

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE COMPUTAÇÃO
CURSO DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

DANIEL COLLIONE FAIS CHRISTINO

**CAPTURA DE BIOFEEDBACK COM DISPOSITIVO DE BAIXO
CUSTO**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CORNÉLIO PROCÓPIO
2019

DANIEL COLLIONE FAIS CHRISTINO

CAPTURA DE BIOFEEDBACK COM DISPOSITIVO DE BAIXO CUSTO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia de Computação da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel.

Orientador: Eduardo Filgueiras Damasceno
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

CORNÉLIO PROCÓPIO
2019

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus e a força que criou e move o Universo até os dias de hoje.

À minha mãe, Silvana Collione Fais, que sempre me auxilia nas melhores e mais importantes decisões de minha vida.

Às minhas tias, Silmara Collione Fais Giron e Silviane Collione Fais Salvador, como exemplos de esforços, dedicações e trabalhos.

Ao meu tio Sigisberto Collione Fais, pessoa que recebo os melhores e mais sábios conselhos.

Aos meus avós, já falecidos, Armando Fais e Maria José Collione Fais, pessoas que moldaram meu caráter e sempre me ensinaram a ser um ser humano melhor.

Ao meu professor e orientador, Eduardo Filgueiras Damasceno, pela amizade e a permissão de buscar mais conhecimentos pessoais e profissionais.

A todos os meus amigos, sem exceções, por conviverem comigo e me ajudarem a entender como a vida deve ser vivida.

À todas as pessoas que também, de alguma forma, me ajudaram na conclusão deste trabalho.

*Navegar é preciso, viver não é preciso. (Camões,
Luís Vaz de, 1572).*

RESUMO

COLLIONE, Daniel. Captura de Biofeedback com dispositivo de baixo custo. 2019. 32 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia de Computação, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Cornélio Procópio, 2019.

Biofeedback é uma técnica relacionada à Medicina Comportamental que surgiu no século XX, seu método consiste em monitorar diversas funções voluntárias e involuntárias do corpo humano. Uma forma de obtermos estas respostas corporais é a *Eletromiografia*, que monitora especialmente as atividades musculares. Aliando estes métodos citados, estas tecnologias podem melhorar a qualidade de vida humana. Conceitos de próteses biônicas para pessoas que não possuem algum membro ou perderam em algum acidente, podem ser construídos a partir da captação de Biofeedback com Eletromiografia. A construção de próteses biônicas já está em um nível de desenvolvimento no qual já existe a capacidade de substituição de membros faltantes em seres humanos. O principal tema deste trabalho é evidenciar princípios de controle de próteses utilizando biofeedback, e sua benévola contribuição nos dias atuais. Construiremos um estudo de um circuito com dispositivos de baixo custo, capaz de controlar um servomotor a partir da captação da atividade elétrica de algum grupo muscular específico.

Palavras-chave: Captação de Biofeedback. Eletromiografia. Próteses Biônicas. Dispositivos de Baixo Custo. Arduino.

ABSTRACT

COLLIONE, Daniel. Low Cost Device Biofeedback Capture. 2019. 32 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia de Computação, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Cornélio Procópio, 2019.

Biofeedback is a technique related to Behavioral Medicine that emerged in the twentieth century, its method is to monitor various voluntary and involuntary human body functions. One way to get these body responses is *Electromyography*, which especially monitors muscle activities. Combining these methods, these technologies can improve human life quality. Concepts of bionic prostheses for people who have no limbs or lost in an accident can be constructed from the capture of biofeedback with electromyography. The construction of bionic prostheses is already at a developmental level where the capacity for replacement of missing limbs in humans already exists. The main theme of this paper is to demonstrate principles of prosthetic control using biofeedback, and their beneficial contribution today. We will build a study of a circuit with low cost devices able to control a servomotor by capturing the electrical activity of some specific muscle group.

Keywords: Biofeedback. Electromyography. Arduino.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Transmissão Sináptica	5
Figura 2 – Junção Muscular	5
Figura 3 – Geração de um Campo Eletromagnético nas Fibras Musculares	6
Figura 4 – Sensor e Shield para Eletromiografia	7
Figura 5 – EMG durante diferentes níveis de contração e esforço	8
Figura 6 – Ilustração de um eletrodo de agulha	10
Figura 7 – Ilustração de um eletrodo de superfície de placa metálica	10
Figura 8 – Placa Arduino UNO	12
Figura 9 – Shield de Eletromiografia	12
Figura 10 – Ambiente de programação para Arduino	13
Figura 11 – Blocos de unidades básicas do sistema de visualização 3D de biofeedbacks	15
Figura 12 – Voluntário interagindo com plataforma de prototipagem de sinal EMG	16
Figura 13 – Ambiente da plataforma LABVIEW	16
Figura 14 – Placa Arduino BlackBoard	18
Figura 15 – Eletrodos e Shields para monitorar EMG	19
Figura 16 – Sinais de controle de um servomotor	20
Figura 17 – Servomotor Tower Pro 9g SG90 Micro Servo	20
Figura 18 – Placa Protoboard	21
Figura 19 – Baterias de 9V	22
Figura 20 – Jumpers	22
Figura 21 – Circuito eletrônico para controle do servomotor	23
Figura 22 – Eletrodos conectados na região muscular escolhida	24
Figura 23 – Visualização serial de valores captados pelo sensor de EMG	25
Figura 24 – Comportamento do servo com a mão aberta	27
Figura 25 – Comportamento do servo com a mão fechada	27
Figura 26 – Código fonte de controle do servomotor	30

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
DACOM	Departamento de Computação
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
EMG	Eletromiografia
ECG	Eletrocardiograma
SE	Sinal Eletromiográfico
SMU	<i>Single Motor Unit</i>
ADC	Conversor Analógico/Digital
DAC	Conversor Digital/Analógico
RISC	<i>Reduced Instruction Set Computer</i>
IDE	Ambiente de Desenvolvimento Integrado
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
HZ	<i>Hertz</i>
FTDI	<i>Future Technology Devices International</i>
V	Volts
mm	Milímetro
cm	Centímetro
g	Gramas
VCC	Alimentação de energia elétrica
GND	Filtro graduado de densidade neutra
AWG	<i>American Wire Gauge</i>
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>

LISTA DE ALGORITMOS

Algoritmo 1 – Controle servomotor	24
---	----

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVO	2
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	2
1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO	2
1.4 CONTRIBUIÇÕES DESTE TRABALHO	3
2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	4
2.1 PROCESSAMENTO DE INFORMAÇÕES MUSCULARES HUMANAS	4
2.2 ELETROMIOGRAFIA	5
2.3 DISPOSITIVOS CONVENCIONAIS DE CAPTURA DE DADOS MIOGRÁFICOS	7
2.4 PROTOTIPAGEM ELETRÔNICA DE SINAL BIOELÉTRICO	9
2.4.1 A PLATAFORMA ARDUINO	10
2.4.2 OUTRAS PLATAFORMAS DE PROTOTIPAGEM	11
2.5 TRATAMENTO DE DADOS	15
3 – MATERIAIS E MÉTODOS	17
3.1 COMPONENTES DO SISTEMA	17
3.1.1 PLACA ARDUINO	17
3.1.2 <i>SHIELD</i> DE ELETROMIOGRAFIA	17
3.1.3 SERVOMOTOR	18
3.1.4 PLACA PROTOBOARD	19
3.1.5 DEMAIS COMPONENTES	21
3.2 MODELO DE CIRCUITO PROPOSTO	21
3.3 PROGRAMAÇÃO IDE ARDUINO	23
4 – ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	26
4.1 COMPORTAMENTO DO SERVO	26
5 – CONSIDERAÇÕES FINAIS	28
5.1 TRABALHOS FUTUROS	28
Apêndices	29
APÊNDICE A – Código fonte do controle do servomotor	30

Referências 31

1 INTRODUÇÃO

Durante o século XX, vários pesquisadores e cientistas começaram a questionar se o Sistema Nervoso Autônomo ¹ (SNA) apenas tivesse funções auto-reguladas, involuntárias e inconscientes ou se estas poderiam ser controladas e manipuladas através de aprendizagens instrumentais. Neal Elgar Miller, um dos mais renomados psicólogos experimentais do século, afirmava que se houvesse impressões revelando o estado destas funções do SNA, haveria como condicioná-las de forma a imitar o Sistema Nervoso. Com o desenvolvimento tecnológico de diversas áreas, principalmente a computação, originou-se condições para o controle imediato de funções autonômicas em seres humanos, gerando assim, o **Biofeedback** (SCHWARTZ; ANDRASIK, 2017).

A classificação geral de Biofeedback é o aprendizado do controle voluntário de funções fisiológicas das quais as pessoas tem ou não consciência, com a finalidade de melhorar, manter e até mesmo recuperar desempenhos (LANTYER; VIANA; PADOVANI, 2013). O êxito do Biofeedback só é capaz através de dispositivos que medem com precisão o comportamento e como se encontra a função fisiológica em questão, retornando ao indivíduo, como modos sensoriais.

O campo de aplicação do biofeedback é amplo e muitos profissionais veem aplicações com biofeedback como uma forma de aprendizado operacional, outros veem o biofeedback de maneira mais cognitiva dentro de um modelo de processamento de informações (SCHWARTZ; ANDRASIK, 2017). Neste estudo vamos analisar como o biofeedback controlaria um servomotor. A captação deste biofeedback é através da medição da atividade elétrica dos músculos esqueléticos, mais conhecida como: **Eletromiografia** (EMG).

