

**DIEGO PICHI BARION  
MARILIA DE ALMEIDA LIRIO DOURADO**

**AQUISIÇÃO DE SINAL MIOELÉTRICO  
PARA ACIONAMENTO DE  
DISPOSITIVOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola de Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com Ênfase em Eletrônica

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

**São Carlos  
2015**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

B253a Barion, Diego Pichi  
Aquisição de sinal mioelétrico para acionamento de dispositivos / Diego Pichi Barion, Marilia de Almeida Lirio Dourado; orientador Alberto Cliquet Júnior. -- São Carlos, 2015.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2015.

1. Eletromiografia (EMG). 2. Amplificador de instrumentação. 3. Engenharia Biomédica. 4. Arduino UNO. 5. Biceps. 6. Motor DC. I. Dourado, Marilia de Almeida Lirio. II. Titulo.

# FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Diego Pichi Barion

Título: “Aquisição de sinal mioelétrico para acionamento de dispositivos”

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado  
em 27/11/2015,

com NOTA 10,0 (dez, zero), pela Comissão Julgadora:

*Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - (Orientador - SEL/EESC/USP)*

*Dr. Renato Varoto - (SEL/EESC/USP)*

*Mestre Renata Manzano Maria - (UNICAMP)*

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:  
Prof. Dr. José Carlos de Melo Vieira Júnior



# FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Marilia de Almeida Lirio Dourado

Título: "Aquisição de sinal mioelétrico para acionamento de dispositivos"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado  
em 27/11/2015,

com NOTA 10,0 (dez, zinco), pela Comissão Julgadora:

*Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - (Orientador - SEL/EESC/USP)*

*Dr. Renato Varoto - (SEL/EESC/USP)*

*Mestre Renata Manzano Maria - (UNICAMP)*

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:  
Prof. Dr. José Carlos de Melo Vieira Júnior



## DEDICATÓRIA

Eu, Diego, dedico este trabalho:

À minha namorada Fernanda por toda dedicação, incentivo e paciência, fatores essenciais para trilhar o caminho de minha formação profissional.

Ao meu irmão Felipe que sempre me inspirou a buscar novos conhecimentos.

E aos meus pais por estarem sempre ao meu lado me apoiando e acreditando em minhas escolhas.

Eu, Marília, dedico este trabalho:

À minha mãe por todo o esforço empregado na minha educação e ao constante incentivo às minhas escolhas.

À minha avó e ao meu avô (*in memoriam*) por todo o apoio.

Aos meus amigos, em especial: Juan, Leonardo, Lucas, Maily e Nara por todos os momentos compartilhados.

Ao meu namorado, Théodore, pelo incentivo, reduzindo minhas horas de procrastinação.

Ao Franz Kafka, por forçar necessárias horas de descontração ao pisar no teclado.



## **AGRADECIMENTO**

Agradecemos ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior por nos conceder essa oportunidade, por seu incentivo e por todo conhecimento passado a nós.

Agradecemos também, ao Dr. Renato Varoto pela contribuição teórica e técnica nos dada, pelo empenho em nos ajudar a identificar eventuais erros cometidos, por sua dedicação e paciência para com os alunos de graduação e para com a ciência.



## RESUMO

Este trabalho teve como objetivo o projeto de um equipamento eletrônico responsável por acionar dispositivos tais como motores DC por meio de contrações dos braços dos usuários. Dois Eletrodos de Eletromiografia (EMG) são posicionados longitudinalmente no bíceps e um de referência no cotovelo. Esses captam e enviam os sinais dos músculos para um bioamplificador. A diferença de tensão amplificada é tratada por um *Arduino UNO* e circuitos eletrônicos, resultando em um sinal DC quando da ocorrência de contração muscular, responsável pelo acionamento do dispositivo acoplado ao relê e com alimentação própria. Uma chave de duas posições define entre dois tipos de acionamento que o dispositivo executará após a detecção da contração muscular: uma aciona o dispositivo por 2 segundos e cessa, e a outra o aciona enquanto houver contração.

Palavras-Chave: Eletromiografia (EMG), Amplificador de Instrumentação, Engenharia Biomédica, *Arduino UNO*, bíceps, Motor DC.



## ABSTRACT

This work had the goal of producing an electronic equipment capable of driving DC devices, such as a DC motor, using arm muscle contraction. Three electrodes are necessary, two of them are placed longitudinally across the biceps and the third one is used for reference and, as such, must be located where bone tissue is most prominent; the elbow. They get the signal and transmit it to a bioamplifier. This amplified voltage is processed by an *Arduino UNO* and other electronic circuits; the result is the generation of a DC signal whenever there is a muscular contraction, driving the device, which is linked to a relay and has an exclusive power supply. Furthermore, there is a switch that allows the user to choose between two operation modes; the device is triggered while the muscle is kept contracted or triggered for 2 seconds when a contraction of any given duration is detected and then stops.

Keywords: Electromyography (EMG), Instrumentation Amplifier, Biomedical Engineering, *Arduino UNO*, Biceps, DC Motor.



## SUMÁRIO

Lista de Figuras .....	17
Lista de Abreviaturas E Siglas.....	19
Capítulo 1 – Introdução .....	21
1.1 Motivação.....	21
1.2 Objetivos .....	22
1.3 Organização da Monografia.....	22
Capítulo 2 - Conceitos Gerais e Fundamentos Teóricos .....	23
2.1 Sinais Mioelétricos .....	23
2.2 Amplificadores de Instrumentação .....	27
2.3 Filtros Analógicos .....	28
2.4 Retificação .....	29
2.5 Isolação Galvânica.....	32
2.6 <i>Arduino UNO</i> .....	32
Capítulo 3 - Metodologia .....	35
3.1 <i>Hardware</i> .....	35
3.1.1 Alimentação .....	35
3.1.2 Regulador de Tensão.....	35
3.1.3 Eletrodos e Contato.....	36
3.1.4 Filtro e Amplificador.....	37
3.1.5 Pré- Amplificador .....	38
3.1.6 Amplificador Principal.....	41
3.1.7 Retificação .....	42
3.1.8 Circuito de Proteção do Motor .....	43
3.2 <i>Software</i> .....	44
3.2.1 <i>Arduino UNO</i> .....	44
Capítulo 4 - Resultados e Discussão .....	47
4.1 Testes com os Eletrodos.....	47
4.2 Topologia Implementada.....	48
4.3 Sinais Gerados .....	50
4.4 Movimentação do Motor DC .....	53
Capítulo 5 - Considerações Finais.....	55
5.1 Trabalhos Futuros .....	55
Referências .....	57
Apêndice A .....	59



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Unidade Motora .....	24
Figura 2 - Sinal EMG do bíceps de três contrações musculares .....	25
Figura 3 - Espectro de potência do sinal EMG .....	26
Figura 4 - Amplificador de Instrumentação .....	27
Figura 5 - Filtro passa-banda: Resposta em frequência .....	28
Figura 6 - Retificação: Ponte de diodos .....	29
Figura 7 - Retificação: Ciclo positivo .....	30
Figura 8 - Retificação: Ciclo negativo .....	30
Figura 9 - Retificação de onda completa do sinal EMG .....	31
Figura 10 - Esquemático do superdiodo .....	32
Figura 11 - Baterias de 12V .....	35
Figura 12 - Regulador de tensão de 9V .....	36
Figura 13 - Eletrodos utilizados .....	37
Figura 14 - Bioamplificador .....	38
Figura 15 - Resposta em frequência do pré-amplificador utilizando-se o AD621 .....	40
Figura 16 - Resposta em frequência do pré-amplificador utilizando-se o AD620 .....	41
Figura 17 - Resposta em frequência do filtro passa-banda do segundo estágio .....	42
Figura 18 - Relé HJR1-2C .....	43
Figura 19 - Circuito de proteção .....	43
Figura 20 - Fluxograma do código do <i>Arduino UNO</i> .....	44
Figura 21 - Foto do <i>Arduino UNO</i> .....	45
Figura 22 - Foto do dispositivo .....	47
Figura 23 - Primeira topologia de amplificador escolhida .....	48
Figura 24 - Bioamplificador utilizado .....	49
Figura 25 - Foto da placa do dispositivo .....	50
Figura 26 - Sinal EMG na saída do bioamplificador .....	51
Figura 27 - Sinal EMG retificado .....	51
Figura 28 - Sinal com cabos flutuando .....	52
Figura 29 - Sinal de acionamento do modo 1 .....	52
Figura 30 - Sinal de acionamento do modo 2 .....	53



## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

EMG - Eletromiografia

QV - Qualidade de Vida

OMS - Organização Mundial da Saúde

DC - Direct Current

LABCIBER - Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação

RMS - Root mean square

PWM - Pulse Width Modulation

USB - Universal Serial Bus

IMC - Índice de Massa Corpórea

A/D – Analógico-Digital



# CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

## 1.1 Motivação

A tecnologia tem sido amplamente usada na melhoria das condições de vida e no conforto do ser humano. A reabilitação é uma das áreas que tem se favorecido com isso. A aquisição de sinais mioelétricos permite uma vasta gama de estudos e soluções para pessoas que perderam algum membro ou o movimento deste, pós cirúrgicos, reabilitação neurológica, fisioterapia, terapia de treinamento ativo, dentre outros.

