



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA FRONTEIRA SUL
CAMPUS CHAPECÓ
CURSO DE CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO**

ARON SCAPINELLO SELHORST

**CONTROLADOR DE CADEIRA DE RODAS INTERATIVO PARA
PESSOAS COM DEFICIÊNCIA UTILIZANDO CONCEITOS DE
INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL**

**CHAPECÓ
2014**

ARON SCAPINELLO SELHORST

**CONTROLADOR DE CADEIRA DE RODAS INTERATIVO PARA
PESSOAS COM DEFICIÊNCIA UTILIZANDO CONCEITOS DE
INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL**

Trabalho de conclusão de curso de graduação
apresentado como requisito para obtenção do
grau de Bacharel em Ciência da Computação da
Universidade Federal da Fronteira Sul.

Orientador: Prof. Dr. Adriano Sanick Padilha

CHAPECÓ

2014

Selhorst, Aron Scapinello

CONTROLADOR DE CADEIRA DE RODAS INTERATIVO
PARA PESSOAS COM DEFICIÊNCIA UTILIZANDO CONCEITOS
DE INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL / por Aron Scapinello Selhorst. –
2014.

67 f.:il.

Orientador: Adriano Sanick Padilha

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) - Universidade
Federal da Fronteira Sul, Curso de Ciência da Computação, Chapecó,
SC, 2014.

1. Inteligência Artificial. 2. Pessoas com deficiência.
3. Instrumentação Bioédica. I. Padilha, Adriano Sanick, orient.
II. Universidade Federal da Fronteira Sul. III. Título.

© 2014

Todos os direitos autorais reservados a Aron Scapinello Selhorst. A reprodução de partes ou do todo deste trabalho só poderá ser feita mediante a citação da fonte.

E-mail: aronscapinello@gmail.com

ARON SCAPINELLO SELHORST

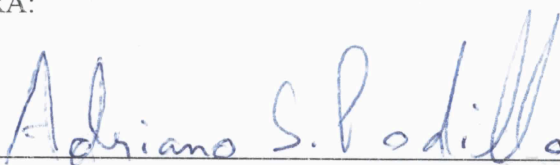
**CONTROLADOR DE CADEIRA DE RODAS INTERATIVO PARA
PESSOAS COM DEFICIÊNCIA UTILIZANDO CONCEITOS DE
INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL**

Trabalho de conclusão de curso de graduação apresentado como requisito para obtenção do grau de Bacharel em Ciência da Computação da Universidade Federal da Fronteira Sul.

Orientador: Prof. Dr. Adriano Sanick Padilha

Este trabalho de conclusão de curso foi defendido e aprovado pela banca em: 12 / 12 / 2014

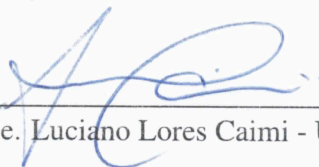
BANCA EXAMINADORA:



Dr. Adriano Sanick Padilha - UFFS



Dr. Rafael Piccin Torchelsen - UFFS



Me. Luciano Lores Caimi - UFFS

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus permitindo que tudo isso acontecesse, me proporcionando saúde e força para superar todas as dificuldades.

A Universidade Federal da Fronteira Sul, pela oportunidade de fazer o curso de Ciência da Computação.

Aos meus pais Odete Maria Scapinello e Ademir Tonello pelo incentivo e apoio recebido.

A Odila Migliorini e família, por toda dedicação, ajuda nas correções e apoios recebidos nos momentos mais difíceis.

A todos os professores do curso, que foram muito importantes na minha vida acadêmica e no desenvolvimento deste trabalho e em especial ao professor orientador Adriano Sanick Padilha, por todas as orientações, correções, incentivos, confiança e pelos "empurrões" necessários para que eu terminasse essa etapa.

Aos amigos Igor Beilner, Leonardo Pedrotti, Alesom Zorzi e Roberto Delavi pelas ajudas e materiais recebidos, os quais pude desenvolver esse trabalho.

Aos demais amigos e todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

RESUMO

As pessoas com deficiência sofreram alguma perda ou possuem alguma anormalidade de uma estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica que faça com que não tenha capacidade suficiente no desempenho de atividades consideradas normais para pessoas que não possuem nenhum tipo de deficiência. A existência de um grande número de pessoas com deficiência física é bastante notado pela população, tendo estas pessoas dificuldades na locomoção e geralmente necessitando utilizar recursos, como por exemplo, uma cadeira de rodas. Este trabalho apresenta uma proposta de melhoria de locomoção das pessoas com deficiência física com o uso de sistemas embarcados para o aumento da qualidade de vida e bem estar social. Para conseguir alcançar o objetivo proposto, foi estruturada uma metodologia de pesquisa que consiste em 4 etapas: instrumentação biomédica, desenvolvimento do hardware, desenvolvimento do software e integração do hardware com o software. Inicialmente é feita a instrumentação biomédica através de eletrodos colocados nas proximidades dos olhos. É desenvolvido um software utilizando conceitos de inteligência artificial para fazer os motores da cadeira moverem através dos sinais instrumentados. Após é desenvolvido o hardware, utilizando a plataforma Arduino e por fim é feita a integração do software e do hardware, podendo assim realizar os testes. Objetiva-se com esse trabalho desenvolver um sistema interativo para pessoas com deficiência física controlarem uma cadeira de rodas através dos sinais elétricos do nervo ocular utilizando conceitos de Inteligência Artificial.

ABSTRACT

People with disabilities have suffered some loss or some abnormality of a structure or psychological, physiological or anatomical function that causes does not have enough capacity in performing activities considered normal for people who have no disabilities. The existence of a large number of physically disabled people is very noticed by the population, these people having difficulties in locomotion and usually need to use resources, such as a wheelchair. This work presents a proposal to improve mobility of people with disabilities through the use of embedded systems to increase quality of life and social well being. To achieve the proposed goal, was structured a research methodology consisting of four steps: biomedical instrumentation, hardware development, software development and integration the software with the hardware. Initially biomedical instrumentation is done through electrodes placed near the eyes. the Software is developed with an artificial intelligence algorithm to move the motors of the chair through the instrumented signals. After, the hardware is developed using the Arduino and finally is done the integration of software and hardware, thus being able to perform the tests. The objective with this project is to develop an interactive system for people with physical disabilities to control a wheelchair through the electrical signals from the ocular nerve using concepts of Artificial Intelligence.

Keywords: Artificial Intelligence, Persons with Disabilities, Biomedical Instrumentation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Diagrama de blocos do sistema.....	13
Figura 2.1 – Partes do olho humano.....	19
Figura 2.2 – Modelo do dipolo elétrico para o olho.....	20
Figura 2.3 – Eletrodos adesivos Ag/AgCl.....	23
Figura 2.4 – Colocação dos eletrodos para medição de sinais de EOG.....	23
Figura 2.5 – Arduino Uno.....	25
Figura 2.6 – AT24C conectado ao Arduino.....	27
Figura 2.7 – Características de uma cadeira de rodas motorizada.....	28
Figura 2.8 – Motor de passo unipolar.....	29
Figura 2.9 – Motor de passo bipolar.....	29
Figura 2.10 – Partes do neurônio.....	31
Figura 2.11 – Estrutura de uma rede de kohonen.....	33
Figura 3.1 – Locais de uso dos eletrodos adesivos Ag/AgCl.....	35
Figura 3.2 – Óculos do protótipo.....	36
Figura 3.3 – Amplificador de instrumentação INA114.....	37
Figura 3.4 – Amplificador de instrumentação.....	37
Figura 3.5 – Resistores de ganho.....	38
Figura 3.6 – Ruído da amostragem dos sinais de eletrooculograma.....	39
Figura 3.7 – Amostragem dos sinais de EOG.....	39
Figura 3.8 – Amostragem dos sinais de EOG utilizando média móvel.....	40
Figura 3.9 – Diagrama elétrico do protótipo.....	41
Figura 3.10 – Movimentação do protótipo.....	42
Figura 3.11 – Entradas analógicas do Arduino.....	42
Figura 3.12 – Sistema para coleta dos dados.....	43
Figura 3.13 – Sistema para coleta dos dados.....	44
Figura 3.14 – Sistema com dados coletados.....	44
Figura 3.15 – Rede utilizada.....	45
Figura 3.16 – Extração de características através de padrões.....	46
Figura 3.17 – Treinamento dos dados.....	47
Figura 3.18 – Rede atualizada.....	47
Figura 3.19 – Entradas do software de utilização do protótipo.....	48
Figura 4.1 – Eletrodos de estanho.....	50
Figura 4.2 – Eletrodos de eletro-estimulação de superfície.....	51
Figura 4.3 – Fonte de tensão contínua.....	51
Figura 4.4 – Osciloscópio.....	52
Figura 4.5 – Multímetro.....	52
Figura 4.6 – Amostra de sinais EOG no osciloscópio.....	53
Figura 4.7 – Amostra de sinais EOG no Arduino.....	53
Figura 4.8 – Protótipo de madeira compensada.....	54
Figura 4.9 – Protótipo de plástico transparente.....	55
Figura 4.10 – Amostragem de dados resultantes da rede.....	56
Figura 4.11 – Funcionamento da rede.....	56
Figura 4.12 – Amostragem de dados resultantes da rede sem inteligência artificial.....	57
Figura C.1 – Esquema completo de execução do protótipo.....	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Amostra do centro demográfico IBGE de 2010.	17
Tabela 2.2 – Capacidade de memória para diferentes microcontroladores do Arduino.	26
Tabela 2.3 – Identificação pelo número de fios.	30
Tabela 3.1 – Sequência do acionamento de cada bobina.	49
Tabela 4.1 – Diferença entre os sinais para a definição da direção.	58

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	<i>Conversor Analógico para Digital</i>
AG	<i>Algoritmos Genéticos</i>
AI	<i>Amplificador de Instrumentação</i>
ECG	<i>Eletrocardiograma</i>
EEG	<i>Eletroencefalograma</i>
EOG	<i>Eletrooculograma</i>
IA	<i>Inteligência Artificial</i>
IDE	<i>Integrated Development Environmet</i>
RNA	<i>Redes Neurais Artificiais</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
2.1 ASPECTOS HUMANOS	15
2.1.1 PORTADORES DE NECESSIDADES ESPECIAIS	15
2.1.2 OLHO HUMANO	17
2.1.3 SINAIS BIOLÓGICOS	19
2.1.4 ELETROOCULOGAMA	20
2.2 HARDWARE	21
2.2.1 SENSORES	21
2.2.2 ELETRODOS	22
2.2.3 AMPLICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO	24
2.2.4 SISTEMAS EMBARCADOS	24
2.2.5 ARDUINO	25
2.2.6 CADEIRA DE RODAS	27
2.2.7 MOTORES DE PASSO	28
2.3 INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL	30
2.3.1 REDES NEURAIS	31
2.3.2 REDES NEURAIS ARTIFICIAIS (RNA)	32
2.3.3 REDES DE KOHONEN	33
3 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO	35
3.1 AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DOS SINAIS	35
3.1.1 ELETRODOS	35
3.1.2 AMPLIFICAÇÃO	36
3.1.3 FILTROS	38
3.2 DESENVOLVIMENTO DO HARDWARE	40
3.3 DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE	43
3.3.1 COLETA DOS DADOS	43
3.3.2 TREINAMENTO	46
3.3.3 SISTEMA DE CONTROLE DO PROTÓTIPO	48
4 RESULTADOS	50
4.1 AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DOS SINAIS	50
4.2 PROTÓTIPO	54
4.3 IMPLEMENTAÇÃO DO CONTROLE	55
5 CONCLUSÃO	59
6 TRABALHOS FUTUROS	60
REFERÊNCIAS	61
ANEXOS	64

1 INTRODUÇÃO

As pessoas com deficiências, sofreram alguma perda ou possuem alguma anormalidade de uma estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica que faça com que não tenham capacidade suficiente no desempenho de atividades consideradas normais para pessoas que não possuem nenhum tipo de incapacidade.

Segundo dados do IBGE [15], uma amostra do censo demográfico de 2010, mostra que cerca de 20% da população no estado de Santa Catarina apresenta algum tipo de deficiência, seja ela física, auditiva, visual, entre outras. Dentre as pessoas que apresentam insuficiência física, ou seja, as que apresentam alguma alteração de um ou mais partes do corpo humano, impossibilitando a movimentação dessas partes, existem muitas que não conseguem movimentar os membros inferiores e, muitas vezes, os membros superiores. Devido a isso, essas pessoas necessitam de uma cadeira de rodas para se locomover e geralmente do auxílio de outra pessoa.

Apesar de haver muitos problemas e dificuldades para as pessoas com deficiência, surgem a cada dia, mais equipamentos que auxiliam em suas atividades, como por exemplo, ruas com calçadas especiais, equipamentos eletrônicos que auxiliam na melhoria da audição ou cadeiras de rodas adaptadas. Porém, um equipamento que auxilie as pessoas com má-formação, se locomoverem sozinhas e de baixo custo ainda não são encontrados em comercialização. Mesmo com cadeiras de rodas motorizadas, ou até mesmo cadeiras de rodas adaptadas à diferentes tipos de terrenos, não conseguem atender algumas necessidades de algumas dessas pessoas, como por exemplo, as que apresentam: Tetraplegia, tetraparesia, onde são paralisias em membros inferiores e superiores; Triplegia, triparesia, onde são perdas das funções motoras de três membros; Amputações, onde tem-se a perda de membros; Paralisias cerebrais, onde pode haver a perda do movimento de membros, entre outros.

Neste contexto, este trabalho tem como objetivo desenvolver um sistema interativo para as pessoas com deficiência física controlarem uma cadeira de rodas através dos sinais elétricos do nervo ocular sem depender de outra pessoa, proporcionando maior independência, conforto e bem estar social.

Para o desenvolvimento deste trabalho fez-se necessário realizar um estudo sobre a instrumentação dos sinais elétricos gerados no nervo ocular, identificando a direção em que a pessoa está olhando. Para coletar os dados gerados a partir dos sinais bioelétricos, foi

necessário desenvolver um sistema embarcado para realizar o condicionamento e coleta dos dados. Desenvolvido, também, um protótipo de uma cadeira de rodas e um sistema para movimentação do mesmo, utilizando conceitos de Inteligência Artificial.

Na figura 1.1, é possível observar o diagrama de blocos da coleta e treinamento dos dados seguido da execução do protótipo.

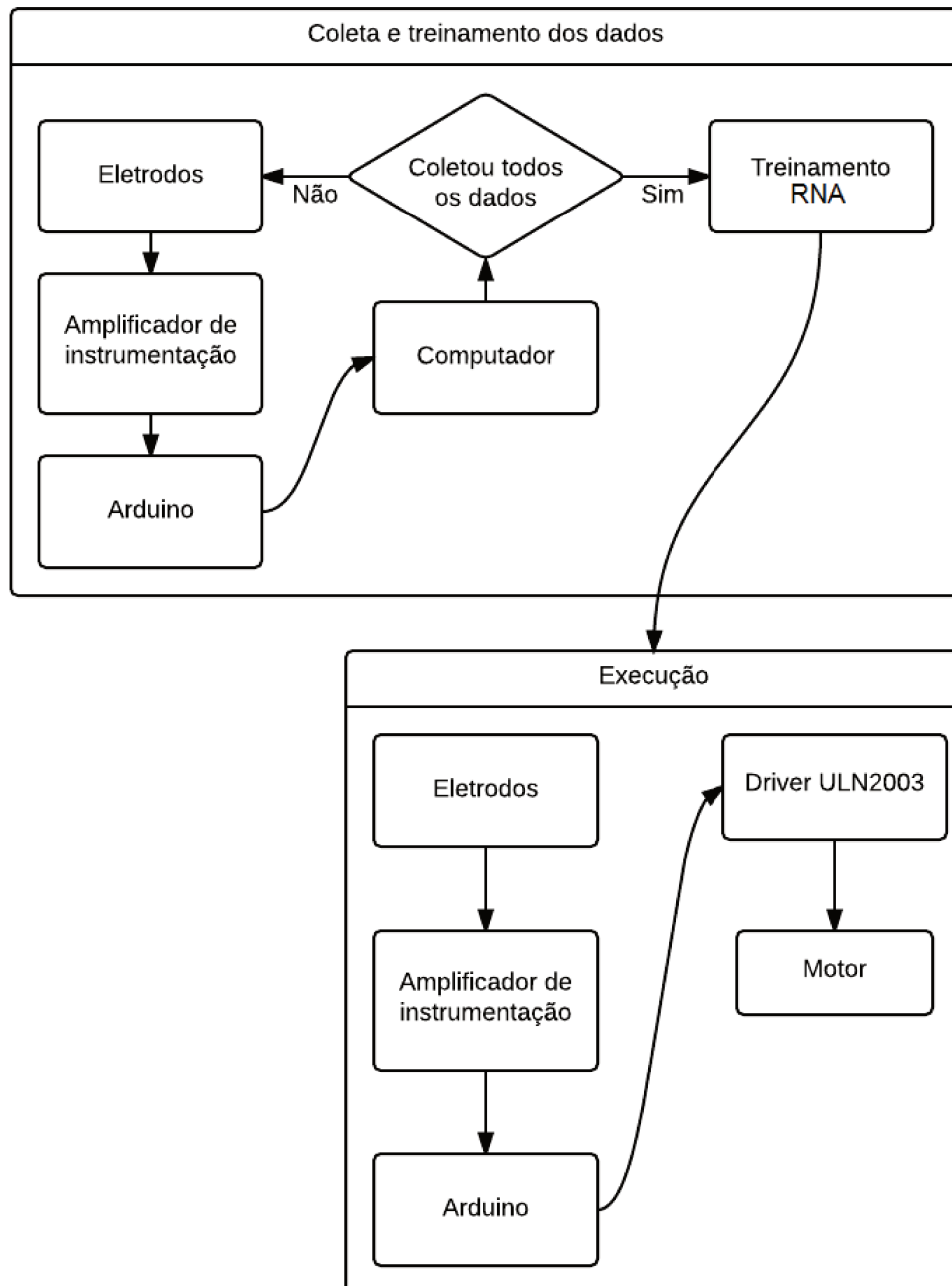


Figura 1.1: Diagrama de blocos do sistema.
Fonte: Elaborado pelo autor

Na coleta e treinamento dos dados, é enviado o sinal coletado para o amplificador de instrumentação, enviado ao Arduino e salvo em arquivos no computador. Se todos os dados foram coletados, então é seguido para a etapa de treinamento, caso contrário, deve-se coletar o restante dos dados. Com o treinamento realizado, o próximo passo é a execução do protótipo da cadeira de rodas. Com o sinal do eletrodo, é realizada a amplificação e enviado ao Arduino, sendo assim identificando qual a direção da movimentação dos motores, e finalmente, realizando a comunicação com o driver ULN2003, podendo assim, movimentar os motores. A coleta e treinamento dos dados é realizado apenas uma única vez, enquanto a execução é realizada inúmeras vezes dependendo do tempo de utilização do protótipo.