Para (OCARINO; SILVA, 2005), a EMG é uma método que permite o registro dos sinais elétricos através das células musculares, podendo ter uma análise da atividade muscular durante o movimento realizado. A união de sensores apropriados que fazem esta captação, com um microcontrolador de placa única e um conjunto de software para sua programação, contemplará o sucesso deste estudo.

O microcontrolador apropriado para o âmbito deste projeto se enquadra nos padrões do Arduino, um pequeno computador no qual você programa entradas e saídas entre dispositivos e componentes externos conectados a ele (MCROBERTS, 2011). Este dispositivo foi escolhido pois consegue desempenhar as funções necessárias para obter controle de um servomotor

¹Parte do sistema nervoso que está relacionada ao controle da vida vegetativa, ou seja, controla funções como a respiração, circulação do sangue, controle de temperatura e digestão.

através de sensores de eletromiografia, aliado com sua programação intuitiva, que também é o propósito final deste projeto.

1.1 OBJETIVO

A captação de biofeedback que estudaremos, será capaz de controlar um servomotor de acordo com sinais de EMG capturados na região de um grupo muscular específico. Posteriormente definiremos quais músculos serão escolhidos e como será a montagem completa do experimento.

O objetivo principal é conseguirmos entender o princípio do funcionamento de biofeedback em controle de próteses. Devemos notar que através da medição de pulsos elétricos emitidos pelos músculos, conseguimos controlar certos apetrechos. Também devemos notar a programação por trás do circuito capaz de controlar as entradas e saídas do dispositivo de baixo custo, de modo que ele redirecione os sinais captados por EMG até o controle do servomotor, analisando também o tratamento destes sinais.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Definir conceitos de Biofeedback e Eletromiografia;
- Fazer um estudo de como funcionará o circuito. Utilizando um dispositivo de baixo custo, sensores de EMG e um servomotor;
- Definir instruções de como será medida a atividade elétrica dos músculos através de sensores de EMG, que produzirão um sinal de saída analógico que pode ser facilmente lido pelo microcontrolador;
- Programar o funcionamento do circuito utilizando a linguagem e a IDE apropriada dos dispositivos usados;
- Identificar como será o comportamento do servomotor.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO

Os capítulos deste trabalho seguem a seguinte organização. No capítulo 1 é apresentado o conceito de biofeedback e eletromiografia, e como estes conceitos são utilizados nos dias de hoje. Também apresentamos o dispositivo que fará a captação dos dados mioelétricos ² necessários em nosso estudo. No capítulo 2 será desenvolvida a Fundamentação Teórica, onde

²Relativo às propriedades elétricas musculares.

será exposto todos os conceitos e tecnologias necessárias para que tenhamos êxito no estudo do controle do servomotor através da EMG. Dentro deste capítulo também, discutiremos razões para a escolha do dispositivo de baixo custo e trabalhos relacionados à próteses e EMG. Como será feita a montagem do circuito, aliada com a metodologia de trabalho, será discutida no Capítulo 3. As discussões dos resultados será apresentada no Capítulo 4. As considerações finais e a utilização deste trabalho para análises de estudos superiores serão discutidas no último Capítulo.

1.4 CONTRIBUIÇÕES DESTE TRABALHO

Neste estudo, conseguimos e devemos, relacionar várias áreas de conhecimento como: Computação e Biologia. Tecnologias que podem ser entendidas como contribuição deste experimento entram em âmbitos acadêmicos e medicinais. Atualmente a evolução das próteses biônicas são notáveis, pois estas, ajudam a restabelecer de forma procedente o movimento fisiológico no membro amputado. Seu estudo para aperfeiçoamento é necessário, pois aumentam as chances de pessoas com membros amputados de viver experiências, que até então podem ser inimagináveis, como simplesmente agarrar e levantar um copo. Este estudo também visa aperfeiçoar o conhecimento sobre como tecnologias como estas são possíveis.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo vamos apresentar conceitos de processamentos de informações musculares e eletromiografia, um estudo sobre a plataforma Arduino (Dispositivo de baixo custo escolhido) e de que forma este fará a captação de Biofeedback. Também trabalhos relacionados que contrubuíram para a fundamentação deste estudo.

2.1 PROCESSAMENTO DE INFORMAÇÕES MUSCULARES HUMANAS

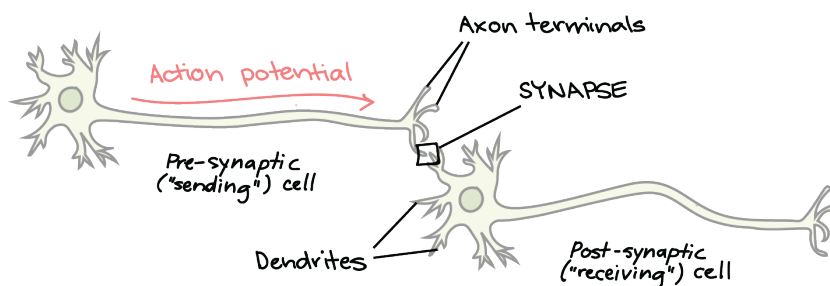
O objetivo geral deste trabalho só é possível através da obtenção e manipulação de sinais elétricos do corpo humano, estudo este que contribui para melhorias no cotidiano dos indivíduos em geral.

O neurônio, como outras células biológicas, se delimita por uma membrana celular semipermeável, com responsabilidade de transmitir informações. A propagação destas informações através de neurônios para neurônios se denomina transmissão sináptica (Figura 1), que podem ser elétricas ou químicas. Em (JUNIOR; FERNANDES, 2018), os autores dizem que o processamento de contração muscular envolve o total de ação conduzido por estes neurônios e fibras musculares (Figura 2), que passam pela transmissão sináptica, no qual estes potenciais de ação musculares podem ser identificados como **Sinal Eletromiográfico** (SE).

A captação deste SE só pode ser capaz pela geração de um campo eletromagnético nas fibras musculares, que é a despolarização pós-sináptica de uma fibra muscular quando há passagem de Na^+ para o interior do sarcolema, uma camada fina de tecido conjuntivo que reveste a fibra muscular (KANDEL; SCHWARTZ, 2014). O potencial de ação da unidade motora analisada, é o conjunto temporal e espacial dos potenciais individuais de ação de todas as fibras daquele (Figura 3).

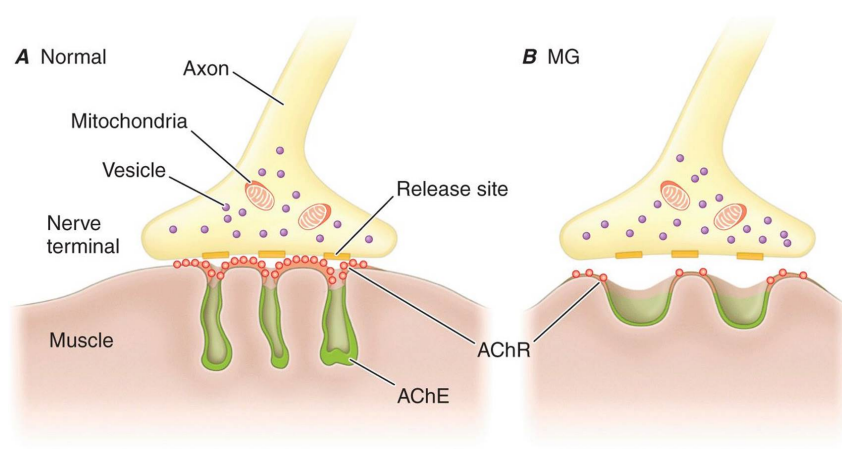
Quando colocados eletrodos em regiões específicas do corpo humano, é possível determinar a intensidade do SE. Também em (JUNIOR; FERNANDES, 2018), quando SE é analisado, é capaz de obter a composição dos potenciais de ação musculares, na qual a contração muscular é feita pela seleção do número de fibras musculares que devem contrair ou relaxar.

Figura 1 – Transmissão Sináptica



Fonte: (KHAN, 2019)

Figura 2 – Junção Muscular



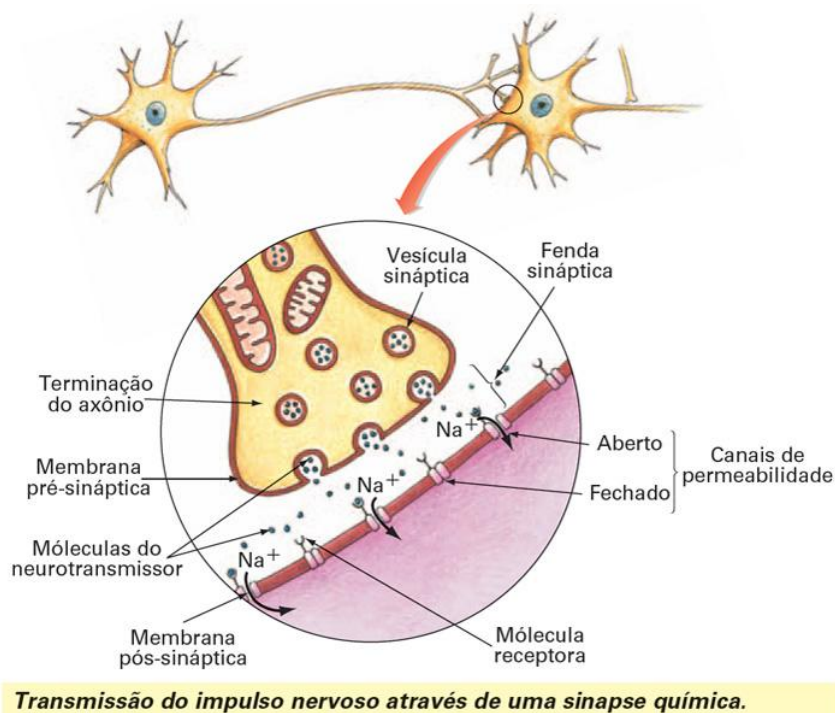
Fonte: Adaptado de (KANDEL; SCHWARTZ, 2014)

2.2 ELETROMIOGRAFIA

A Eletromiografia pode ser definida como um método capaz de fornecer registros de potenciais elétricos gerados em fibras musculares ativas. Citado em (KAMEN; GABRIEL, 2015), sua técnica é absorvida no processamento do sinal elétrico gerado na musculatura quando submetido à estimulação motora, onde sensores eletromiográficos conseguem captar estes sinais. Através destes sensores, a EMG tem como objetivo investigar os músculos que são utilizados em cada movimento e o nível de ativação muscular durante a execução, assim como sua duração e intensidade. O sensor que será utilizado para realização deste trabalho pode ser visto na figura 4.