A lesão medular pode ocorrer de traumas, tumores, doenças bacterianas ou víroíticas (BLANES; CARMAGNANI; FERREIRA, 2008 apud FRANÇA et al, 2013). Quando ocorre uma lesão medular completa, há a interrupção da passagem de estímulos nervosos pela medula, resultando na supressão do movimento voluntário dos membros que estão localizados abaixo do nível lesionado, perdas sensoriais,性uais e do controle dos esfíncteres da bexiga e do intestino, além de espasticidade e complicações nas funções respiratória, térmica e circulatória. Em caso de lesões incompletas, o paciente pode ainda ser capaz de executar movimentos e/ou ter alguma sensibilidade nos membros abaixo do nível da lesão (GALVIN; GODFREY, 2001 apud FRANÇA et al, 2013).

Melhorar a qualidade de vida (QV) de um lesionado medular é algo de extrema valia para a área de reabilitação, pois devido sua condição, estes pacientes se sentem impossibilitados de praticar certas atividades e frequentar lugares acarretando problemas em sua vida social e econômica.

Neste contexto, a QV de um indivíduo é, como definida pela Organização Mundial da Saúde (OMS), “a percepção do indivíduo de sua posição na vida no contexto da cultura e sistema de valores nos quais ele vive e em relação aos seus objetivos, expectativas, padrões e preocupações” (THE WHOQOL GROUP, 1995, p.1405). É um conceito amplo e complexo que considera o estado físico e psicológico, nível de independência, relações sociais e crenças dos indivíduos. (GALVIN; GODFREY, 2001).

França et al (2013) identifica o trabalho, a locomoção, atividades diárias, aproveitamento da vida, vida sexual, dinheiro, informações, lazer, moradia, serviços de saúde e transporte como as principais facetas afetadas, sendo estas classificadas em quatro domínios (físico, psicológico, relações sociais e relações ambientais).

Com base no exposto e vislumbrando, portanto, a melhoria da QV de pacientes com lesão medular, foi desenvolvido esse projeto que aciona diferentes dispositivos a partir da contração de músculos do bíceps.

## 1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo acionar diferentes dispositivos tais que possuam alimentação DC a partir dos sinais oriundos da contração do bíceps, os quais serão tratados e manipulados em circuitos eletrônicos até que possam ser conectados ao circuito de proteção e acionamento do dispositivo. Todo o projeto foi desenvolvido no Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (LABCIBER).

## 1.3 Organização da Monografia

Este trabalho está organizado em 5 capítulos, a saber:

- Introdução: Contém a motivação ao desenvolvimento do equipamento e os objetivos a serem alcançados.
- Conceitos gerais e fundamentos teóricos: Contém a base teórica necessária à compreensão do que foi desenvolvido.
- Metodologia: Descreve o circuito implementado (*hardware*) e o algoritmo utilizado pelo *software*.
- Resultados: Apresenta os resultados e comentários sobre processos de tentativa e erro realizados antes da decisão pelo circuito apresentado.
- Considerações finais: Apresenta um resumo do que foi concluído e sugestões de aperfeiçoamento ou expansão do projeto para trabalhos futuros.

## CAPÍTULO 2 - CONCEITOS GERAIS E FUNDAMENTOS TEÓRICOS

O desenvolvimento deste trabalho está relacionado, numa primeira instância, à geração de sinais elétricos por meio das reações químicas que ocorrem no corpo humano pela contração muscular, o que será explorado apenas quando suas características forem relevantes dentro do contexto do tratamento destes sinais.

Os circuitos utilizados envolvem conhecimento teórico nas áreas de aquisição, amplificação, filtragem e retificação. O funcionamento dos amplificadores de instrumentação será apresentado juntamente com as suas características e parâmetros desejáveis. Os conceitos que dizem respeito aos filtros analógicos e pontes de retificação serão brevemente explicados, bem como os circuitos de proteção do dispositivo, que fornecem isolamento galvânico entre o motor e os demais componentes. Além disso, consta também neste trabalho o tratamento do sinal via *software* utilizando o *Arduino UNO*; suas capacidades e limitações serão citadas na medida em que apresentarem importância na montagem do aparelho.

Para realização de todos os testes, foi utilizado o mesmo motor, cujas características serão listadas, embora qualquer motor DC possa ser ligado aos terminais apropriados.

### 2.1 Sinais Mioelétricos

A unidade motora (Figura 1) é o menor sistema que descreve o controle neural do processo de contrações musculares e é basicamente composto por corpo celular e os dendritos de um neurônio motor, seus ramos do axônio e as fibras musculares que são inervadas por estes (ENOKA, 1994 apud KONRAD, 2005).

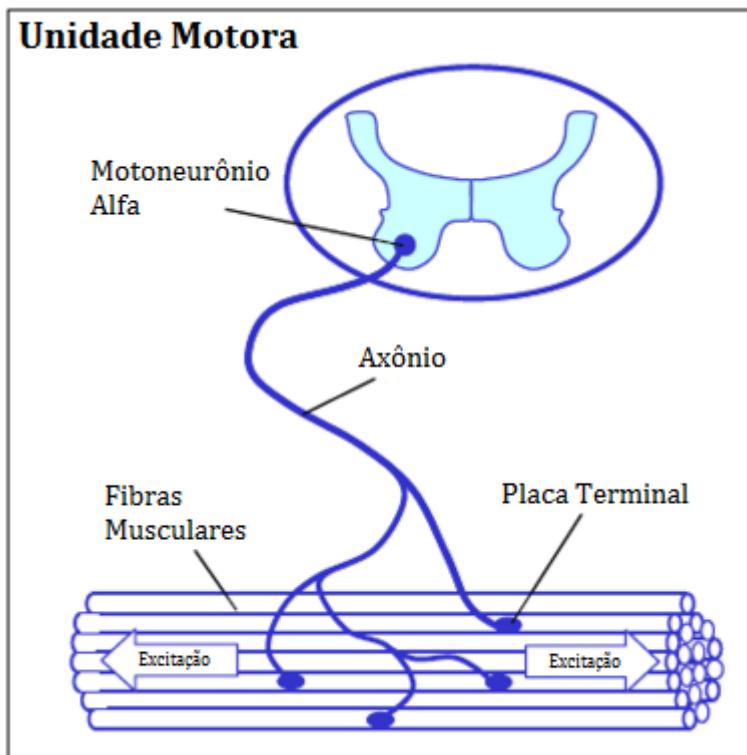


Figura 1 - Unidade Motora. Traduzido de: KONRAD, 2005

Os neurônios, assim como toda célula do corpo humano, apresentam um potencial de membrana ocasionado por diferentes concentrações iônicas de líquidos intra e extracelulares. Esses potenciais de membrana são fundamentais para a transmissão dos sinais neurais e, portanto, para a contração e relaxação dos músculos. Quando os íons de potássio, que possuem carga positiva, altamente concentrados dentro da membrana se deslocam para fora dessa, o exterior se carrega positivamente e o interior torna-se muito negativo por falta dos íons positivos. Essa diferença de potencial para uma fibra nervosa comum, de grande diâmetro, é de cerca de -90 mV com o interior da membrana negativa (GUYTON, 1988).

Quando há o estímulo químico, mecânico ou elétrico nas células dos órgãos efetores e esse estímulo chega aos neurônios, há variações das concentrações das membranas gerando um potencial de ação, também conhecido como impulso nervoso. Logo, a intensidade das sensações dependerá da quantidade de neurônios que estejam passando tal impulso e da frequência desses. (GRUPO VIRTUOUS, 2015).

Os músculos esqueléticos possuem algumas centenas a muitas dezenas de milhares de fibras musculares, dispostas paralelamente, em toda sua extensão. A contração dessas fibras musculares é causada pelo impulso nervoso que se propaga pela membrana e libera íons de cálcio do interior dela. São esses íons os responsáveis pelo início da contração muscular (GUYTON, 1988).

Sinal EMG é o conjunto de sinais elétricos gerados na contração de músculos e controlados pelo sistema nervoso. Ele caracteriza anatomicamente e fisiologicamente os músculos locais e subjacentes (SUPUK; SKELIN; CIC, 2014).

Assim, estudos tem se desenvolvidos para adquirir e utilizar esses sinais em diversas aplicações em biomecânica. Neste sentido, Supuk, Skelin e Cic (2014), buscando descrever o design e desenvolvimento de um sistema vestível para aquisição de sinais EMG de baixo custo, testaram em seis músculos inferiores de dez pessoas saudáveis durante marcha, e após comparação de seus resultados com dados disponíveis na literatura, identificaram que tal sistema pode ser usado para diversos músculos, sem grandes variações de resultados.

O sinal EMG bruto (Figura 2), isto é, da forma como ele é adquirido do músculo, quando contraído, possui amplitudes aleatórias podendo ser representadas por funções de distribuições gaussianas que chegam a ordem de 10 mV pico-a-pico ou 1,5 mV (RMS) enquanto que, quando relaxado, observa-se apenas um ruído de amplitude relativamente pequena. Já a frequência do sinal varia de 6 a 500 Hz, com a maior potência localizada na faixa de 20 a 150 Hz, como é mostrado na Figura 3 (LUCA, 2002).

