIB/UFPE

Bomfim, Nathália Giovanna Siqueira.
Acionamento de uma mão robótica por meio do eletrooculograma: um protótipo de tecnologia assistiva / Nathália Giovanna Siqueira Bomfim. - Recife, 2023.
45 : il., tab.

Orientador(a): Marilú Gomes Netto Monte da Silva
Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociências, Engenharia Biomédica - Bacharelado, 2023.

1. eletrooculograma (EOG). 2. interface humano-máquina. 3. mão robótica. 4. sinais bioelétricos. 5. tecnologia assistiva.. I. Silva, Marilú Gomes Netto Monte da. (Orientação). II. Título.

600 CDD (22.ed.)

Dedico esta conquista em memória da minha avó Marluce, que mesmo diante de tudo, sempre foi uma fortaleza em nossas vidas.

Agradecimentos

Agradeço à Deus, pela força e o suporte dados a mim nos últimos tempos, pois nada além do divino poderia justificar esta conquista. Agradeço aos meus pais, Márcia e Gilvânio, que sempre fizeram tudo que puderam, da forma que puderam, por mim e por Davi, ao qual também sou grata por compartilhar tantos momentos da vida.

Agradeço às minhas avós, que foram indispensáveis na minha criação. À vovó Marlene, é muito bom se sentir tão amada ao ponto de ser prioridade na vida de alguém. À vovó Marluce, que sempre foi a personificação do amor, obrigada por ter deixado sempre tão claro o quanto éramos importantes, sua falta é sentida a cada momento.

Agradeço aos meus amigos. Marcus, que sempre foi suporte em todos os momentos e Cláudia, que me encoraja sempre da melhor maneira que pode. Giullia, Sérgio e Jullyo, presentes que a Universidade me deu. Obrigada a todos por sempre estarem comigo, presencialmente ou não.

Agradeço aos meus professores por tanta dedicação, em especial à minha orientadora Marilú, pela paciência e apoio durante toda essa jornada.

Resumo

O registro de eletrooculograma (EOG) é uma das principais ferramentas para uma Interface Humano Máquina (IHM), permitindo que um indivíduo controle dispositivos eletrônicos, utilizando padrões de movimento ocular. O EOG é muito utilizado em pesquisas que envolvem IHM, por exemplo, por ser não invasivo, pelo registro ser relativamente simples de ser realizado, e pela rápida resposta (sistema de baixa latência). Uma IHM é um sistema que permite a comunicação entre um usuário e uma máquina e é algo muito discutido no que diz respeito a tecnologias assistivas para pessoas com deficiência, sobretudo, motora. Visto isso, o presente trabalho descreve a elaboração de um protótipo de IHM a partir de movimentos oculares para o acionamento de uma mão robótica. Para isso, foi elaborado um projeto que se inicia na aquisição do sinal de EOG e vai até a confecção da tecnologia responsável por relacionar os movimentos oculares ao acionamento de uma mão robótica. O trabalho apresentou resultados satisfatórios quando comparado a outros trabalhos semelhantes, com uma acurácia de 99% e precisão de 99%.

Palavras-chave: eletrooculograma (EOG); interface humano-máquina; mão robótica; sinais bioelétricos; tecnologia assistiva.

Abstract

Electrooculogram (EOG) is one of the main signals for a Human Machine Interface (HMI), this allows an individual to control electronic devices using eye movement patterns. The EOG is widely used in research involving HMI, because its non-invasive characteristic, because the recording is relatively simple to perform, and because of the quick response (low latency system). An HMI is a system that allows communication between a user and a machine and is something much discussed about assistive technologies for people with disabilities, especially motor disabilities. Given this, the present research describes the elaboration of an HMI prototype from eye movements to trigger a robotic hand. For this, this project was developed that starts with the acquisition of the EOG signal and goes to the making of the technology responsible for relating eye movements to the activation of a robotic hand. The research presented satisfactory results when compared to other similar works, with an accuracy of 99% and precision of 99%.

Keywords: assistive technology; bioelectric signals; electrooculogram (EOG); human-machine interface; robotic hand.

Sumário

Capítulo 1 Introdução **1**

1.1 Objetivos 4

1.2 Estrutura do trabalho 4

Capítulo 2 Materiais e Métodos **1**

2.1 Circuito de Aquisição e Condicionamento do Sinal de EOG 1

2.1.1 Aquisição do Sinal 2

2.1.2 Filtros 3

2.1.3 Alimentação do circuito 6

2.1.4 Eletrodos 6

2.2 Mão Robótica 7

2.3 Placa de controle 8

2.3.1 Hardware 8

2.3.1 Seleção dos movimentos oculares 9

2.3.2 Firmware 9

2.4 Validação do protótipo e avaliação de performance 13

Capítulo 3 Resultados **17**

3.1 Protótipo 17

3.2 Validação do protótipo e avaliação da performance 21

Capítulo 4 Conclusão **25**

Bibliografia **26**

Índice de Figuras

Figura 1: Número de brasileiros com diferentes tipos de deficiência no ano de 2010. Fonte: IBGE [3].....1

Figura 2: Diagrama de uso do sistema. Fonte: Autor. 1

Figura 3: Potencial Elétrico entre Córnea e Retina. Fonte: [9]. 2

Figura 4: Circuito interno do Amplificador de Instrumentação INA28. Fonte:[12]. 3

Figura 5: Amplificador de instrumentação montado com ganho. Fonte: Autor. 3

Figura 6: Filtro passivo passa-alta de primeira ordem. Fonte: Autor. 4

Figura 7: Filtro ativo passa-baixa com ganho. Fonte: Autor. 5

Figura 8: Regulador de tensão montado. Fonte: Autor. 6

Figura 9: Posisiconamento dos eletrodos no EOG. Fonte: [17].....7

Figura 10: Mão robótica programável Hiwonder micro:bit. Fonte: *Hiwonder* [18]. 7

Figura 11: Etapas de desenvolvimento do código. Fonte: Autor. 10

Figura 12: Desenho da PCB do circuito de aquisição de sinal de EOG (dois canais). Fonte: Autor.....17

Figura 13: Parte de projeto de PCB referente à mão robótica. Fonte: Autor. 18

Figura 14: Projeto do painel Frontal. Fonte: Autor.....19

Figura 15: Projeto do painel traseiro. Fonte: Autor. 19

Figura 16: PCB referente à mão robótica. Fonte: Autor. 20

Figura 17: TechHand EOG: a) painel frontal e b) painel traseiro. Fonte: Autor. 20

Figura 18: Cabo de conexão dos eletrodos. Fonte: Autor. 21

Figura 19: Configuração montada para testes. Fonte: Autor.....21

Figura 20: Sinais dos dois canais no osciloscópio: a) piscada forte; b) olhar para baixo; c) olhar para direita; d) olhar para esquerda. Fonte: Autor.....22

Figura 21: Sinal referente ao olho em posição de não acionamento, com piscadas usuais. Fonte: Autor. 22

Índice de Tabelas

Tabela 1: Constantes referentes à 4ª ordem dos filtros Bessel, Butterworth e Chebyshev. 6

Tabela 2: Conexões de entrada e saída do Arduino. 9

Tabela 3: Modelo de matriz de confusão utilizada. 15

Tabela 4: Resultados dos testes realizados para cada tipo de classe. 23

Tabela 5: Matriz de confusão gerada a partir dos testes de performance. 24

Índice de Quadros

Quadro 1: Código referente aos movimentos de abertura e fechamento da mão robótica.....13

Tabela de Símbolos e Siglas

AD - Analog-Digital

ADC – Analog-Digital Converter

CI - Circuito Integrado

DC - Direct Current

ECG – Eletrocardiografia

EEG - Eletroencefalografia

ELA - Esclerose Lateral Amiotrófica

EMG - Eletromiografia

EOG - Eletrooculograma

GND - Ground

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

ICM - Interface Cérebro-Máquina

IHM - Interface Humano-Máquina

PCB - Printed Circuit Board

UFPE - Universidade Federal de Pernambuco

USB - Universal Serial Bus

Capítulo 1

Introdução

Em 2012, a ONU estimou que existiam mais de um bilhão de pessoas em todo o mundo que convivem com alguma forma de deficiência, dentre as quais cerca de 200 milhões experimentam dificuldades funcionais consideráveis [1]. No Brasil, de acordo com a Pesquisa Nacional de Saúde, divulgada pelo IBGE em 2022, foram identificadas 17,2 milhões de pessoas com deficiência de 2 anos ou mais de idade, o que corresponde a 8,4% da população dessa faixa etária. [2] Apenas no Brasil, de acordo com o censo de 2010 do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), existem cerca de 45,6 milhões de pessoas com deficiência, sendo 13,2 milhões destas deficiências relacionadas ao sistema motor, como é possível visualizar na Figura 1 [3]. Este tipo de deficiência ocorre quando existe algum dano associado aos canais neuromusculares, que são responsáveis pela comunicação entre o sistema nervoso central e as demais partes do corpo, podendo culminar na perda, de forma parcial ou integral, da sensibilidade e do controle dos músculos [4].