EMG é uma técnica usada em muitas aplicações, em áreas como Neurologia, Ortopedia, Reabilitação, Esportes, Reabilitação, etc. Seus fundamentos foram desenvolvidos no início do século XX e sua usabilidade difundida no decorrer dos últimos vinte anos. Através destes fatores, sua metodologia varia de acordo com certos grupos e finalidade. Porém uma padronização é necessária e essencial para sua utilização (SENIAM, 2006), que será citada nos parágrafos seguintes.

Figura 3 – Geração de um Campo Eletromagnético nas Fibras Musculares



Fonte: Adaptado de (KANDEL; SCHWARTZ, 2014)

A análise do sinal de EMG, depende de fatores como: Taxa de disparo, diâmetro da fibra muscular, características da membrana da fibra muscular, distância entre a fibra muscular escolhida e o local de detecção do sinal. Também de extrema influência para os sinais captados, é a área de superfície dos eletrodos e a extensão em que os eletrodos estão distribuídos sobre o músculo (KAMEN; GABRIEL, 2015).

Já o processamento do sinal eletromiográfico através de sensores que são geralmente ligados a um computador, ocorre da seguinte forma: O sinal EMG detectado no corpo humano é um sinal analógico (contínuo no tempo), que deve ser convertido a um sinal digital (sinal discreto, definido em intervalos de tempo) para poder ser registrado pelo computador. Alguns dados devem ser destacados para a aquisição do sinal, logicamente dependendo da análise necessária. Como exemplos temos: frequência de amostragem, conversores analógico/digital, eletrodos, filtros, amplificadores, além de programações de circuitos que farão a captação do sinal de EMG.

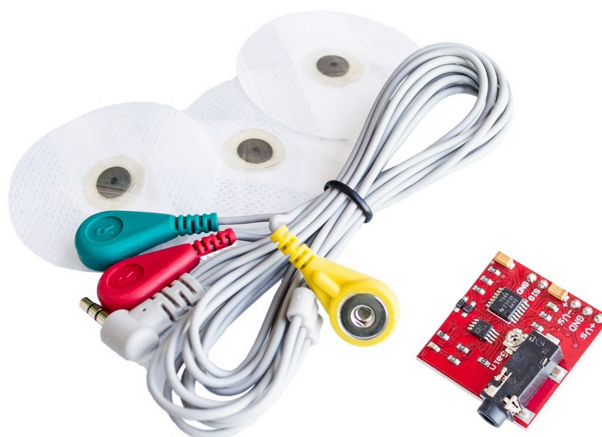
De acordo com (SENIAM, 2006), a amostragem é definida como uma leitura de um valor do sinal em certo instante. Sua frequência age para a correta reprodução digital do sinal EMG analógico, reproduzido digitalmente com uma baixa frequência de amostragem.

Em (WEBSTER, 1995), há exemplos de sinais eletromiográficos (Figura 5). Mostrando a detecção de alguns potenciais da unidade motora do músculo interósseo dorsal (parte posterior

da mão), durante diferentes níveis de contração e esforço. Analisando a Figura 5, temos a definição de SMU como: fibras musculares que compõe uma única unidade motora (*single motor unit*), que constituem uma unidade distribuída de fontes bioelétricas. Podemos observar também que durante o aumento da contração voluntária de um músculo, as unidades motoras ativas aumentam sua taxa de disparo (WEBSTER, 1995).

Nas próximas seções trataremos de dispositivos (Eletrodos e amplificadores) que estão presentes nos mais diversos projetos de EMG e mais especificamente sobre as plataformas utilizadas na realização deste projeto.

Figura 4 – Sensor e Shield para Eletromiografia



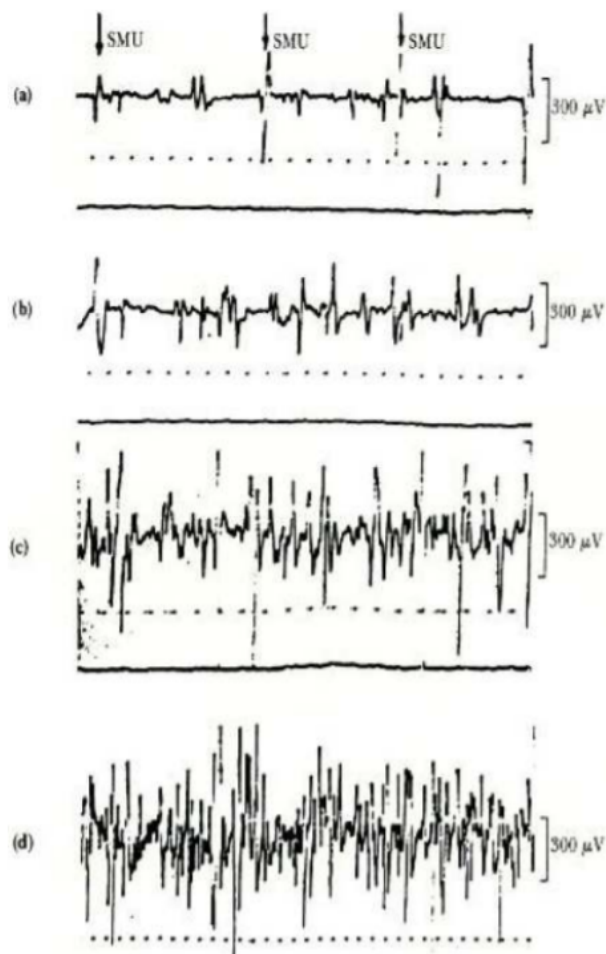
Fonte: (LAB, 2019)

2.3 DISPOSITIVOS CONVENCIONAIS DE CAPTURA DE DADOS MIOGRÁFICOS

Existe uma variedade de sinais bioelétricos que podem ser lidos rotineiramente, logicamente com equipamentos adequados. Engenheiros conseguem com facilidade ler de muitas formas, fenômenos que incluem: eletroretinogramas, eletroneurogramas, eletrocardiogramas, e dentro destes também, eletromiogramas (WEBSTER, 1995).

Dispositivos com funções de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico são chamados de **eletrodos**. Dispositivos capazes de fazer a conexão entre o corpo e o sistema de aquisição. Devem ser colocados com certa proximidade do grupo muscular, para que este possa captar sua corrente iônica. Sua superfície de detecção comporta-se como um filtro passa-faixas cujas características dependem do tipo de eletrodo utilizado. Se tratando da natureza de pesquisa em músculos específicos, utilizam-se eletrodos de fio ou de agulha (LUCA, 1997).

Figura 5 – EMG durante diferentes níveis de contração e esforço



Fonte: (WEBSTER, 1995)

Em relação a unidades motoras, utilizam-se eletrodos de agulha (Figura 6), pois possuem menor área de detecção. Eletrodos de "malha" (*array*) são utilizados por aquisição de propagação de potenciais de ação das fibras musculares. Na realização deste estudo, teremos focos em eletrodos superficiais, que são postos à pele, constituindo uma superfície de detecção que capta a corrente na pele através da interface pele-eletrodo (Figura 7).

A utilização de eletrodos também podem ser classificadas por tipos de inserção, que são elas: multipolar, bipolar e monopolar. A multipolar é a mais comuns em eletromiografias.

- Multipolar: utilização de vários eletrodos para a captação do biopotencial;
- Bipolar: nesta inserção, além do eletrodo de referência, utiliza-se dois eletrodos para a captação do biopotencial, fazendo-se assim, uma aquisição diferencial;
- Monopolar: além do eletrodo de referência, utiliza-se apenas mais um eletrodo para detecção do biopotencial.

Um ponto muito importante a ser notado é o tamanho e a forma das superfícies de detecção. De forma lógica, será maior a amplitude do sinal EMG se for maior o tamanho da superfície de detecção. Deve-se sempre minimizar a influência da impedância pele/eletrodo, de certo modo ter cuidados como limpeza da pele e remoção de pêlos ([WINTER, 1990](#)).

Outros dispositivos comuns em eletromiografia, são os **amplificadores**. Em função da baixa amplitude do sinal EMG durante sua captação, faz-se necessário a amplificação do sinal para seu processamento. Cuidados devem ser tomados para que não mude suas características. Entretanto, temos que tomar cuidados com fatores para manter a integridade do sinal original quando usado os amplificadores. fatores como: ruído, razão sinal/ruído, taxa de rejeição de modo comum, impedância de entrada, ganho e largura de banda.