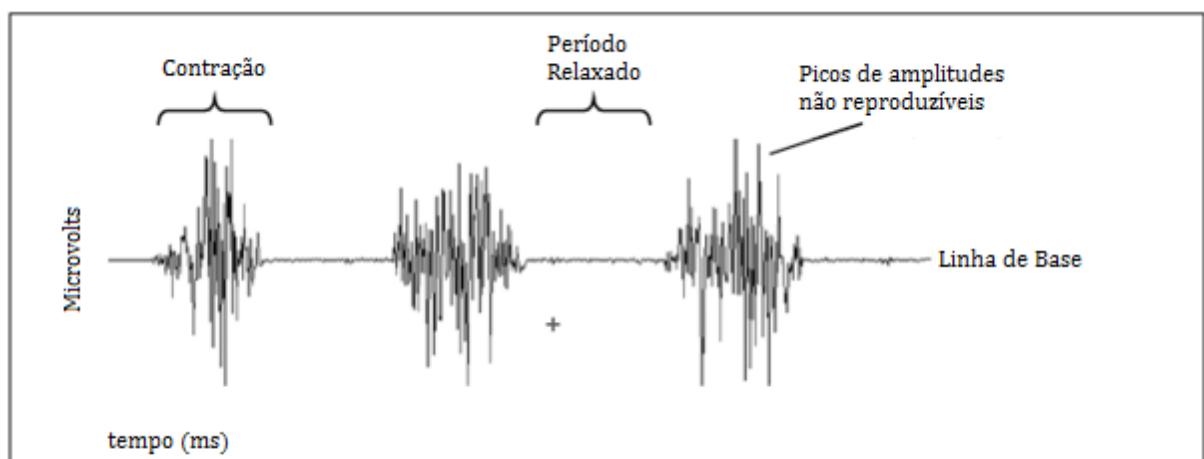


Figura 2 - Sinal EMG do bíceps de três contrações musculares. Traduzido de: KONRAD, 2005

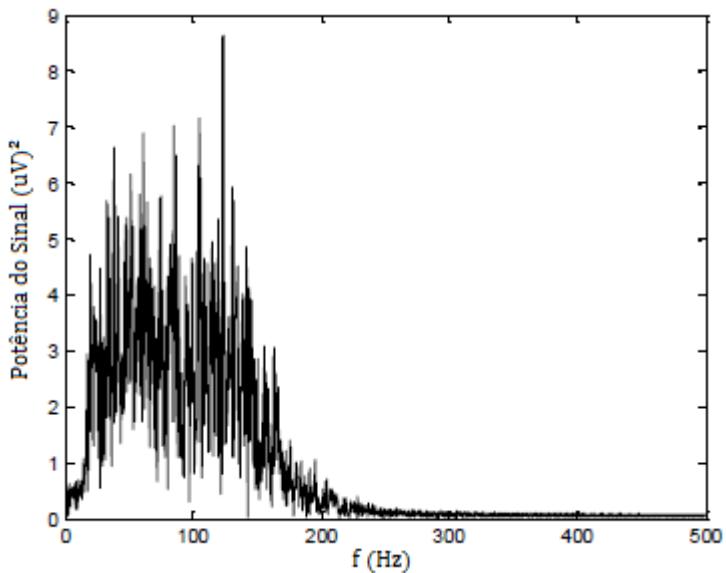


Figura 3 - Espectro de potência do sinal EMG. Traduzido de: SUPUK; SKELIN; CIC, 2014

Além disso, observa-se que a taxa de ruído é um fator importante a ser tratado quando tem-se aquisição de sinal mioelétrico. A taxa de ruído expressa quanto de energia o sinal possui de ruído em relação a energia do sinal EMG propriamente dito. (LUCA, 2002).

O ruído pode ser originado por diversos fatores, tais como: dos próprios componentes eletrônicos que geram ruído de zero a milhares de hertz e que não podem ser eliminados totalmente, mas reduzidos com o uso de componentes de alta qualidade, design de circuitos inteligentes e técnicas de construção; do ambiente que está repleto de radiação eletromagnética sendo a maioria delas com frequência de 60 Hz e que é recebido pelo nosso corpo resultando em ruído da ordem de uma a três vezes a amplitude do sinal EMG; de artefatos móveis tais como os cabos que ligam os eletrodos ao amplificador assim como o contato do eletrodo com a pele que possuem a maior parte de sua energia na faixa de frequência entre 0 e 20 Hz (LUCA, 2002); ou de *Cross-talk* que representa sinais EMG indesejados provenientes de músculos ao redor do músculo analisado sendo esse muito difícil de eliminar (SUPUK; SKELIN; CIC, 2014).

Os eletrodos de referência são normalmente aplicados em protuberâncias ósseas, pois nesses locais os sinais EMG oriundos de músculos adjacentes a estas são pouco percebidos. Caso esses eletrodos fossem fixados em algum local com presença de músculos, o movimento do usuário geraria sinais EMG que seriam recebidos pelos eletrodos e o sistema não mais teria uma referência.

## 2.2 Amplificadores de Instrumentação

Com o objetivo de captar a diferença de tensão gerada pelo tecido muscular, é adequada a utilização de um amplificador diferencial; ele amplifica a diferença entre duas entradas e rejeita os sinais comuns às duas entradas. Mais especificamente, faz-se necessária a utilização de um amplificador de instrumentação, tipicamente utilizados em sistemas de aquisição de dados (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

O amplificador de instrumentação (Figura 4) é um tipo específico de amplificador diferencial com algumas vantagens, tais como: resistência de entrada extremamente alta; resistência de saída menor e ganho de tensão em malha aberta maior do que a dos amplificadores operacionais (Amp Ops) comuns; razão de rejeição de modo comum (CMRR: *common-mode rejection ratio*) superior a 100 dB; tensão de *offset* de entrada e *drift* muito baixos. (JÚNIOR, 2003)

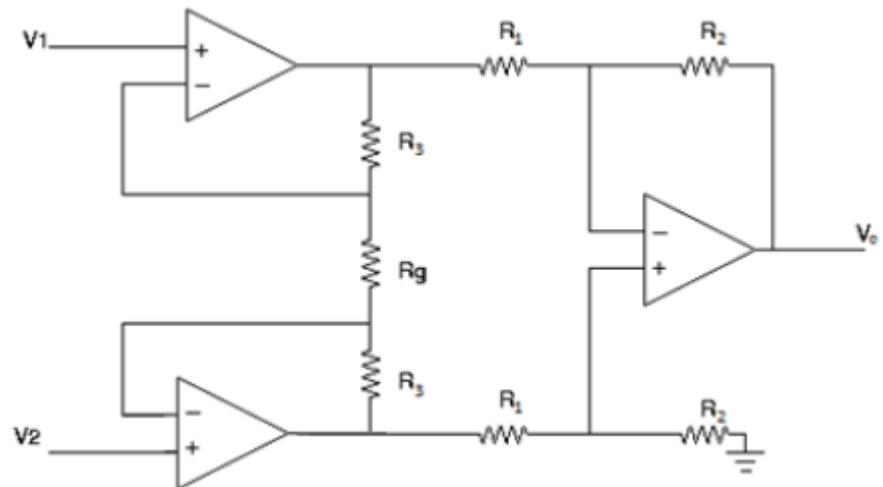


Figura 4 - Amplificador de Instrumentação (GOMES, 2013)

Este circuito é composto por dois estágios, sendo o primeiro composto pelos Amp Ops  $A_1$ ,  $A_2$  e seus resistores associados, conectados na configuração não inversora, e o segundo pelo Amp Op  $A_3$  formando um amplificador diferencial, zerando o ganho de modo comum e fornecendo na sua saída o ganho diferencial total expresso na equação 1 (SEDRA; SMITH, 2007).

$$A_D = \frac{V_o}{V_2 - V_1} = \frac{R_2}{R_1} \left( 1 + \frac{2R_3}{R_g} \right) \quad (1)$$

Nota-se que o ganho pode ser variado mudando-se o valor do resistor  $R_g$ .

O uso de amplificadores operacionais está intimamente ligado ao CMRR que mede o quanto os sinais comuns às duas entradas são rejeitados. Em sinais musculares, por exemplo, que possuem amplitudes bastante reduzidas, da ordem de alguns microvolts a 10mV pico-a-pico (LUCA, 2002), é preciso trabalhar com ganhos elevados. Dessa forma, caso o CMRR não seja alto o suficiente, os ruídos comuns às duas entradas serão amplificados juntamente com a diferença de tensão que se deseja medir, de modo que terão amplitudes similares, impossibilitando a obtenção do sinal.

### 2.3 Filtros Analógicos

Como visto na sessão 2.1, o sinal EMG localiza-se na faixa de frequência de 6 a 500Hz. Pode-se então utilizar um filtro passa-banda; este tipo de filtro é projetado para deixar passar todas as frequências dentro da faixa selecionada, atenuando as demais frequências, como ilustra a Figura 5. Dessa forma, é possível reduzir significativamente o ruído, com a garantia de que parte do sinal EMG não foi atenuado também.