Este trabalho está dividido em 4 capítulos. No primeiro capítulo, é realizada a revisão bibliográfica, no qual está dividida em Aspectos Humanos, onde são tratados conceitos sobre o olho humano, as pessoas com deficiência, sinais biológicos e eletrooculograma (EOG), *Hardware*, onde são tratados conceitos sobre sensores, eletrodos, amplificadores de instrumentação, sistemas embarcados, Arduino, cadeira de roda e motores de passo e Inteligência Artificial (IA), no qual são tratados conceitos sobre redes neurais, redes neurais artificiais (RNA) e redes de Kohonen. No segundo capítulo é tratado sobre o desenvolvimento do protótipo, no qual está dividido em Aquisição e Condicionamento dos Sinais, onde é tratado sobre como foi desenvolvido o sistema de instrumentação dos sinais bioelétricos, Desenvolvimento do *Hardware*, onde é tratado sobre como o protótipo foi desenvolvido, e, finalmente, Implementação de Controle, onde é tratado sobre como o software de movimentação do protótipo foi desenvolvido. No terceiro capítulo é tratado sobre os resultados obtidos com o desenvolvimento deste trabalho. No último capítulo é mostrado a conclusão do trabalho e os trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nesta revisão bibliográfica serão tratados os seguintes temas: aspectos humanos, hardware e inteligência artificial. Em aspectos humanos, são abordados assuntos sobre as pessoas com deficiência, onde será descrito o termo correto a ser utilizado, mostrando alguns dados para as que apresentam alguma dificuldade de locomoção e os tipos de deficiências. Serão descritos também, assuntos sobre o olho humano, sinais biológicos e eletrooculograma, no qual são conceitos muito importantes para poder realizar a movimentação do protótipo. Na seção sobre *hardware* são descritos assuntos sobre sensores, eletrodos, sistemas embarcados, Arduino, cadeira de rodas motorizadas e motores de passo. Este embasamento teórico é essencial para o desenvolvimento do protótipo. Em inteligência artificial são tratados temas sobre: Redes Neurais, estudo de comportamento dos neurônios do cérebro humano; Redes Neurais Artificiais, ramo da inteligência artificial, capaz de realizar o aprendizado de máquina bem como o reconhecimento de padrões dos neurônios do cérebro; Redes de Kohonen, algoritmo de Redes Neurais Artificiais, no qual, realiza as funções necessárias para o desenvolvimento do software através da auto-organização e aprendizado adaptativo do cérebro humano. Com esse embasamento teórico, foi possível realizar o desenvolvimento do software utilizado no protótipo.

2.1 ASPECTOS HUMANOS

Nesta seção serão descritos os seguintes temas: pessoas com deficiência, conceitos sobre o olho humano, sinais biológicos e eletrooculograma.

2.1.1 PORTADORES DE NECESSIDADES ESPECIAIS

O termo “Portador de Necessidades Especiais” ainda é considerado polêmico, devido a certas pessoas considerarem esse termo incorreto ou até preconceituoso. Segundo Sasaki [28], ao longo da história muitos termos foram usados às pessoas com deficiência, como por exemplo no século XX que era utilizado o termo de “inválidos”, “incapacitados”, “deficientes”, “especiais” ou “Portadores de Necessidades Especiais”. Atualmente, segundo a CONVENTION ON THE RIGHTS OF PERSONS WITH DISABILITIES [22], o termo correto a ser utilizado é “Pessoas com Deficiência”.

Sasaki [28] afirma que o verbo "portar" é usado incorretamente às pessoas com deficiência, pois uma pessoa só porta algo que, por escolha, possa não portar, deliberada ou casualmente. Por exemplo, uma pessoa pode portar um guarda-chuva se houver necessidade e deixá-lo em algum lugar por esquecimento ou por assim decidir. Já com uma deficiência isso não é possível.

Pessoas com deficiência são pessoas com impossibilidade ou disfunções físicas, sensoriais, orgânicas ou mentais que faça com que não tenham capacidade suficiente no desempenho de atividades consideradas normais para pessoas que não possuem nenhum tipo de deficiência.

A legislação brasileira, através do decreto-lei nº 3.298 [5], classifica 5 categorias de deficiências: deficiência auditiva, visual, mental, múltipla e física. A deficiência auditiva é a deficiência onde faz com que a pessoa seja incapaz de compreender a fala pelo ouvido, pode ser congênita ou adquirida, completa ou parcial. Pessoas com deficiência auditiva tendem a não conseguir se comunicar utilizando a voz, devido a não compreensão da mesma.

A deficiência visual é a perda ou redução da capacidade visual em ambos os olhos e que não possa ser melhorada ou corrigida com tratamento, cirurgia ou uso de lentes. A deficiência visual pode ser congênita ou adquirida, completa ou parcial.

A deficiência mental é aquela onde a pessoa tem a redução da capacidade intelectual e apresenta dificuldades ou atraso em seu desenvolvimento neuropsicomotor. O termo atual para sua designação é deficiência intelectual. A deficiência intelectual pode ter várias causas, sendo as principais classificadas como genéticas, perinatais ou pós-natais. Existem também a deficiência múltipla que é a associação de duas ou mais deficiências citadas anteriormente.

A deficiência física é aquela em que as pessoas apresentam alteração, completa ou parcial, de um ou mais partes do corpo humano impossibilitando a movimentação dessas partes. Geralmente, as pessoas que possuem deficiência física utilizam uma cadeira de rodas para se locomover. Alguns exemplos de deficiência física são a paraplegia, paraparesia, tetraplegia, tetraparesia, monoplegia, monoparesia, triplegia, triparesia, entre outras.

A deficiência, seja ela visual, física, mental, auditiva ou múltipla, não é uma doença e síndromes de origem genéticas não são contagiosas. Pessoas com deficiências tendem a ter específicas adaptações ao meio em que vivem. Por exemplo crianças podem necessitar de escolas com espaços especiais e adaptações devem ser feitas para facilitar a integração dos educandos com deficiência.

Segundo dados do IBGE [15], uma amostra do censo demográfico de 2010, mostra que cerca de 20% da população no estado de Santa Catarina apresentam algum tipo de deficiência. Na tabela 2.1, é possível observar esses dados, onde na primeira coluna é mostrado o número de pessoas da região sul que apresentam algum grau de dificuldade de locomoção, na segunda coluna é mostrado esse grau de dificuldade e na última coluna é mostrado o número de pessoas que apresentam este grau de dificuldade em Santa Catarina.

Amostras região sul	Grau de dificuldade de locomoção	Santa Catarina
22064	Não conseguem se locomover	4633
125893	Grande dificuldade	26438
271236	Alguma dificuldade	56960

Tabela 2.1: Amostra do censo demográfico IBGE de 2010.
Fonte: IBGE [15]

Geralmente pessoas com deficiências podem necessitar de outras pessoas para auxiliarem em atividades básicas, como a locomoção. Mesmo pessoas que utilizem uma cadeira de rodas motorizada, podem não conseguir se locomover. Com isso, foi proposto utilizar a movimentação dos olhos para realizar o controle de uma cadeira de rodas, fazendo com que essas pessoas consigam se locomover sem o auxílio de outras pessoas, porém, foi necessário realizar um estudo sobre o olho humano.

2.1.2 OLHO HUMANO

O olho é o órgão responsável pela visão do ser humano, onde capturam a luz e a cor. A luz é capturada pela retina, que é uma superfície parabólica de tecido vivo formada por células fotorreceptoras de luz e transformam essa energia luminosa em impulsos nervosos onde são levados ao cérebro. No cérebro tem-se o início do processo de análise e interpretação que nos permite reconstruir as cores, distância, movimentos e as formas geométricas.

O olho, também conhecido como globo ocular, por ter um formato arredondado parecido com um globo, fica acondicionado dentro de uma cavidade óssea e protegido por músculos. Segundo Ramos [27], o olho humano é formado por diversas partes, sendo as principais o nervo ótico, cristalino, retina, córnea, pupila, íris e esclera, conforme a Figura 2.1.

- **Cristalino:** O cristalino é a lente dos olhos, biconvexa e gelatinosa, possuindo grande elasticidade que diminui progressivamente com a idade. É formado por três partes: Fibras do cristalino, Cápsula do cristalino e Epitélio subcapsular. O cristalino atua como uma

lente, participando dos meios refrativos do olho, sendo capaz de aumentar o grau para focalização de imagens mais próximas.

- **Nervo ótico:** Nervo responsável pela transmissão dos impulsos elétricos do olho para o centro de processamento do cérebro, onde então são interpretados em imagens.
- **Retina:** Membrana que preenche a parede interna em volta do olho, que recebe a luz focalizada pelo cristalino. Contém fotorreceptores que transformam a luz em impulsos elétricos, que o cérebro interpreta em imagens. Existem dois tipos de receptores: os bastonetes e os cones. Os bastonetes detectam o nível de luminosidade e os cones as cores.
- **Córnea:** Primeira estrutura do olho que a luz atinge. A córnea é constituída de seis camadas de tecido transparente e resistente: Epitélio, Membrana de Bowman, Estroma, Camada de Dua, Membrana de Descemet e Endotélio. A camada mais externa, o Epitélio, possui a capacidade regenerativa muito grande e se recupera rapidamente de lesões superficiais. As outras camadas mais internas são as que proporcionam uma rigidez e protegem o olho de infecções.
- **Pupila:** A pupila é um orifício onde permite e regula a entrada da luz e está localizada entre a córnea e o cristalino e no centro da íris. A pupila, por ser um orifício, não tem cor, porém tem uma aparência de cor preta, pois internamente o olho não contém luminosidade. O tamanho da pupila é controlada pela dilatação e constrição involuntária da íris. O ato da diminuição do diâmetro da pupila é chamado de miose, e o aumento do diâmetro da pupila é chamado midríase.
- **Íris:** Camada visível e colorida do olho, localizada atrás da córnea. A cor da íris é determinada pela cor do tecido conjuntivo e das células de pigmento. Existem dois músculos na íris, o músculo dilatador que torna a íris menor e, conseqüentemente, a pupila fica maior permitindo que mais luz entre no olho, e o músculo esfíncter, que deixa a íris maior e, conseqüentemente, a pupila menor, permitindo que menos luz entre no olho.
- **Esclera:** Camada fibrosa externa do olho com coloração branca. É a estrutura que dá forma ao globo ocular.

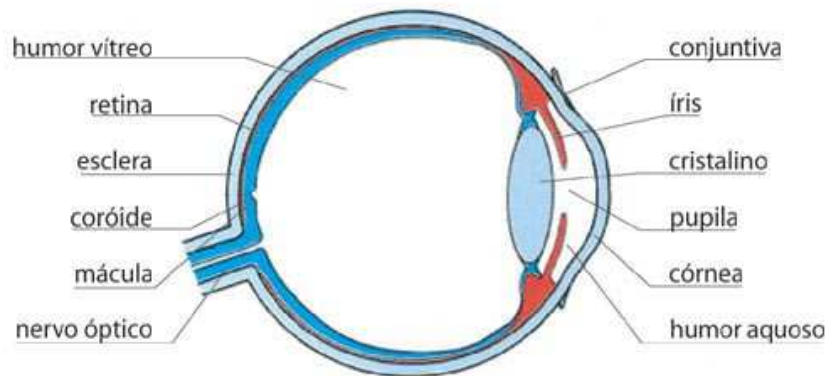


Figura 2.1: Partes do olho humano.

Fonte: Dr. Visão [30]

Existem também outras partes importantes no olho, como o humor vítreo, coróide, mácula, humor aquoso, conjuntiva. O olho ainda apresenta, as pálpebras, sobrancelhas, os cílios, glândulas lacrimais e alguns músculos oculares, todos com funções importantes para o funcionamento do olho.

Com a movimentação dos olhos, é gerado impulsos elétricos, onde são transmitidos através do nervo óptico para o cérebro. Esses impulsos elétricos são expandidos através do músculo ou células nervosas, gerando um campo elétrico em diversos tecidos, também chamado de sinais biológicos.

2.1.3 SINAIS BIOLÓGICOS

Todos os seres vivos, desde as células aos organismos, geram sinais de origem biológica. Esses sinais podem ser elétricos, mecânicos ou químicos. Com o atual estágio de desenvolvimento da eletrônica, é possível explorar as diversas atividades elétricas do corpo humano.

De acordo com Bronzino [6], os sinais elétricos do corpo humano podem ser originados por uma variedade de diferentes fontes, sendo eles divididos em: sinais bioelétricos, sinais de impedância, sinais bioacústicos, sinais biomagnéticos, sinais biomecânicos, sinais bioquímicos e sinais biópticos.

Segundo Boos [3], a principal função dos sinais biológicos é proporcionar a extração de informações sobre o sistema biológico que está em análise, proporcionando o conhecimento de características específicas destes sistemas.

Segundo Born [4] sinais bioelétricos são sinais elétricos gerados pelos seres vivos. As unidades geradoras desses sinais são as células nervosas e musculares. Entretanto, essas células não funcionam sozinhas e sim em grandes agrupamentos, gerando um campo elétrico que se propaga em diversos tecidos do corpo.

Segundo Guyton [14], o efeito acumulado de todas as células ativadas em uma vizinhança produz um campo elétrico que se propagam pelos vários tecidos condutores do corpo. A atividade de uma rede neural ou de um músculo pode, portanto, ser medida através de eletrodos posicionados, por exemplo, sobre a pele. Os sinais bioelétricos podem estar em diversos tecidos do corpo. Com a movimentação dos olhos, por exemplo, são gerados um tipo de sinal bioelétrico específico, o eletrooculograma.

2.1.4 ELETROOCULOGRAMA

Sinais de Eletrooculograma(EOG), também conhecidos como potenciais eletrooculográficos, são pequenos potenciais elétricos, gerados entre a córnea e a retina, onde são proporcionais ao ângulo dos olhos em relação a cabeça. Dessa forma, conhecendo o ângulo da cabeça é possível saber para onde o indivíduo está olhando. Segundo Martins [18], o olho humano é um dipolo elétrico, com o polo negativo ao fundo e o polo positivo na córnea, como mostrado na Figura 2.2.

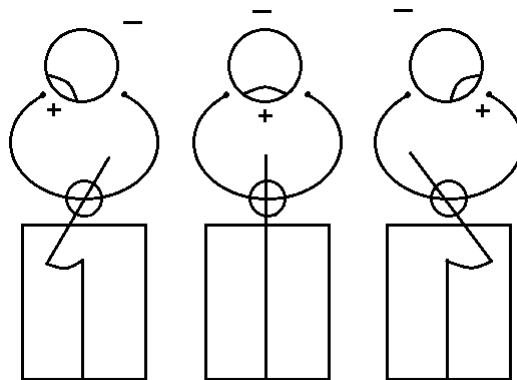


Figura 2.2: Modelo do dipolo elétrico para o olho.
Fonte: Martins [18]

Segundo Vinicius [19], existem alguns problemas com a instrumentação dos sinais de EOG. Primeiramente, os sinais registrados são raramente determinísticos, inclusive para o mesmo indivíduo em diferentes experimentos. Existe vários fatores que podem acarretar nesse problema, como por exemplo o modo de rotação e movimentação do globo ocular, a movimentação da pálpebra, movimentos de cabeça, iluminação, entre outros.

Segundo Andrade [9], o movimento dos olhos é acompanhado de um potencial elétrico que pode ser descrito como um dipolo fixo com a córnea no pólo positivo e a retina no pólo negativo. Tais potenciais são bem estabelecidos e estão na faixa de 0 a 4.0 mV.

Os movimentos oculares, produzem um movimento rotativo do dipolo e, portanto, através dessa rotação é possível obter esses sinais. Os sinais elétricos gerados pelos movimentos dos olhos, tanto nas direções horizontal e verticais, podem ser medidos por sensores.

2.2 HARDWARE

Nesse capítulo serão descritos os seguintes temas: sensores, eletrodos, sistemas embarcados, Arduino e conceitos sobre cadeira de rodas.

2.2.1 SENSORES

O corpo humano é provido de cinco sentidos, sendo esses o olfato, paladar, tato, audição e visão. São através desses cinco sentidos que transmitem ao cérebro uma série de sensações importantes. Os sentidos funcionam o tempo todo como verdadeiros informantes do mundo exterior. Os sensores fazem a ligação entre o mundo externo e o cérebro humano.

Sobre sensores, Fuentes [12], afirma que sensor é um dispositivo que converte uma grandeza física de qualquer espécie em outro sinal que possa ser transmitido a um elemento indicador, para que este mostre o valor da grandeza que está sendo medida ou que seja inteligível para o elemento de comparação de um sistema de controle.

Os sensores apresentam diversas características, algumas delas são: faixa de atuação, sensibilidade e linearidade:

- **Faixa de Atuação:** É o intervalo de valores em que o sensor pode ser usado. A amplitude dos sinais necessariamente vai ter um valor máximo e um valor mínimo, que vão determinar os limites máximos e os limites mínimos da grandeza.
- **Sensibilidade:** É a relação entre o sinal elétrico entregue na saída e a grandeza física medida;
- **Linearidade:** É o grau de proporcionalidade entre o sinal gerado e a grandeza física. Quanto maior o grau de linearidade, mais preciso é a resposta do sensor ao estímulo;

Segundo Fuentes [12], os sensores podem ser classificados de duas formas de acordo com a natureza do sinal de saída: sensores discretos ou sensores analógicos:

- **Sensores Discretos:** São utilizados para monitorar a ocorrência ou não de um determinado evento. Apresentam em uma saída dois estados distintos como ligado ou desligado;
- **Sensores Analógicos:** São utilizados para monitorar uma grandeza física em uma faixa contínua de valores estabelecidos entre os limites mínimo e máximo.