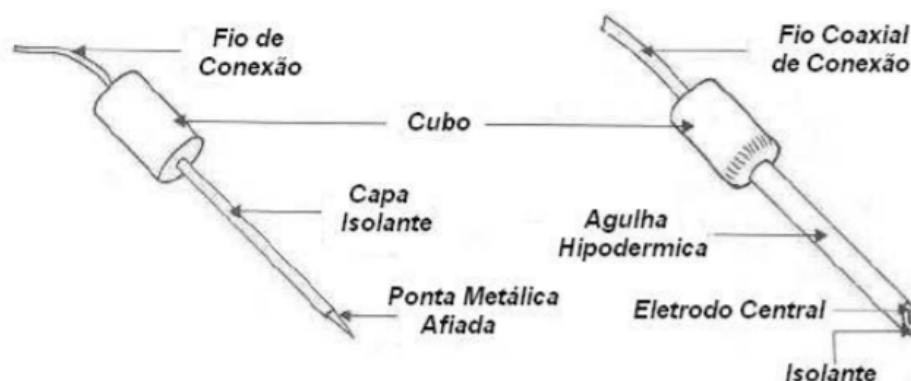
Por definição, ruído é qualquer sinal indesejável que aparece no meio de alguma transmissão. Uma das formas de redução de ruído é a utilização da detecção bipolar, na qual o sinal ruidoso possa ser idêntico em ambos os eletrodos. Outra forma de alterar o ruído é a redução da impedância da pele, permitindo menor impedância de entrada em eletrodos de superfície. Por ([DELSYS, 2006](#)), a qualidade do sinal EMG amplificado pode ser notada qualitativamente através da razão sinal/ruído, onde quanto maior a razão, maior a redução do ruído.

Como na natureza os sinais encontrados são contínuos, é necessário que estes sinais sejam convertidos para serem registrados em computadores. **Conversores** Analógicos/Digitais (ADC) e Digitais/Analógicos (DAC) são comuns em diversas transmissões de dados atualmente e também na captura de dados eletromiográficos (Em nosso estudo utiliza-se conversores ADC). Estes dispositivos são presentes nos equipamentos eletrônicos e são utilizados para capturar sinais de voltagem (Analógico) e expressar informações em formato numérico (Digital). Quando o processo de digitalização é concluído, a informação pode ser processada pelo *software* e *hardware* afim de alcançar objetivos específicos. Na próxima seção, abordaremos como a plataforma Arduino realiza estas análises e conversões dos sinais de EMG.

2.4 PROTOTIPAGEM ELETRÔNICA DE SINAL BIOELÉTRICO

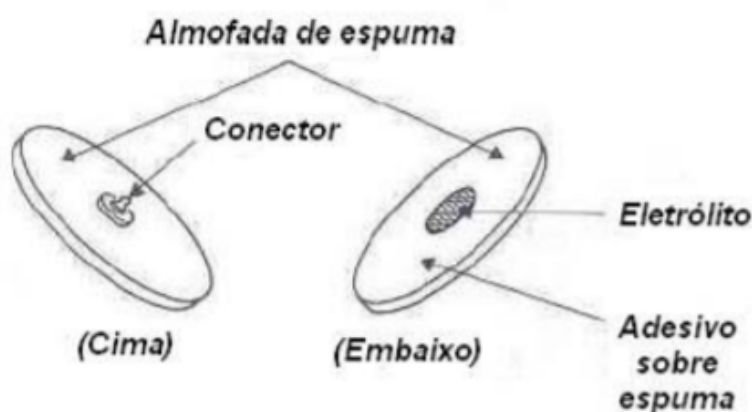
Nesta seção vamos abordar as principais características de funcionamento do Arduino, assim como ele é capaz de conceber o funcionamento do controle do servomotor através de EMG. Também abordaremos trabalhos relacionados que utilizam outras formas de captação de biofeedbacks.

Figura 6 – Ilustração de um eletrodo de agulha



Fonte: Adaptado ([WEBSTER, 1995](#))

Figura 7 – Ilustração de um eletrodo de superfície de placa metálica



Fonte: Adaptado ([WEBSTER, 1995](#))

2.4.1 A PLATAFORMA ARDUINO

Arduino pode ser considerado uma plataforma de computação física ou embarcada, um sistema que pode interagir com seu ambiente por meio de software e hardware. Uma utilização comum seria acender uma luz durante um intervalo de tempo (30 segundos) e apagar por outro intervalo de tempo (20 segundos). Pode-se também controlar esta lâmpada por meio de um botão (acender ou desligar), o que seria uma aplicação voltada ao cotidiano das pessoas ([MCROBERTS, 2011](#)).

Aplicações utilizam o Arduino para desenvolver objetos interativos independentes, que podem ser conectados a uma rede, a um computador ou até mesmo à Internet, de forma enviar e recuperar dados do Arduino e atuar sobre eles. Uma pesquisa na Internet mostrará muitos projetos em que um Arduino pode ser utilizado para ler dados e controlar uma enorme

quantidade de dispositivos. Temos um exemplo de placa Arduino na Figura 8.

A composição do Arduino é de um microprocessador Atmel AVR ¹, um cristal ou oscilador (relógio que envia pulsos de tempo em uma frequência especificada, permitindo sua condução na velocidade correta) e um regulador linear de 5 volts. A maioria dos tipos de Arduino comercializados atualmente possuem uma saída *USB*, que permite conectá-los a um *PC* ou *MAC* para upload ou recuperação de dados. Há uma exposição de pinos de entrada/saída do microcontrolador, com finalidade de conectar outros circuitos e sensores (MCROBERTS, 2011).

Códigos, Projetos, Esquemas podem ser utilizados livremente por qualquer intenção e propósito, pois o hardware e o software do Arduino são ambos de fonte aberta. Este pode ser estendido utilizando *shields* (Escudos), placas de circuito contendo outros dispositivos (por exemplo, Shield de sensores de eletromiografia mostrado na figura 9), nos quais há uma simples conexão ao Arduino para obter funcionalidades adicionais. Os shields possuem uma extensão de pinos até o topo de suas placas de circuito, para ter total acesso a eles.

A programação do Arduino é feita por uma *IDE* Arduino (plataforma de programação própria - Figura 10), um software livre no qual se escreve o código na linguagem que o Arduino compreende (baseado na linguagem C). Na programação é necessário um conjunto de instruções passo a passo, das quais a própria IDE faz o upload para a placa Arduino. A partir disto, o Arduino executará essas instruções, interagindo com o que estiver conectado a ele. A IDE Arduino tem compatibilidade com plataformas Windows, Mac e Linux.

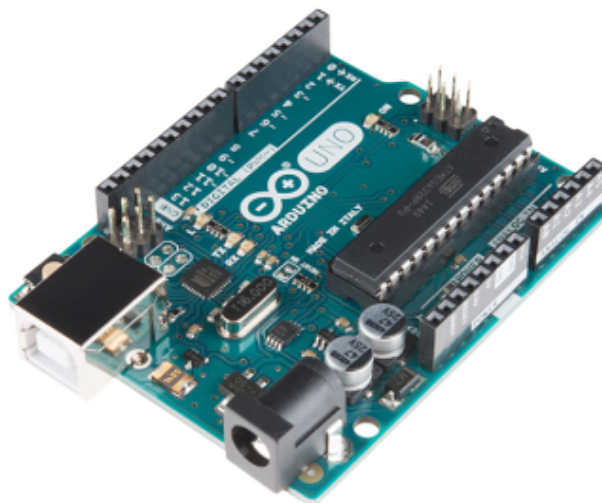
Uma consideração de extrema importância para entendimento deste trabalho, é que nas placas Arduino possuem pinos específicos para saídas PWM (**Pulse Width Modulation**). PWM é uma técnica referente a sistemas digitais, onde você obtém resultados analógicos por meios digitais. Nestes pinos do Arduino é enviada ondas quadradas, ligando e desligando o pino muito rapidamente. Sendo que este padrão ligado/desligado simula uma voltagem que varia entre 0V e 5V. Alteração esta que pode ser efetuada de acordo com a quantidade de tempo em que a saída permanece ligada ou desligada. A duração do tempo é conhecida como *largura de pulso* (MCROBERTS, 2011).

2.4.2 OUTRAS PLATAFORMAS DE PROTOTIPAGEM

Com o aumento de estudos na área de computação aplicada a medicina, foi-se implementando e adaptando outras plataformas capazes de auxiliar e manusear projetos deste âmbito. Nesta subseção vamos exemplificar outros dispositivos e plataformas que conseguem

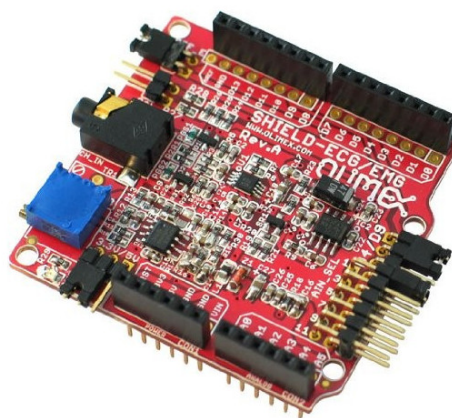
¹Microcontrolador RISC de chip único com uma arquitetura Harvard modificada de 8-bit

Figura 8 – Placa Arduino UNO



Fonte: RoboCore - Arduinos

Figura 9 – Shield de Eletromiografia

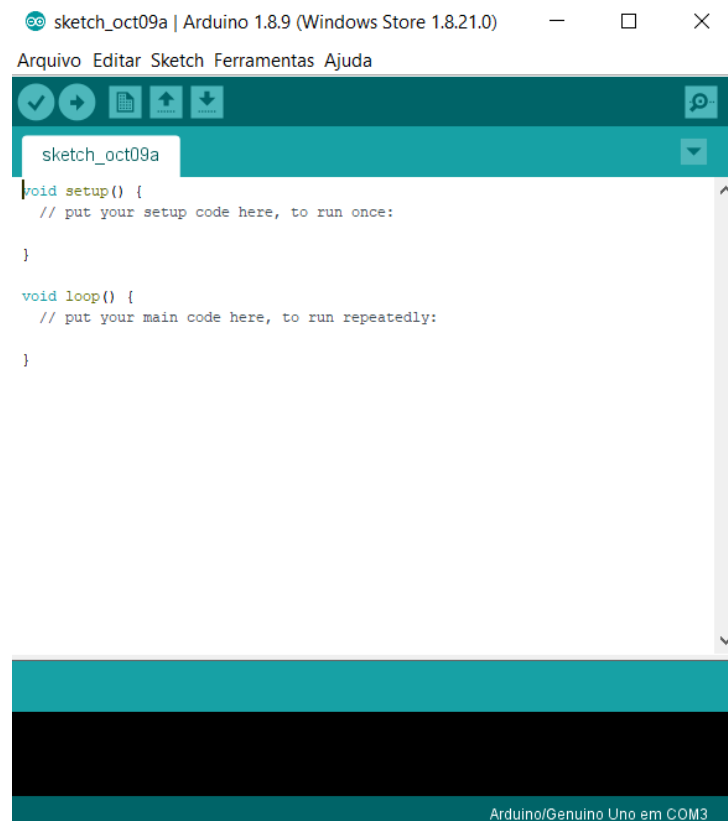


Fonte: adaptado de (MCROBERTS, 2011)

fazer captação e manipulação de dados em biofeedback e eletromiografia.