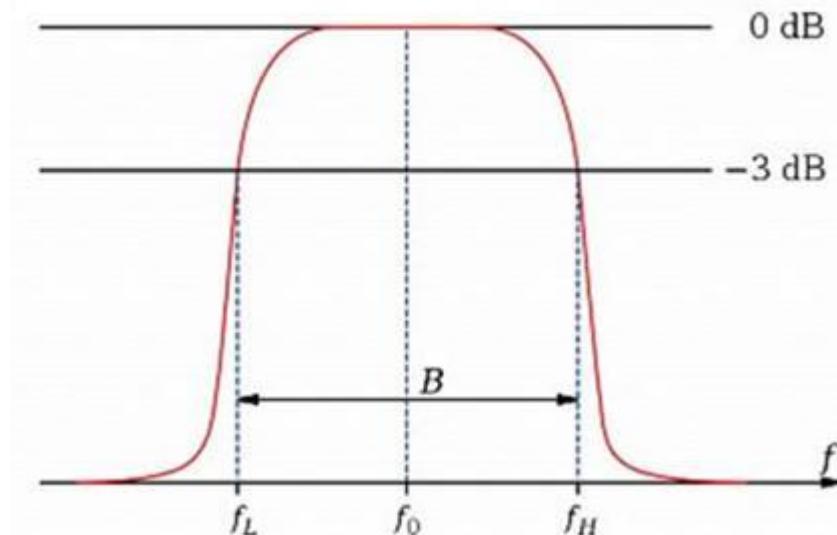


Figura 5 - Filtro passa-banda: Resposta em frequência (GOMES; do VALE; FRANKLIN; et al.)

Existem diversas formas de construir um filtro passa-banda; eles podem ser passivos (formado apenas por elementos R, L e C) ou ativos (formados por elementos ativos, tais como transistores e Amp Ops) e, além disso, existem muitas opções de topologia (ALEXANDER; SADIQU, 2013).

Pelo fato da maior parte do ruído ser originado através das linhas de alimentação, ou seja, com frequência de 60 Hz (ou 50 Hz, a depender do país), pensa-se na opção de utilizar um filtro *notch* que, idealmente, elimina as componentes nessa frequência. Porém, isto não é aconselhável, uma vez que o filtro não é ideal e eliminaria uma faixa de frequência relativamente importante, uma vez que 60 Hz está dentro do intervalo (50-100 Hz) das maiores componentes de amplitude do sinal EMG (LUCA, 2002).

## 2.4 Retificação

A retificação de onda completa pode ser descrita como o processo no qual faz-se com que amplitudes negativas tornem-se positivas. Uma das formas mais simples de se obter este resultado é por meio de uma ponte de diodos (Figura 6), pois ela não requer a utilização de um transformador, resultando em tamanho e custos reduzidos.

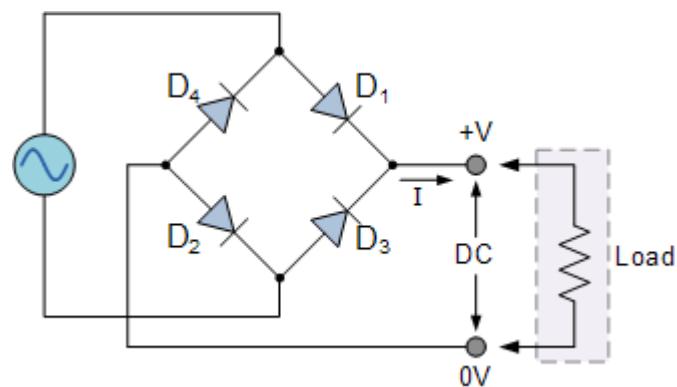


Figura 6 - Retificação: Ponte de diodos (WAYNE STORR, 2015)

No ciclo positivo, D1 e D2 conduzem corrente elétrica enquanto D3 e D4 estão reversamente polarizados e, portanto, não conduzem corrente.

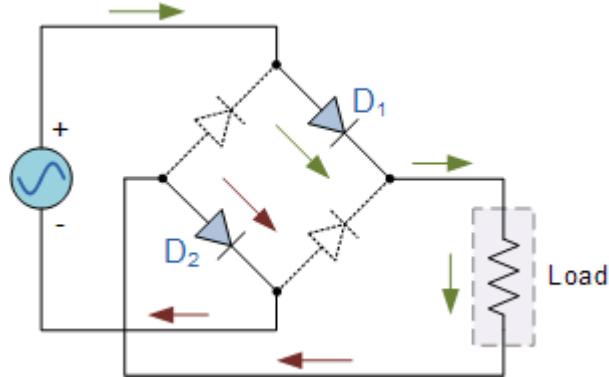


Figura 7 - Retificação: Ciclo positivo (WAYNE STORR, 2015)

No ciclo negativo, a situação é inversa: D3 e D4 conduzem corrente enquanto D1 e D2 são reversamente polarizados, impedindo o fluxo de elétrons.

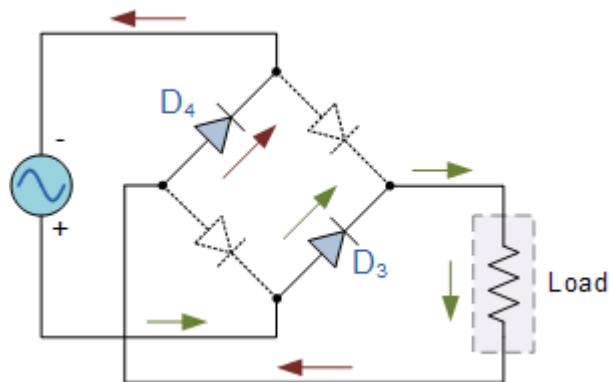


Figura 8 - Retificação: Ciclo negativo (WAYNE STORR, 2015)

O resultado no sinal EMG é que os picos negativos tornam-se positivos, embora haja uma queda na amplitude máxima devido à presença dos diodos. Como a cada ciclo a corrente passa por dois diodos e a queda de tensão em cada um deles é da ordem de 0.7V, tem-se que a tensão será  $2 \times 0.7 = 1.4V$  menor que a tensão máxima de entrada (SEDRA; SMITH, 2007). A Figura 9 expressa um exemplo de sinal EMG e a retificação de tal.

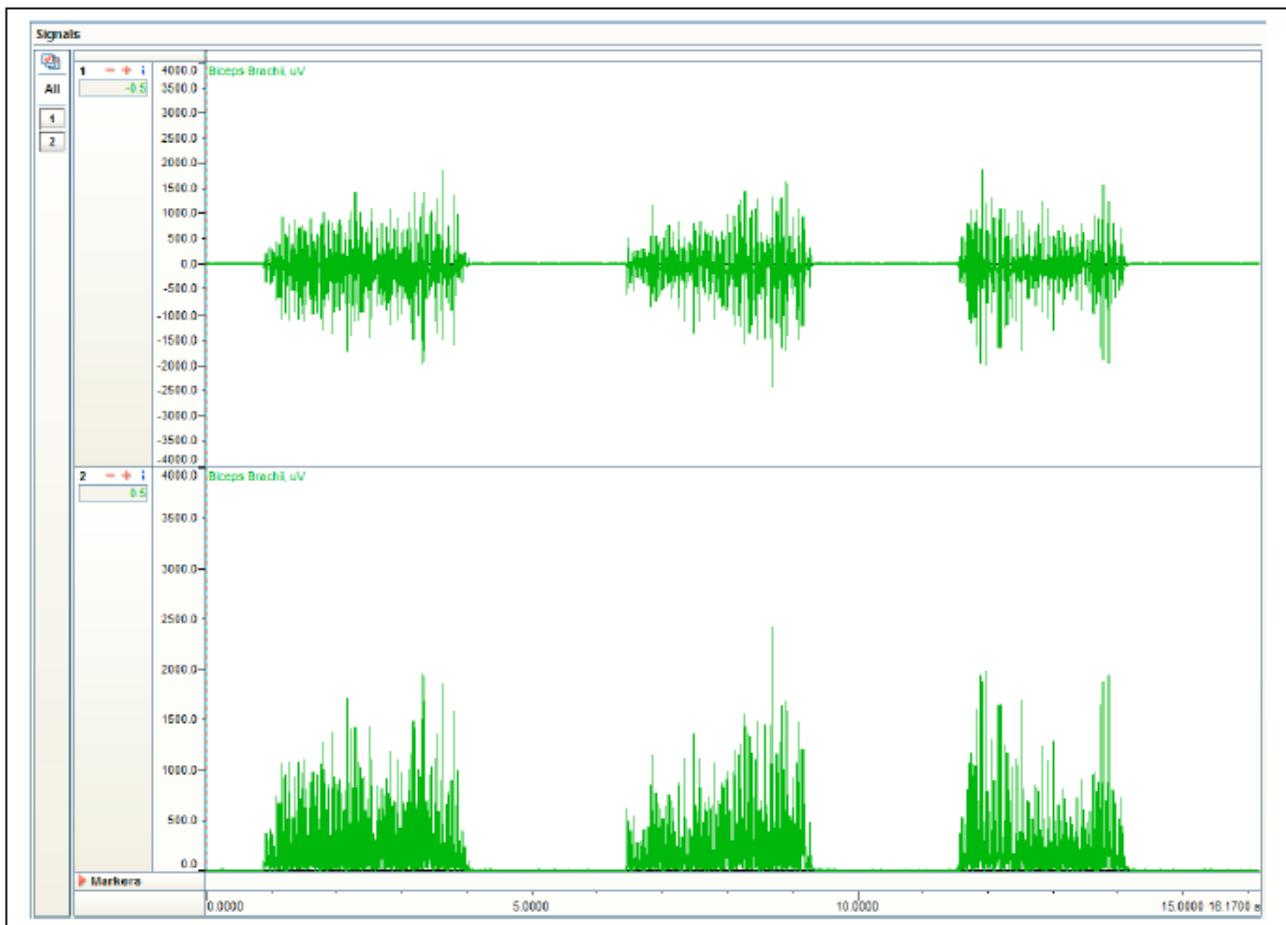


Figura 9 - Retificação de onda completa do sinal EMG (KONRAD, 2005)

Além da ponte de diodos utilizada, existem outros métodos de retificação de onda completa. Caso a queda de tensão nos diodos seja indesejável, é possível utilizar um retificador de precisão, também conhecido como superdiodo. a Figura 10 ilustra o seu esquemático, omitindo a alimentação do amplificador operacional.