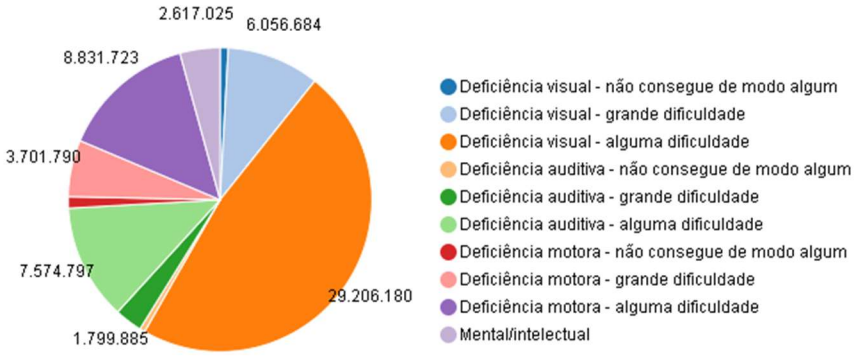

Figura 1: Número de brasileiros com diferentes tipos de deficiência no ano de 2010. Fonte: IBGE [3]

Como exemplo claro de uma doença que promove uma deficiência motora significativa, tem-se a Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA), causada por uma desordem neurodegenerativa que afeta diretamente os neurônios motores [5]. É estimado que os casos desta doença no mundo irão aumentar de 222.801 (2015) para

376.674 (2040), ou seja, aumento de 69% em 25 anos [6]. Este aumento está associado ao envelhecimento da população, principalmente no que diz respeito a nações que se encontram no estado de desenvolvimento, como o Brasil [6]. A complexidade desta doença dificulta de forma substancial tratamentos específicos, contudo, diversas tecnologias assistivas vêm sendo criadas e aprimoradas nas últimas décadas para auxiliar na reabilitação de pessoas. A interface humano-máquina (IHM) é um sistema amplamente usado neste sentido, viabilizando canais de comunicação entre a pessoa e o ambiente ao seu redor [4]. A Interface Cérebro-Máquina (ICM), é um tipo de IHM que permite a comunicação entre o cérebro e um dispositivo externo. Para a elaboração de uma ICM, contudo, faz-se necessário que um ou mais sinais bioelétricos do paciente sejam utilizados para a sua comunicação com o meio externo. Um sinal bioelétrico amplamente usado em pesquisas é o Eletrooculograma (EOG). Dentre as razões do uso deste sinal, tem-se o tempo de resposta relativamente rápido quando comparado aos outros sinais bioelétricos, o desconforto mínimo por parte do paciente, o baixo custo para a elaboração do dispositivo de captura e o fato dos movimentos oculares serem um dos últimos atributos aptos em pessoas com deficiência motora [4], [7].

Apesar de não ser tão recorrente na literatura, alguns trabalhos já desenvolveram protótipos de mãos robóticas acionadas pelo sinal de EOG. No trabalho desenvolvido por [8], por exemplo, propuseram o protótipo de um sistema de IHM destinado a pessoas com as funções motoras comprometidas. O sistema desenvolvido faz a aquisição dos sinais de EOG, e para o acionamento de um manipulador robótico utilizaram os movimentos oculares em 4 direções (esquerda, direita, para baixo e para cima). Para a metodologia deste projeto, os autores montaram um sistema de aquisição de dados e desenvolveram um algoritmo de reconhecimento dos movimentos. A aquisição do sinal, deu-se por meio de eletrodos interligados a um amplificador diferencial, seguido de um filtro passa-baixas com frequência de corte de 25Hz, e o sinal foi digitalizado por meio de uma placa de aquisição de dados (NI-6009). Para a calibração dos movimentos, utilizaram um usuário teste para realizar movimentos oculares na frente de uma tela de computador de acordo com marcações prévias. E utilizaram um algoritmo de programação genética para o reconhecimento dos movimentos oculares. Os autores obtiveram uma acurácia de 94,1% no treinamento com 4 usuários. Contudo, os autores afirmam que

o sistema do manipulador robótico usado (ED-7220C, com 5 graus de liberdade da ED Corporation) possui algumas restrições relacionadas ao controle e acionamento do robô. Além disso, os autores afirmam que o sistema se mostrou lento em relação aos movimentos dos olhos dos usuários, no entanto não mencionaram de quanto foi a latência para fins comparativos com outros trabalhos.

Já o trabalho desenvolvido por [7], por sua vez, desenvolveu um sistema que possibilitasse o uso do computador para programas de aplicações na *internet*, jogos, leitura e a capacidade de controlar objetos externos. Para isso, o projeto foi dividido em 3 etapas: aquisição do sinal; tratamento do sinal e interfaceamento com o computador; e a etapa do software. É importante ressaltar que o modo escolhido para comunicação com o computador foi o protocolo USB, para isso, foi escolhido o microcontrolador PIC 18F4550. A aquisição do sinal também foi realizada por meio de eletrodos e cabos. Para o condicionamento do sinal foi utilizado um amplificador de instrumentação e um filtro passa-baixa, adicionado a um estágio de ganho, e um somador para gerar um deslocamento DC no sinal, para que não apresentasse tensões negativas, tendo em vista que o PIC trabalha apenas com tensões positivas. Por fim, desenvolveram um software para o reconhecimento da movimentação ocular e a movimentação do cursor do computador através dos comandos recebidos. Para a implementação, criaram uma interface com um teclado virtual unido a um banco de dados de palavras, e atalhos para outros softwares, como navegador e calculadora.

Santos Filho [4] fez um trabalho similar aos citados ao projetar uma garra mecânica controlada com o movimento horizontal dos olhos. A aquisição do sinal bioelétrico também foi realizada a partir de eletrodos e usou-se um amplificador de sinais biológicos Grass, modelo QP511, para o condicionamento deste sinal. O ganho usado no amplificador foi de 5000, juntamente com um filtro passa-alta de 0,1Hz e um passa-baixa de 100Hz. O processamento dos dados foi realizado a partir do Kit de desenvolvimento chamado ADSPBF533 EZ-KIT Lite ™, que possui um processador de 32 bits, um conversor Analógico-Digital de 24 bits, 6 saídas analógicas e 5 digitais para uso geral, interface para comunicação serial e memórias. Por fim, a taxa fixa de amostragem do sinal foi de 1.000Hz e foi processado a fim de se obter um novo sinal que pudesse controlar a garra mecânica.

O presente trabalho, por sua vez, tem como objetivo servir como base para projetos que garantam assistência para pessoas com deficiências vinculadas ao sistema motor, garantindo uma melhora na qualidade de vida destas pessoas e as incluindo em meios passíveis de oportunidades até então restritas a pessoas que não compartilham deste tipo de desafio.

1.1 Objetivos

O objetivo geral do presente projeto é a elaboração de uma IHM assistiva que realize movimentações de uma mão robótica a partir de movimentos oculares obtidos por meio do registro do EOG. Os objetivos específicos do projeto são:

- Montagem do circuito de aquisição e condicionamento do sinal de EOG;
- Montagem da PCB (*Printed Circuit Board*) de dois canais, que permita identificar ao menos duas direções de movimentos (horizontal e vertical);
- Processamento do sinal no microcontrolador para evidenciar os picos referentes aos movimentos oculares e atenuar a linha de base do sinal;
- Classificação dos movimentos e acionamento da mão robótica a partir deles, a partir disso, obter um mapeamento para associar o tipo do movimento ocular e seu correspondente na mão robótica;
- Testes de validação do protótipo.

1.2 Estrutura do trabalho

O presente trabalho está estruturado em quatro capítulos. Neste Capítulo 1, destinado à introdução, estão apresentadas a motivação e os objetivos do projeto. Para este capítulo realizou-se uma revisão da literatura na qual estudou-se os processos exercidos por 3 projetos que usaram o sinal de EOG com a finalidade de produzir uma IHM.

O Capítulo 2, por sua vez, demonstra toda a metodologia do trabalho, indicando desde a teoria recorrida até as ferramentas utilizadas e suas limitações. O Capítulo 3 apresenta e discute os resultados obtidos e, por fim, o Capítulo 4 apresenta a conclusão do trabalho e possíveis melhorias em sua implementação.

Capítulo 2

Materiais e Métodos

O desenvolvimento deste projeto foi dividido em 4 (quatro) etapas: circuito de aquisição e condicionamento de sinal de EOG; mão robótica; placa de controle (*hardware* e *firmware* para o acionamento da mão a partir do sinal bioelétrico); e, por fim, a validação do sistema e a avaliação de sua performance. Estas etapas serão descritas detalhadamente nas seções a seguir. O protótipo foi denominado TechHand EOG, e seu diagrama de uso está ilustrado na Figura 2: Diagrama de uso do sistema. Fonte: Autor.

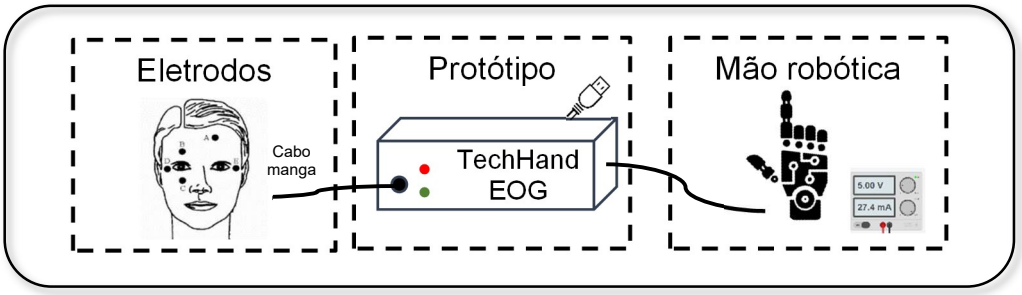

Figura 2: Diagrama de uso do sistema. Fonte: Autor.

2.1 Circuito de Aquisição e Condicionamento do Sinal de EOG

Para a o devido estudo do circuito de aquisição e condicionamento do sinal de EOG, faz-se necessário inicialmente entender como se dá o seu processo de captura, bem como as características particulares deste sinal bioelétrico.

O EOG trata-se do sinal adquirido através do potencial elétrico existente entre a córnea e a retina, como destacado na Figura 3 [9], ele é detectado por meio dos estímulos nervosos e das contrações musculares circunvizinhos aos olhos [10]. Quando este potencial elétrico é acionado, é possível registrar os estímulos gerados pelos movimentos horizontais e verticais dos olhos. Através disso, é possível usar-se eletrodos nas extremidades verticais de um olho e nas extremidades horizontais de ambos os olhos, além de um usado para referência que pode ser posicionado em um ponto intermediário entre eles, como no centro da testa. Logo, a amplitude do sinal

captado pelos eletrodos dar-se de forma diretamente proporcional à amplitude dos movimentos oculares [9].