Outra forma de classificação dos sensores é separando em sensores de contato e sensores sem contato. Sensores de contato são sensores que devem necessariamente encostar no objeto, porém esse tipo de sensor pode sofrer avarias pois se desgastam mais rapidamente. Já sensores sem contato, são sensores que não precisam necessariamente encostar fisicamente no objeto, mantendo uma certa distância e então não sofrendo avarias, fazendo com que sejam mais duradouros e confiáveis. Para a instrumentação dos sinais eletrooculograma podem ser utilizados eletrodos.

2.2.2 ELETRODOS

Eletrodo é um tipo de sensor que são utilizados para a instrumentação de sinais elétricos, onde neste trabalho, é utilizado para instrumentar sinais de eletrooculograma. Para a instrumentação desses sinais elétricos, são utilizados eletrodos de superfície. Eletrodos de superfície são sensores que devem necessariamente encostar sobre a pele para poder realizar a instrumentação dos sinais bioelétricos.

O eletrodo de superfície foi escolhido por serem de baixo custo, de fácil colocação e retirada, pois são como adesivos, não prejudicam a pele, músculos ou nervos e são descartáveis. Os eletrodos utilizados devem ser de boa qualidade e compostos pelos elementos químicos Ag/AgCl (Prata/Prata Cloro). A Figura 2.3 ilustra dois eletrodos adesivo Ag/AgCl.

Para a instrumentação dos sinais de EOG para diversas direções dos olhos é necessário a utilização de 5 eletrodos, conforme a Figura 2.4. É colocado um eletrodo em cada uma das laterais dos olhos (eletrodos D e E). Esses eletrodos serão usados para instrumentar sinais de movimentos horizontais. Também é colocado outros dois eletrodos (eletrodos B e C), um acima e outro abaixo do olho, esses eletrodos serão utilizados para instrumentar sinais de



Figura 2.3: Eletrodos adesivos Ag/AgCl .
Fonte: TECNOCLIN [29]

movimentos verticais. Por fim é colocado um eletrodo de referência na testa (eletrodo A), em que, é conectado ao terra do protótipo.

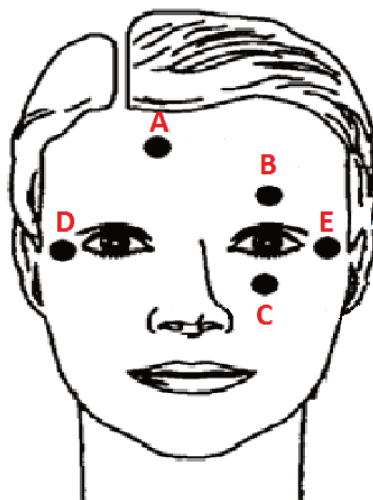


Figura 2.4: Colocação dos eletrodos para medição de sinais de EOG .
Fonte: Pedrotti [26]

Com a instrumentação dos sinais de eletrooculograma através de eletrodos de superfície Ag/AgCl, é possível, então, saber para qual direção a pessoa está olhando, podendo movimentar um protótipo, porém, os sinais obtidos estão em tensões muito baixas, dificultando a visualização das diferenças para resolver esse problema é necessário utilizar um amplificador de instrumentação.

2.2.3 AMPLICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO

Um amplificador de instrumentação é um circuito eletrônico capaz de amplificar uma tensão elétrica, dependendo do ganho que se quer obter. Para variar o ganho é preciso variar o valor da resistência de ganho.

As principais características de um amplificador de instrumentação são:

- É um bloco com ganho de malha fechada;
- Tem entrada diferencial que normalmente é conectada a uma ponte;
- A saída é conectada à um referencial;
- Não há necessidade de um ajuste de offset;
- O ganho pode ser controlado através de um potenciômetro externo.

Existem diversos circuitos amplificadores de instrumentação, como por exemplo o INA114, INA118, entre outros. Estes circuitos são utilizados em aplicações que envolvam aquisição de dados e instrumentação médica, os quais são incluídos em sistemas embarcados para realizar determinadas funções como, por exemplo, movimentar um protótipo de uma cadeira de rodas.

2.2.4 SISTEMAS EMBARCADOS

Segundo Luigi [7], entendem-se por sistema embarcado, aqueles sistemas desenvolvidos com o propósito específico e portanto que não requerem uma plataforma física genérica, ou seja, são sistemas responsáveis por executarem tarefas de maneira contínua e específica. Os sistemas embarcados podem ser encontrados em diversos equipamentos eletrônicos, como por exemplo, televisores, forno microondas, carros, câmeras digitais, entre outros.

Os sistemas embarcados diferem dos computadores. Um computador é uma plataforma passível de *upgrade*, podem ser adicionados novas placas ou recursos, e também, a instalação de novos aplicativos para satisfazer as necessidades do usuário. Já em um sistema embarcado, é uma plataforma onde não se pode adicionar novas placas ou recursos, é projetado única e exclusivamente para desempenhar determinada função. Porém existem sistemas embarcados capazes de instalarem novos aplicativos, como os celulares mais modernos.

Segundo Morimoto [21], os sistemas embarcados são formados por diversos componentes parecidos com os componentes de um computador pessoal, como por exemplo, processador, memória, dispositivos de armazenamento, interfaces, resistores, reguladores, microcontroladores, capacitores, transistores, conversores, entre outros.

Existem alguns sistemas embarcados comerciais, conhecidos também como *hardwares* comerciais. Alguns desses *hardwares* são *open-source*, ou seja, com o sistema disponível para *download* e gratuito. Alguns exemplos de *hardwares* comerciais são: Arduino, raspberry, kits placa de circuitos comerciais, entre outros.

2.2.5 ARDUINO

Arduino é uma plataforma eletrônica de código aberto baseado em *hardware* e *software* de fácil utilização e de baixo custo. É uma plataforma composta por duas partes: a placa Arduino, que é o componente físico (*hardware*), e um ambiente integrado de desenvolvimento ou IDE (do inglês "Integrated Development Environmet"), no qual é o software utilizado no computador para desenvolver os programas que serão executados na placa. Arduino pode ser utilizado em *Windows*, *Linux* ou *Mac OSX*, possui uma IDE onde utiliza-se a linguagem de programação C/C++ para o desenvolvimento de aplicações. A Figura 2.5 ilustra um Arduino Uno.

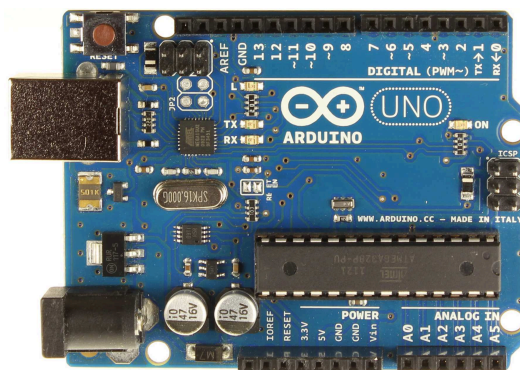


Figura 2.5: Arduino Uno.
Fonte: Arduino [1]

O projeto da plataforma Arduino iniciou-se em 2005, na cidade de Ivrea, na Itália. Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino e David Mellis foram os desenvolvedores do projeto. Segundo Michael [20], a plataforma consiste em uma placa de circuitos com entradas e saídas para um microcontrolador AVR, um ambiente de desenvolvimento e o *bootloader* que já vem gravado no microcontrolador.

O microcontrolador é um circuito integrado constituído de um microprocessador, memória e periféricos de entrada/saída, onde é possível ser programado para funções específicas, como o controle de máquinas e diferentes automações.

Segundo Michael [20] o uso de um Arduino pode ser estendido através do uso de placas de circuito periféricas contendo outros dispositivos, como um leitor RFID, leitor/gravador de cartão de memória, entre outros. São conhecidas por *shields* e são conectadas diretamente ao Arduino, utilizando as portas adequadas.

O Arduino é composto por 3 tipos de memória: FLASH, local onde é armazenado o sistema desenvolvido; SRAM, memória estática de acesso aleatório, onde são criadas e manipuladas variáveis durante a execução do sistema; EEPROM, onde é possível armazenar dados por um longo período. Na tabela 2.2, é possível observar a capacidade para cada tipo de memória em diferentes microcontroladores do Arduino.

	ATMega168	ATMega328P	ATmega1280	ATmega2560
FLASH	16 KBytes	32 KBytes	128 KBytes	256 KBytes
SRAM	1024 bytes	2048 bytes	8 KBytes	8 KBytes
EEPROM	512 bytes	1024 bytes	4 KBytes	4 KBytes

Tabela 2.2: Capacidade de memória para diferentes microcontroladores do Arduino.

Fonte: Arduino [1]

Para utilizar as diferentes memórias disponíveis em um Arduino, é necessário incluir bibliotecas específicas no software a ser desenvolvido, como por exemplo a *PROGMEM* para utilizar a memória FLASH e a *EEPROMLibrary* para utilizar a memória EEPROM. Além disso, é possível aumentar a capacidade de memória, utilizando *chips* extras de memória, como o chip AT24C com dois modelos, sendo o primeiro com 256kb e o segundo com 512KB. Na Figura 2.6, é possível observar um AT24C conectado ao Arduino.

O conversor analógico para digital(ADC) no Arduino é um 10-bit, que significa que tem a capacidade de detectar 1024 níveis analógicos discretos. Para ler os valores analógicos no Arduino, basta utilizar a função *analogRead()*. Caso for conectado a saída do amplificador em uma entrada digital do Arduino, será lido valores de ADC próximos a 1023, no qual representa o valor lógico 1 ou próximos de 0 que representa valor lógico 0.

Foi escolhido o Arduino para este trabalho pela agilidade e facilidade que a plataforma oferece para o desenvolvimento de aplicações. Por possibilitar a programação de circuitos em um nível mais alto, o Arduino faz a computação física ficar mais semelhante ao desenvolvimento de softwares aplicativos, que está mais presente no nosso dia a dia.

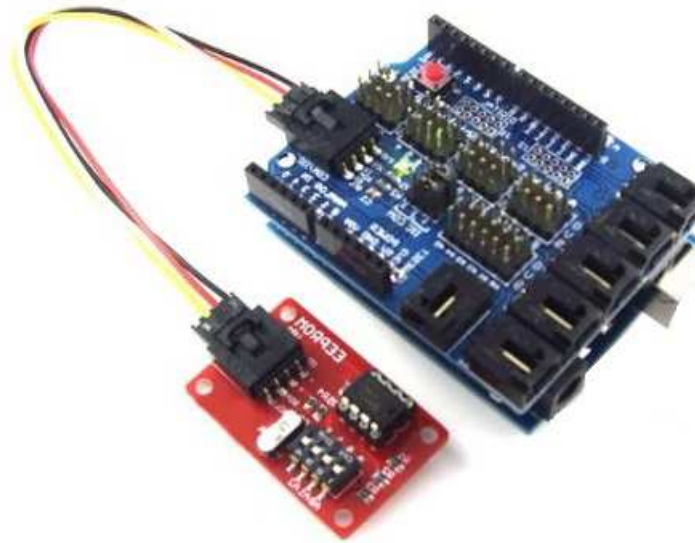


Figura 2.6: AT24C conectado ao Arduino.
Fonte: Arduino [1]

Um sistema embarcado, como o Arduino, pode ser utilizado para o desenvolvimento de diversos protótipos, como sistemas de segurança, sistemas de sinalização, sistemas de reconhecimento de objetos ou até mesmo na robótica, como por exemplo um protótipo de uma cadeira de rodas.

2.2.6 CADEIRA DE RODAS

Uma cadeira de rodas é um equipamento muito importante para diversas pessoas que apresentam dificuldades na sua locomoção. Desde a Idade Média, as pessoas que se acidentavam ou que estavam doentes e que não conseguiam se locomover, eram carregadas nas costas por outras pessoas, ou até mesmo arrastadas. Com isso, as pessoas começaram a utilizar trenós e carrinhos de mão para movimentar essas pessoas. Após alguns anos, com o surgimento de novas tecnologias, as cadeiras de rodas passaram por diversas modificações e melhorias, trazendo então cadeiras elétricas motorizadas. Algumas mais sofisticadas tem a capacidade de subir escadas facilitando muito a movimentação de pessoas com deficiência física.

Segundo Freedom [11], uma cadeira de rodas elétrica motorizada apresenta dois motores de corrente contínua, com rotação reversível, 24 volts, com potência de 400W cada, que são acopladas às placas de sistema de redução de rotação de baixa manutenção. Os sistemas de baterias são compostos por duas baterias chumbo-ácido SM de 12V e 50A ou 12V e 70A no modelo “SSX”, que estão ligadas em série com tampas individuais, onde estão instalados os conectores e fusíveis. Para recarregar essas baterias é utilizado um carregador de bateria,

onde contém dois conectores, um para conectar à rede elétrica e outro para conectar à cadeira de rodas.

Na Figura 1.6 é possível observar algumas características de uma cadeira motorizada, como por exemplo, os motores, as baterias, *joystick*, entre outros.

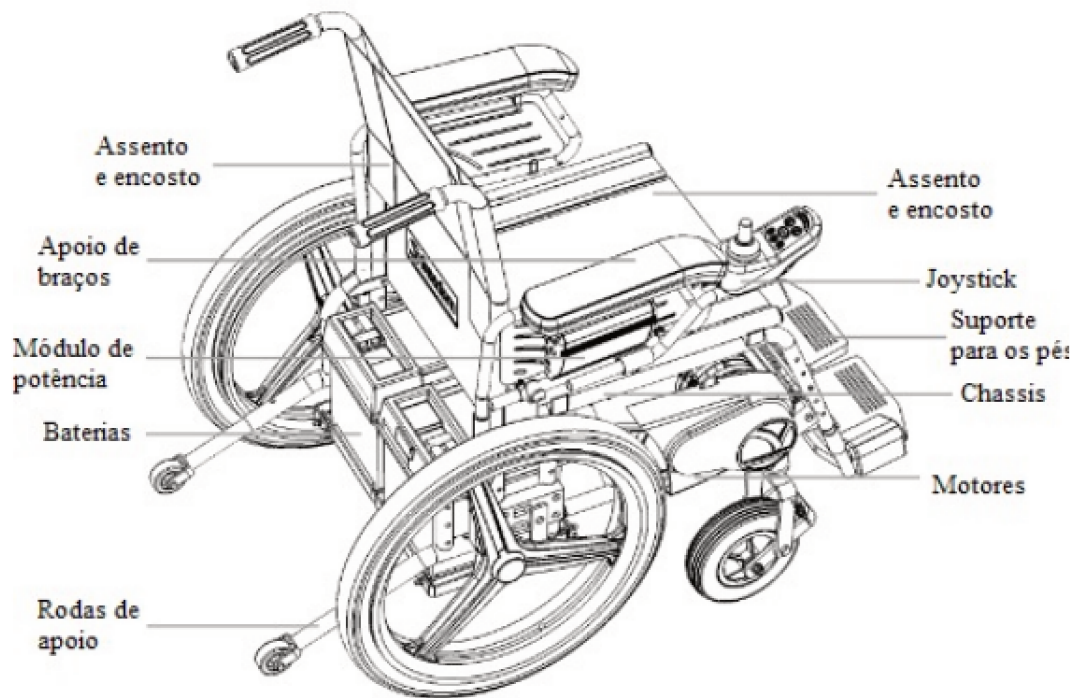


Figura 2.7: Características de uma cadeira de rodas motorizada.
Fonte: Manual do proprietário [11]

Cadeiras de rodas motorizadas apresentam motores grandes, pesados e que consomem uma grande quantidade de energia, onde é inviável o desenvolvimento de um protótipo com esses motores. Para que isso seja possível, pode-se utilizar motores de passo.

2.2.7 MOTORES DE PASSO

Os motores de passo são dispositivos eletro-mecânicos que convertem pulsos elétricos em movimentos mecânicos que geram variações angulares. O eixo do motor, ou rotor, é rotacionado em pequenos incrementos angulares, onde podem ser chamados de "passos". A velocidade que o motor gira é dada pela frequência de pulsos recebidos e a direção é dada pela sequência que no qual esses pulsos são aplicados.

Segundo Lima [16], motores de passo podem ser classificados em motores unipolares e bipolares:

- **Motor de passo unipolar:** Um motor de passo unipolar tem dois enrolamentos por fase, um para cada sentido da corrente, ou seja cada bobina possui uma derivação central. O número de fases é duas vezes o número de bobinas, uma vez que cada bobina se encontra dividida em duas. Na Figura 2.8 é possível observar um motor de passo unipolar de 4 fases. A fase $1a$ vai do centro até a extremidade a na bobina 1, a fase $1b$, do centro à extremidade b , ambas nesta mesma bobina, igualmente para as outras fases na segunda bobina.

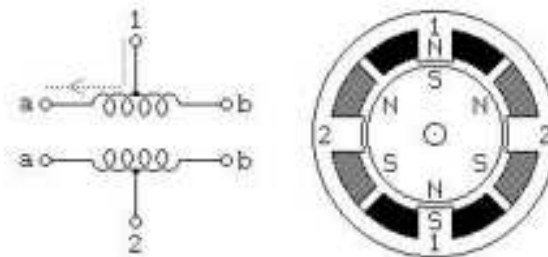


Figura 2.8: Motor de passo unipolar.
Fonte: Santos [10]

- **Motor de passo bipolar:** Um motor de passo bipolar não possuem derivação central para as bobinas. Estes motores são constituídos por enrolamentos separados, que devem ser acionados em ambas direções para permitir o avanço de um passo, ou seja, a polaridade deve ser invertida durante o funcionamento. Por esta característica, o motor foi chamado de bipolar. Na figura 2.9 é possível observar que temos duas bobinas 1 e 2, ou seja, agora temos número de fases igual ao número de bobinas que compõem o enrolamento do motor, então, temos as fases $1ab$ e $2ab$. Diferentes dos unipolares, possuem 4 fios em sua maioria, onde um simples teste de resistência mostra qual dos fios pertence a sua respectiva bobina. Na tabela 2.3 é possível observar como identificar a ligação do motor através do número de fios.

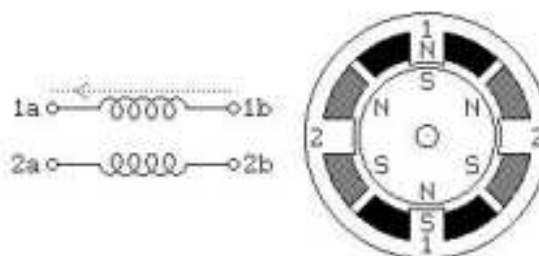


Figura 2.9: Motor de passo bipolar.
Fonte: Santos [10]

Motor	Ligação
4 Fios	Bipolar
5 Fios	Unipolar
6 Fios	Unipolar/Bipolar(Série)
7 Fios	Unipolar/Bipolar(Série/Paralelo)

Tabela 2.3: Identificação pelo número de fios.
Fonte: Santos [10].