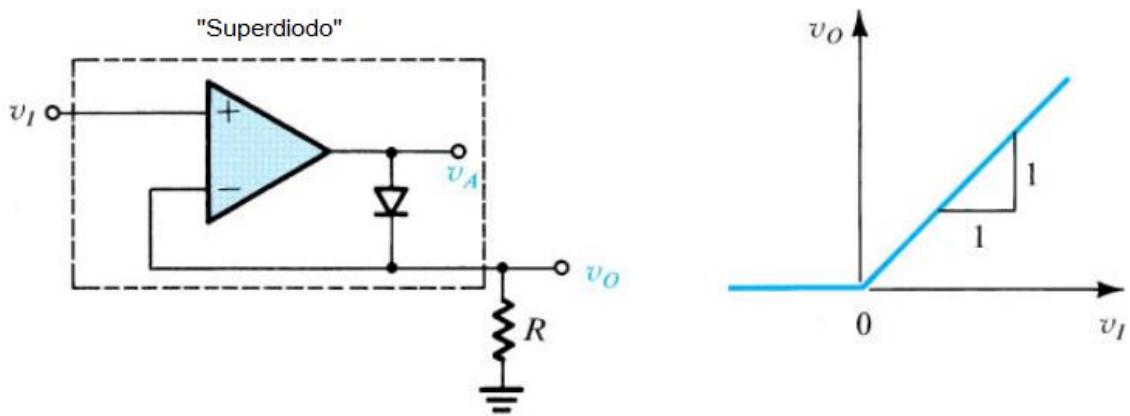


Figura 10 - Esquemático do superdiodo (OXFORD UNIVERSITY, 2004)

## 2.5 Isolação Galvânica

Quando um sistema elétrico possui dois ou mais dispositivos que precisam de alimentação, eles serão também conectados a um terra, de modo que todos os dispositivos estarão então conectados entre si por meio desse nó comum do terra. Isto faz com que possa haver picos de corrente, entre outros problemas que oferecem risco de choques ao usuário e também potencial para causar danos aos componentes do circuito que possuem limitação de corrente e/ou tensão.

Neste trabalho, desejou-se fazer com que o aparelho de aquisição do sinal EMG seja capaz de acionar variados tipos de dispositivos, portanto, a corrente e tensão demandadas na saída são variáveis. A fim de evitar os problemas de segurança mencionados, utilizou-se a isolação galvânica.

Quando dois sistemas elétricos são isolados galvanicamente, não há caminhos de condução metálicos entre eles, evitando-se fluxos indesejados de corrente. Pode, porém, haver troca de informação entre eles através de capacitâncias, indutâncias ou ondas eletromagnéticas. Assim, se um motor for conectado à saída do aparelho, ele pode ser alimentado com tensão tão elevada quanto necessário sem oferecer riscos ao usuário nem danificar componentes do sistema de aquisição.

## 2.6 Arduino UNO

O *Arduino UNO* é uma placa microcontrolada pelo ATmega328P fabricado pela *Atmel*. Possui 14 pinos de entrada/saída digital, sendo que 6 deles podem ser usados como saída de modulação por largura de pulso (PWM do termo em inglês Pulse Width

Modulation), 6 entradas analógicas, um cristal de quartzo de 16 MHz, conexão *Universal Serial Bus* (USB), uma entrada para alimentação DC e um botão de *reset* (*Arduino®*).

No que se refere às especificações técnicas, é necessária atenção de modo a não ultrapassar o valor de tensão de 5V nos pinos de entrada, devem ser observados também o valor de corrente de 20mA nos pinos de entrada/saída. O ATmega328P possui um conversor analógico-digital (A/D) com resolução de 10 bits e *clock* dependendo de um fator *prescaler*. Esse fator tem valor padrão de 128, logo, o *clock* padrão do *Arduino UNO* vale 16 MHz dividido por 128, o que resulta em 125 kHz. Uma conversão normal necessita de 13 pulsos de *clock* no conversor A/D, então, o número de amostras por segundo valerá 125 kHz dividido por 13 resultando em aproximadamente 9600 amostras por segundo (*Arduino®*).



## CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA

### 3.1 Hardware

#### 3.1.1 Alimentação

A fonte de alimentação utilizada são duas baterias Chumbo-Ácida Regulada por Válvula UNIPOWER (Figura 11), fabricadas pela Unicoba, modelo UP1250, 12V, 5Ah conectadas em série de modo que tem-se um terminal de +12V, um de -12V e o terra. A utilização de baterias é vantajosa, pois dispensa o uso da rede, o que evita ruídos, aumenta a segurança do usuário e permite a portabilidade do aparelho.



Figura 11 - Baterias de 12V (Fonte: Autoria própria)

#### 3.1.2 Regulador de Tensão

Dois reguladores de tensão são alimentados pelas baterias de 12V em série de modo a fornecer +/- 9V para o amplificador diferencial (AD620). Para obter +9V a partir do terminal de +12V, utiliza-se um regulador L7809 e para obter -9V a partir de -12V, utiliza-se o L7909. Ambos suportam até 1,5 A na saída, o que representa um valor extremamente alto para esse circuito.

Escolheu-se regular a tensão em +/- 9 V para a alimentação do circuito pois desse modo, não haverá variações de tensão entregue ao circuito caso a bateria tenha sua carga reduzida a 11 V, visto que o regulador necessita de uma faixa de 2 V acima do valor regulado.

A Figura 12 mostra os dois circuitos reguladores.

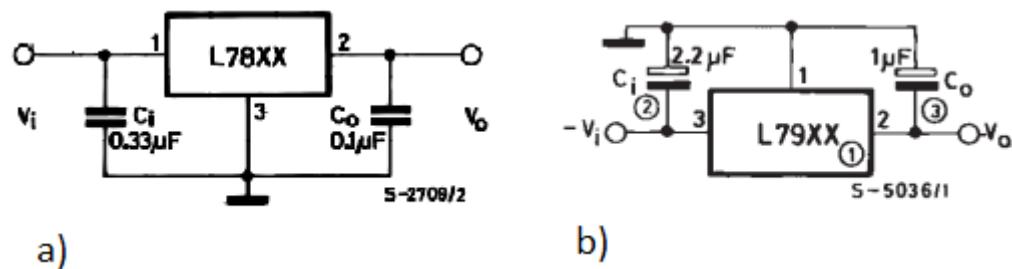


Figura 12 - Regulador de tensão de 9V (a); e Regulador de tensão de -9V (b) (STMicroelectronics®)

### 3.1.3 Eletrodos e Contato

Os eletrodos descartáveis utilizados (Figura 13) nos testes do aparelho são de Ag/AgCl fabricados pela Noraxon USA, Inc. Eles já possuem o gel apropriado para redução da resistência da pele, cola para sua fixação no local desejado e distância de 2 cm entre cada condutor.

Para a conexão entre os eletrodos e os pinos do AD620 foram utilizados cabos blindados a fim de reduzir o ruído comum às duas entradas e melhor captar o sinal proveniente do músculo. Para que o sinal EMG seja captado, o usuário pode movimentar o antebraço, promovendo a contração do bíceps ou apenas contrair o músculo num movimento isométrico.



**Figura 13 - Eletrodos utilizados (Fonte: Autoria Própria)**

### **3.1.4 Filtro e Amplificador**

Após muitas tentativas de topologias distintas de amplificador e filtro, devido ao baixo custo dos componentes e ao resultado satisfatório, optou-se por um circuito composto por dois estágios (pré-amplificador e amplificador principal), com ganho total de  $G = 2000$ , e banda de passagem de 3Hz a 500Hz, como sugerido na literatura (Figura 14). Esse circuito, conhecido como bioamplificador, tem como características alta CMRR e alta impedância de entrada. (SUPUK; SKELIN; CIC, 2014).