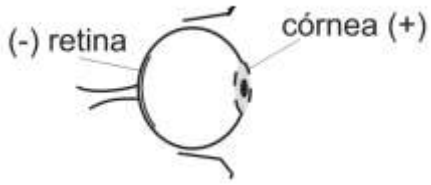

Figura 3: Potencial Elétrico entre Córnea e Retina. Fonte: [9].

A partir da captura, algumas características do sinal de EOG são essenciais para que seja condicionado de forma adequada, de modo que se tenha acesso à forma mais próxima possível do sinal original, eliminando ruídos que interfiram na visualização e potencializando, através da amplificação, o trecho necessário para análise.

Este potencial elétrico gerado entre a córnea e a retina, normalmente pode variar entre 0,01mV e 5,5mV e a frequência entre 0,1 e 10Hz [11]. Esta amplitude é relativamente menor quando comparada com outros sinais bioelétricos, como eletrocardiografia (ECG), eletroencefalografia (EEG) e eletromiografia (EMG). Quanto aos ângulos de rotação dos olhos, por sua vez, podem chegar em até ±50º para os movimentos horizontais e ±30º para movimentos verticais [11].

2.1.1 Aquisição do Sinal

Como fase inicial do circuito, fez-se necessária a amplificação do sinal, tendo em vista sua baixa amplitude. Para isso, foi utilizado um amplificador de instrumentação (INA128), devido à alta taxa de rejeição de modo comum deste tipo de circuito.

O INA128 tem seu circuito interno formado por 3 (três) amplificadores operacionais e 2 (duas) entradas não inversoras, como mostrado na Figura 4 [12]. O amplificador de instrumentação realiza uma aquisição diferencial que traz a redução do ruído comum as duas entradas, além do alto ganho, que é essencial para esta natureza de sinal, controlado apenas pela alteração do resistor R_G. Esse circuito integrado (CI) ainda apresenta em suas entradas uma proteção contra sinais espúrios de alta amplitude. Pois esses sinais poderiam sobrecarregar as etapas amplificadoras do circuito, fazendo com que os componentes eletrônicos do amplificador

trabalhassem em níveis além de sua capacidade nominal, resultando em danos permanentes ou temporários.

O ganho *G* desse circuito é calculado conforme a Equação 1 [12].

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Foi projetado um ganho de 11V/V, conforme pode ser visualizado na Figura 5. Um ganho pequeno no amplificador de instrumentação e um ganho maior após a filtragem ajuda a minimizar o ruído e a interferência no sistema, melhorando a qualidade do sinal para medições ou processamento posterior.

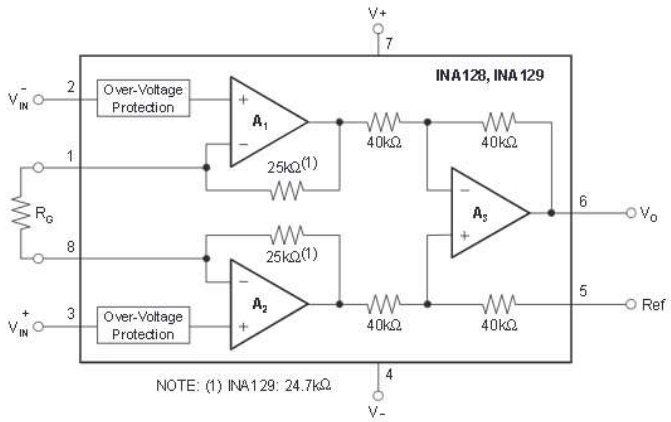

Figura 4: Circuito interno do Amplificador de Instrumentação INA28. Fonte:[12].

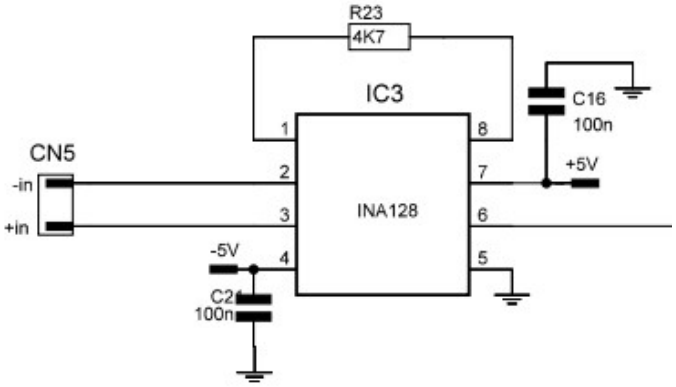

Figura 5: Amplificador de instrumentação montado com ganho. Fonte: Autor.

2.1.2 Filtros

Sabe-se que, ao condicionar um sinal é necessária a atenção para os diversos ruídos provenientes do meio, que podem interferir na visualização e análise do sinal de estudo, como por exemplo o ruído proveniente da rede elétrica. Logo, com o intuito de limitar a faixa de passagem para a garantia de uma redução significativa de

artefatos juntamente com a preservação do sinal original, projetou-se limitar a faixa de passagem de frequências entre 0,1 e 30Hz. Para tal, foram construídos 2 filtros: um filtro passa-alta passivo de 1ª ordem com frequência de corte f_c de 0,1Hz (Figura 6), necessário para ajuste de *offset*, e um filtro passa-baixa ativo do tipo *Butterworth* de 4ª ordem com f_c de 30Hz (Figura 7).

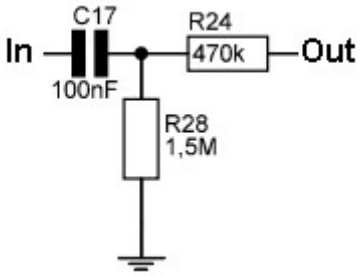

Figura 6: Filtro passivo passa-alta de primeira ordem. Fonte: Autor.

Esta montagem possibilita que o capacitor se comporte como um curto-circuito para sinais de alta frequência, devido à baixa reatância capacitiva. Logo, grande parte da tensão que entra no circuito estará diante do resistor de saída, limitando a frequência de saída deste circuito [13].

O objetivo desse circuito é principalmente remover o *offset* (nível DC) gerado pela diferença de potencial entre a pele e o eletrodo. Para projetar e estruturar os valores dos elementos deste filtro, foi utilizada a Equação 2 [14].

$$Fc = \frac{1}{2\pi RC} \tag{2}$$

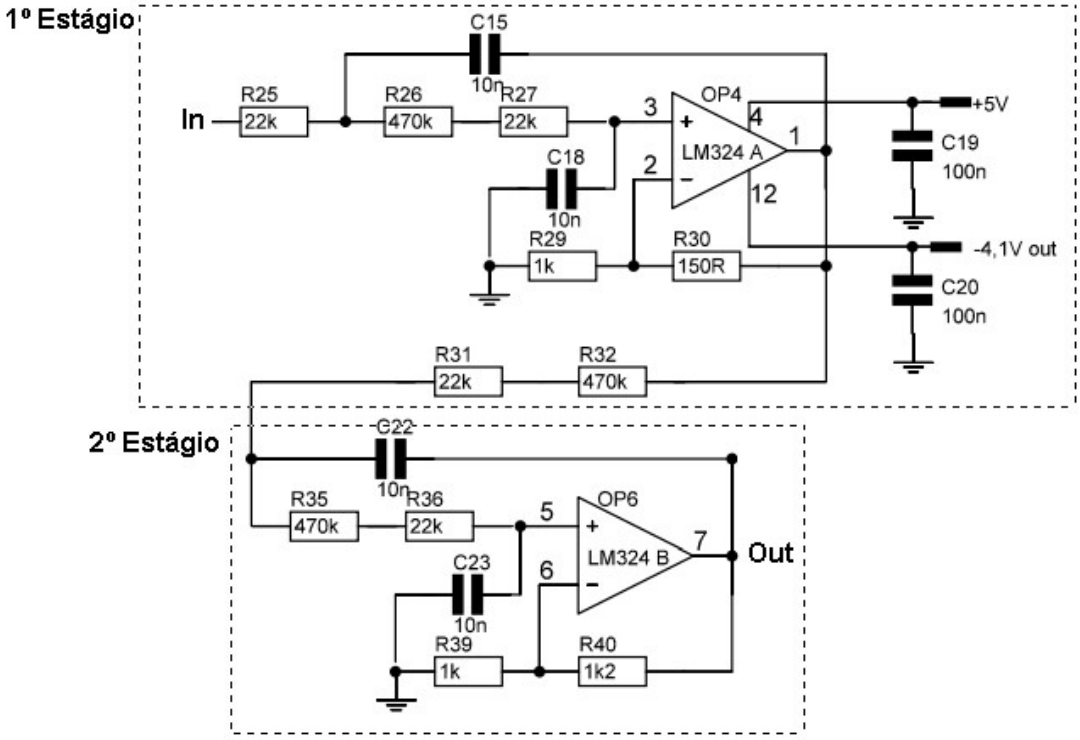

Figura 7: Filtro ativo passa-baixa com ganho. Fonte: Autor.