Os motores de passo apresentam algumas vantagens, como alta precisão em seu posicionamento, precisão no torque, ótima resposta e controle de aceleração e desaceleração. Para realizar o controle da rotação dos motores através das fases, é necessário um módulo controlador, como o ULN2003, já para controlar o sentido e velocidade que o motor irá girar, é necessário o desenvolvimento de um sistema de controle.

2.3 INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

O ser humano é o único ser que tem a capacidade de compreender, perceber, prever e manipular um mundo muito maior e mais complexo que ele próprio, e durante muitos anos ele tenta entender como conseguimos ter essa capacidade. Para isso, a Inteligência Artificial tenta não apenas compreender, mas também construir entidades inteligentes.

Segundo Nilson [23] A expressão inteligência artificial está associada, geralmente, ao desenvolvimento de sistemas especialistas. Estes sistemas baseados em conhecimento, construídos, principalmente, com regras que reproduzem o conhecimento do perito, são utilizados para solucionar determinados problemas em domínios específicos. A área médica, desde o início das pesquisas, tem sido uma das áreas mais beneficiadas pelos sistemas especialistas, por ser considerada detentora de problemas clássicos possuidores de todas as peculiaridades necessárias, para serem instrumentalizados por tais sistemas

Segundo Angela [13], a inteligência artificial surgiu durante a Segunda Guerra Mundial, para impulsionar a indústria bélica. Com o passar dos anos, muitas outras linhas de estudos surgiram, uma delas é a biológica, que estuda o desenvolvimento de métodos capaz de imitar as atividades cerebrais humanas. Muitas pesquisas tem sido feitas sobre a Inteligência Artificial, sendo utilizadas em programas de computador, jogos, aplicativos de segurança para sistemas informacionais, robótica, programas utilizados na medicina, entre outros.

Existem várias técnicas pertencentes à Inteligência Artificial. Dentre essas técnicas, as principais são Lógica *Fuzzy*, que se preocupam com a imprecisão, Algoritmos Genéticos (AG),

visam a busca e otimização baseados nas formas de evolução natural e na genética e Redes Neurais Artificiais (RNA), onde se interessam, principalmente, com a teoria de aprendizagem.

2.3.1 REDES NEURAIAS

O cérebro humano é composto por aproximadamente cerca de 10 bilhões de neurônios, que são as células que formam o nosso cérebro. Esses neurônios estão ligados uns aos outros através de sinapses, e juntos forma uma grande rede, chamada de Rede Neural. É através dessa rede que é feito o processamento e armazenado todas as informações cerebrais. Um conjunto extremamente complexo de neurônios formam o nosso sistema nervoso. A comunicação nos neurônios é feita através de estímulos ou impulsos.

Segundo Packter [25], os neurônios são compostos basicamente por três partes, os dendritos, o corpo celular e o axônio, conforme a Figura 2.10.

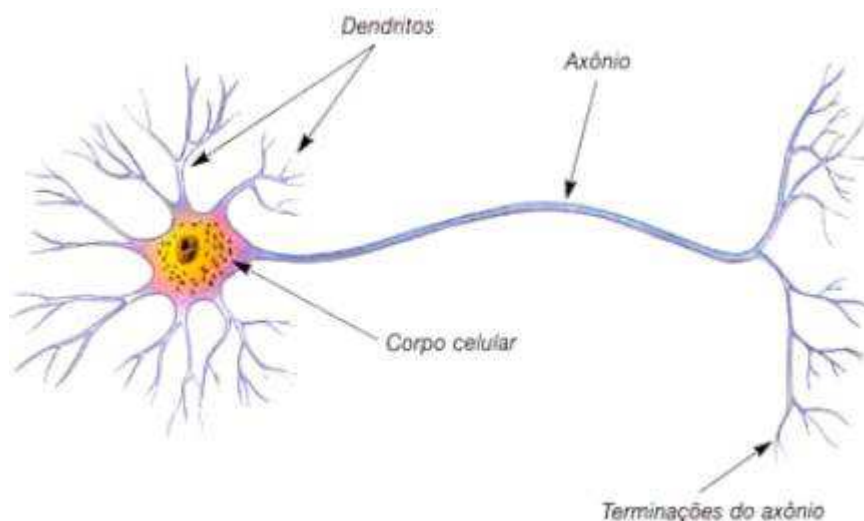


Figura 2.10: Partes do neurônio.

Fonte: Packter [25]

- **Dendritos:** São os prolongamentos dos neurônios que captam as informações através dos estímulos nervosos transmitidos por outros neurônios ou do próprio ambiente.
- **Corpo Celular:** Também chamado de Soma, é toda a estrutura do neurônio. O corpo celular é responsável por coletar e combinar as informações vindas dos outros neurônios, ou seja, os processamento das informações.
- **Axônio:** É constituído de uma fibra tubular, e é responsável na distribuição das informações processadas aos outros neurônios ou células do corpo.

2.3.2 REDES NEURAIS ARTIFICIAIS (RNA)

Através dos neurônios biológicos e do nosso sistema nervoso, surge então, a inspiração para a criação de uma rede neural artificial. Para isso, é visto um sistema computacional que imita os comportamentos dos neurônios naturais e então possibilita que a rede aprenda de forma similar a esses neurônios através de troca de informações formando uma rede neural artificial.

Alguns tipos de redes neurais artificiais, podem ser vistas como "caixas pretas", na qual quase não se sabe porque a rede chega a um determinado resultado, uma vez que os modelos não apresentam justificativas para suas respostas. Neste sentido, muitas pesquisas vêm sendo realizadas visando a extração de conhecimento de redes neurais artificiais, e na criação de procedimentos explicativos, onde se tenta justificar o comportamento da rede em determinadas situações. Outra limitação refere-se ao tempo de treinamento desses tipos de redes neurais artificiais, que tendem a ser muito lentas. Algumas vezes são necessários milhares de ciclos para se chegar à níveis de erros aceitáveis, principalmente se estiver sendo simulado em computadores seriais, pois a CPU deve calcular as funções para cada unidade e suas conexões separadamente, o que pode ser problemático em redes muito grandes, ou com grande quantidade de dados.

São utilizados redes neurais nesse estudo para que seja possível efetuar um treinamento de um sistema, para que o mesmo consiga movimentar um protótipo de uma cadeira de rodas através dos dados recebidos de sensores.

Segundo Bittencourt [2], existem, basicamente, duas formas de treinamento para as redes neurais: treinamento supervisionado e o não-supervisionado.

O treinamento supervisionado é o mais comum dentre as RNAs, sendo chamado de supervisionado pois a saída desejada é fornecida por um supervisor externo. A rede tem sua saída corrente comparada com a saída desejada, onde então o supervisor calcula o erro da resposta atual. A cada padrão de entrada, é comparado a resposta desejada com a resposta calculada, e os pesos das conexões são ajustados para diminuir o erro.

No treinamento não-supervisionado, não há um supervisor para acompanhar o processo de aprendizagem. Para esse tipo de treinamento, são apresentados à rede apenas os padrões de entrada, onde é criado classes ou grupos automaticamente a partir das similaridades encontradas nesses padrões. Um exemplo de RNA que utiliza o treinamento não-supervisionado são as redes de Kohonen [8].

2.3.3 REDES DE KOHONEN

As redes de kohonen foram desenvolvidas por Tuevo Kohonen em 1982. Essa RNA é baseada em auto-organização e apresenta características de aprendizado adaptativo do cérebro humano. São do tipo *feedforward*, ou seja, reagem a mudanças no ambiente para sempre manter um estado do sistema.

Segundo Coppin [8], o aprendizado da rede de kohonen é não-supervisionado e é uma rede de duas camadas amplamente conectadas através das sinápses, onde todos os neurônios da camada de entrada são conectados à todos os neurônios da camada de saída. A Figura 2.11 demonstra uma rede de kohonen, onde os neurônios da camada de entrada estão conectados à todos os neurônios da camada de saída.

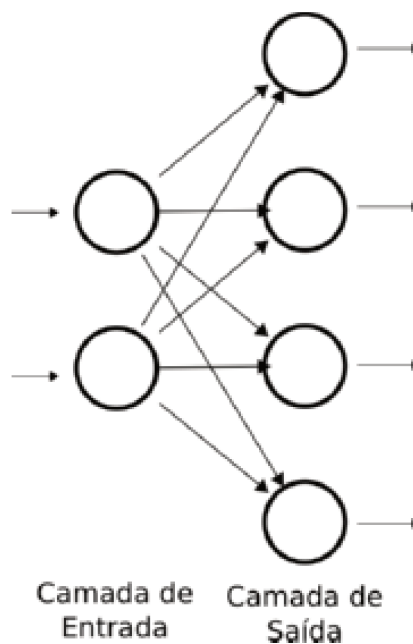


Figura 2.11: Estrutura de uma rede de kohonen.
Fonte: Elaborado pelo autor.

No treinamento da rede de kohonen, os pesos sinápticos são inicializados automaticamente com valores de baixa amplitude. Quando é apresentado um sinal de entrada, deve verificar qual o neurônio será o vencedor, ou seja, qual o neurônio será ativado de acordo com os valores apresentados nos neurônios da camada de entrada. Para o neurônio vencedor, será feito um ajuste nos pesos sinápticos e os outros neurônios permanecerão com os valores inalterados. Existem também uma variação, onde os pesos sinápticos dos neurônios vizinhos podem ser ajustados formando regiões para a rede de kohonen.

Para saber qual o neurônio é o vencedor, deve verificar a distância euclidiana desses neurônios. O neurônio que apresentar a menor distância euclidiana de saída será considerado o neurônio vencedor. A equação 2.1 ilustra como realizar o cálculo da distância euclidiana, onde n é o número de entradas da RNA e o W_{ij} são os pesos sinápticos da entrada i ao neurônio j .

$$d_i = \sum_{i=1}^n (W_{ij} - X_i)^2 \quad (2.1)$$

Após a identificação do neurônio com a menor distância euclidiana, o próximo passo é identificar a vizinhança desse neurônio, ou seja, verificar os neurônios próximos ao neurônio vencedor e com isso realizar o ajuste nos pesos sinápticos desses neurônios. A equação 2.2 ilustra como realizar a atualização dos pesos sinápticos dos neurônios vizinhos, onde $\eta(n)$ é o parâmetro de taxa de aprendizado e $\Lambda_{i(x)}(n)$ é a função de vizinhança centrada em torno do neurônio vencedor $i(x)$.

$$W_j(n+1) = \begin{cases} W_j(n) + \eta(n)[x(n) - W_j(n)] & j \in \Lambda_{i(x)}(n) \\ W_j(n) & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (2.2)$$

A taxa de aprendizagem começa com um valor relativamente alto, porém durante o processo de aprendizagem ela vai diminuindo, sendo que o valor inicial de $\eta(n)$ é definido por escolha. A equação 2.3 ilustra como é especificada a taxa de aprendizagem.

$$\eta(n) = \eta_o \left(1 - \frac{n}{T}\right) \quad (2.3)$$

Na equação 2.3, n significa qual a iteração do treinamento atual, T significa qual o número total de iterações que o treinamento deve ser feito. Deve ser também especificado o tamanho da vizinhança e podem também decrescer conforme as iterações.

3 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

O desenvolvimento do protótipo foi separado em 3 partes: aquisição e condicionamento dos sinais, no qual mostra sobre os eletrodos utilizados e a forma de colocação, a amplificação dos sinais e o filtro utilizado; desenvolvimento do *hardware*, onde é mostrado o esquema do protótipo com todos os itens utilizados e a movimentação dos motores; desenvolvimento do sistema de controle, mostrando como é realizado a coleta dos dados, o desenvolvimento da rede de kohonen, o treinamento e a execução do sistema.

3.1 AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DOS SINAIS

Para aquisição e condicionamento dos sinais foram utilizados eletrodos de superfície compostos pelos elementos químicos Ag/AgCl, um amplificador de instrumentação INA114 e filtros para melhor condicionamento e visualização dos sinais.

3.1.1 ELETRODOS

Para realizar a instrumentação do sinais biomédicos foram utilizados eletrodos de superfície adesivos, condutivos com gel sólido e de composição Ag/AgCl(Prata/Cloreto de Prata). Foram utilizados 3 eletrodos para a instrumentação dos sinais neste projeto, um em cada lateral dos olhos ligados ao amplificador, que são as entradas inversora e não inversora, e, outro no centro da testa, ligados ao terra do Arduino. A Figura 3.1 mostra como utilizar os eletrodos.

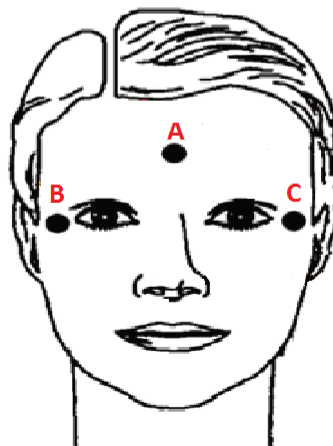


Figura 3.1: Locais de uso dos eletrodos adesivos Ag/AgCl.
Fonte: Elaborado pelo autor.

A utilização dos eletrodos nas laterais dos olhos fazem com que seja possível visualizar e condicionar sinais de movimentação dos olhos para os lados direito e esquerdo. Para movimentos dos olhos com direções para cima e para baixo é necessário utilizar mais dois sensores, um acima de um olho e outro abaixo deste mesmo olho.

Durante o desenvolvimento desta etapa foram testados outros dois tipos de eletrodos: eletrodos de estanho e eletrodos de Eletrocardiograma (ECG), porém nenhum dos dois obteve sucesso na instrumentação dos sinais, pois os eletrodos de estanho não eram bom condutores e os eletrodos de ECG são eletrodos utilizados para estimulação.

Para uma melhor manuseabilidade e estética do protótipo, foi produzido um óculos com os conectores dos eletrodos pré-fixados nas devidas posições de utilização dos eletrodos, conforme a Figura 3.2, onde é possível observar um óculos de segurança IPI, um eletrodo ao centro do óculos conectado à um cabo de cor preta, e dois cabos de cor vermelha fixados ao lado do óculos.



Figura 3.2: Óculos do protótipo.
Fonte: Elaborado pelo autor.

3.1.2 AMPLIFICAÇÃO

Os sinais instrumentados possui amplitude que varia de 0,05 à 4 mV e é proporcional ao movimento do olho. Sendo assim, é necessário amplificar essa faixa de sinal para que possa ser melhor utilizado no Arduino. Dessa forma, foi desenvolvido um amplificador de instrumentação utilizando o INA114AP, o qual é possível observar na Figura 3.3. O R_g é o resistor de ganho, as entradas conectadas aos sensores são nos pinos 2 e 3 e a saída no pino 6. A alimentação é feita através dos pinos 4 e 7 e tem alimentação de +2.25V até +18V ou -2.25V até -18V. A equação 3.1 ilustra o cálculo de ganho do amplificador.

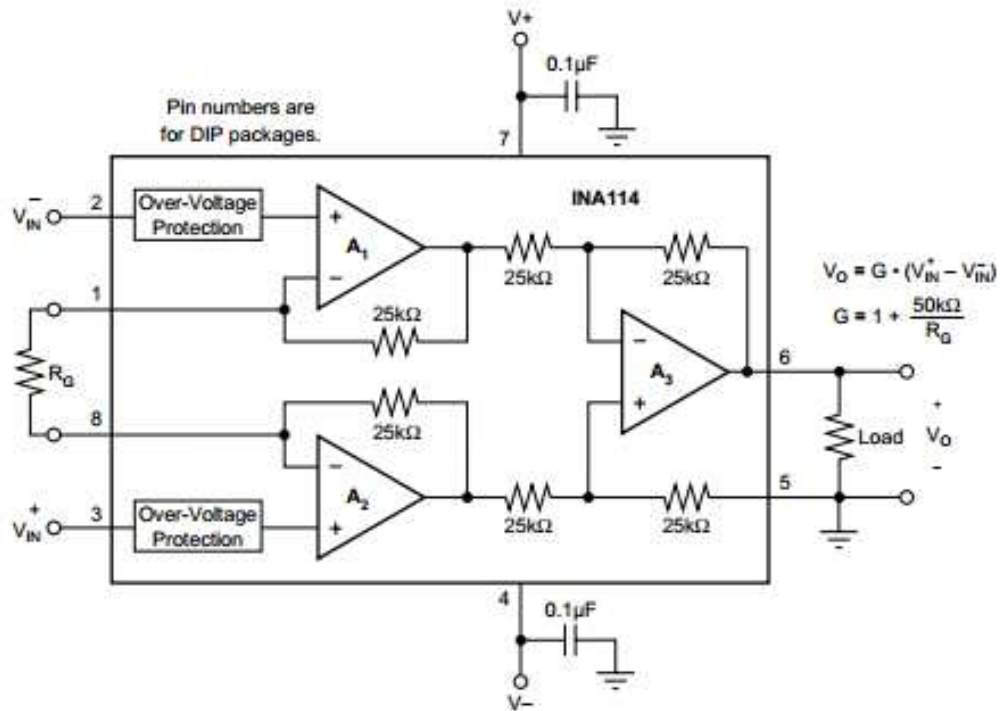


Figura 3.3: Amplificador de instrumentação INA114.
Fonte: Pedrotti [26].

$$V_0 = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G} * (V_{in}^+ - V_{in}^-) \quad (3.1)$$

A Figura 3.4 ilustra o amplificador desenvolvido, juntamente com resistores de ganho ao lado de *jumpers*, capacitores, um conector para as entradas dos eletrodos, um conector para a alimentação, um conector ligado ao terra e um resistor conectado aos pinos 5 e 6.

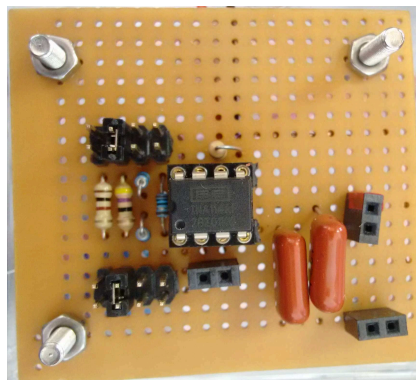


Figura 3.4: Amplificador de instrumentação.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Como o INA114AP pode ter um ganho de 1 a 10000, foi decidido disponibilizar vários ganhos, seleccionáveis a partir de *jumpers*, conectados aos seguintes resistores: resistor de 100

Ohm, resistor de 47 Ohm, resistor de 20 Ohm e resistor de 10 Ohmm. Na Figura 3.5 é possível observar os *jumpers* e seus respectivos resistores dispostos no circuito.