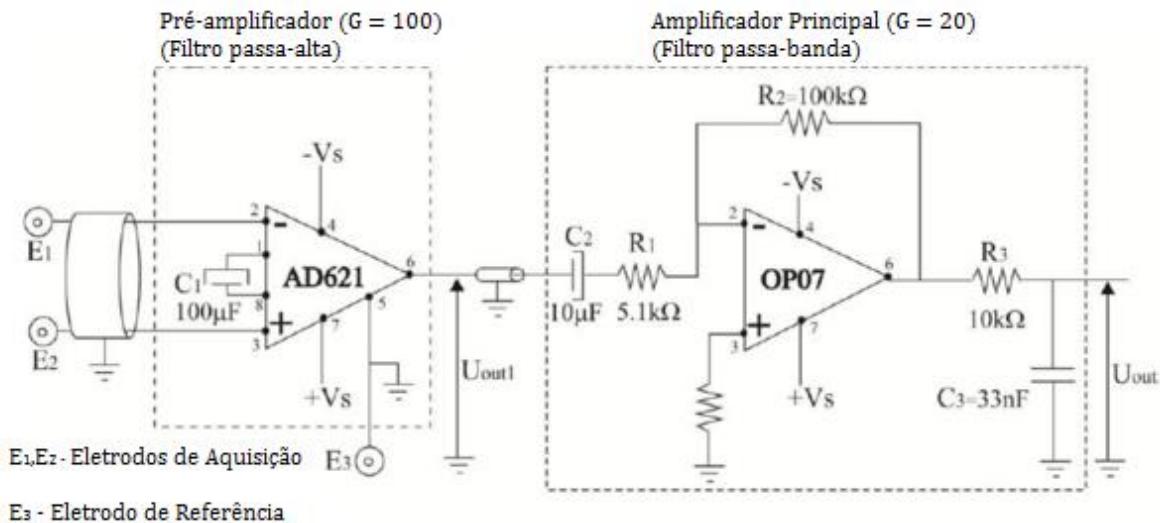


Figura 14 - Bioamplificador. Traduzido de: SUPUK; SKELIN; CIC, 2014

Foi feita a opção de utilizar o CI AD620 ao invés do AD621, não resultando alterações significativas na saída do amplificador.

Os eletrodos posicionados no bíceps são conectados, através dos cabos blindados, aos pinos 2 e 3; o eletrodo de referência localizado no cotovelo (pois trata-se de uma protuberância óssea, ou seja, não há sinal proveniente da contração muscular) é ligado ao pino 5, de referência. Aos pinos 4 e 7 são conectados os terminais de saída dos reguladores de tensão, de -9V e +9V, respectivamente. O terra do circuito do regulador e do amplificador é o mesmo.

### 3.1.5 Pré- amplificador

Os amplificadores de instrumentação AD621 e AD620 são fabricados pela *Analog Devices*; eles são fáceis de usar, muito precisos, possuem baixo custo, baixo ruído e com baixo consumo de potência, o que os tornam ótimas opções para uso com baterias ou sistemas remotos. O ganho é determinado por um único resistor externo, podendo ser implementado entre 1 e 1000. A CMRR, parâmetro de alto interesse, é de no mínimo 110dB (G=100), sendo 130dB para o intervalo de frequência de 0.1Hz a 10Hz, caindo para 100dB quando  $f = 1000\text{Hz}$  para ambos amplificadores. Todos os valores aqui mencionados estão disponíveis nos *datasheets* fornecidos pelo fabricante (*Analog Devices*®).

O ganho é determinado por:

$$G = \frac{50 k\Omega}{R_C} + 1 \quad (2)$$

Onde  $R_G$  é a associação dos resistores externos com a resistência interna do amplificador.

Para o AD621, associando um resistor externo  $R_{EXT}$  obtém-se:

$$R_G = 5555.5 \parallel (555.5 + R_{EXT}) \quad (3)$$

De forma que para um ganho de  $G = 100$  apenas para frequências mais altas; um capacitor de  $100\mu F$  é conectado entre os pinos 1 e 8, de forma que a equação do ganho passa a depender da impedância equivalente e da frequência e é determinada por:

$$G = \frac{50\text{ K}\Omega}{Z_G} + 1 \quad (4)$$

Essa impedância é expressa por:

$$Z_G = 5555.5 \parallel (555.5 + \frac{1}{C_1 j\omega}) = 5555.5 \parallel (555.5 + \frac{10^4}{j\omega}) \quad (5)$$

Combinando as equações (4) e (5), obtém-se a expressão do ganho em função da frequência:

$$G\omega J = \frac{U_{OUT1}}{U_{IN}} = \frac{U_{OUT1}}{U_{E1} - U_{E2}} = \frac{9(6111 + \frac{10^4}{\omega J})}{555.5 + \frac{10^4}{\omega J}} + 1 = \frac{10(1 + 0.555\omega J)}{1 + 0.0555\omega J} \quad (6)$$

O ganho do pré-amplificador será então de  $G = 100$ . A frequência de corte pode ser calculada:

$$f_{cut\_off} = \frac{1}{2\pi} * \omega_{cut\_off} = \frac{1}{2\pi} * \frac{1}{0.0555} \text{ Hz} \approx 3 \text{ Hz} \quad (7)$$

A Figura 15 expressa a resposta em frequência do pré-amplificador utilizando-se o amplificador de instrumentação AD621.

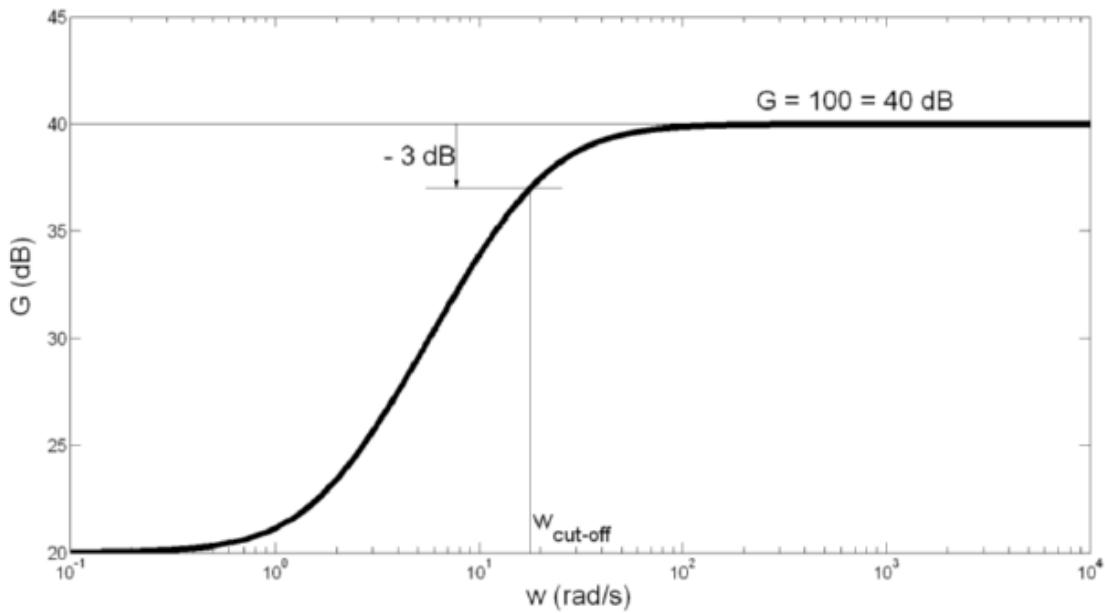


Figura 15 - Resposta em frequência do pré-amplificador utilizando-se o AD621 (SUPUK; SKELIN; CIC, 2014)

Para o AD620 o ganho é determinado por:

$$G = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1 \quad (8)$$

Sendo o  $R_G$  o resistor externo, e não a associação deste com a resistência interna do CI como no caso do AD621.

A fim de obter-se uma amplitude satisfatória na entrada do *Arduino UNO*, foi ajustado um ganho de aproximadamente 273 [V/V] apenas para frequências acima de 3 Hz. Conectando um resistor de  $210 \Omega$  em série com um capacitor de  $100 \mu\text{F}$ , obtém-se uma impedância de:

$$Z_G = 210 + \frac{1}{100\mu\text{F}\omega} \quad (9)$$

Combinando as equações (8) e (9), obtém-se:

$$G\omega = \frac{U_{OUT1}}{U_{IN}} = \frac{U_{OUT1}}{U_{E1} - U_{E2}} = \frac{1 + 4,961\omega}{1 + 0,021\omega} \quad (10)$$

A frequência de corte para este amplificador, pode ser calculada também utilizando a equação (7) o que resulta em  $f_{cut\_off} = 3 \text{ Hz}$ .

A Figura 16 expressa a resposta em frequência do pré-amplificador utilizando-se o amplificador de instrumentação AD620.