O filtro Butterworth foi utilizado devido a sua característica de resposta em frequência plana dentro de sua banda passante, o que significa que não introduz distorções significativas no sinal dentro dessa faixa de frequência. Ele é um filtro linear, o que significa que ele mantém a forma de onda do sinal de entrada, mas atenua as frequências indesejadas. Para o dimensionamento dos componentes do filtro foram utilizadas a Equação 3 e a Equação 4 [15], para cada estágio do filtro.

$$R = \frac{k_1}{C \cdot Fc} \tag{3}$$

$$R_f = R_1 \cdot k_2 \tag{4}$$

Onde k_1 e k_2 são constantes específicas para o tipo de design do filtro (Bessel, Butterworth, Chebyshev), de sua ordem e estágio, conforme pode ser visualizado na Tabela 1. Como o filtro é de 4ª ordem, ele possui dois estágios, como pode ser visualizado na Figura 7. No estágio 1, k_1 = 0,1592 e k_2 = 0,152, e no segundo estágio têm-se que k_1 = 0,1592 e k_2 = 1,235. *Fc* é a frequência de corte do filtro. Foi considerado um valor comumente utilizado de capacitância (*C*), 10nF, e as resistências foram calculadas.

Tabela 1: Constantes referentes à 4ª ordem dos filtros Bessel, Butterworth e Chebyshev.

4ª Ordem	**Bessel**		**Butterworth**		**Chebyshev**	
	k_1	k_2	k_1	k_2	k_1	k_2
Estágio1	0,1111	0,084	0,1592	0,1520	0,2666	0,582
Estágio 2	0,0991	0,759	0,1592	1,235	0,1544	1,660

Fonte: Adaptada de [15].

No entanto, ao adequar os valores teóricos dos componentes para valores comerciais disponíveis no laboratório de instrumentação biomédica da UFPE (Universidade Federal de Pernambuco), a frequência de corte ficou em 38,5Hz.

2.1.3 Alimentação do circuito

Para a alimentação positiva do circuito principal, utilizou-se os pinos de +5V e GND da placa de controle, que por sua vez, é alimentada através de sua conexão USB com um computador. Como o INA128 do circuito principal precisa ser alimentado por uma fonte simétrica, usou-se o regulador de tensão MAX889, responsável por transformar tensões positivas em negativas. Esse dispositivo opera com entradas entre 2,7 V e 5,5 V para produzir saída regulada de -2,5 V até -VIN [16]. O esquema elétrico deste regulador está disposto na Figura 8.

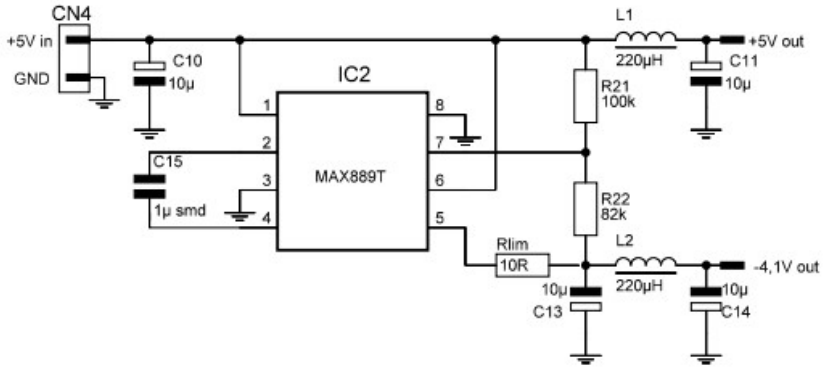

Figura 8: Regulador de tensão montado. Fonte: Autor.

2.1.4 Eletrodos

Como elemento de captura do sinal foram utilizados eletrodos de Ag/AgCl (prata/cloreto de prata) com espuma adesiva e gel sólido.

A disposição dos eletrodos para a captura do sinal de EOG é dada conforme a Figura 9 [17]. As posições B e C irão captar com maior clareza os movimentos verticais, como as piscadas e o olhar para cima e para baixo. Já as posições D e E indicarão com maior exatidão os movimentos horizontais, como olhar para os lados esquerdo e direito, bem como as diagonais. O A, por sua vez, será o ponto de referência dos demais eletrodos.

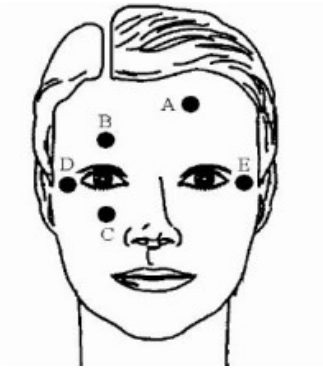

Figura 9: Posisiconamento dos eletrodos no EOG. Fonte: [17].

2.2 Mão Robótica

A mão robótica utilizada neste projeto trata-se do modelo Uhandbit, da marca Hiwonder, conforme mostrado na Figura 10 [18]. Esta mão robótica programável possui uma placa de desenvolvimento Micro:Bit, com vários sensores, e possui uma fonte de alimentação de 6V/5A.

Figura 10: Mão robótica programável Hiwonder micro:bit. Fonte: *Hiwonder* [18].

O microcontrolador citado pode ser programado em diversas linguagens e permite que o produto possa realizar diferentes funções (por exemplo, medição de distância). Contudo, como o objetivo do presente projeto é a movimentação da mão robótica orientada pelo sinal de EOG, foi preferível o uso de um outro microcontrolador, uma placa de Arduino UNO. Foi necessária uma placa de controle a parte, para compor um dispositivo único que proporciona a captura de EOG e acionamento de uma mão robótica quaisquer.

Além da placa controladora, outros dispositivos também são essenciais para o funcionamento da mão, como os servomotores. Estes últimos, são os responsáveis pela movimentação mecânica de cada dedo, bem como a movimentação do punho da mão.

O servomotor trata-se de um dispositivo eletromecânico que se movimenta conforme comando de acionamento, por exemplo, utilizando uma placa com microcontrolador. Neste projeto, estes dispositivos foram utilizados de forma a simular o movimento de abertura e fechamento dos dedos da mão robótica e giro de 90° do punho para direita e esquerda, totalizando 4 movimentos que podem ser combinados por meio de sequências ou isolados.

2.3 Placa de controle

Como exposto na sessão anterior, a placa de Arduino UNO foi utilizada como placa de controle do sistema. Este tipo de Arduino é baseado no microcontrolador da Atmel, o ATmega328. Esse microcontrolador possui 14 pinos digitais de entrada/saída, destes, 6 funcionam também como saídas PWM e, por fim, 6 entradas analógicas. Além disso, possui também um botão de reinicialização, somando tudo que é necessário para o funcionamento do microcontrolador ao conectar a placa a um computador por meio de uma conexão USB, operando em 5V [19].

Essa etapa de desenvolvimento foi dividida em: *hardware*, seleção dos movimentos oculares e *firmware*.

2.3.1 Hardware

No Arduíno, as conexões dividiram-se em entradas analógicas e saídas digitais. Como entrada, tem-se um botão, do tipo chave táctil, usado para a calibração, e os canais 1 e 2 referentes ao circuito de aquisição do sinal bioelétrico.

Para as saídas digitais, tem-se o LED que é acionado durante a realização da calibração e sempre que o usuário exerce um movimento de acionamento. Além disso, têm-se todas as conexões de controle para o acionamento dos servomotores responsáveis pela movimentação da mão robótica.

A Tabela 2 mostra de forma simplificada todos os pinos que foram utilizados, com suas funções correspondentes.

Tabela 2: Conexões de entrada e saída do Arduino.

Entradas Analógicas	A0	Botão de Calibração
	A1	Canal 1 de EOG
	A2	Canal 2 de EOG
Saídas Digitais	7	LED
	8	Servo do Dedo Polegar
	9	Servo do Dedo Indicador
	10	Servo do Dedo Médio
	11	Servo do Dedo Anelar
	12	Servo do Dedo mínimo
	13	Servo do Pulso

Fonte: Autor.

2.3.1 Seleção dos movimentos oculares

Antes do desenvolvimento do código de acionamento da mão robótica, foi necessário o entendimento do comportamento do sinal de EOG, com o intuito de verificar padrões que melhor permitissem sua diferenciação. Para a visualização dos sinais foi utilizado o osciloscópio digital da marca KEYSIGHT e modelo DSOX1204G.

Este trabalho utiliza dois canais de EOG. Um método simples foi utilizado para distinguir os movimentos oculares, por meio da medição da amplitude máxima e da amplitude mínima dos sinais de cada canal, em suma, os movimentos testados foram: piscada forte, olhada para baixo e para cima e olhada para esquerda e para direita. O canal 1 está relacionado à movimentação vertical dos olhos, e os movimentos que se sobressaíram foram a piscada forte e o olhar para baixo, como movimentos máximo e mínimo, respectivamente. No canal 2 por sua, vez, os movimentos escolhidos foram o olhar para direita e esquerda, pela mesma razão. Tendo consciência deste fato, foi elaborado um código limitado a quatro acionamentos.

2.3.2 Firmware

O código do *firmware* necessário para o funcionamento do protótipo, foi escrito na linguagem de programação C++ no ambiente de desenvolvimento do Arduino e

executado para relacionar o sinal bioelétrico à movimentação da mão robótica. Este código foi dividido em 4 (quatro) etapas (Figura 11): definição de variáveis, calibração do sinal bioelétrico, leitura dos sinais de EOG, e acionamento da mão robótica.

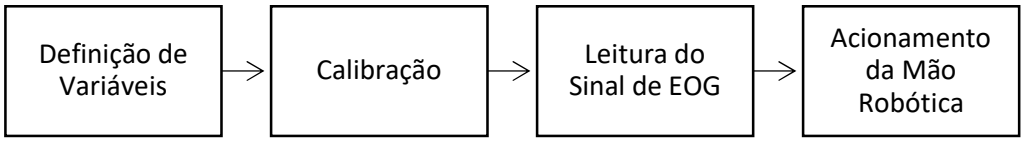

Figura 11: Etapas de desenvolvimento do código. Fonte: Autor.

Definição de variáveis

Inicialmente, foram definidas as variáveis necessárias para a execução do código, pensando-se no papel que cada uma iria desempenhar no código.