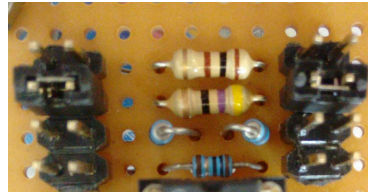


Figura 3.5: Resistores de ganho.
Fonte: Elaborado pelo autor.

3.1.3 FILTROS

Os filtros são utilizados para eliminar ou diminuir algum ruído indesejável em um sinal. Na instrumentação de sinais biomédicos esses ruídos são bastante frequentes.

Para o projeto foi planejado usar dois filtros, um filtro de passa baixa e um filtro implementado em software utilizando média móvel. Porém os resultados obtidos utilizando somente o filtro de média móvel foi suficiente para diminuir grande parte do ruído.

Segundo Lima [17], o filtro de média móvel é obtido calculando-se a média de um conjunto de valores, sempre adicionando um novo valor ao conjunto e descartando o mais antigo. Não é apenas uma média de um conjunto isolado de valores.

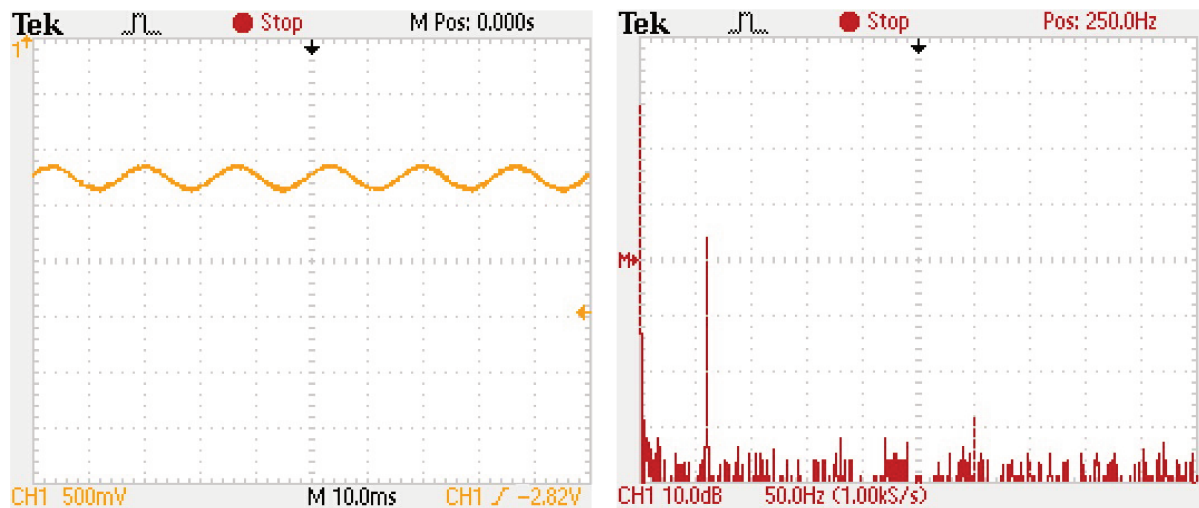
A equação 3.2 mostra a representação da média móvel, onde n é o índice dos vetores utilizados, $N + 1$ é o número de amostras utilizadas para a filtragem, $y[n]$ é o sinal filtrado e $x[n - k]$ representa o conjunto dos valores a serem somados.

$$y[n] = \frac{1}{N + 1} \sum_{k=0}^N x[n - k] \quad (3.2)$$

Com a instrumentação dos sinais de EOG foi notado que continha 60 Hz de ruído através do osciloscópio. Na Figura 3.6 (a), é possível observar a duração do início até o fim de uma onda, no qual são 16,6ms. Na Figura 3.6 (b), é possível observar um pico com um ruído de 60Hz. Logo, se utilizarmos a equação 3.3, teremos o resultado de 60 Hz de ruído, sendo F a frequência e P o período.

$$F = \frac{1}{P} \quad (3.3)$$

Na Figura 3.7, é possível observar uma amostragem dos sinais de EOG no Arduino com a utilização de histerese para definir os dados que estão classificados como *centro*, *esquerda* e



(a) Amostragem no osciloscópio para identificação do ruído

(b) Transformada de fourier

Figura 3.6: Ruído da amostragem dos sinais de eletrooculograma.

Fonte: Elaborado pelo autor.

direita. Foram utilizados uma taxa de amostragem de 50 amostras por segundo. Os dados que estão entre as faixas de histerese são classificados como *centro*, os que estão acima, classificados como *direita* e os que estão abaixo, classificados como *esquerda*. A utilização de histerese permite que para diferentes usuários ou sensores, seja possível ter um resultado satisfatório da classificação das direções dos olhos.

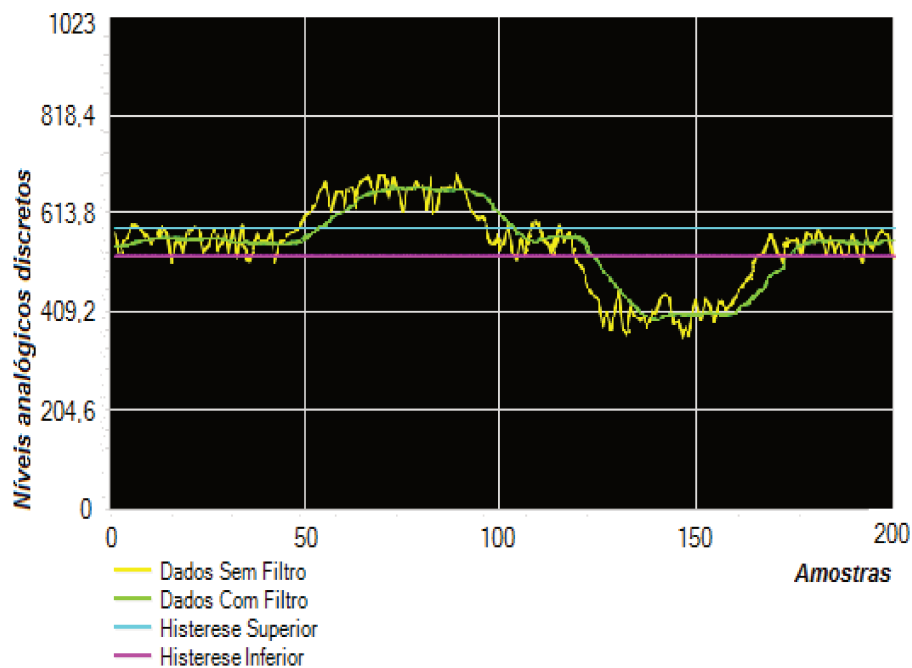


Figura 3.7: Amostragem dos sinais de EOG.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 3.8 é possível observar outra amostragem dos sinais de EOG no Arduino, onde foi utilizado uma taxa de amostragem de 50 amostras por segundo. As de cor azul são as amostras sem utilizar o filtro de média móvel e as de cor vermelha são os sinais utilizando o filtro. É possível observar também a movimentação dos olhos através das faixas de valores. Os dados que estão na faixa de valores próximos a 500 são os olhos voltados para frente, as que estão próximos de 700 são os olhos voltados à direita e as que estão próximos a 400 são os olhos voltados à esquerda.

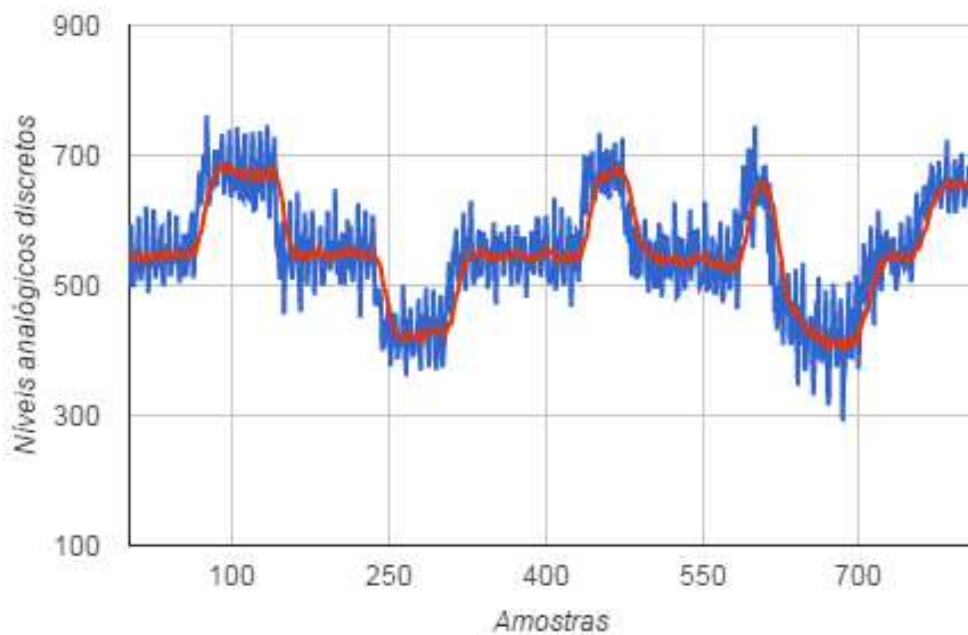


Figura 3.8: Amostragem dos sinais de EOG utilizando média móvel.
Fonte: Elaborado pelo autor.

3.2 DESENVOLVIMENTO DO HARDWARE

No desenvolvimento do hardware do protótipo foram utilizados um Arduino uno com atmega328P-PU, baterias para alimentação, motores de passo 28BYJ-48, *drivers* ULN2003, policarbonato transparente, entre outros.

O esquema completo do protótipo pode ser visto no anexo C, onde é possível observar todas as conexões realizadas. Ao centro está o Arduino, onde são ligados os controladores dos motores, o amplificador de instrumentação e a bateria para alimentação. É possível observar, também, os eletrodos conectados ao amplificador de instrumentação e os motores conectados aos seus controladores ULN2003. Na Figura 3.9, é possível visualizar o diagrama elétrico do protótipo.

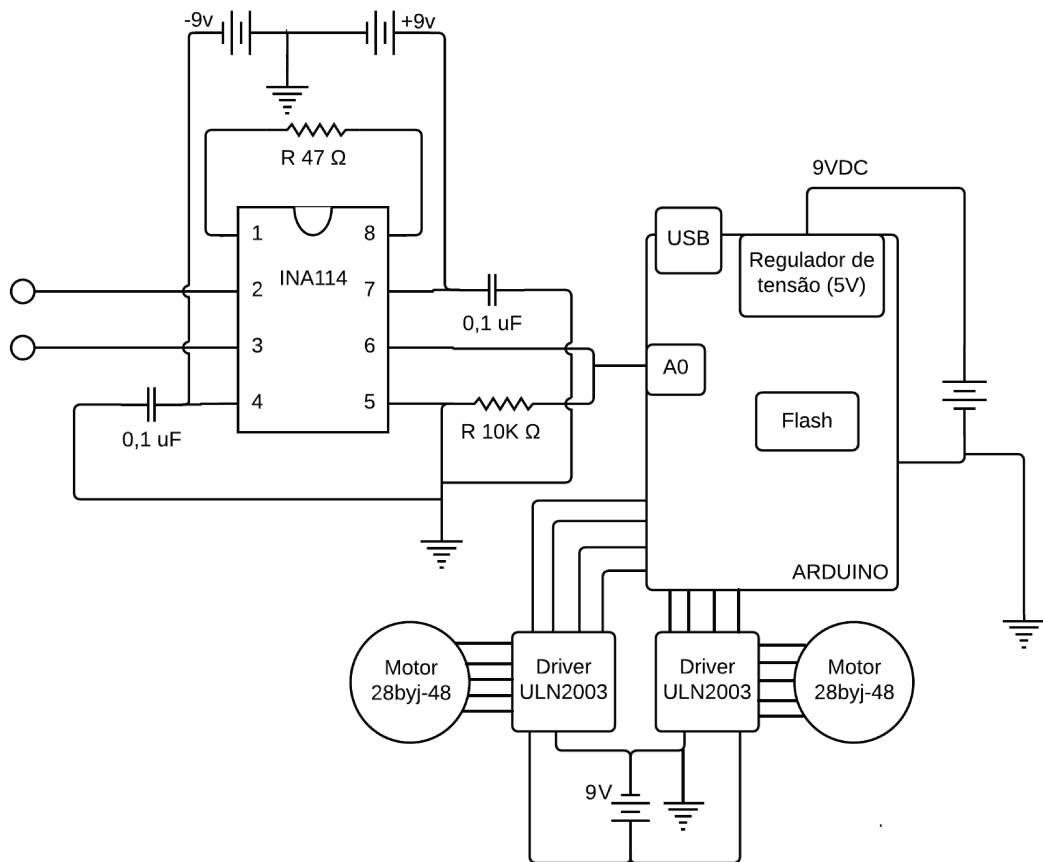


Figura 3.9: Diagrama elétrico do protótipo
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Os eletrodos realizam a instrumentação dos sinais bioelétricos, no qual são enviados ao amplificador de instrumentação desenvolvido com o INA114AP, com isso os sinais são amplificados através da escolha do resistor de ganho realizado por *jumpers* e enviados ao Arduino. Com esses dados, é realizado um filtro através de um algoritmo de média móvel, com isso pode ser executado o algoritmo de kohonen. De acordo com a saída obtida é realizado a movimentação dos motores.

São utilizados dois motores de passo 28BYJ-48 com torque dinâmico de 34mN.m e dois *drivers* ULN2003, conectados ao Arduino, que são utilizados para controlar os motores de passo. Através da direção em que os motores se movimentam é definido para qual lado o protótipo se movimentará. Para a cadeira ir para frente, basta ambos os motores girarem para frente, para movimentar o protótipo para esquerda, o motor da esquerda deve rotacionar para trás e o motor da direita para frente, caso contrário o protótipo irá se movimentar para direita, conforme a Figura 3.10.

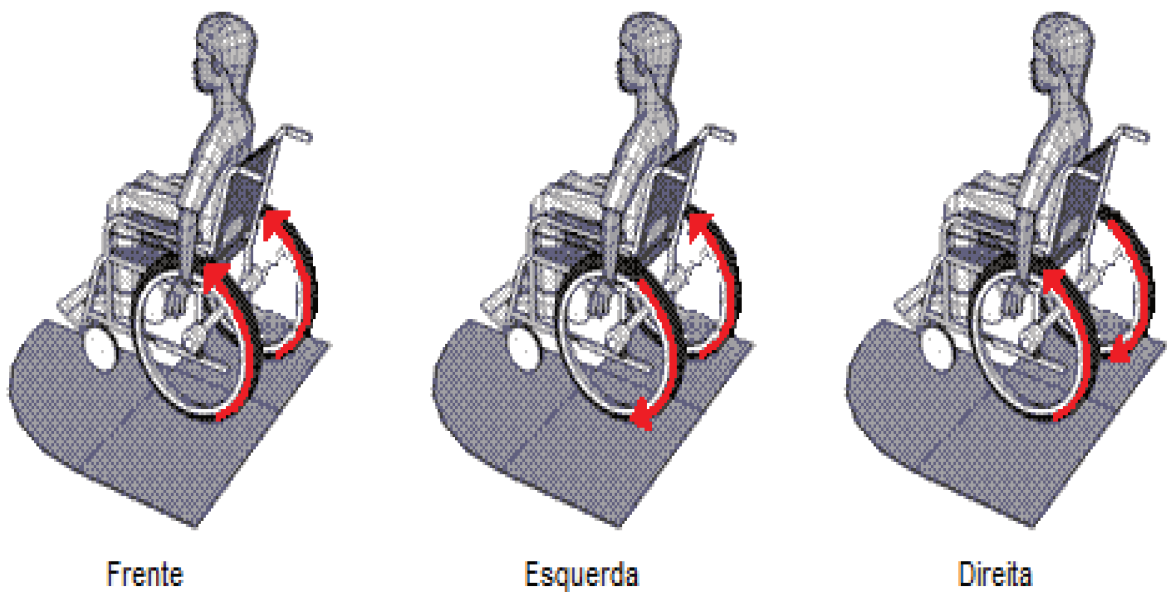


Figura 3.10: Movimentação do protótipo.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Em cada *driver* ULN2003 é conectado uma bateria de 9v para alimentação e movimentação dos motores, uma bateria é conectada no Arduino e outra no amplificador de instrumentação INA114AP. Os eletrodos são conectados ao amplificador e este é conectado ao Arduino. No Arduino existem 6 pinos de entrada analógica, onde na frente de sua gravadora existe um 'A' escrito que varia de 'A0' à 'A5', conforme a Figura 3.11.

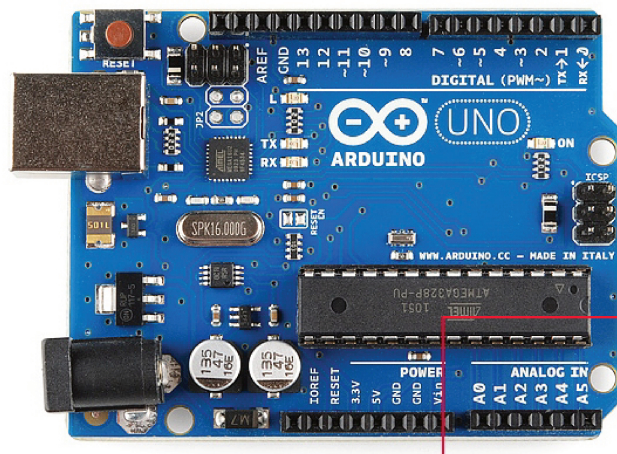


Figura 3.11: Entradas analógicas do Arduino.
Fonte: Arduino [1].

3.3 DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE

Nessa etapa, foi realizado o desenvolvimento de 3 *softwares*, sendo um deles desenvolvido para coleta dos dados, outro para o pré-processamento dos dados e um sistema de controle para a utilização do protótipo.