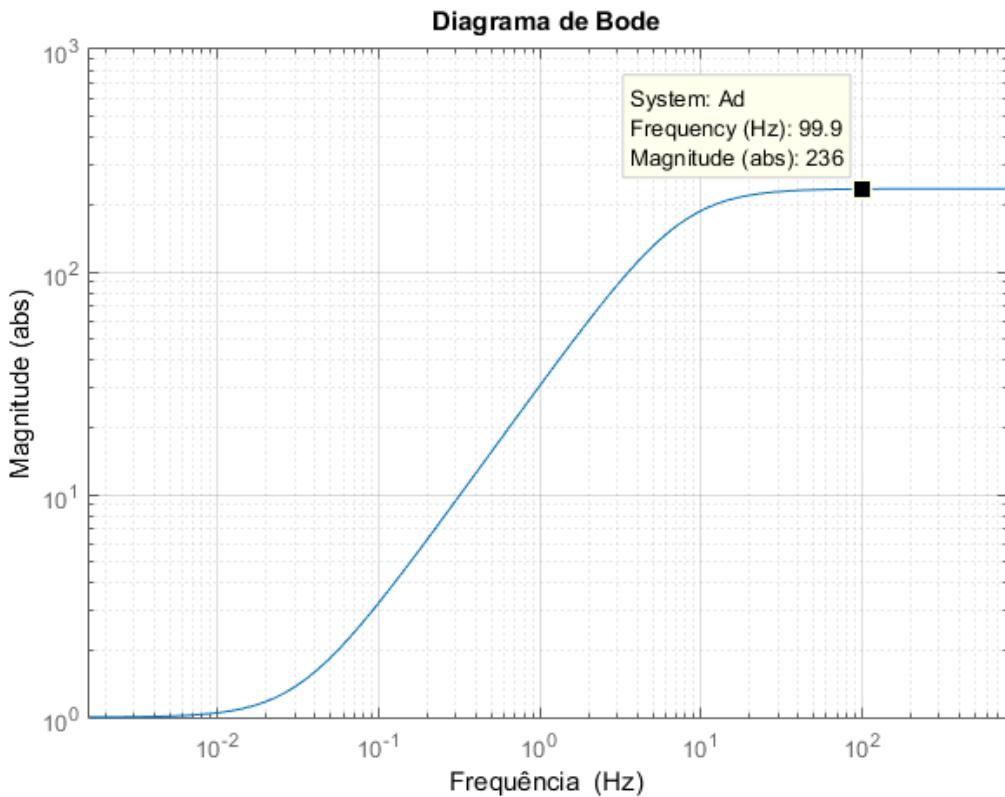


Figura 16 - Resposta em frequência do pré-amplificador utilizando-se o AD620 (Fonte: Autoria Própria).

### 3.1.6 Amplificador Principal

Este estágio tem o objetivo de amplificar ainda mais o sinal pré-amplificado para deixá-lo em um nível compatível com o conversor analógico/digital (AD) do *Arduino UNO*, eliminar o offset de corrente DC e atuar como filtro *anti-aliasing*. (SUPUK; SKELIN; CIC, 2014). Este foi implementado utilizando o OP07, fabricado pela *Analog Devices Inc*. Assim como o AD620, o OP07 apresenta um alto valor de CMRR, tipicamente igual a 120dB. Além disso, possui baixa tensão de offset de saída. O capacitor  $C_2 = 10 \mu F$  é do tipo eletrolítico e possui tolerância de  $\pm 20\%$ ;  $C_3 = 33 pF$  é do tipo poliéster e apresenta tolerância de  $\pm 5\%$ . O papel do amplificador principal é o de tornar o ganho alto o suficiente para que o sinal EMG possa ser posteriormente utilizado pelo *Arduino UNO* para o acionamento de dispositivos e, também, o de atenuar frequências abaixo de 500Hz, de modo que, em conjunto com o pré-amplificador, terá um filtro passa-banda na faixa de 3Hz a 500Hz.

De forma análoga ao que foi feito com o pré-amplificador, pode-se calcular o valor do ganho dependente da frequência:

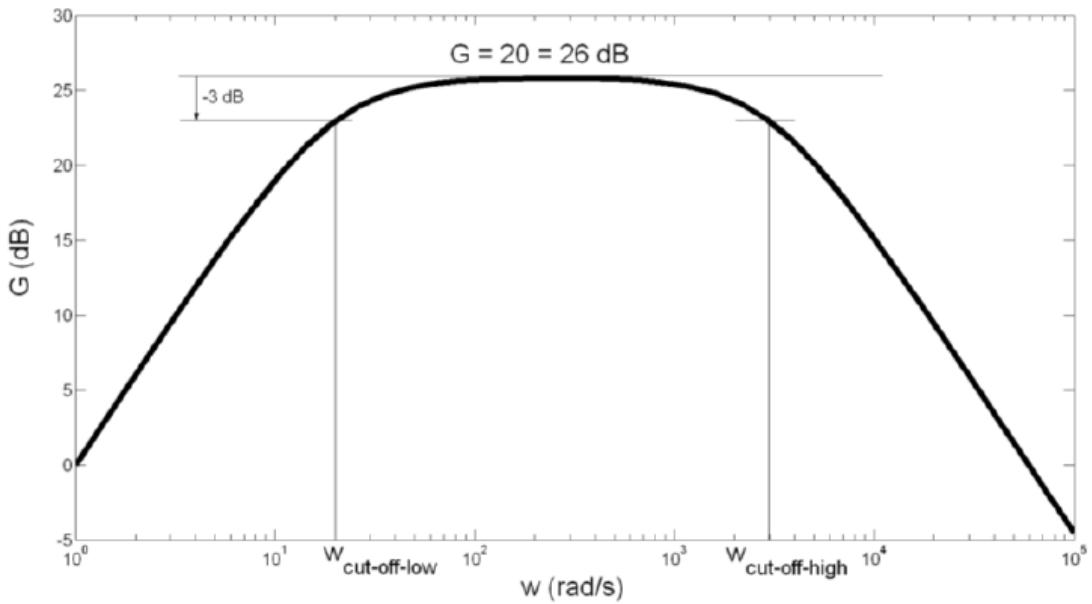


Figura 17 - Resposta em frequência do filtro passa-banda do segundo estágio (SUPUK; SKELIN; CIC, 2014).

$$G = \frac{U_{OUT}}{U_{OUT1}} = - \frac{R_2}{R_1 + \frac{1}{C_2 j\omega}} * \frac{\frac{1}{C_3 j\omega}}{R_3 + \frac{1}{C_3 j\omega}} = - \frac{j\omega}{1 + \frac{5,1}{100} j\omega} * \frac{1}{\frac{33}{10^5} j\omega} \quad (11)$$

Como indicado na Figura 17, o ganho na banda de passagem é de  $G = 20 = 26\text{dB}$ , as frequências de corte alta são calculadas em:

$$f_{c-low} = \frac{1}{2\pi} * \omega_{c-low} = \frac{1}{2\pi} * \frac{1}{R_1 C_2} \text{Hz} = \frac{1}{2\pi} * \frac{100}{5,1} = 2.8 \text{Hz} \approx 3 \text{Hz} \quad (12)$$

$$f_{c-high} = \frac{1}{2\pi} * \frac{1}{R_3 C_3} \text{Hz} = \frac{1}{2\pi} \frac{10^5}{33} = 482 \text{Hz} \approx 500 \text{Hz} \quad (13)$$

Devido às altas tolerâncias dos capacitores eletrolíticos, os valores da frequência de corte estão sujeitos a pequenas variações, porém isto não apresenta impacto significativo no funcionamento do amplificador (SUPUK; SKELIN; CIC, 2014).

### 3.1.7 Retificação

O sinal amplificado necessita agora ser retificado. Para isso, utilizou-se a retificação de onda completa por meio da implementação de uma ponte de diodos, como indicado na Figura 6. Para tal, foram utilizados quatro diodos 1N4148 da *Fairchild* que suportam 200 mA

de corrente *forward* média, corrente *forward* DC de 300 mA, máxima tensão reversa repetitiva de 100 V e tensão *forward* que varia de 0,72 a 1 V dependendo de sua corrente *forward* DC (Fairchild®).

### 3.1.8 Circuito de Proteção do Motor

Com o intuito de proteger o *Arduino UNO* de sobrecargas e até mesmo de permitir o acoplamento de mais de um tipo de dispositivo em seus terminais, foi projetado um circuito de proteção e acionamento com o relé HJR1-2C da Ningbo Tianbo Ganglian Electronics CO., Ltd® (Figura 18).

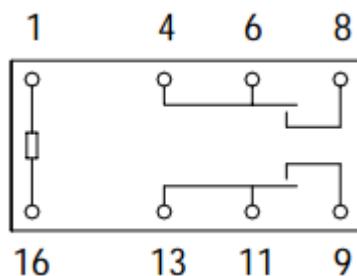


Figura 18 - Relé HJR1-2C (NINGBO TIANBO GANGLIAN ELECTRONICS CO., LTD®)

Este relé suporta 2 A para 24 Vdc e potência de 60W.

Assim que o *Arduino UNO* interpreta que o motor precisa ser acionado, ele responde em sua porta de saída com uma onda quadrada de 5 V que está conectada as bobinas (pinos 1 e 16) do relé. Este por sua vez, ao receber o sinal de acionamento, fecha o contato entre os pinos 4 e 8 alimentando o dispositivo com sua própria fonte de alimentação. O circuito de proteção implementado pode ser visto na Figura 19.