Algumas variáveis tiveram caráter imutável e foram definidas de acordo com a pinagem que estavam representadas no Arduino: os 2 (dois) canais de entrada referentes ao circuito de aquisição do sinal de EOG, que estão dispostos nos pinos analógicos A1 e A2; a variável relacionada ao botão de calibração; e a variável para o LED de calibração.

Por fim, foram declaradas as variáveis mutáveis, isto é, aquelas que podem ser modificadas e atualizadas durante a execução do programa com base na leitura de dados. Como por exemplo, as variáveis relacionadas aos valores mínimo, máximo e atual dos 2 (dois) canais do sinal de EOG.

Calibração

Tendo em vista que, mesmo que o sinal de EOG esteja dentro de uma determinada faixa de frequência e tensão, seus valores de amplitude irão variar de indivíduo para indivíduo, e em um mesmo indivíduo em instantes de tempo distintos. Logo, fez-se necessário a criação de uma calibração (no sentido de personalização) inicial para que alguns limiares fossem associados a um tipo de movimentação ocular específica.

Para tal, criou-se duas funções de calibração, que quando executada realiza a leitura e conversão AD do sinal bioelétrico do indivíduo e a máxima e mínima resposta são gravadas constantemente a fim de obter-se o resultado mais preciso possível. As

duas funções de calibração apresentadas são idênticas salvo o fato de cada uma estar relacionada à um canal.

Para que a calibração seja iniciada, foram elaborados acionamentos por meio de um botão que funciona da seguinte forma: primeiramente o botão é pressionado e deve manter-se desta forma durante toda a calibração, enquanto isso, deverão ser realizados todos os 4 movimentos independente de ordem, no mínimo uma vez cada movimento ou até que o usuário esteja seguro de que realizou cada movimento de forma precisa. Neste momento, as duas funções estarão em execução, de modo a gravar todos os limiares máximos e mínimos dos movimentos executados. Assim que o botão não estiver mais pressionado, o período da calibração termina. Para a realização de uma nova calibração, basta repetir o processo.

Leitura do sinal de EOG

Após o condicionamento do sinal analógico é necessário processá-lo para detectar quando ocorre o movimento ocular e identificar o tipo de movimento, para isso é necessária sua conversão de analógico para digital. Contudo, um sinal analógico possui uma enorme quantidade de informação, sendo necessário amostrar esse sinal constante a fim de limitar a quantidade de dados lidos sem perder informações importantes do sinal original.

Para definir a taxa de amostragem para o sinal que se deseja estudar é necessário avaliar qual é a sua frequência máxima, e a partir desse valor de frequência é possível calcular a taxa de amostragem mínima necessária para não distorcer o sinal utilizando o Teorema de Nyquist-Shannon. Esse teorema diz que a frequência de amostragem do sinal deve ser pelo menos duas vezes maior que a frequência máxima do sinal. Se a amostragem não for realizada segundo o teorema de Nyquist ocorrerá sobreposição de amostras, obtendo um sinal diferente do sinal original, devido a distorção espectral ocasionada, denominada de erro de Aliasing [20].

Para evitar o erro de Aliasing pode ser implementado um filtro anti-aliasing que nada mais é do que um filtro passa-baixas que atenua quaisquer frequências do sinal de entrada maiores que a frequência de Nyquist. Esse filtro deve apresentar uma atenuação de 95dB em sua banda de rejeição. O filtro passa baixas de 4ª ordem implementado neste trabalho possui uma frequência de corte de aproximadamente 38Hz, logo, terá a atenuação de 96dB por oitava em 608Hz. Considerando esse valor

de 608Hz como a frequência máxima do sinal, a taxa de amostragem mínima deverá ser de 1.216amostras/s (Hz), seguindo o critério de Nyquist. O ADC da placa do Arduino Uno apresenta resolução de 10bits e taxa de amostragem de 9.600Hz para um *clock* de 125kHz (cristal de 16MHz e *prescaler* de 128), o suficiente para este projeto.

Para finalizar, as leituras dos sinais referentes aos movimentos são realizadas em sequência e a latência média entres eles é de, aproximadamente, 105μs.

Acionamento da mão robótica

Após a leitura dos sinais de EOG, os valores máximo e mínimo dos sinais que foram obtidos durante a calibração são mapeados e atrelados a valores específicos. Neste projeto, usou-se o intervalo de 0 a 255 como o intervalo limitador do sinal.

Estes valores mapeados foram vinculados ao acionamento de um LED. Desta forma, o LED irá acender quando o sinal estiver em seu nível máximo e permanecer desligado no restante do tempo. Com isso será possível identificar se o movimento realizado pelo usuário conseguiu atingir o limiar definido na calibração.

Após a leitura e processamento dos sinais é gerado, enfim, o acionamento da mão robótica. Para tal, foi utilizada a biblioteca *Servo.h* que é essencial para o controle de servomotores.

A projeção foi dividida de acordo com os 2 (dois) canais analisados. No primeiro, as ações de abertura e fechamento da mão foram associadas aos movimentos oculares cujos sinais tiveram maior e menor amplitude, respectivamente. No canal 2 (dois), por sua vez, as rotações para direita e esquerda do pulso foram associadas aos movimentos oculares cujos sinais tiveram maior e menor amplitude, respectivamente. A mão em repouso, por sua vez, é mantida quando o usuário não executa nenhum dos movimentos citados, apenas piscadas usuais. Um exemplo de trecho de código pode ser visualizado no Quadro 1.

Quadro 1: Código referente aos movimentos de abertura e fechamento da mão robótica.

```
// Movimento de Abertura da mão
  If (sensorValue >= {Valor Máximo definifo}) {
     for (pos = 0; pos <= 180; pos += 1) {
      servo_8.write(pos);
      servo_9.write(pos);
      servo_10.write(pos);
      servo_11.write(pos);
      servo_12.write(pos);
      delay(15); // Espera 15 milisegundo(s)
  }
    }
// Movimento de Fechamento da mão
  If (sensorValue<= {Valor Mínimo definifo}) {
    for (pos = 180; pos >= 0; pos -= 1) {
      servo_8.write(pos);
      servo_9.write(pos);
      servo_10.write(pos);
      servo_11.write(pos);
      servo_12.write(pos);
      delay(15); // Espera 15 milisegundo(s)
  }
    }
```

Fonte: Autor.

2.4 Validação do protótipo e avaliação de performance

Para a validação do protótipo de aquisição de sinais de EOG foram realizados inicialmente testes de bancada com o uso de uma fonte DC de bancada, cujo modelo é o PS-5000 da marca Icel, um osciloscópio digital de modelo DSOX1204G da marca KEYSIGHT e, por fim, um computador com o sistema operacional Windows 10.

Após a confecção do protótipo e testes de funcionamento, elaborou-se um protocolo de testes para a validação do sistema e para avaliar a sua performance. O

protocolo consiste, primeiramente, na higienização da pele onde ficariam dispostos os eletrodos com o uso de álcool 70%, após isso, a disposição deles na face.

Para o teste de performance, realizou-se primeiramente a calibração dos movimentos oculares para baixo, esquerda, direita e piscada forte. Este último movimento foi escolhido devido à melhor resposta em detrimento ao movimento de olhar para cima, mesmo que ambos apresentassem um sinal esteticamente semelhante. Posteriormente, foi realizada a execução de uma sequência destes mesmos movimentos com um intervalo de aproximadamente um segundo entre eles, de forma intercalada. Essa sequência foi repetida vinte vezes. Além disso, é importante salientar que o protocolo foi realizado em um ambiente refrigerado, com o indivíduo sentado confortavelmente.

O protocolo descrito foi realizado apenas pela própria autora, mulher cis-gênero com idade dentro do intervalo de 20-15 anos, sem a presença de deficiências motoras.

Alguns índices foram extraídos de uma matriz de confusão para medir o desempenho do sistema proposto, como acurácia e precisão. Uma matriz de confusão é uma tabela com o mesmo número de colunas e linhas, que descreve o desempenho de um modelo de classificação, com base no número de amostras que atingiram um resultado previsto de acordo com uma regra de classificação [21]. Para este projeto, as linhas consistem na movimentação de referência (*benchmark*) da mão robótica (baseando-se no movimento ocular realizado) e as colunas a movimentação da mão robótica resultante da classificação.

O uso de uma matriz de confusão permite uma análise mais detalhada do modelo de classificação, pois distingue os resultados em quatro classes: verdadeiro positivo, verdadeiro negativo, falso positivo e falso negativo. Por exemplo, os quatro possíveis resultados, usando uma regra de classificação binária, para “mão gira para direita” (olhar para direita) são descritos a seguir:

- Verdadeiro positivo (VP): quando o movimento da mão robótica condiz com o movimento ocular de olhar para direita;
- Verdadeiro negativo (VN): quando o movimento da mão robótica e o ocular não são para direita;
- Falso positivo (FP): quando a mão robótica gira para direita, não condizendo com o movimento ocular;

- Falso negativo (FN): quando o movimento da mão robótica não condiz com o movimento ocular de olhar para direita.

No entanto, este trabalho tem múltiplas classes: mão gira para direita (olhar para direita), mão gira para esquerda (olhar para esquerda), mão abre (piscada forte), mão fecha (olhar para baixo) e mão parada (sem movimento ocular ou com baixa intensidade, por exemplo, piscada fraca e olhar para cima). Visto isso, os resultados foram analisados da seguinte forma: o VP para um determinado movimento e o VN para os outros tipos de movimento (inclusive mão parada) fazem parte do mesmo conjunto (representado em cinza na matriz de confusão na Tabela 3), ou seja, quando tem-se um VP, significa não só que classificou o movimento corretamente, mas também não classificou os outros movimentos incorretamente. Os resultados FP estão na última linha da tabela, enquanto os resultados FN estão na última coluna à direita da tabela.

Tabela 3: Modelo de matriz de confusão utilizada.