Na Figura 3.12, é possível observar como foi desenvolvido o sistema de controle. Foi desenvolvidos 4 sistemas, 2 no Arduino, sendo um sistema de coleta dos dados e um de execução do protótipo, e outros 2 no computador utilizando a linguagem de programação PHP, sendo um para o condicionamento e outro para o treinamento dos dados. Inicialmente, no sistema de condicionamento dos dados, o usuário inicia a coleta dos dados para cada direção dos olhos enviando um sinal para o Arduino, vistos na subseção 3.3.1, o Arduino coleta os dados e envia ao sistema de condicionamento, esses dados são salvos em arquivos. Com isso, é realizado o treinamento da rede de Kohonen, vistos na subseção 3.3.2 resultando em uma tabela de valores, onde são enviados ao sistema de execução no Arduino, realizando a movimentação do protótipo.

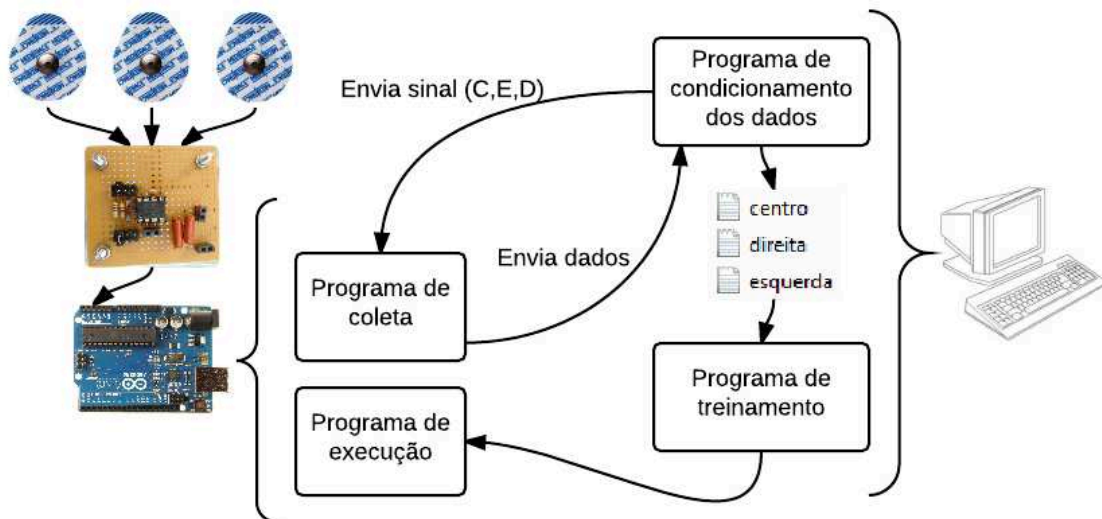


Figura 3.12: Sistema para coleta dos dados.
Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3.1 COLETA DOS DADOS

A coleta dos dados é realizada através de um sistema desenvolvido com a linguagem de programação PHP e integrado ao Arduino. Para que essa integração fosse realizada, foram

desenvolvidos dois subsistemas, sendo um desenvolvido especificamente para o Arduino e um sistema onde é executado em um navegador. Na Figura 3.13 é possível observar o sistema desenvolvido em PHP.

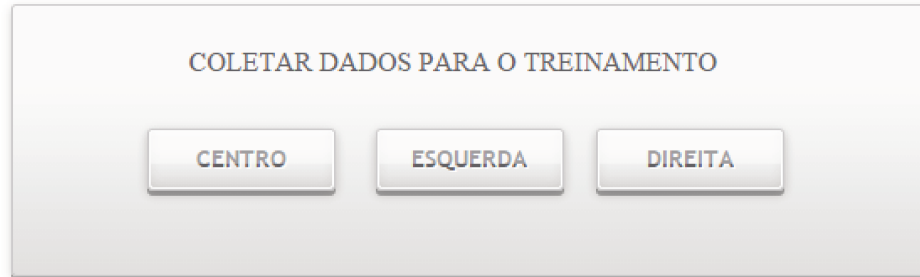


Figura 3.13: Sistema para coleta dos dados.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao clicar no botão "CENTRO", tendo o usuário do sistema com os olhos voltados para frente, será enviado ao Arduino um sinal indicando para realizar a coleta dos sinais. Após a coleta, o Arduino envia os dados para o software em PHP, onde são gravados em um arquivo. O processo para os outros botões é o mesmo, porém o usuário do sistema deve estar com os olhos voltados nas direções corretas, indicadas nos botões. A Figura 3.14 mostra o sistema com os dados já coletados. Ao clicar no link "continuar", será direcionado para o treinamento.

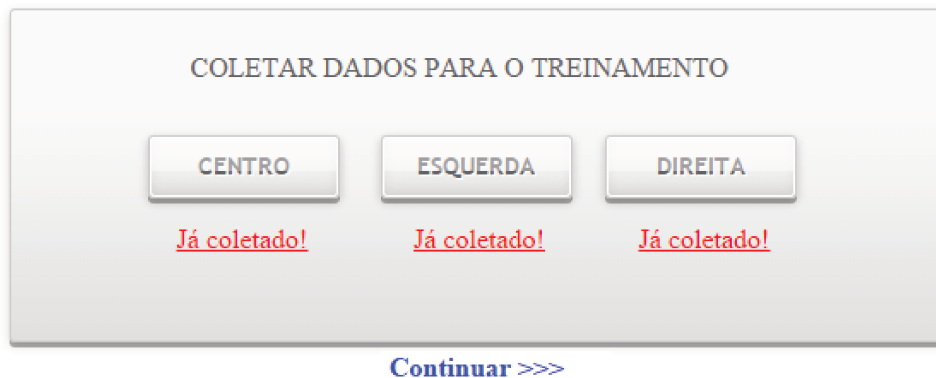


Figura 3.14: Sistema com dados coletados.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Com a coleta dos dados de cada direção do olho, são extraídas as características que poderiam ser inseridas na rede de kohonen, conforme a Figura 3.15, onde apresentam 2 camadas, sendo na primeira camada definida por 4 atributos: Posição, indica qual a posição do sinal, se está acima ou abaixo da histerese; Desvio padrão, quantidade de variação existente em relação à média; Média, cálculo de referência para cada direção do olho; Amplitude, maior sinal coletado, para valores acima da histerese superior, ou menor sinal coletado, para valores

abaixo da histerese inferior. Na segunda camada ou camada de saída, são definidos 3 instâncias, sendo elas, *centro*, *direita* e *esquerda*. Entre as duas camadas existem os pesos sinápticos, sinalizados por setas, no qual apresentam valores pré-calculados através da etapa de treinamento dos dados coletados, vistos na subseção 3.3.2.

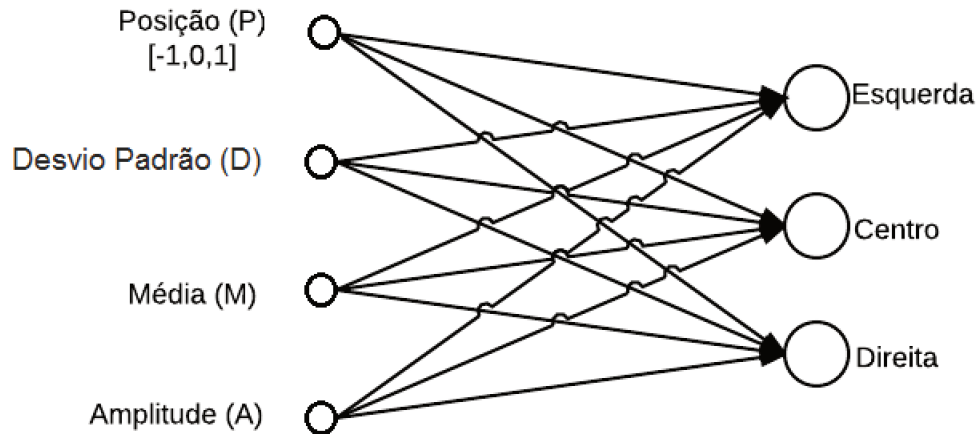


Figura 3.15: Rede utilizada.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Um fator importante para a construção da rede é a seleção e definição das características. Em muitas aplicações é comum encontrar problemas envolvendo centenas de características. Nem sempre essas características trazem os melhores resultados, em alguns casos, podem afetar vários fatores relacionados ao reconhecimento, tais como: precisão, tempo requerido para o aprendizado, e número de amostras necessárias.

Segundo Alessandro [24], a seleção de características não é um problema trivial, pois raramente estas são totalmente independentes. Podem existir redundâncias, ou seja, características correlacionadas, caso em que não devem ser consideradas juntas na modelagem, e interdependências, quando duas ou mais características contêm informação importante entre si que pode se tornar obscura se alguma dessas características não for considerada na modelagem.

Para extrair as características, foi necessário identificar alguns padrões através de uma amostragem de sinais instrumentados. Na Figura 3.16, é possível identificar esses padrões através dos círculos em cor vermelha no gráfico de uma amostragem dos sinais de EOG coletados.

Esses padrões estão relacionados aos valores que estão abaixo ou acima da histerese. A partir disso, foi extraído as características que estão inseridas na rede, onde é possível realizar a etapa de treinamento dos dados.

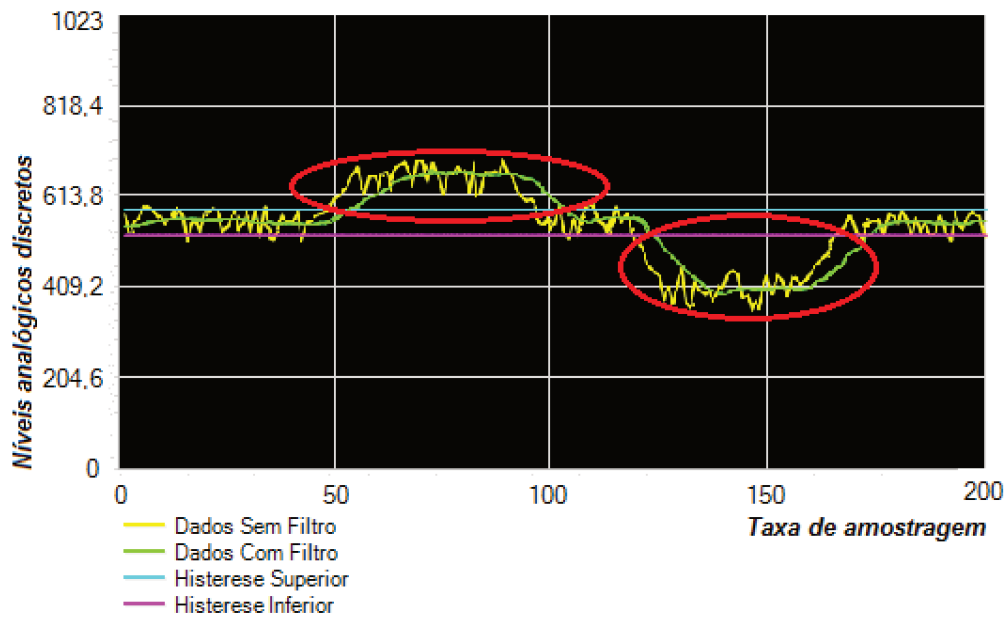


Figura 3.16: Extração de características através de padrões.

Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3.2 TREINAMENTO

Nesta etapa, para cada uma das saídas, é realizado o cálculo dos pesos sinápticos. Após isso, é executada a etapa de treinamento do algoritmo de Kohonen, o qual foi realizado com 50000 amostras. Na Figura 3.17, é possível observar os dados sendo calculados e a direita o resultado dos pesos sinápticos de cada saída da rede.

Como o Arduino apresenta pouca memória, então foi necessário separar o sistema, onde todo o treinamento é realizado em um computador, já que apresenta maior quantidade de memória, e, a utilização do protótipo é realizado em outro software. O software de treinamento foi desenvolvido na linguagem de programação PHP, pois o desenvolvimento da integração com o Arduino é facilitada, devido a documentação de boa qualidade e a existência de bastante material para estudo. Após o treinamento dos dados, conseqüentemente, a rede estará atualizada. Na Figura 3.18, é possível observar os pesos sinápticos atualizados de acordo com os dados obtidos da amostragem da figura 3.17.

No anexo B, é possível encontrar os dados de validação utilizados na amostragem para extração das características da rede. Esses dados, também, foram utilizados para exemplificar a amostragem dos sinais de EOG da figura 3.7 .

0 - 68.360331228328
 1 - 216.03332179578
 2 - 146.41990297368
 Objeto | 0 | com menor distância Euclidiana

Centro já coletado!

Esquerda já coletado!

Direita já coletado!

0 | 23 | 526 | 526 |
 -1 | 26 | 654 | 700 |
 1 | 29 | 401 | 450 |

Centro:	0	24	580	580
Esquerda:	-1	25	653	700
Direita:	1	26	398	350

0 - 179.62606220923
 1 - 47.012753979375
 2 - 323.6184108617
 Objeto | 1 | com menor distância Euclidiana

0 | 23 | 526 | 526 |
 -1 | 26 | 653 | 653 |
 1 | 29 | 401 | 450 |

0 - 16.97374052808
 1 - 196.60640492855
 2 - 130.02326349675
 Objeto | 0 | com menor distância Euclidiana

0 - 12.729119240261
 1 - 118.81804904537
 2 - 164.07615007416
 Objeto | 0 | com menor distância Euclidiana

0 | 23 | 521 | 521 |
 -1 | 25 | 605 | 605 |
 1 | 20 | 405 | 405 |

Figura 3.17: Treinamento dos dados.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

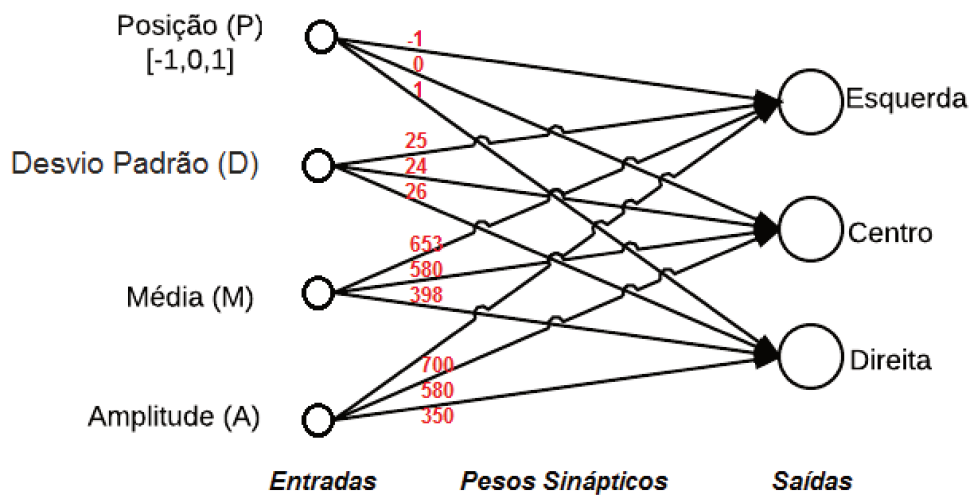


Figura 3.18: Rede atualizada.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3.3 SISTEMA DE CONTROLE DO PROTÓTIPO

Com a obtenção dos dados após o treinamento, é possível movimentar o protótipo da cadeira de rodas, porém é necessário digitar os valores treinados em uma variável do código fonte do sistema de controle, conforme destacado na Figura 3.19. Após isso, é necessário realizar o *upload* deste código fonte no Arduino.



```

#include <avr/pgmspace.h>
#define INSTANCIAS 3
#define ATRIBUTOS 4
int motorSpeed = 0; //variable to set stepper speed
float vetor[ATRIBUTOS], dsEuclidianas[INSTANCIAS];

int matrizDados[INSTANCIAS][ATRIBUTOS] = {
  {0,24,580,580},//centro
  {-1,25,653,700},//esquerda
  {1,26,398,350};//direita
};

int avgCenter = 487;
int avgLeft = 656;
int avgRight = 399;

float deuclydiana = 0;
int n,flag = 1;
int histerese1,histerese2;
PROGMEM const char *dadosFlash[] = {"522","557","572","515","556",
int i = 0;

```

Figura 3.19: Entradas do software de utilização do protótipo.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Com os dados inseridos na variável *matrizDados*, é realizado o cálculo da distância euclidiana, determinando a direção em que os motores irão se movimentar.

Para realizar a movimentação do motores 28YBT-48, no qual apresentam 4 bobinas, é necessário realizar o controle do acionamento de cada bobina manualmente. Na tabela 3.1 é possível observar a sequência do acionamento de cada bobina, no qual o número 1 significa a bobina acionada e 0 não-acionada.

No anexo A, é possível encontrar o código-fonte de como realizar a sequência de acionamento das bobinas do motor de passo 28YBT-48, desenvolvido no Arduino. É possível visualizar a variável *motorSpeed*, a qual indica a velocidade de acionamento das bobinas, determinando a velocidade de rotação dos motores.

	Bobina 1a	Bobina 1b	Bobina 2a	Bobina 2b
1	1	0	0	0
2	1	1	0	0
3	0	1	0	0
4	0	1	1	0
5	0	0	1	0
6	0	0	1	1
7	0	0	0	1
8	1	0	0	1
9	1	0	0	0
10	1	1	0	0
11	0	1	0	0
12	0	1	1	0
13	0	0	1	0
14	0	0	1	1
15	0	0	0	1
16	1	0	0	1

Tabela 3.1: Sequência do acionamento de cada bobina.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4 RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos com o desenvolvimento do projeto. Inicialmente serão apresentados os resultados da aquisição e do condicionamento dos sinais e a identificação dos sinais EOG. Após, é apresentado experimentos feitos no *hardware*, e, finalmente, o sistema de controle para a movimentação do protótipo.

4.1 AQUISIÇÃO E CONDICIONAMENTO DOS SINAIS

A instrumentação dos sinais de EOG é realizada através dos sensores de superfície compostos pelos componentes químicos Ag/AgCl. Foram feitos testes com outros dois tipos de sensores:

- **Eletrodos de estanho:** utilizados para instrumentação dos sinais de Eletroencefalograma (EEG), conforme a Figura 4.1, porém não foi obtido sucesso na instrumentação. Com esses eletrodos, os sinais instrumentados apresentam ruídos e instabilidade, não podendo identificar a direção dos olhos.



Figura 4.1: Eletrodos de estanho.
Fonte: Elaborado pelo autor.

- **Eletrodos de eletroterapia:** Com a utilização desses eletrodos foi analisado que estes não eram utilizados para a instrumentação de sinais biomédicos, pois são eletrodos de eletro-estimulação de superfície. Na Figura 4.2 é possível visualizar os eletrodos utilizados.