Em (ROSA; SOARES, 2012), evidenciamos um sistema computacional que faz análises em tempo real para diversos tratamentos de biofeedback como: Eletroencefalografia, eletromiografia, temperatura, frequência cardíaca e respiratória. Este sistema tem a capacidade de fornecer os *feedbacks* por meio de ambientes multimídias tridimensionais. Este sistema foi

Figura 10 – Ambiente de programação para Arduino



Fonte: adaptado de (MCROBERTS, 2011)

projetado em linguagem *Visual C++* com técnicas concorrentes que permite o tratamento adequado de todas as ações em tempo real. Ambientes virtuais foram criados pelo software *3D Studio Max* ² e renderizados recursos gráficos da *DirectX* ³ da *Microsoft Corp.*

Na figura 11 temos um diagrama de blocos com unidades básicas do sistema.

- Detecção: eletrodos de detecção próprios para cada tipo de biofeedback necessário a ser captado ou sensores específicos para demais sinais (temperatura, respiração, etc);
- Condicionamento: Adoção dos amplificadores e filtros, um condicionamento em hardware;
- Digitalização: Amostragem e retenção simultâneas dos sinais, bem como conversões ADC dos mesmos;
- Interface USB: Ligação entre unidade de hardware e software;
- Software: Controle de hardware, coleta e processamento de dados e terapias dos biofeedbacks em ambientes tridimensionais virtuais.

²Programa de modelagem tridimensional que permite renderização de imagens e animações

³É uma coleção de APIs que tratam de tarefas relacionadas a programação de jogos para o sistema operacional Microsoft Windows, ou seja, é quem padroniza a comunicação entre software e hardware.

Em termos de eletromiografia (tema abordado em nosso estudo), o sistema foi projetado para captação em dois canais de sinais, decorrentes de um par de eletrodos passivos (padrões eletrodos de agulhas) que possibilitam a análise de diversos músculos. O circuito de amplificação foi projetado para conceder ganhos de até 10.000x. Após, o sinal é enviado a um filtro passa-faixa Butterworth ⁴ de três polos, sendo a banda de passagem entre 15 Hz e 1 kHz. O abrangimento do sinal é obtido por meio da retificação em onda completa do sinal, seguida de uma nova filtragem analógica (filtro passa-baixa Butterworth, com frequência de corte de 10 Hz) (ROSA; SOARES, 2012).

Em uma sessão experimental, houve captação do sinal EMG posicionando os eletrodos específicos sobre o músculo bíceps braquial ⁵ de um voluntário, com uma distancia de 15mm entre os eletrodos, sendo o de referência posicionado sobre o punho. Durante a sessão, o voluntário visualiza o ambiente visual do software, e sua função é atingir uma limiar de 70 por cento da contração muscular isométrica (Figura 12) (ROSA; SOARES, 2012). Durante os experimentos desse sistema de análise do sinal EMG, os voluntários relataram grande facilidade para compreender e interagir com o software (ROSA; SOARES, 2012).

Relacionado a coleta de sinais eletromiográficos e sua manipulação, temos outras plataformas que desempenham este papel, bem como a IDE Arduino citada neste trabalho. Cada plataforma desta se adequa a tipos e preferências de aplicações. Para (BANCA; JUNIOR, 1995) o software LabVIEW desempenha bem este papel de manipulação de dados eletromiográficos.

O LabVIEW é um software de Instrumentação Virtual desenvolvido pela empresa *National Instruments*. Sendo que em seu ambiente (Figura 13) é possível fazer aquisição de sinais, processamento e análise, e visualizar dados em gráficos, podendo exportar para outros softwares. Possui também recursos vantajosos, como utilização de linguagem C e vinculação com sistemas microcontrolados (como o próprio Arduino) e ambientes de desenvolvimento (MatLab ⁶).

A realização de captação de sinal por meio do LabVIEW, pode ser feita utilizando equipamentos como: placas de aquisição de dados, circuitos próprios implementados para este fim, ou kit externos de aquisição (BANCA; JUNIOR, 1995). Método este que tem envolvido EMG e LabVIEW em diversas aplicações atualmente, processamento e análise de dados ou até mesmo controle de sistemas robóticos são exemplos de trabalhos desenvolvidos nesta plataforma.

Para (PEREIRA; CARVALHO, 2013) houve uma integração de um circuito integrado

⁴O filtro Butterworth é um tipo de projeto de filtros eletrônicos. Ele é desenvolvido de modo a ter uma resposta em frequência o mais plana o quanto for matematicamente possível na banda passante.

⁵Músculo localizado no braço

⁶Trata-se de um software interativo de alta performance voltado para o cálculo numérico

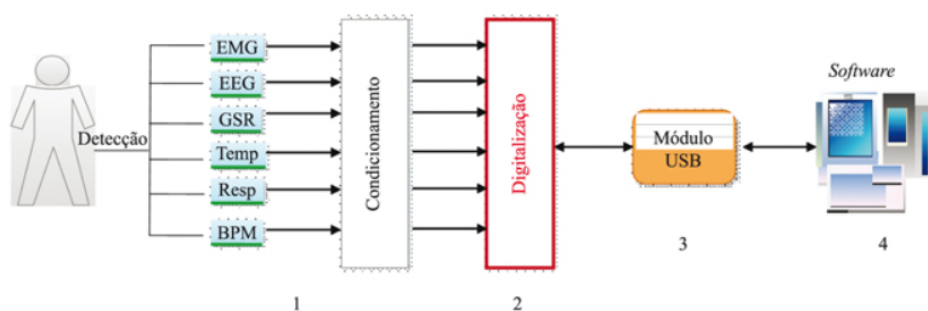
ADS1198 ⁷ com um sistema de monitoramento de sinais EMG. O LabVIEW por sua vez teve a função de apresentar dados e configurar o circuito integrado por meio de um microcontrolador.

Enquanto (PEREIRA; CARVALHO, 2013) utilizou um circuito integrado dedicado para captação de sinais, para (JAMALUDDIN; AHMAD, 2014) houve a construção de placas de circuitos impressos para esta captação sem usar circuitos integrados para tal. Foi desenvolvido também, um sistema de aquisição, em formato de sensor inteligente, que captava sinais EMG e ECG (eletrocardiograma) com auxílio do LabVIEW.

Já em (RAJPUT, 2015), para captação de sinais EMG de dois grupos musculares diferentes ao mesmo tempo, implementou-se dois circuitos diferentes para o condicionamento do sinal, com auxílio de amplificadores de instrumentação e circuitos próprios para filtragem. O LabVIEW pe utilizado para apresentar os sinais antes e depois de serem processados.

Com os exemplos citados a cima, conseguimos notar que a eletromiografia pode ser utilizada em diversas áreas, simplesmente em âmbito acadêmico ou até em tratamentos medicinais com análises aprofundadas em biofeedback. Logicamente que dependendo do propósito, utiliza-se plataformas específicas para obter os resultados satisfatórios de um projeto. Em relação ao estudo deste trabalho, vamos utilizar a plataforma IDE Arduino para realizar o controle de nosso circuito e as análises dos dados eletromiográficos obtidos a partir dele.

Figura 11 – Blocos de unidades básicas do sistema de visualização 3D de biofeedbacks



Fonte: (ROSA; SOARES, 2012)

2.5 TRATAMENTO DE DADOS

Após coletados todos os dados sobre o processamento de informações musculares humanas através de biofeedbacks, como ela deve ser orientada e sua aplicação em alguns exemplos, conseguimos fazer uma análise para aplicar estas informações em um estudo de caso.