Predito / ***Benchmark***	**MGD[1]**	**MGE[2]**	**MA[3]**	**MF[4]**	**MP[5]**	**FN**
MGD[1]						
MGE[2]						
MA[3]						
MF[4]						
MP[5]						
FP						

[1]MGD: mão gira para direita; [2]MGE: mão gira para esquerda; [3]MA: mão abre; [4]MF: mão fecha; [5]MP: mão parada. Fonte: Autor.

As métricas utilizadas para a avaliação da performance foram a acurácia e a precisão, conforme a Equação 5 e a Equação 6 [22], respectivamente. Esta primeira está associada ao grau de assertividade do sistema, ou seja, a proximidade com a realidade assumida pela medição. Já a segunda está relacionada ao grau de variação gerado pelas diversas medições.

$$Acurácia = \frac{VP + VN}{VP + FN + VN + VP} \quad (5)$$

$$Precisão = \frac{VP}{VP + FP} \quad (6)$$

Capítulo 3

Resultados

Neste capítulo serão apresentados e discutidos os resultados obtidos na confecção e testes de performance do protótipo aqui desenvolvido.

3.1 Protótipo

Após os testes em protoboard, foram confeccionadas placas de circuito impresso para a maior estabilidade do sistema e facilidade de uso.

As PCBs foram confeccionadas por meio de serviço terceirizado, com um custo total de R$ 680,00. Uma delas foi destinada ao circuito de aquisição de sinais de EOG, como descrito na sessão 2.1, e a outra para o controle e alimentação dos servomotores que compõem a mão robótica.

A PCB referente ao circuito de aquisição fica totalmente interna ao protótipo e sua alimentação positiva se dá por meio dos 5V e GND fornecidos pelo Arduino Uno (alimentado pela USB do computador), e a tensão negativa pelo MAX889T, também presente nessa placa. Esta PCB foi montada como *Shield* para a placa do Arduino Uno, e comporta toda pinagem necessária para sua comunicação com a placa de controle. A Figura 12 mostra o desenho dessa PCB.

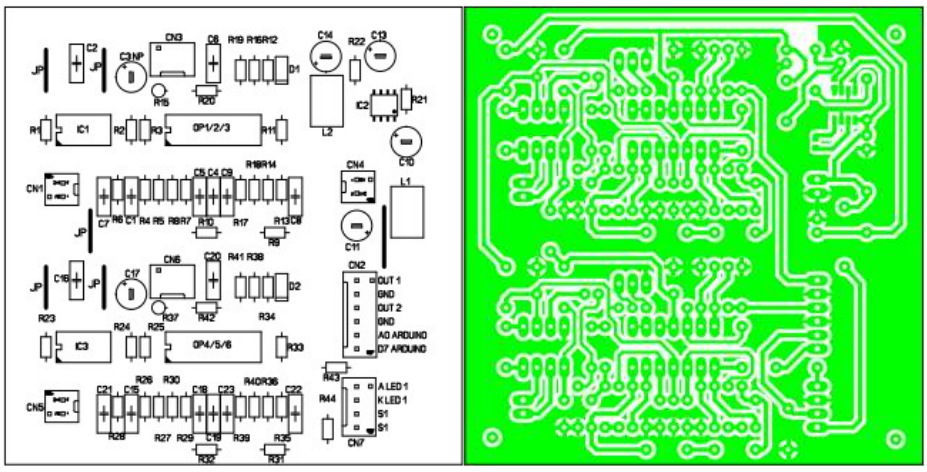

Figura 12: Desenho da PCB do circuito de aquisição de sinal de EOG (dois canais). Fonte: Autor.

A PCB referente a comunicação entre a mão robótica e a placa de Arduino, por sua vez, possui seis pinos de saída destinados ao controle dos seis servomotores da mão robótica, e mais dois pinos referentes a alimentação de 5V e a referência. Optou-se por alimentar esta placa com uma fonte DC externa de bancada, visto que o Arduino possui um limite para a quantidade de servomotores que podem ser alimentados diretamente pelo seu circuito, principalmente devido às limitações de corrente elétrica que o microcontrolador pode fornecer. Cada servomotor requer uma quantidade mínima de corrente para operar corretamente, e quando múltiplos servomotores são conectados ao Arduino, a corrente total pode exceder o limite suportado pelo microcontrolador. A Figura 13 mostra a arquitetura dessa PCB.

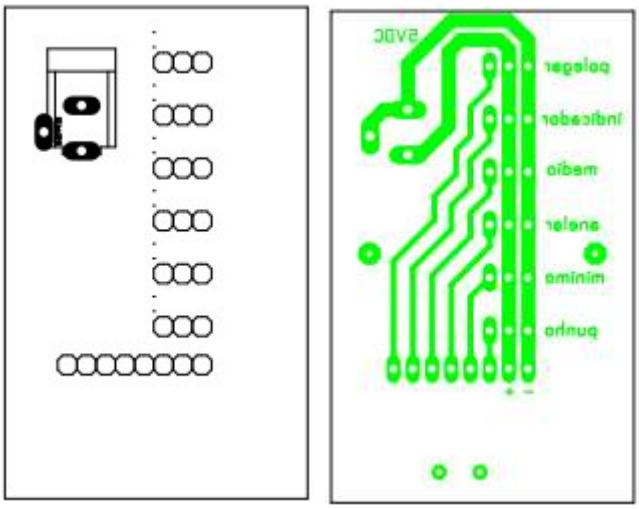

Figura 13: Parte de projeto de PCB referente à mão robótica. Fonte: Autor.

A PCB de aquisição foi conectada a placa do Arduino e foram acondicionadas em uma caixa plástica de dimensões de, aproximadamente 20x25x10cm (comprimento x largura x altura). O protótipo foi denominado TechHand EOG. Para a caixa foram desenvolvidos painéis adesivos para satisfazerem o protocolo de uso de forma fácil e intuitiva.

No painel frontal foi realizada a furação e o posicionamento de alguns componentes, o botão Liga/Desliga do sistema, o botão de calibração e o LED, que indicará tanto a realização da calibração quanto o acionamento da mão robótica. Além disso, neste painel também está a entrada para os cabos que se interligam aos eletrodos dos dois canais de EOG. Esse painel é mostrado na Figura 14.

No painel traseiro, por sua vez, encontram-se as saídas dos dois canais para a visualização dos sinais no osciloscópio. Além disso, encontra-se a conexão USB do Arduino, e a saída que se conecta à PCB dos servomotores. Esse painel está mostrado na Figura 15.

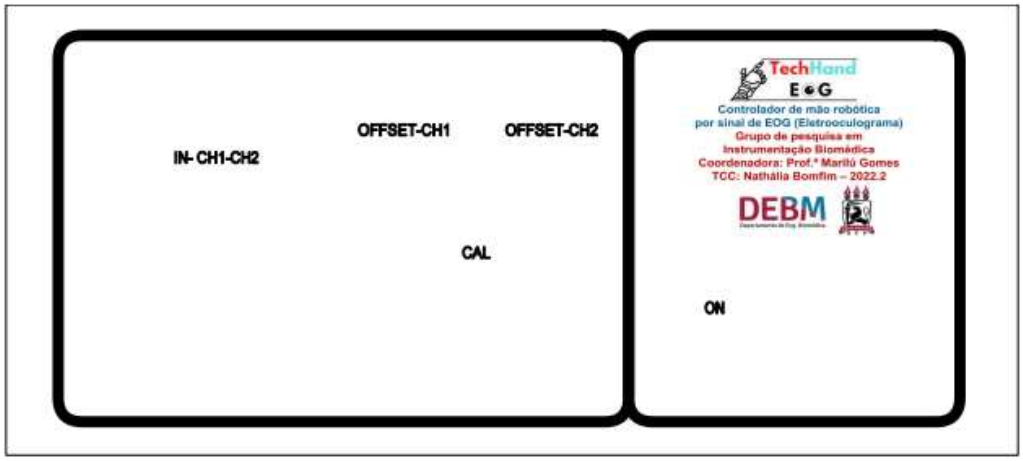

Figura 14: Projeto do painel Frontal. Fonte: Autor.

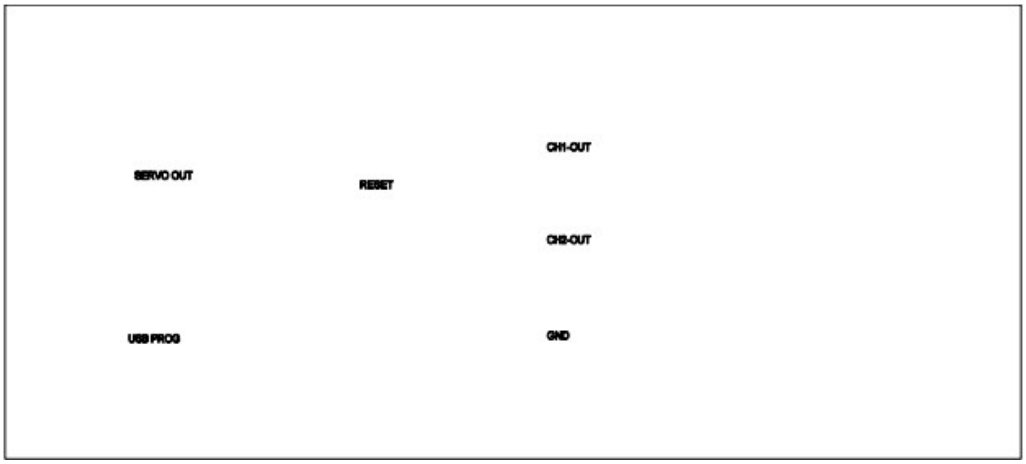

Figura 15: Projeto do painel traseiro. Fonte: Autor.

A Figura 16, a Figura 17 e a Figura 18 referem-se, respectivamente, à PCB que se interliga à mão robótica, ao TechHand EOG e ao cabo de conexão dos eletrodos.