Figura 4.2: Eletrodos de eletro-estimulação de superfície.
Fonte: Elaborado pelo autor.

A amplificação dos sinais de EOG foi realizada através do Amplificador de Instrumentação (AI) INA114AP. Dois amplificadores operacionais foram testados, o LM358 e LM324. A utilização de um AI é conveniente, pois no mesmo circuito encontra-se encapsulado a rede de resistores e a conexão dos amplificadores operacionais, minimizando os problemas de montagem do amplificador, como realizado com o LM358 e o LM324.

Para a realização dos testes foram utilizados uma fonte de tensão contínua, conforme a Figura 4.3, um osciloscópio da marca Tektronix, conforme a Figura 4.4, e, um multímetro digital, conforme a Figura 4.5, todos disponibilizados nos laboratórios da Universidade Federal da Fronteira Sul, Campus Chapecó.

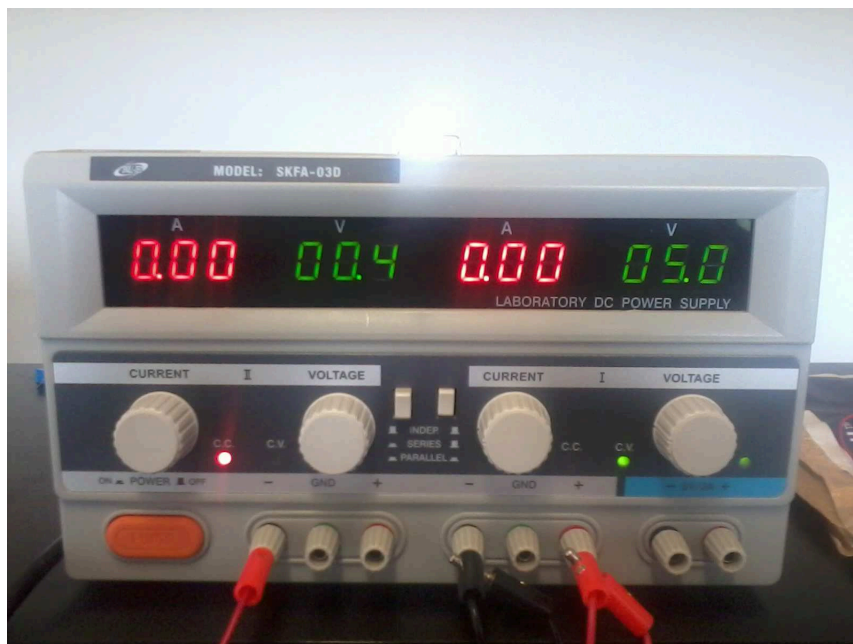


Figura 4.3: Fonte de tensão contínua.
Fonte: Elaborado pelo autor.

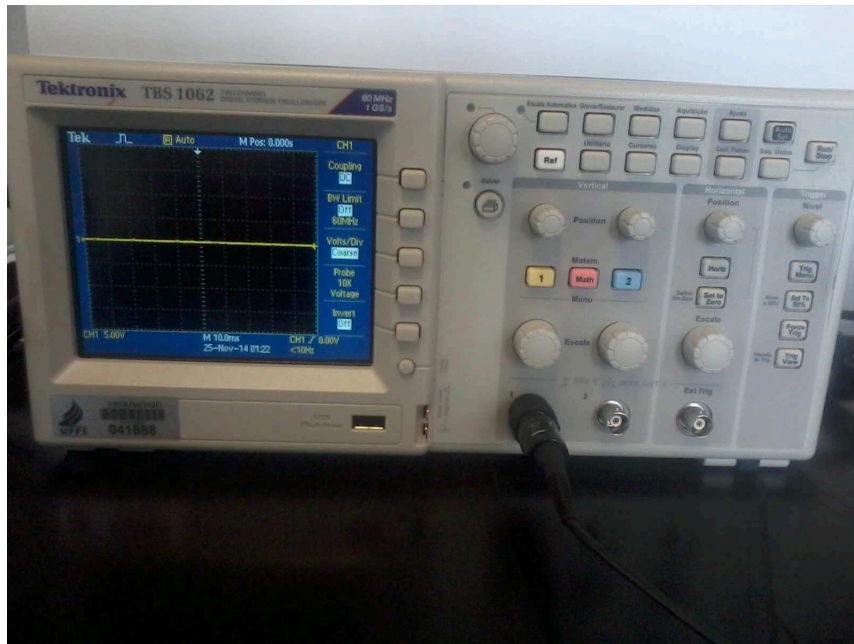


Figura 4.4: Osciloscópio.
Fonte: Elaborado pelo autor.



Figura 4.5: Multímetro.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Com os eletrodos e o amplificador conectados ao osciloscópio, foi possível realizar os testes de identificação da direção dos olhos, através dos sinais de EOG. Na Figura 4.6, é possível observar a diferença de tensão dos sinais recebidos através da mudança de direção dos olhos.

Realizou-se um teste conectando os eletrodos e o amplificador no Arduino. No osciloscópio a conversão analógica para digital possui uma resolução superior a do Arduino

e na aquisição do sinal é aplicada a média móvel de 32 amostras podendo visualizar a diferença de tensão recebida, tendo um resultado satisfatório. Na Figura 4.7, é possível visualizar esse resultado, onde foram utilizados 200 amostras e utilizado o filtro de média móvel e histerese.

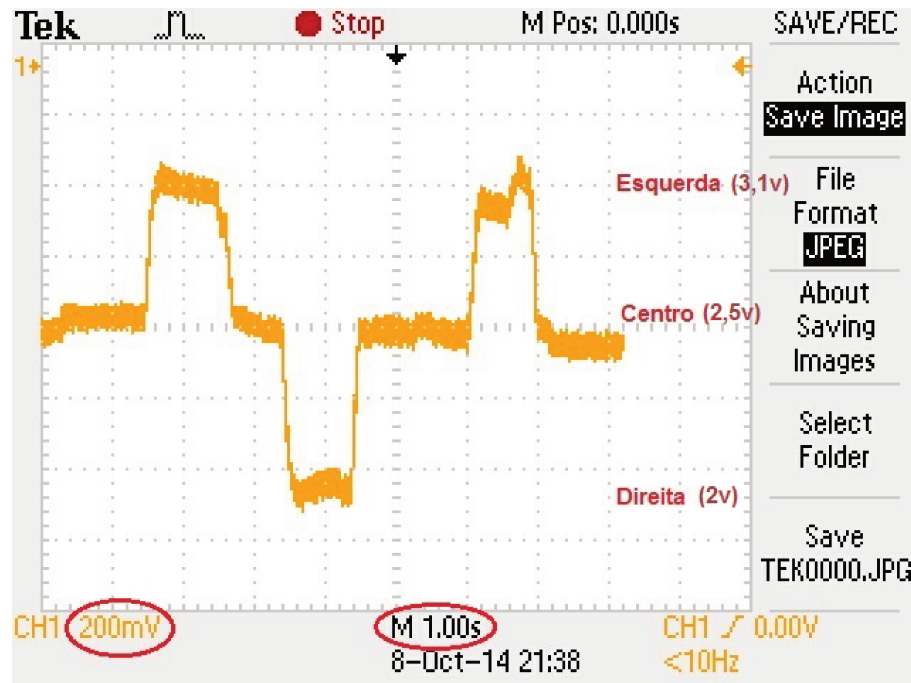


Figura 4.6: Amostra de sinais EOG no osciloscópio.
Fonte: Elaborado pelo autor.

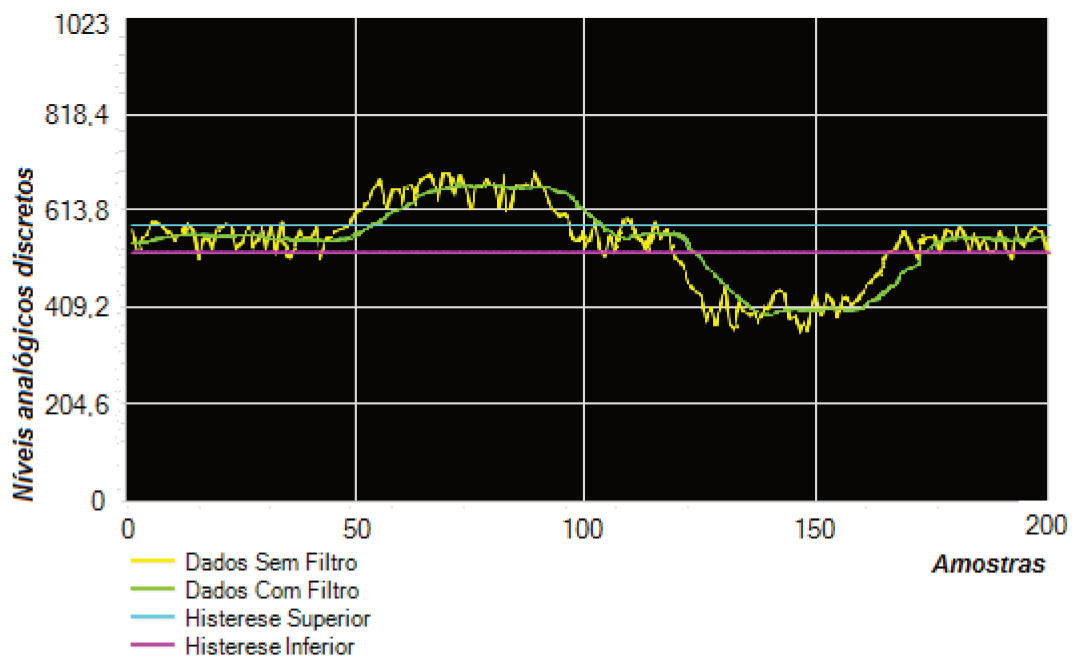


Figura 4.7: Amostra de sinais EOG no Arduino.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Realizou-se um teste de implementação da histerese utilizando a equação de média móvel (3.2) com 128, 256 e 512 amostras, fazendo com que fique sempre atualizada de acordo com as entradas dos sinais, porém o Arduino não consegue calcular devido a soma de todas as amostras excederem a memória. Com isso, através de análise dos dados, foi estipulado um valor padrão para definir a histerese, conforme a equação 4.1, sendo 40 o valor estipulado e acrescentado à média para definir a histerese superior ou subtraído para definir a histerese inferior.

$$Histerese = \begin{cases} Media_Centro + 40 & Histerese\ Superior \\ Media_Centro - 40 & Histerese\ Inferior \end{cases} \quad (4.1)$$

4.2 PROTÓTIPO

O protótipo da cadeira de rodas foi construído com policarbonato transparente, porém foi testado utilizar madeira compensada em sua construção, onde não foi obtido sucesso, pois o peso era excessivo e os motores, geralmente, não possuíam torque suficiente, consequentemente as baterias esgotavam-se rapidamente. Na Figura 4.8, é possível visualizar como foi montado a cadeira utilizando madeira compensada.

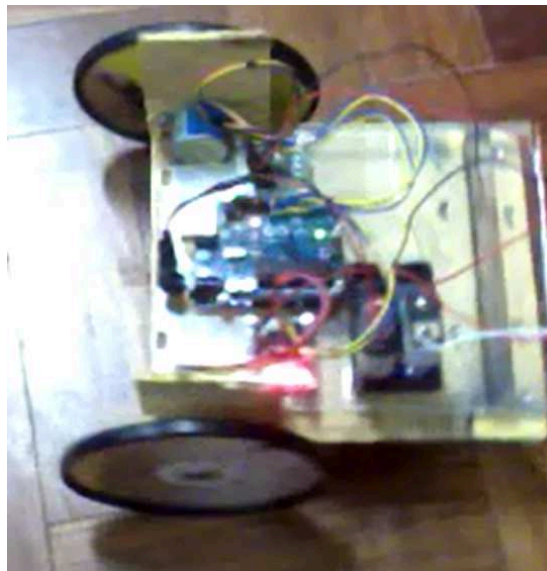


Figura 4.8: Protótipo de madeira compensada.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 4.9, é possível observar o protótipo desenvolvido com policarbonato transparente, onde foi reduzido o peso. Foi reduzido o diâmetro das rodas, consequentemente, fazendo com que os motores funcionassem com menor consumo de energia.

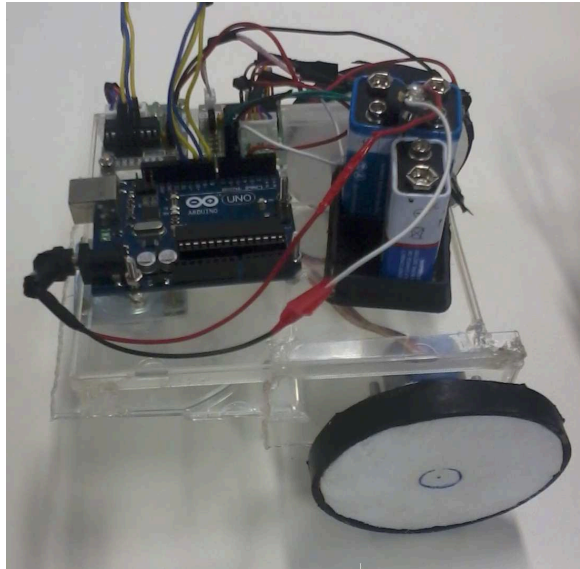


Figura 4.9: Protótipo de plástico transparente.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 IMPLEMENTAÇÃO DO CONTROLE

Para mover o protótipo foi planejado desenvolver dois sistemas de controle. Inicialmente, foi desenvolvido um *software* capaz de identificar os sinais e movimentar o protótipo, onde não foi utilizado redes de Kohonen, conseqüentemente, tendo alguns problemas como, por exemplo, os sensores utilizados sofrem avarias, podendo alterar a tensão dos sinais recebidos. Outro problema, é o desenvolvimento do amplificador, no qual pode haver problemas de contato em componentes, soldas frias, entre outros, fazendo com que os sinais, também sejam alterados. Com isso, o desenvolvimento do software utilizando inteligência artificial, faz com que tenha mais robustez na identificação e movimentação do protótipo.

Na Figura 4.10, é possível visualizar alguns dados de saída da rede de Kohonen. Os que estão sublinhados em verde, são os que apresentam menor distância euclidiana, indicando para qual direção deve movimentar o protótipo, sendo a primeira coluna, os dados dos olhos voltados ao centro, a segunda com os olhos voltados para a esquerda, e a terceira coluna com os olhos para à direita. Na última coluna é mostrado para qual direção o protótipo deve seguir de acordo com a menor distância euclidiana.

Na Figura 4.11, é possível visualizar a rede e a saída através dos dados da primeira coluna da figura 4.10, no qual o neurônio em vermelho significa que é o o neurônio ativado, neste caso indicando que a saída é à esquerda, pois apresenta a menor distância euclidiana. Esse processo é repetido para cada entrada.

228.43|53.34|388.87||Esquerda
 200.15|77.50|360.70||Esquerda
 176.81|98.85|337.54||Esquerda
 164.78|110.07|325.65||Esquerda
 156.29|118.22|317.22||Esquerda
 105.37|167.56|266.85||Centro
 94.78|178.37|256.06||Centro
 70.05|202.87|231.45||Centro
 45.28|227.22|207.11||Centro
 24.09|248.24|186.22||Centro
 3.17|269.29|165.41||Centro
 18.44|290.36|144.72||Centro
 37.49|309.27|126.44||Centro
 53.76|325.52|110.69||Centro
 68.60|340.23|96.92||Centro
 92.67|364.31|74.37||Direita
 123.78|395.31|48.68||Direita
 131.54|402.89|45.03||Direita
 143.57|414.93|38.25||Direita
 128.71|400.07|46.81||Direita
 102.61|373.72|68.70||Direita
 103.98|375.58|64.48||Direita

Figura 4.10: Amostragem de dados resultantes da rede.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

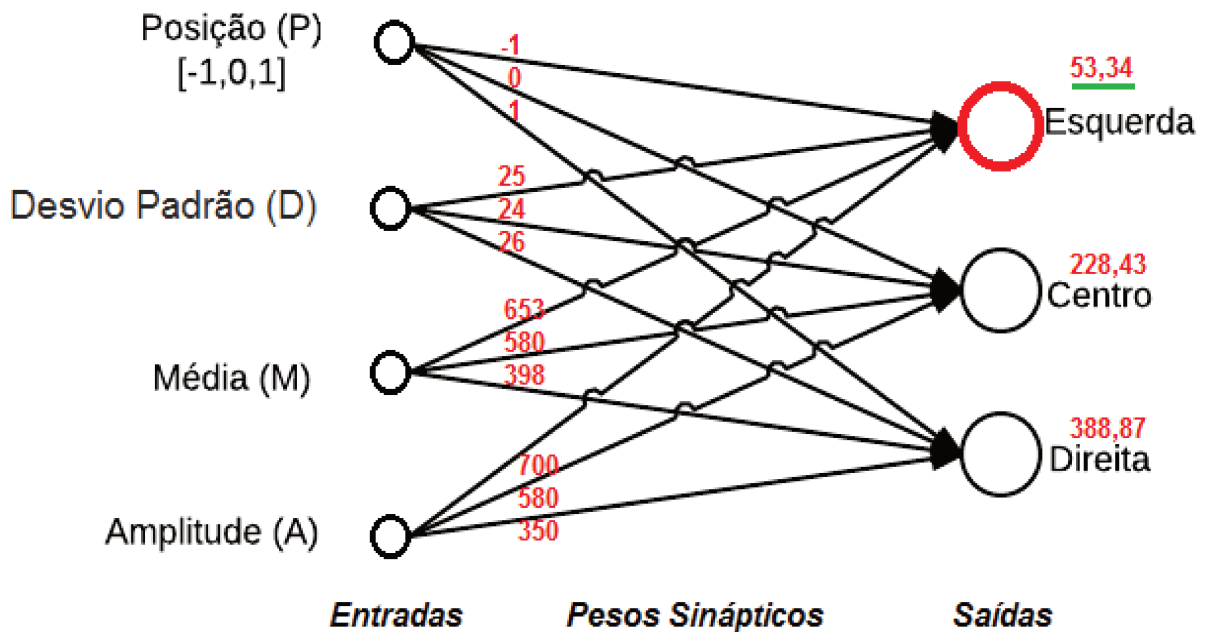


Figura 4.11: Funcionamento da rede.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 4.12, é possível visualizar os resultados do sistema de controle sem a utilização de inteligência artificial, onde na primeira coluna tem-se a histerese superior e inferior, respectivamente, em relação à média dos valores do olho voltado ao centro, na terceira coluna, está os valores de entrada dos olhos, onde é indicado na última coluna a direção em que o protótipo é direcionado.

```

522|452| (535) |Esquerda
522|452| (559) |Esquerda
522|452| (558) |Esquerda
522|452| (544) |Esquerda
522|452| (535) |Esquerda
522|452| (519) |Centro
522|452| (502) |Centro
522|452| (487) |Centro
522|452| (473) |Centro
522|452| (460) |Centro
522|452| (447) |Direita
522|452| (424) |Direita
522|452| (403) |Direita
522|452| (393) |Direita
522|452| (387) |Direita

```

Figura 4.12: Amostragem de dados resultantes da rede sem inteligência artificial.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Realizou-se uma comparação da diferença entre os sinais para a definição da direção entre os *softwares* que utilizam e não utilizam IA, conforme a tabela 4.1, onde é mostrado a média entre os sinais resultantes com o resultado mais próximo. Na primeira coluna são mostradas as saídas, na segunda e terceira coluna são mostrados cinco comparações dos primeiros dados vistos nas Figuras 4.10 e 4.12. A equação 4.2 mostra como foi realizada cada comparação, sendo V_R os dados resultantes, que estão sublinhados em verde nas Figuras 4.10 e 4.12, e, V_P os dados mais próximos aos dados resultantes.

$$\frac{|V_R - V_P|}{V_R} \quad (4.2)$$

Para os resultados mais próximos a 0, após a realização do cálculo da equação 4.2, significa que os sinais estão muito próximos, conseqüentemente, tendo maior probabilidade à erros, como por exemplo identificar um sinal que seria virar para a direita e o sistema fazer que ande para frente.