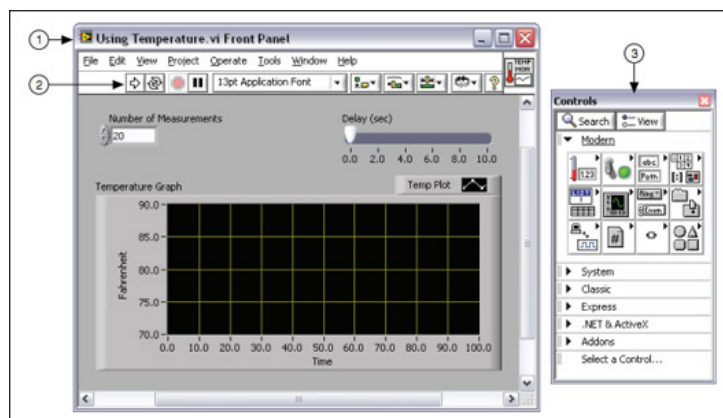
⁷Captura de sinais biológicos em até 8 canais

Figura 12 – Voluntário interagindo com plataforma de prototipagem de sinal EMG



Fonte: (ROSA; SOARES, 2012)

Figura 13 – Ambiente da plataforma LABVIEW



Fonte: National Instruments

Com a plataforma Arduino como referência, criaremos um circuito eletrônico que conecta uma placa Arduino em um Shield de Eletromiografia, nos quais serão responsáveis para coletas e armazenamento de dados dos biofeedbacks do grupo muscular escolhido. Com a programação identada na IDE Arduino, esta será capaz de enviar informações que vão moldar o comportamento do circuito, que é a movimentação de um servomotor de acordo com a contração muscular do grupo escolhido. No próximo capítulo será feita uma análise aprofundada deste estudo.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo vamos fazer uma breve análise de todos os componentes necessários para um projeto de controle do servomotor, por meio de biofeedback, bem como a programação do circuito estruturada na IDE Arduino.

3.1 COMPONENTES DO SISTEMA

3.1.1 PLACA ARDUINO

A plataforma Arduino foi escolhida para a completitude deste trabalho, pois apresenta um baixo custo, compensando seu custo-benefício na precisão de operar biofeedbacks a partir do shield de EMG. Aliado com sua programação intuitiva, conseguiremos entender o controle do servomotor e comparar estudos relacionados ao meio de aplicação de robótica.

A placa escolhida para nosso estudo, que posteriormente será utilizada na estruturação do projeto, é a BlackBoard UNO R3 (Figura 14). Esta tem um conector para placa FTDI ¹ com acesso direto ao ATmega328 ². Além de ser muito semelhante a placa Arduino Uno convencional (Figura 8) ela possui uma característica que caso o chip FTDI pare de funcionar, pode-se continuar gravando códigos na mesma placa externamente (ROBOCORE, 2019).

Outras características da placa BLACKBOARD UNO R3:

- Placa Arduino otimizada e fabricada no Brasil;
- Proteção contra polaridade inversa;
- Total compatibilidade com shields e sensores;
- Fácil programação utilizando Arduino IDE.

3.1.2 SHIELD DE ELETROMIOGRAFIA

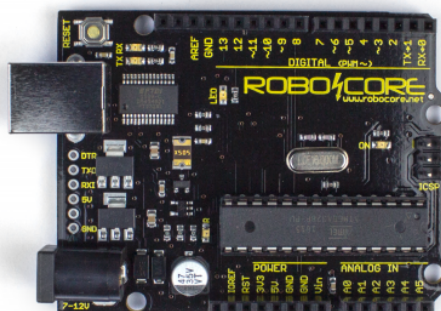
Podemos considerar que um dos motivos do sucesso da plataforma Arduino é a versatilidade proposta pelos *Shields*. Estes podem conter displays de LCD, sensores, relês ou até mesmo módulos de comunicação. E mesmo com a variedade de Shields encontrados no mercado, também há a possibilidade de criação, que atenda a aplicação necessária.

Para monitoramento da atividade muscular foi escolhido este Shield de Eletromiografia (Figura 15). Suas medições são feitas através da variação do seu potencial elétrico, com capacidade de analisar atividade elétrica retificada e filtrada. Há três eletrodos descartáveis

¹Empresa escocesa criadora de dispositivos semicondutores, especializada em tecnologia USB

²Microcontrolador tipo chip unico criado pela Atmel na família megaAVR.

Figura 14 – Placa Arduino BlackBoard



Fonte: (ROBOCORE, 2019)

capaz de fazer análises em diferentes pontos, que é ideal para controle de braços robóticos por meio de pulsos musculares.

Algumas especificações do Shield:

- Tensão mínima de alimentação: 3,5V;
- Conector: 3,5mm;
- Comprimento do cabo: 55cm;
- Diâmetro do eletrodo: 55mm;
- Dimensões (CxLxA): 27x27x6mm;
- Peso: 32g;

3.1.3 SERVOMOTOR

Podemos considerar um servomotor como uma máquina, eletromecânica, capaz de desempenhar um movimento relacionado a um comando. Quando recebem um sinal, os servomotores verificam sua posição atual para controlar seu movimento. Geralmente os servos possuem hastes com um grau de liberdade de 180° graus (MCROBERTS, 2011).

Em relação ao seu **Sistema atuador**, os servos em sua maioria utilizam motores de corrente contínua. Conseguimos ter uma visualização do seu funcionamento de acordo com a

Figura 15 – Eletrodos e Shields para monitorar EMG



Fonte: adaptado de ([MCROBERTS, 2011](#))

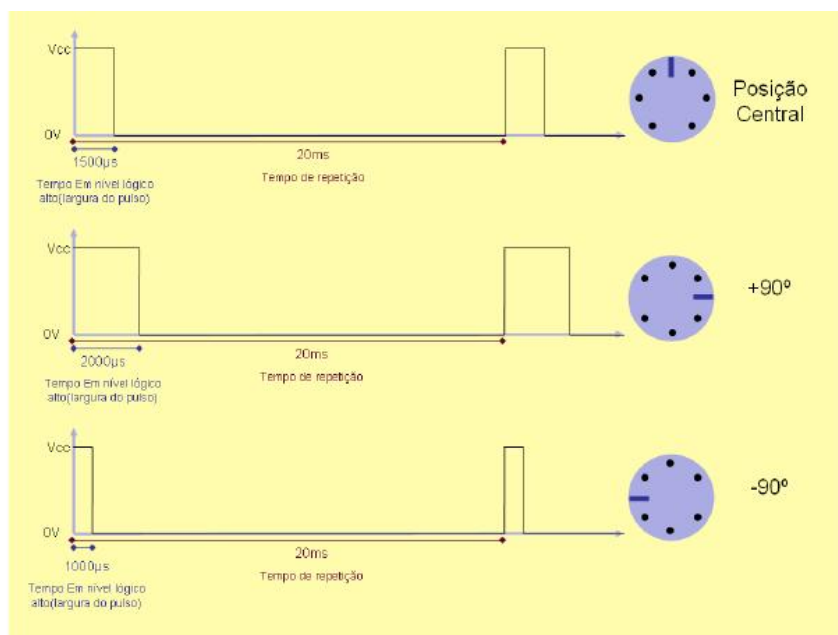
figura 16. No servomotor também há presença de um sensor, no qual o valor de sua resistência elétrica, indica a posição angular do eixo do servo. Já seu controle é formado por componentes eletrônicos discretos ou circuitos integrados, estes recebem sinais do sensor, acionando o motor para movimentar sua haste na posição correta.

O servomotor escolhido para nosso sistema é o Tower Pro 9g SG90 Micro Servo (Figura 17), sendo utilizado por milhares de hobbistas da área, é um dos servos mais utilizados para circuitos com Arduino.

3.1.4 PLACA PROTOBOARD

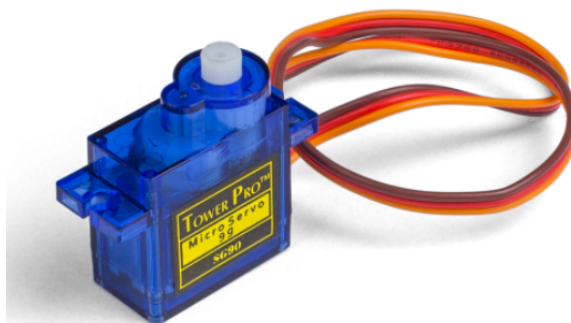
Em montagens de circuito eletrônico, quando já selecionado os componentes corretos, é necessário testes para verificar seu funcionamento. Estes testes poderiam ser feitos em placas de circuito impresso, porém a fabricação destas placas demandariam tempo e gastos de componentes. Para facilitar este processo, foi criada uma "placa de ensaio", a *Protoboard*. A protoboard é uma placa contendo vários contatos que facilitam montagens dos circuitos eletrônicos. A protoboard usada neste trabalho está exemplificada na figura 18.

Figura 16 – Sinais de controle de um servomotor



Fonte: (WIKIPEDIA, 2019)

Figura 17 – Servomotor Tower Pro 9g SG90 Micro Servo



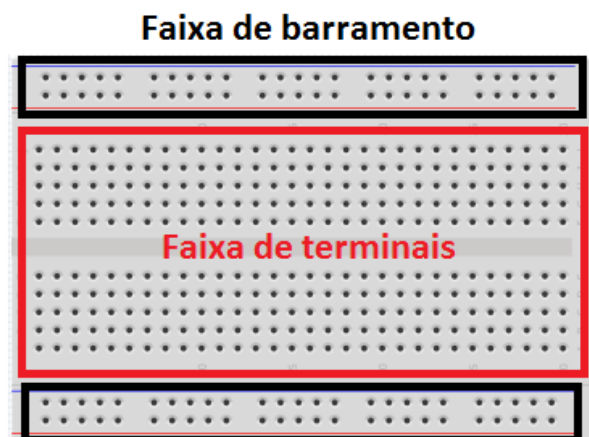
Fonte: adaptado de (MCROBERTS, 2011)

Existem modelos de protoboards com 840 e 1660 furos, também modelos compactos, as mini protoboards. O modelo escolhido (Figura 18), possui 400 pontos, e é dividida em "faixa de barramento" e "faixa de terminais". Faixa de barramento são pinos que recebem alimentação do circuito (VCC e GND), e tem seus furos ligados horizontalmente. As faixas terminais são destinadas aos componentes de circuito elétrico, tendo seus furos ligados verticalmente.