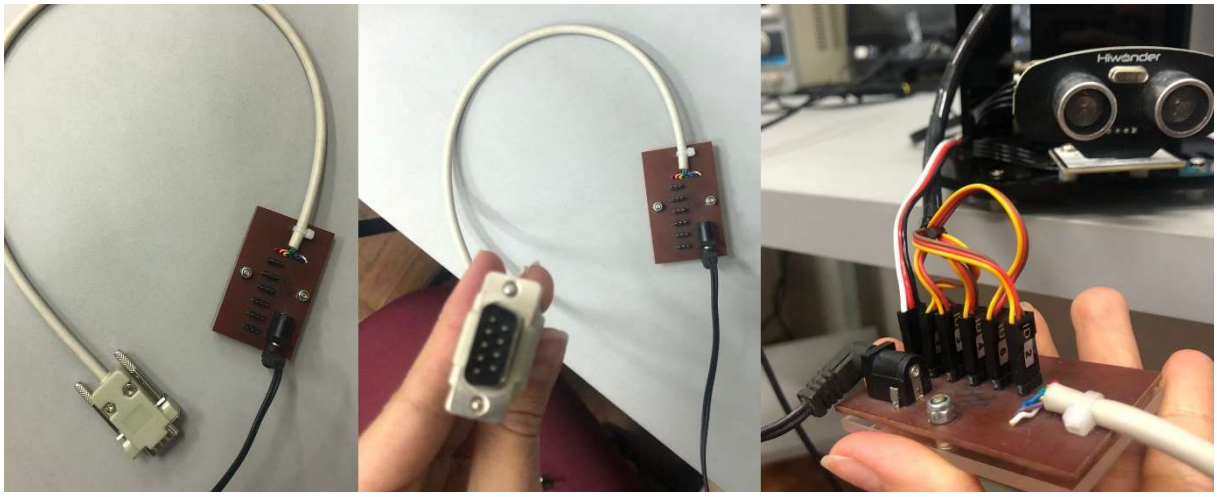

Figura 16: PCB referente à mão robótica. Fonte: Autor.

Figura 17: TechHand EOG: a) painel frontal e b) painel traseiro. Fonte: Autor.

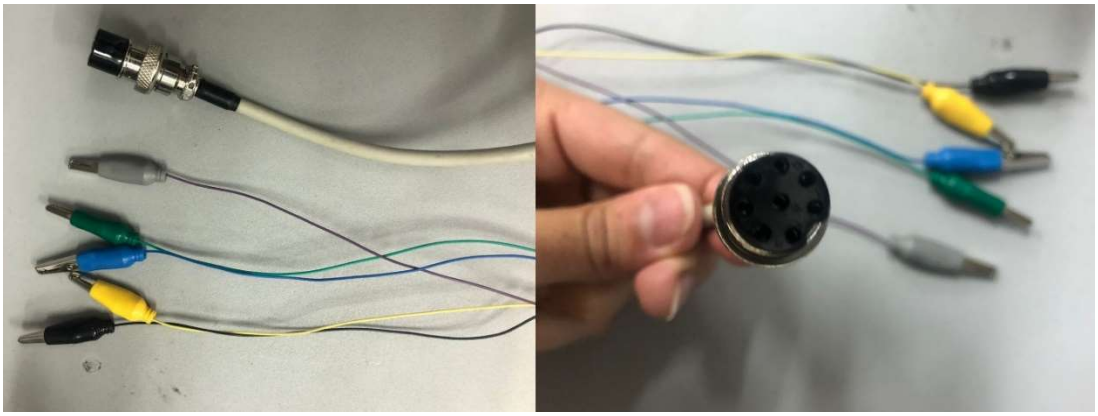

Figura 18: Cabo de conexão dos eletrodos. Fonte: Autor.

3.2 Validação do protótipo e avaliação da performance

Com o protótipo pronto e código desenvolvido, foram realizados os testes de funcionalidade para a validação do dispositivo. Na Figura 19 segue a imagem da configuração montada para os testes. Na Figura 20 os sinais dos dois canais no osciloscópio para cada classe de acionamento e na Figura 21 o sinal referente ao olho em posição de não acionamento, incluindo piscadas usuais que não interferem no sistema. Além disso, também foi elaborado um vídeo de demonstração de uma parcela do protocolo utilizado para os testes que pode ser visualizado no seguinte link: https://youtube.com/shorts/9ho5DKZxoLw.

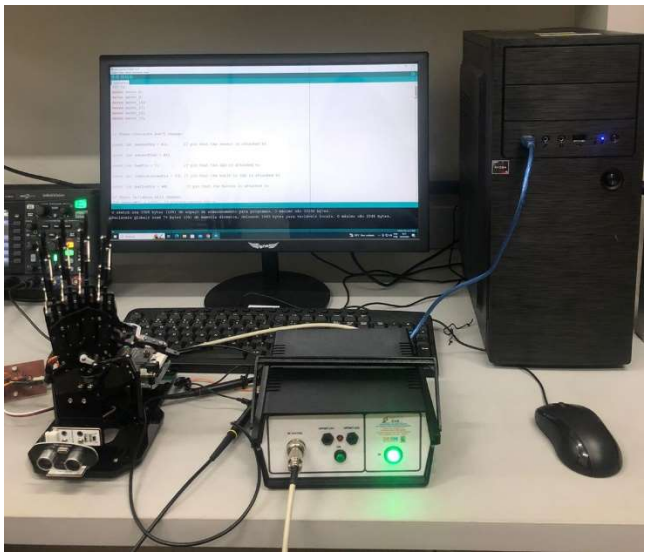

Figura 19: Configuração montada para testes. Fonte: Autor.

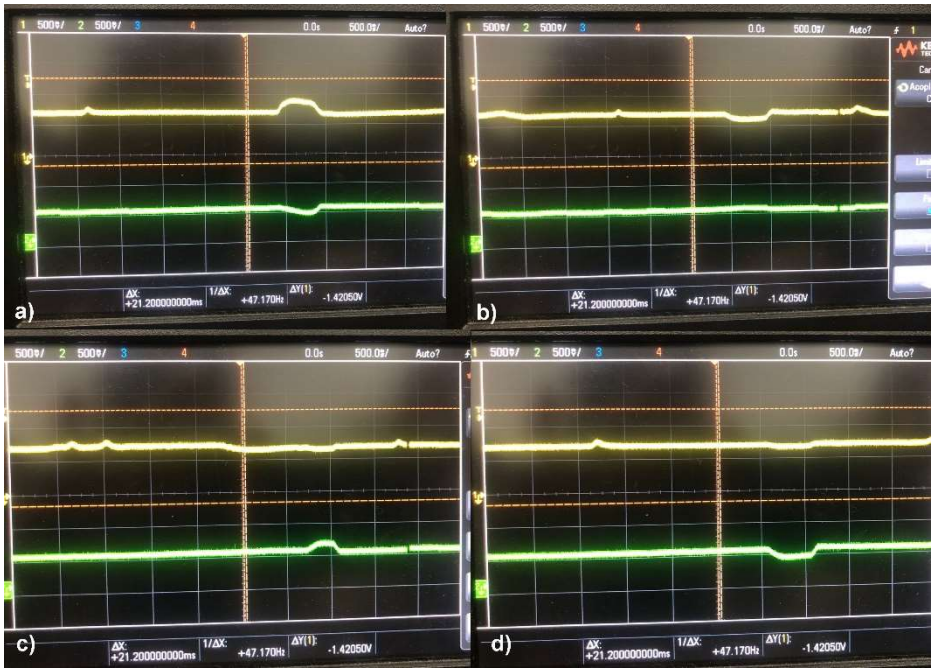

Figura 20: Sinais dos dois canais no osciloscópio: a) piscada forte; b) olhar para baixo; c) olhar para direita; d) olhar para esquerda. Fonte: Autor.

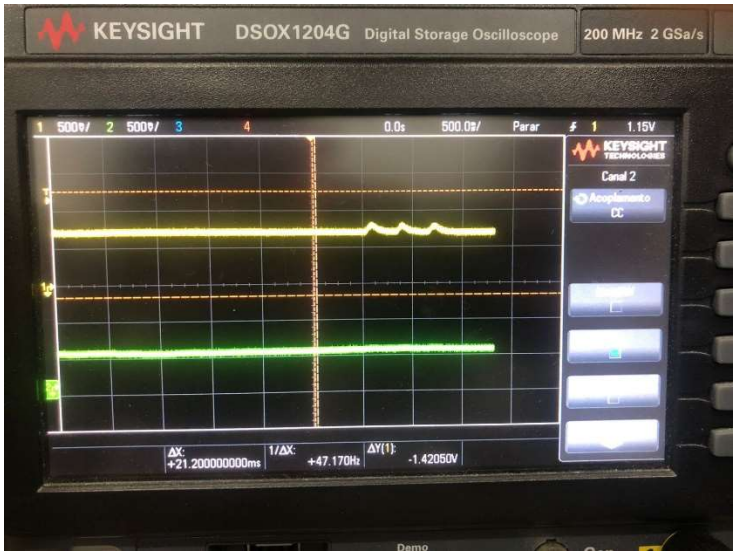

Figura 21: Sinal referente ao olho em posição de não acionamento, com piscadas usuais. Fonte: Autor.

Após os testes de funcionalidade, foram realizados os testes de performance conforme protocolo pré-definido. Para isso foram realizados 20 (vinte) testes para cada classe (mão gira para direita, mão gira para esquerda, mão abre, mão fecha e mão parada), totalizando 100 testes (Tabela 4). Os resultados obtidos foram utilizados no preenchimento da matriz de confusão, conforme Tabela 5.

A partir da matriz de confusão da Tabela 5, e utilizando a Equação 5 e a Equação 6 foram calculadas a acurácia e a precisão, respectivamente. Para ambas as métricas obtiveram-se um resultado de 99%.