	Utilizando IA	Não utilizando IA
Esquerda	0,498	0,025
	3,283	0,013
	1,583	0,065
	0,789	0,041
	0,322	0,025
Média Esquerda	1,295	0,034
Centro	0,591	0,006
	0,882	0,020
	1,897	0,072
	3,574	0,045
	7,689	0,018
Média Centro	2,926	0,032
Direita	0,247	0,012
	1,543	0,066
	1,922	0,122
	2,754	0,151
	1,749	0,168
Média Direita	1,643	0,104

Tabela 4.1: Diferença entre os sinais para a definição da direção.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

A partir da análise dos dados, verifica-se que o controle que utiliza Inteligência Artificial mostra valores médios 48 vezes superiores aos dados que não utilizam IA, indicando que o sistema de controle que utiliza Inteligência Artificial é mais robusto à erros.

5 CONCLUSÃO

O presente trabalho teve como objetivo principal o desenvolvimento de um sistema de interação, desenvolvido utilizando conceitos de inteligência artificial, entre uma pessoa com deficiência física e um protótipo de uma cadeira de rodas, através da instrumentação de sinais bioelétricos, mais especificamente, sinais de eletrooculograma. Mesmo com algumas dificuldades entre a obtenção dos componentes, a instrumentação dos dados, interferências da rede elétrica e a movimentação dos motores foi possível realizar o protótipo e fazê-lo funcionar satisfatoriamente.

Para que fosse possível a realização desse protótipo foi indispensável o uso de componentes eletrônicos de alta qualidade e alta precisão, como o INA114AP, eletrodos de superfície compostos pelos componentes químicos Ag/AgCl e de ótima qualidade para a instrumentação dos sinais, os motores 28BYJ-48 juntamente com os *drivers* ULN2003, o Arduino uno e sua IDE, com o qual foi possível realizar a programação de todo o sistema com maior facilidade. Foi utilizado um sistema que mostra um gráfico em tempo real dos dados, com o qual foi possível observar quais as variações obtidas quando eram feitas as movimentações dos olhos. Com essa observação, foi possível desenvolver o sistema de controle de reconhecimento dos padrões dos olhos, o qual realiza a movimentação do protótipo.

A instrumentação dos sinais de EOG possibilitam a interação entre uma pessoa com deficiência física e uma cadeira de rodas sem a necessidade de auxílio em sua locomoção. Para demonstração, desenvolveu-se um protótipo de uma cadeira de rodas de tamanho reduzido, onde através dos sinais instrumentados é realizado sua movimentação. Um sistema de controle utilizando inteligência artificial proporciona mais robustez à erros, fazendo com que o protótipo se movimente satisfatoriamente aos comandos do usuário.

Pode-se dizer que a realização deste trabalho mostra como é possível uma pessoa com deficiência física ter maior independência através da locomoção sem necessitar da ajuda de outra pessoa, proporcionando mais conforto e bem estar social.

6 TRABALHOS FUTUROS

Com relação aos trabalhos futuros, pode-se citar:

- Realizar a instrumentação dos sinais para outras direções dos olhos com a utilização de mais sensores;
- Integrar os sistemas de treinamento e execução em um único sistema embarcado;
- Integrar o sistema em uma cadeira de rodas motorizada de tamanho real;
- Melhorar a camada de entrada e saída da rede, adicionando novos atributos e instâncias, onde seja capaz de o sistema identificar falsos sinais, ou seja, ruídos gerados ao piscar os olhos ou olhares muito rápidos para os lados, deixando o software ainda mais robusto;
- Construção de um hardware mais robusto e melhorado, podendo assim, melhorar e otimizar o software;
- Pesquisar, analisar e comparar outras técnicas de inteligência artificial que podem ser utilizadas nesse trabalho.

REFERÊNCIAS

- [1] Arduino. <http://www.arduino.cc/>.
- [2] G. Bittencourt. *Inteligência artificial: ferramentas e teorias*. 1998.
- [3] C. F. BOOS. Processamento de sinais biológicos.
- [4] R. S. Born. Filtros adaptativos aplicados a sinais biomédicos. *Monografia, Universidade Federal de Pelotas*, 2000.
- [5] D. BRASIL. Decreto-lei nº 3.298, de 20 de dezembro de 1999. *Regulamenta a Lei*, (7.853).
- [6] J. D. Bronzino. *Biomedical engineering handbook*, volume 2. CRC press, 1999.
- [7] L. Carro and F. R. Wagner. Sistemas computacionais embarcados. *Jornadas de atualização em informática. Campinas: UNICAMP*, 2003.
- [8] B. Coppin. *Inteligência artificial*. Rio de Janeiro: LTC, 2010.
- [9] L. A. L.-D. V. Daher, E. A. Lamounier Jr, and A. O. Andrade. Sistema baseado em eletrooculograma para controle de dispositivos computacionais.
- [10] V. P. de Almeida Santos. Motor de passo.
- [11] C. Freedom. Manual do proprietário - cadeira de rodas. http://www.freedom.ind.br/arquivos/produto/manual_br/cadeiras_motorizadas.pdf, 2013.
- [12] R. C. FUENTES. Apostila de automação industrial. *Universidade Federal de Santa Maria, Colégio técnico industrial de Santa Maria*, 2005.
- [13] A. D. Gongora. O que é inteligência artificial, 2012.
- [14] A. C. Guyton, J. E. Hall, and A. C. Guyton. *Tratado de fisiologia médica*. Elsevier Brasil, 2006.
- [15] IBGE. Amostra senso demográfico de 2010 de deficientes físicos. http://www.ibge.gov.br/estadosat/temas.php?sigla=sc&tema=censodemog2010_defic, 2010.

- [16] C. LIMA. Um controlador de múltiplos motores de passo por nível de corrente. *Curitiba, PR: CEFET-PR*, 1994.
- [17] C. B. Lima. *AVR e Arduino - Técnicas de projeto*, volume 2. Edição dos Autores, 2012.
- [18] V. R. Martins. Desenvolvimento de uma placa de captura de sinais biológicos com interface com computador. *Projeto de Graduação (Graduação em Engenharia Elétrica)-Universidade Federal do Espírito Santo*, 2005.
- [19] V. R. Martins. Desenvolvimento de uma placa de captura de sinais biológicos com interface com computador. *Projeto de Graduação (Graduação em Engenharia Elétrica)-Universidade Federal do Espírito Santo*, 2005.
- [20] M. McRoberts. *Beginning Arduino*. Springer, 2010.
- [21] C. E. Morimoto. Entendendo os sistemas embarcados. 2007.
- [22] U. Nations. Convention on the rights of persons with disabilities. <http://www.un.org/disabilities/convention/conventionfull.shtml>, 2006.
- [23] N. S. Nilson. *Principles of Artificial Intelligence*. Springer Verlag, 1982.
- [24] L. E. Oliveira, P. R. Cavalin, A. S. Britto Jr, and A. L. Koerich. Inspeção automática de defeitos em madeiras de pinus usando visão computacional. *Revista de Informática Teórica e Aplicada*, 15(2):203–218, 2008.
- [25] L. Packter. *Neurociência. Elementos de Neurociência Farmacologia Psiquiatria*.
- [26] L. A. Pedrotti. Protótipo de uma interface interativa para portadores de necessidades especiais com o computador pessoal. *Monografia de Graduação. Universidade Comunitária da Região de Chapecó – Unochapecó*, 2010.
- [27] A. Ramos. Fisiologia da visão: um estudo sobre o "ver eo enxergar".[manual]. *Rio de Janeiro: Universidade Católica do Rio de Janeiro*, 2006.
- [28] R. K. Sasaki. Como chamar as pessoas que têm deficiência. *SASSAKI, RK Vida independente; História, movimento, liderança, conceito, filosofia e fundamentos. São Paulo: RNR*, pages 12–16, 2003.

- [29] TECNOCLIN. http://www.tecnoclin.com.br/produtos/acessorios_medicos/cardiologia--2/eletrodo-de-ecg-radio-trace-rt630.
- [30] D. Visão. Conheça o olho humano. <http://www.drvisao.com.br/conheca/O-Olho>, 2006.

ANEXOS

ANEXO A – Acionamento das bobinas do motor de passo 28YBT-48

Algoritmo 1: Acionamento das bobinas do motor de passo 28YBT-48.

```
1 int motorPin1 = 3, motorPin2 = 4, motorPin3 = 5,
  motorPin4 = 6, motorSpeed = 1;
2 digitalWrite(motorPin1, HIGH);
3 digitalWrite(motorPin2, LOW);
4 digitalWrite(motorPin3, LOW);
5 digitalWrite(motorPin4, LOW);
6 delay(motorSpeed);
7 digitalWrite(motorPin1, HIGH);
8 digitalWrite(motorPin2, HIGH);
9 digitalWrite(motorPin3, LOW);
10 digitalWrite(motorPin4, LOW);
11 delay(motorSpeed);
12 digitalWrite(motorPin1, LOW);
13 digitalWrite(motorPin2, HIGH);
14 digitalWrite(motorPin3, LOW);
15 digitalWrite(motorPin4, LOW);
16 delay(motorSpeed);
17 digitalWrite(motorPin1, LOW);
18 digitalWrite(motorPin2, HIGH);
19 digitalWrite(motorPin3, HIGH);
20 digitalWrite(motorPin4, LOW);
21 delay(motorSpeed);
22 digitalWrite(motorPin1, LOW);
23 digitalWrite(motorPin2, LOW);
24 digitalWrite(motorPin3, HIGH);
25 digitalWrite(motorPin4, LOW);
26 delay(motorSpeed);
27 digitalWrite(motorPin1, LOW);
28 digitalWrite(motorPin2, LOW);
29 digitalWrite(motorPin3, HIGH);
30 digitalWrite(motorPin4, HIGH);
31 delay(motorSpeed);
32 digitalWrite(motorPin1, LOW);
33 digitalWrite(motorPin2, LOW);
34 digitalWrite(motorPin3, LOW);
35 digitalWrite(motorPin4, HIGH);
36 delay(motorSpeed);
37 digitalWrite(motorPin1, HIGH);
38 digitalWrite(motorPin2, LOW);
39 digitalWrite(motorPin3, LOW);
40 digitalWrite(motorPin4, HIGH);
41 delay(motorSpeed);
```

ANEXO B – Dados de validção utilizados para identificação das características para entrada da rede

522, 557, 572, 515, 556, 553, 522, 533, 544, 517, 545, 585, 514, 571, 569, 528, 522, 557, 572, 515, 556, 553, 522, 533, 544, 517, 545, 585, 514, 571, 569, 528, 533, 548, 560, 588, 588, 582, 563, 565, 532, 545, 559, 557, 586, 562, 570, 510, 547, 559, 531, 574, 574, 585, 582, 533, 542, 565, 578, 536, 530, 549, 578, 532, 577, 543, 519, 587, 517, 514, 538, 568, 550, 552, 575, 543, 512, 543, 550, 555, 560, 565, 570, 575, 585, 595, 605, 615, 625, 635, 654, 675, 629, 617, 654, 652, 617, 664, 667, 626, 640, 667, 679, 685, 661, 690, 631, 690, 688, 664, 690, 638, 684, 653, 614, 662, 658, 678, 663, 669, 664, 621, 685, 610, 620, 686, 667, 666, 669, 663, 639, 695, 670, 650, 630, 610, 600, 603, 590, 550, 532, 545, 567, 537, 547, 573, 587, 535, 516, 558, 585, 520, 558, 590, 580, 560, 590, 554, 547, 521, 569, 538, 587, 551, 572, 560, 535, 520, 505, 490, 475, 460, 450, 440, 429, 399, 378, 409, 368, 417, 450, 371, 360, 419, 396, 374, 388, 401, 377, 386, 388, 412, 403, 432, 443, 448, 433, 382, 387, 354, 375, 358, 405, 431, 390, 433, 432, 422, 387, 428, 351, 425, 426, 414, 425, 435, 444, 455, 466, 477, 488, 499, 511, 522, 533, 544, 555, 566, 534, 513, 558, 563, 558, 552, 553, 573, 559, 521, 569, 563, 534, 548, 584, 559, 522, 561, 534, 549, 520, 526, 558, 562, 565, 532, 513, 584, 575, 546, 537, 562, 588, 576, 568, 564, 519, 589, 582, 538, 569, 510, 516, 551, 574, 552, 590, 552, 570, 558, 579, 526, 557, 578, 542, 582, 571, 537, 576, 547, 529, 565, 579, 529, 550, 588, 568, 515, 551, 574, 520, 533, 570, 530, 533, 571, 522, 586, 586, 575, 528, 586, 534, 532, 584, 578, 515, 552, 566, 572, 548, 541, 554, 533, 530, 527, 584, 550, 558, 577, 573, 590, 528, 559, 560, 580, 541, 539, 542, 569, 572, 547, 556, 562, 559, 569, 520, 529, 559, 552, 552, 556, 510, 565, 568, 531, 551, 555, 526, 542, 537, 589, 585, 556, 527, 534, 541, 580, 538, 538, 551, 582, 548, 550, 575, 570, 574, 555, 527, 590, 512, 583, 527, 571, 543, 539, 572, 560, 562, 532, 539, 564, 588, 550, 587, 552, 516, 539, 511, 529, 525, 568, 551, 545, 514, 583, 583, 526, 579, 572, 524, 520, 536, 563, 573, 535, 566, 543, 567, 538, 564, 540, 542, 536, 547, 541, 579, 578, 575, 574, 552, 589, 584, 546, 540, 538, 550, 565, 581, 513, 574, 538, 510, 562, 550, 573, 528, 530, 579, 577, 551, 546, 555, 578, 535, 538, 578, 563, 560, 553, 543, 560, 583, 518, 551, 555, 519, 562, 577, 578, 569, 530, 559, 535, 568, 552, 554, 533, 554, 555, 581, 561, 525, 585, 536, 566, 518, 571, 517, 534, 532, 559, 582, 575, 523, 558, 589, 514, 569, 535, 512, 541, 546

ANEXO C – Diagrama esquemático

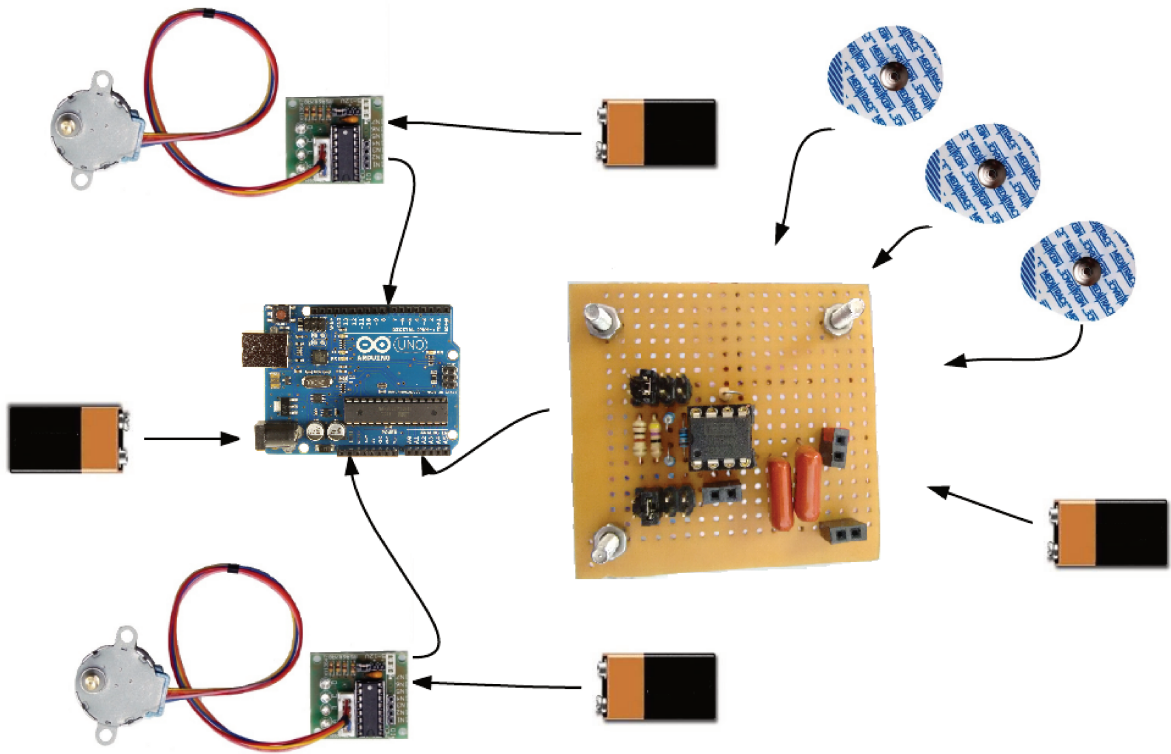


Figura C.1: Esquema completo de execução do protótipo
Fonte: Elaborado pelo autor.