Informações adicionais sobre a protoboard:

- Possui 2 barramentos para alimentação, 30 colunas e 10 linhas (400 pontos);
- Pinos espaçados pelo padrão de 0,1";
- Aceita fios de 29AWG ³ até 20AWG;
- Dimensões: 83.5 x 54.5 x 8.5mm.

Figura 18 – Placa Protoboard



Fonte: (ROBOCORE, 2019)

3.1.5 DEMAIS COMPONENTES

Para complementar o funcionamento do circuito eletrônico, optamos em nosso estudo em fazer sua alimentação utilizando duas baterias de 9V (Figura 19), para que o circuito possa funcionar até distante de uma tomada de alimentação. Também utilizaremos conectores de baterias. Também devemos usar jumpers, que são pequenos condutores utilizados para conectar dois pontos dentro do circuito eletrônico (Figura 20).

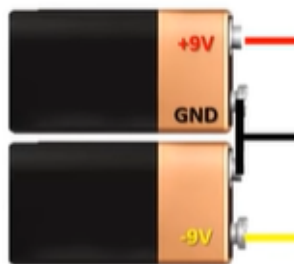
3.2 MODELO DE CIRCUITO PROPOSTO

Nesta seção vamos apresentar o modelo proposto do circuito eletrônico para controle do servomotor, a partir do biofeedback captado pelo sensor de eletromiografia. E uma simulação de sua montagem.

Primeiramente faremos a alimentação do Shield de EMG e sua conexão com a placa Arduino. Inserimos os conectores das baterias nas próprias, separando os fios para suas respectivas funções. O terminal positivo de uma das baterias se conectará no pino de alimentação

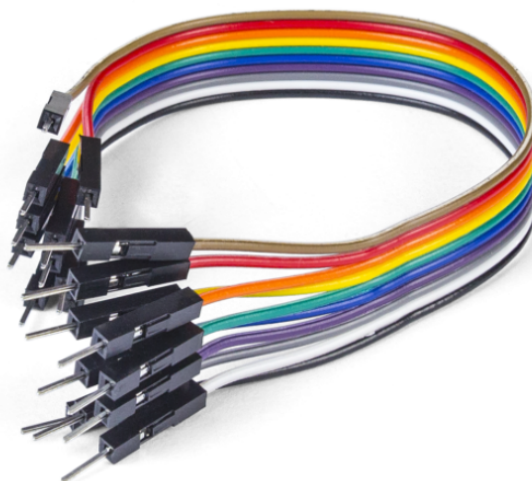
³Nome da unidade de medida usada para padronização de fios e cabos elétricos.

Figura 19 – Baterias de 9V



Fonte: adaptado de Proteus

Figura 20 – Jumpers



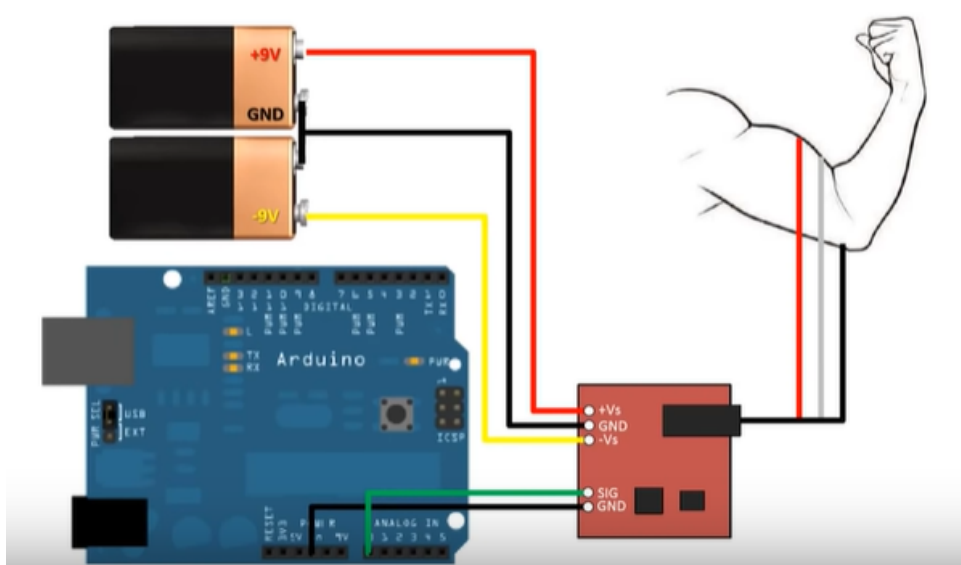
Fonte: (ROBOCORE, 2019)

positivo do Shield de EMG (Representado pela sigla +Vs). O terminal negativo da outra bateria se conectará no pino negativo (Representado no Shield pela sigla -Vs). Os terminais que sobraram das baterias (O negativo da primeira, e o positivo da segunda) serão representados pelo GND e conectado ao próprio do Shield. A conexão do Shield com a placa Arduino será feita através de um jumper que sai do pino SIG (**Signal**) do Shield conectado a porta analógica A0 da placa Arduino e um jumper conectado no pino GND do sensor e o pino GND do Arduino. Na imagem 21, temos a ilustração de como é feita estas instruções em nosso estudo.

Agora conectando o servomotor. Devemos fazer a conexão do pino SIG do servo através de um jumper, com a porta digital 5 no Arduino (porta esta, capaz de fazer função PWM). Em seguida conectamos o VCC/GND do servo respectivamente nos pinos +5V/GND da placa Arduino.

Antes de conectar os eletrodos no grupo muscular desejado, é necessário deixar a pele limpa. Em nosso estudo, escolhemos o grupo muscular do antebraço, músculos responsáveis por fechamento e abertura da mão. Mais especificamente, a região escolhida se localiza no músculo palmar longo e músculo flexor radial do carpo. Em seguida colocamos um eletrodo no meio do grupo muscular (Eletrodo vermelho), outro em uma extremidade do corpo muscular (Eletrodo verde) e o terceiro em uma parte óssea ou não-muscular perto do seu músculo alvo (Eletrodo amarelo), conforme mostrado na figura 22. Após estes procedimentos, conectar a ponta TRS⁴ dos sensores no Shield de EMG.

Figura 21 – Circuito eletrônico para controle do servomotor



Fonte: adaptado de Proteus

3.3 PROGRAMAÇÃO IDE ARDUINO

Para conseguirmos modelar o circuito, criamos um código que deve atender o propósito de nosso estudo de caso. É necessário uma programação que fará o devido coletamento e tratamento dos dados obtidos a partir deste circuito. Aquela foi feita na própria IDE Arduino e gravada na placa Arduino.

De acordo com os padrões da plataforma, a IDE de programação é dividida em três partes (Figura 10). A primeira consiste na parte superior de onde escrevemos nosso código, serve para definirmos valores e bibliotecas. Posteriormente temos a parte do *void setup*, uma função que é executada apenas uma vez quando sua compilação é feita, servindo para estabelecer uma comunicação serial com o computador e configurar os pinos da placa. Em seguida temos a

⁴Conectores TS/TRS são conhecidos como P1 (TS, TRS ou TRRS 2,5 mm), P2 (TS, TRS ou TRRS* 3,5 mm) e P10 (TS ou TRS 6,35 mm)

Figura 22 – Eletrodos conectados na região muscular escolhida



Fonte: Ambiente de teste

função *void loop* na qual sua função é definir comandos e comportamentos do circuitos, podendo ser repetidos ou não. Na IDE existe um *Toolbar* intuitivo, no qual há botões com funcionalidades para compilar o código e carregá-lo para a placa Arduino. Utilizaremos a versão 1.8.21.0.

A IDE também apresenta uma visualização serial, que se configurada corretamente, indica valores que são captados de sensores e outros componentes do circuito (Figura 23).

O algoritmo a baixo descreve o controle do servomotor, que esta detalhado no apêndice A.

Algoritmo 1: Controle servomotor

Result: Movimentar o servomotor

Incluir biblioteca *Servo.h*;

Definir valores limites max. e min. do sensor;

Setar pinos;

while do

 var = valor do pino do sensor;

if var > limite **then**

 O servo girará 160°;

else

 O servo manterá a posição inicial;

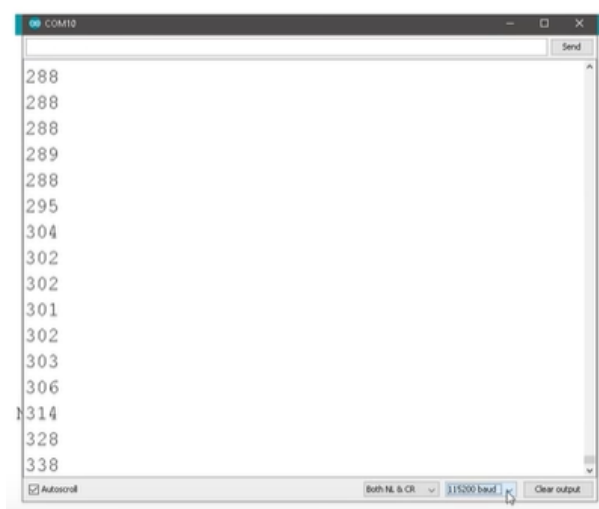
end

end

Primeiramente devemos incluir a biblioteca *Servo.h*, que indica para a IDE que ela

trabalhará com comandos destinados a controle de servos. Em seguida definimos um valor limite para leitura de parâmetros do sensor de EMG ($LIMITE = 275$) e também os nomes que trataremos as portas do Pino ($pinoEMG = 0$, onde 0 representa a porta analógica A0 do Arduino) e do Servo ($pinoServo = 5$, 5 representa a porta PWM⁵ 5 do Arduino). O comando *Servo* serve para indicar para a IDE que trabalharemos com um servo. Após a inicialização, fazemos uma indicação à IDE, para que mostre valores que estão sendo captados do sensor (Figura 23), de acordo com a contração do grupo muscular escolhido (Abertura e fechamento da mão), e colocamos o servomotor referente ao pino digital 5 ($SERVO1(pinoServo)$). Já na parte de execução, criamos uma variável (*valor*) capaz de ler os valores do pino analógico que o sensor está conectado, a movimentação do servo é através desta variável. O comportamento exato do servo, assim como o resultado da aplicação do código no circuito será analisado no próximo capítulo.