Tabela 4: Resultados dos testes realizados para cada tipo de classe.

Nº Teste	Mão gira para direita	Mão gira para esquerda	Mão fecha	Mão abre	Mão parada
1	✓	✓	✓	✓	✓
2	✓	✓	✓	✓	✓
3	✓	✓	✓	✓	✓
4	✓	✓	✓	✓	✓
5	✓	✓	✓	✓	✓
6	✓	✓	✓	✓	✓
7	✓	✓	✓	✓	✓
8	✓	✓	✓	✓	✓
9	✓	✓	✓	✓	✓
10	✓	✓	✓	✓	✓
11	✓	✓	✓	✓	✓
12	✓	✓	✓	✓	✓
13	✓	✓	✓	✓	✓
14	✓	✓	✓	✓	✓
15	✓	✓	✓	✓	✓
16	✓	✗	✓	✓	✓
17	✓	✓	✓	✓	✓
18	✓	✓	✓	✓	✓
19	✓	✓	✓	✓	✓
20	✓	✓	✓	✓	✓

Fonte: *Autor.*

Os resultados foram muito positivos, tendo em vista que, durante os 100 testes, em apenas 1 deles houve uma incoerência de movimentação. Contudo, mesmo nessa tentativa falha a mão não realizou um movimento contrário ao acionado, mas ficou em estado neutro. Isto pode ter se dado, possivelmente, devido ao cansaço ocular do voluntário, gerado pela realização de diversos movimentos seguidos, tendo em vista que a falha ocorreu em um dos últimos testes, o que pode, inclusive, ser uma das limitações do protótipo.

Tabela 5: Matriz de confusão gerada a partir dos testes de performance.

Predito / Benchmark	MGD[1]	MGE[2]	MA[3]	MF[4]	MP[5]	FN
MGD[1]	20	0	0	0	0	0
MGE[2]	0	19	0	0	1	1
MA[3]	0	0	20	0	0	0
MF[4]	0	0	0	20	0	0
MP[5]	0	0	0	0	20	0
FP	0	0	0	0	1	1

Fonte: Autor.

Apesar de ser um protótipo de baixo custo de produção, cerca de R$ 700,00 o TechHand EOG apresentou resultados satisfatórios quando comparados com trabalhos semelhantes. A tecnologia proposta por [4], por exemplo, é capaz de identificar apenas três movimentos (abertura, fechamento e neutro). Enquanto que o trabalho de [8], apesar de conseguir interpretar cinco movimentos, sendo um neutro, similar ao TechHand EOG, possui como limitação uma resposta lenta, tendo a acurácia de 94,10%. O protótipo proposto no presente trabalho, por sua vez, além de possuir acurácia e precisão superiores, possui uma resposta de acionamento em tempo real, visto a baixa complexidade do algoritmo de reconhecimento de padrões.

O TechHand EOG possui limitação quanto ao algoritmo de reconhecimento, visto que apenas cinco movimentos puderam ser realizados, em que um deles é neutro (mão parada). Para futuras melhorias, faz-se necessário o aperfeiçoamento do *Firmware* com o fito de aumentar a quantidade de acionamentos por movimentos oculares. Além disso, também seria importante que o método de validação do protótipo fosse realizado em mais de um usuário, para a obtenção de métricas mais conclusivas a respeito da resposta ao sinal bioelétrico.

Capítulo 4
Conclusão

O acionamento de um protótipo de mão robótica a partir do sinal bioelétrico de EOG representa uma base de tecnologia assistiva de baixo custo que pode abrir caminhos para tecnologias futuras, principalmente na área de Engenharia de Reabilitação.

Neste projeto foi desenvolvido um protótipo, denominado TechHand EOG, que consiste em um sistema microcontrolado para o acionamento de uma mão robótica com 4 graus de liberdade (abrir e fechar a mão, e rotação de punho para a direita e para a esquerda), além do estado neutro. Para isso, foi desenvolvido um protótipo de aquisição de sinais de EOG de dois canais, para a captura de movimento oculares verticais e horizontais. Os sinais são captados, amplificados e filtrados, e por fim digitalizados por um microcontrolador e processados para gerar os diferentes acionamentos da mão robótica.

Para a captura dos sinais foram utilizados eletrodos adesivos fixados na região em torno dos olhos do voluntário. O sistema mostrou-se de fácil utilização, de baixo custo e apresentou alta acurácia (99%) e precisão (99%). Os testes foram restritos a um único usuário. Testes em maior escala podem trazer mais informações quanto a usabilidade e eficiência do sistema. No entanto, conclui-se que o protótipo gerado poderá ser base para tecnologias assistivas que podem ir muito além do controle de uma mão robótica, mas de diversos projetos que tenham como objetivo principal a resposta para acionamentos por meio do sinal bioelétrico de EOG.

Bibliografia

[1] Oms, *Relatório mundial sobre a deficiência*. 2011. doi: 10.1097/PHM.0b013e318255982e.

[2] R. Geral, D. Geral, and P. Nacional, “Pessoas com Deficiência e as Desigualdades Sociais no Brasil,” pp. 1–16, 2022.

[3] IBGE, “Sinopse do censo demográfico : 2010 / IBGE. -,” 2011, [Online]. Available: https://biblioteca.ibge.gov.br/index.php/biblioteca-catalogo?view=detalhes&id=249230

[4] C. J. T.- S. A. Santos Filho, F. Provenzano, P. M. Camêlo, P. A. Moraes Xavier and Criollo, “ACIONAMENTO DE UMA GARRA MECÂNICA POR MEIO DO ELETROOCULOGRAMA,” *CBEB*, 2008.

[5] R. N. Bertazzi, F. R. Martins, S. Z. Z. Saade, and V. R. Guedes, “Esclerose lateral amiotrófica,” *Rev. Patol. do Tocantins*, vol. 4, no. 3, pp. 54–65, Sep. 2017, doi: 10.20873/uft.2446-6492.2017v4n3p54.

[6] K. C. Arthur, A. Calvo, T. R. Price, J. T. Geiger, A. Chiò, and B. J. Traynor, “Projected increase in amyotrophic lateral sclerosis from 2015 to 2040,” *Nat. Commun.*, vol. 7, no. 1, p. 12408, Nov. 2016, doi: 10.1038/ncomms12408.

[7] L. Araújo, L. Danilo, V. Daher, E. A. Lamounier, and J. Adriano, “Sistema Baseado em Eletrooculograma para Controle de Dispositivos Computacionais,” *Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica*, vol. 2. 2008.

[8] A. S. V. Miranda, Victor R. F. Medeiros, Romeu Mozelli§, Leonardo A.́, Ana Claudia S. Souza Neto, Armando Alves Cardoso, “CONTROLE DE UM MANIPULADOR ROBOTICO VIA ELETROOCULOGRAFIA:́ UMA PLATAFORMA PARA TECNOLOGIA ASSISTIVA,” *Pap. Knowl. . Towar. a Media Hist. Doc.*, vol. 7, no. 2, pp. 107–15, 2014.

[9] B. Em and E. O. G. Para, “INTERFACE HOMEM-MÁQUINA BASEADA EM EOG PARA SELEÇÃO DE MOVIMENTOS DE UMA ÓRTESE ATIVA,” no.

September, 2014.

[10] B. S. Lee and J. Kruse, “Biopotential Electrode Sensing in ECG, EMG, and EEG Monitors.,” *Med. Des. Technol.*, vol. 12, no. 7, pp. 6–6, 2008.

[11] R. Barea, L. Boquete, S. Ortega, E. López, and J. M. Rodríguez-Ascariz, “EOG-based eye movements codification for human computer interaction,” *Expert Syst. Appl.*, vol. 39, no. 3, pp. 2677–2683, Feb. 2012, doi: 10.1016/j.eswa.2011.08.123.

[12] T. I. Incorporated, “Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS.” p. 11.

[13] C. M. Sasaki and L. K. Oshiro, “Kit didático para a implementação de filtros passivos e ativos,” pp. 1–247, 2014.

[14] E. De and D. De, “Resposta em Freqüência,” pp. 0–85, 2004.

[15] P. . Steven W. Smith, “Chapter 3 - ADC and DAC,” in *The Scientist and Engineer’s Guide to Digital Signal Processing*, 1997, p. 66.

[16] M. I. Products, “MAXIM: High-Frequency, Regulated, 200mA, Inverting Charge Pump.”

[17] J. E. Rathke, “Sistema de processamento de sinais biomédicos: módulos didáticos de aquisição de ECG, EMG, EOG e conversão analógico-digital de biosinais,” p. 162, 2008.

[18] Hiwonder, “uHandbit: Hiwonder micro:bit Programmable Robotic Hand for AI Learning.” [Online]. Available: https://www.hiwonder.com/products/uhandbit-hiwonder-micro-bit-programmable-robotic-hand-for-ai-learning?variant=17593529335859&_pos=4&_sid=ad7671e74&_ss=r

[19] Farnell, “Arduino Uno Datasheet,” *Datasheets*, pp. 1–4, 2013, [Online]. Available: https://www.farnell.com/datasheets/1682209.pdf

[20] E. C. S. Dantas and C. D. M. Regis, “Amostragem Compressiva Aplicada Em Sinais De Eletrocardiograma,” no. 2, pp. 1229–1232, 2014.

[21] R. G. Congalton, “A review of assessing the accuracy of classifications of remotely sensed data,” *Remote Sens. Environ.*, vol. 37, no. 1, pp. 35–46, Jul. 1991, doi: 10.1016/0034-4257(91)90048-B.

[22] V. Rodrigues, “Métricas de Avaliação: acurácia, precisão, recall… quais as diferenças?,” 2019. https://vitorborbarodrigues.medium.com/métricas-de-avaliação-acurácia-precisão-recall-quais-as-diferenças-c8f05e0a513c