Figura 23 – Visualização serial de valores captados pelo sensor de EMG



Fonte: IDE Arduino

⁵Esta porta, como citada na fundamentação teórica, é capaz de manter a onda do pulso captado fixa, podendo variar o tempo em que o sinal fica em nível lógico alto, podendo gerar sinais lógicos.

4 ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo vamos analisar como deve ser o comportamento do servomotor referente a programação aplicada no circuito eletrônico Arduino e a ação do biofeedback em nosso estudo de caso.

4.1 COMPORTAMENTO DO SERVO

Como citado no capítulo anterior, escolhemos um grupo muscular na região do antebraço, para fazer o controle do nosso servomotor. A abertura e fechamento da mão será capaz de redirecionar a posição da haste encaixada no servo. Como os servos são motores de posição controlada, ou seja, atuadores capaz de indicar uma posição quando captado um sinal, nós conseguimos fazer o controle desta haste através de nosso código indicado no apêndice A.

Os sensores utilizados em nosso experimento, conseguem captar biofeedbacks da região muscular referenciada, estes se comportaram como pulsos elétricos que vão regir o controle do nosso servomotor. Os sensores enviam estes pulsos para o circuito Arduino, no qual fará sua respectiva conversão para valores numéricos (Valores mostrados na figura 23).

A partir destes conceitos estarem definidos, criamos um laço condicional que no momento da contração muscular (Fechamento da mão), é enviado um pulso para o servo (Diferente do que esta sendo captado pelos sensores com o relaxamento muscular). Dentro do servo há um circuito lógico capaz de comparar este pulso com a saída do potenciômetro do servo. Como haverá uma diferença de valor do pulso e do potenciômetro, pois os valores se alteram no momento da contração, o servo mudará o eixo de sua posição inicial, que é de 10°, para 170°. Caso a mão se mantiver aberta, o servo não identificará esta diferença de valor do pulso e do potenciômetro e manterá seu eixo em 10° (Posição inicial).

Na figura 24, temos o comportamento do servo quando a mão esta aberta e na figura 25, seu comportamento no momento da contração muscular.

Com o término de nosso estudo, conseguimos evidenciar a eficiência do circuito Arduino em controlar os biofeedbacks da região muscular escolhida. Como fizemos a manipulação correta destes dados, poderemos enxergar a movimentação do servo a partir da contração muscular.

Figura 24 – Comportamento do servo com a mão aberta



Fonte: Ambiente de Teste

Figura 25 – Comportamento do servo com a mão fechada



Fonte: Ambiente de Teste

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A principal contribuição deste trabalho é entender a importância de biofeedbacks e de suas aplicabilidades, principalmente na medicina auxiliada pela computação. A maioria dos artigos consultados, representaram que as análises de biofeedback como recursos de auxílio medicinais são eficazes, desde tratamentos de acompanhamentos psicológicos (Em (LANTYER; VIANA; PADOVANI, 2013)), até em aplicações de controle de funções fisiológicas. Porém há uma notável carência de artigos relacionados a controle de próteses por meio de biofeedbacks e sinais mio-elétricos, em âmbito nacional.

Em nosso estudo, o biofeedback se mostrou eficiente. Com o tratamento adequado, seu conceito foi entendido de forma clara, analisando como é feita sua captação a partir dos sensores de EMG, e sua manipulação para desempenhar a função de controlar o servomotor. Conseguimos enxergar também que o biofeedback consegue alcançar campos de aplicações que não eram nem idealizados em um passado recente, como um indivíduo com algum membro amputado, pode ter uma vida normal com o auxílio da computação. Porém um ponto negativo, que deve ser salientado, é o custo para construção de uma prótese que consiga imitar, mais aproximadamente, um membro humano. Próteses de baixo custo podem ser desenvolvidas (como em impressoras 3D), porém podem mostrar pouca eficácia em respostas a estímulos, e controle de ações.

Outros aspectos que devem ser comentados como considerações finais, é a eficiência e praticidade da plataforma Arduino em trabalhar com componentes periféricos e controlá-los de forma intuitiva pela IDE Arduino. Com poucas linhas de códigos conseguimos desempenhar a função principal da simulação, e enxergar como o circuito opera.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

Além de desenvolver este estudo de caso na prática, pretendemos analisar como é o comportamento do controle do servomotor deste projeto em diferentes indivíduos. Primeiramente analisando se o servo se comporta de maneira igual, com a mesma programação, em pessoas diferentes. Assim podemos investigar padrões de captação dos sinais mio-elétricos, e fazer uma formulação de um molde que possa ser aplicado de forma genérica, no controle do servomotor através da eletromiografia, em âmbito deste projeto.

Apêndices

APÊNDICE A – Código fonte do controle do servomotor

Figura 26 – Código fonte de controle do servomotor

```
073-EMG-Muscle-Sensor §  
  
#include <Servo.h>  
  
#define LIMITE 275  
#define pinoEMG 0  
#define pinoServo 5  
Servo SERVO_1;  
  
void setup() {  
  
    Serial.begin(115200);  
    SERVO_1.attach(pinoServo);  
  
}  
  
void loop() {  
  
    int valor = analogRead(pinoEMG);  
  
    if(valor > LIMITE) {  
        SERVO_1.write(160);  
    }  
    else {  
        SERVO_1.write(10);  
    }  
  
    Serial.println(valor);  
}
```

Fonte: IDE Arduino

Referências

- BANCA, M. M. R. Ia; JUNIOR, J. J. A. M. Captura e processamento de sinais biomédicos utilizando o labview. **Brazilian Journal of Instrumentation and control**, 1995. Citado na página 14.
- DELSYS. **Neuromuscular Research Center**. 2006. Disponível em: <<http://www.delsys.com/library/papers>>. Citado na página 9.
- JAMALUDDIN, F. N.; AHMAD, S. A. Flexible bio-signals channels acquisition system for ecg and emg application. **Student Conference on Research and Development**, 2014. Citado na página 15.
- JUNIOR, R. A.; FERNANDES, J. C. L. Obtenção e manipulação de sinais elétricos do corpo humano para subsidiar soluções de reabilitação motora. **EEM**, 2018. Citado na página 4.
- KAMEN, G.; GABRIEL, D. A. **Fundamentos da Eletromiografia**. 1. ed. [S.l.]: Phorte, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 5 e 6.
- KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. **Princípios de Neurociências**. 5. ed. [S.l.]: AMGH, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 4, 5 e 6.
- KHAN, S. **Khan Academy**. 2019. Disponível em: <<https://pt.khanacademy.org/>>. Citado na página 5.
- LAB, E. **Electronic Lab**. 2019. Disponível em: <<https://www.electronics-lab.com/>>. Citado na página 7.
- LANTYER, A.; VIANA, M.; PADOVANI, R. Biofeedback no tratamento de transtornos relacionados ao estresse e à ansiedade: uma revisão crítica. **Psico-USF**, n. 18, p. 131–140, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 1 e 28.
- LUCA, C. J. D. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, n. 13, p. 135–163, 1997. Citado na página 7.
- MCROBERTS, M. **Arduino Básico**. 1. ed. [S.l.]: Novatec, 2011. Citado 8 vezes nas páginas 1, 10, 11, 12, 13, 18, 19 e 20.
- OCARINO, J. de M.; SILVA, P. L. P. da. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. **Psico-USF**, n. 6, 2005. Citado na página 1.
- PEREIRA, T.; CARVALHO, H. Wearable biopotential measurement using the ti ads1198 analog front-end and textile electrodes. **International Symposium on Medical Measurements and Applications Proceedings**, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 15.
- RAJPUT, J. Real time multichannel emg acquisition systemn. **International Journal of Science Technology Engineering**, 2015. Citado na página 15.
- ROBOCORE. **RoboCore**. 2019. Disponível em: <<https://www.robocore.net/loja>>. Citado 4 vezes nas páginas 17, 18, 21 e 22.

ROSA, A. A.; SOARES, A. B. Interface computacional 3d para biofeedback multimodal em tempo real. **Laboratório de Engenharia Biomédica - Universidade Federal de Uberlândia**, 2012. Citado 4 vezes nas páginas 12, 14, 15 e 16.

SCHWARTZ, M. S.; ANDRASIK, F. **Biofeedback: A Practitioner's Guide**. 4. ed. [S.l.]: Guilford Publications, 2017. Citado na página 1.

SENIAM. **Surface EMG for the Noninvasive Assessment of Muscles**. 2006. Disponível em: <<http://www.seniam.org/>>. Citado 2 vezes nas páginas 5 e 6.

WEBSTER, J. **Medical Instrumentation - Application and Design**. 3. ed. Toronto: John Wiley Sons Inc, 1995. Citado 4 vezes nas páginas 6, 7, 8 e 10.

WIKIPEDIA. **Wikipedia**. 2019. Disponível em: <<https://pt.wikipedia.org/wiki/Servomotor>>. Citado na página 20.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2. ed. [S.l.]: Wiley Interscience, 1990. Citado na página 9.