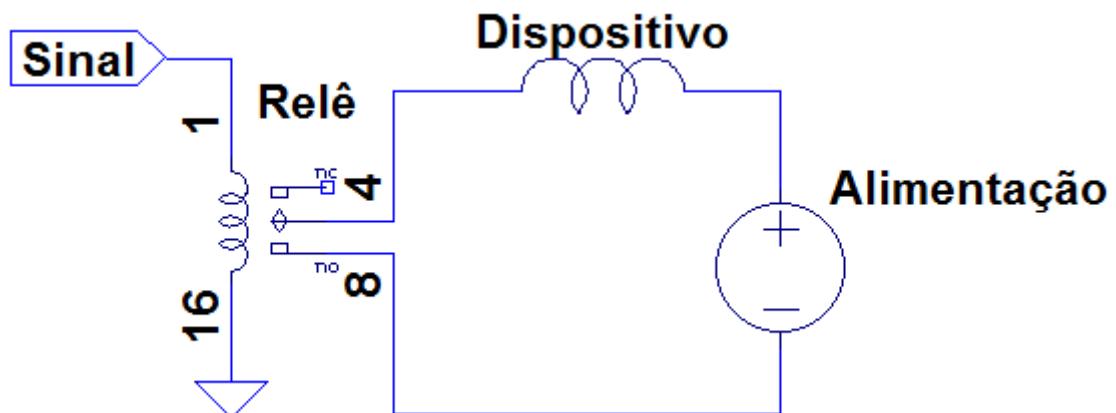
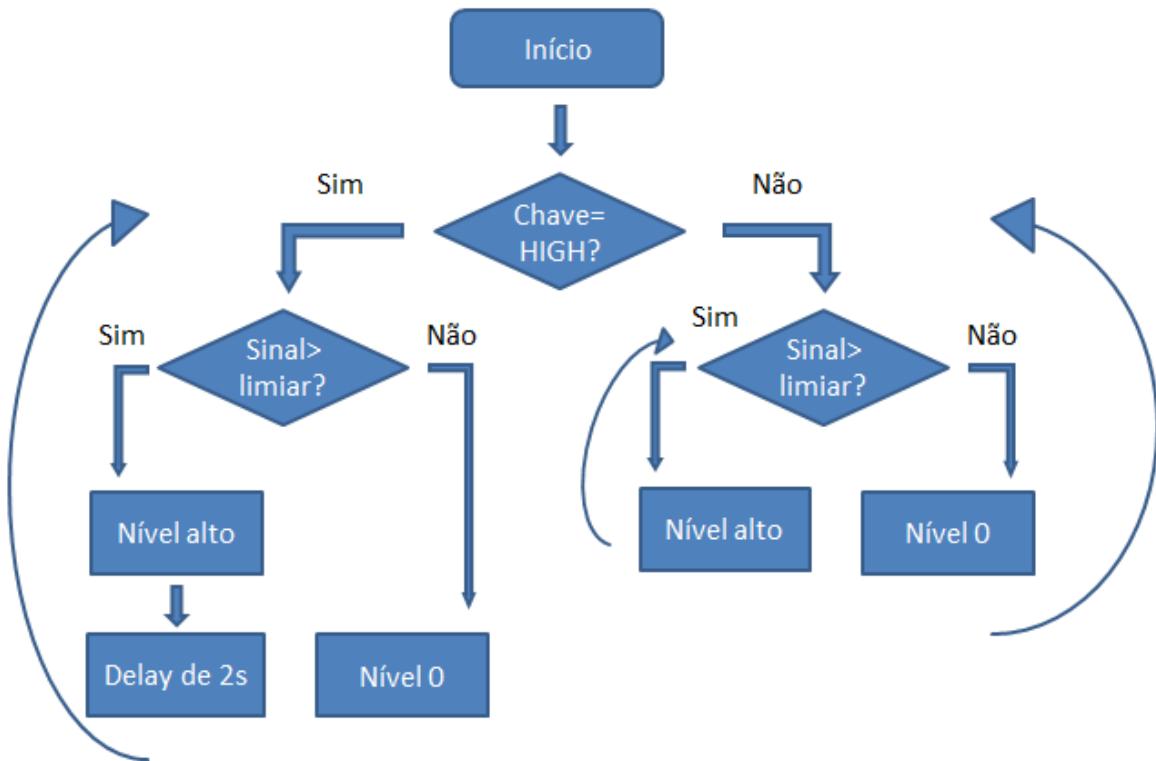


Figura 19 - Circuito de proteção (Fonte: Autoria Própria)

### 3.2 Software

### 3.2.1 *Arduino UNO*

O algoritmo do código implementado utilizado no *Arduino UNO* pode ser ilustrado utilizando o seguinte fluxograma da Figura 20:



**Figura 20 - Fluxograma do código do Arduino UNO (Fonte: Autoria Própria).**

Ou seja, o programa verifica a posição da chave e decide qual o modo de operação. No modo 1, a saída, à qual acopla-se o dispositivo desejado, assume valor ALTO por 2s quando é detectada uma contração, isto é, a entrada ultrapassou o limiar. No modo 2, a saída fica em ALTO, enquanto a entrada estiver acima do limiar escolhido. O valor do limiar pode ser alterado entre 0 a 1023, sendo que 0 corresponde a 0V e 1023, a 5V.

A Figura 21 mostra o *Arduino UNO* ligado ao restante do circuito; são utilizado 5 pinos, o terra de referência, 5V, dois pinos configurados como entrada (chave de seleção e sinal EMG retificado) e um pino configurado como saída (ligado ao relê para acionamento do dispositivo DC).

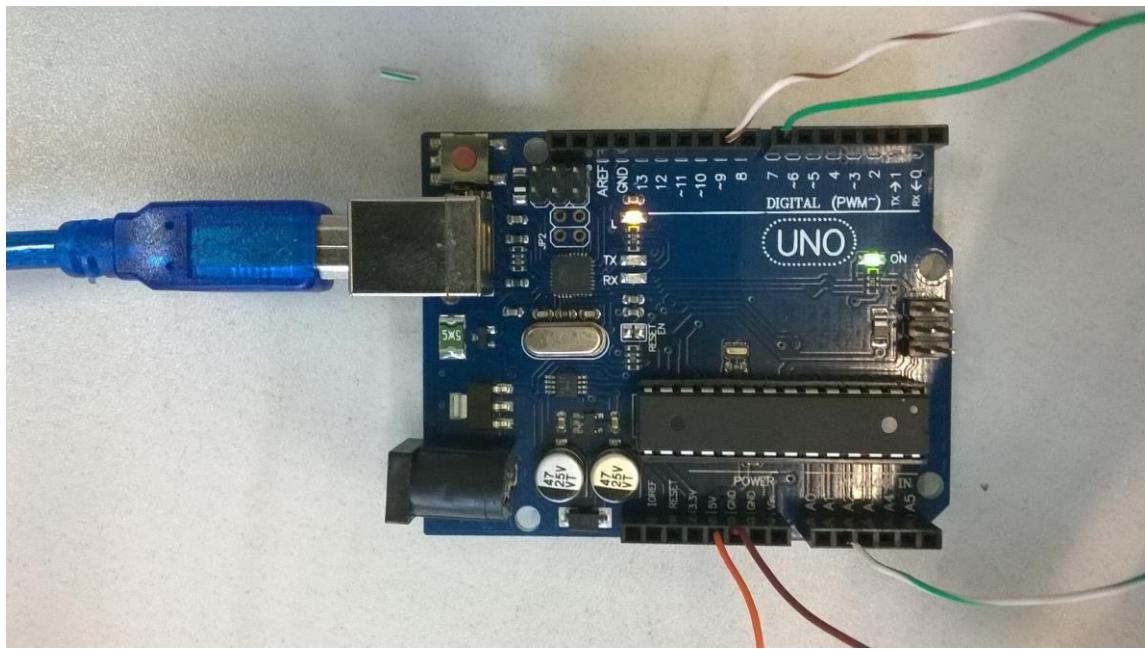


Figura 21 - Foto do *Arduino UNO* (Fonte: Autoria Própria)



## CAPÍTULO 4 - RESULTADOS E DISCUSSÃO

O resultado do projeto foi satisfatório, gerando um protótipo capaz de acionar dispositivos com dois modos diferentes de operação. Tais resultados serão detalhados nos itens a seguir. A Figura 22 mostra o equipamento no seu formato final, com a placa e o *Arduino UNO* dentro de uma caixa, com entrada para o dispositivo DC à escolha do usuário, chave liga-desliga, chave do modo de seleção e três cabos para conexão aos eletrodos.



Figura 22 - Foto do dispositivo (Fonte: Autoria Própria)

### 4.1 Testes com os eletrodos

Durante a fase inicial de testes, o foco estava em verificar de que forma o sinal era adquirido pelos eletrodos, uma vez que um erro nesta etapa torna o objetivo de acionar um dispositivo utilizando o sinal EMG inviável. Foram identificadas duas intercorrências relacionadas com esta etapa.

O primeiro problema encontrado foi à fixação do eletrodo à pele: obtinha-se uma onda quadrada como sendo supostamente o sinal EMG, pois enquanto o músculo estava contraído, via-se o sinal em nível alto, e quando relaxado, em nível 0. Como este sinal é completamente diferente do sinal EMG característico apresentado na Figura 2, percebeu-se que, na realidade, o eletrodo conectado ao cotovelo, de referência, perdia o contato com a pele quando o usuário estendia o braço (músculo relaxado), condição responsável pelo nível 0V.

Observou-se que esse problema não ocorria fixando o eletrodo ao cotovelo com o braço estendido, e não flexionado como estava sendo feito.

O segundo problema era o ruído não satisfatoriamente baixo que se concluiu ser devido ao uso de cabos não blindados para a aquisição do sinal. Substituindo-se esses cabos por blindados, houve melhora significativa do sinal.

## 4.2 Topologia implementada

Inicialmente, planejava-se projetar um circuito amplificador com três estágios (Figura 23).

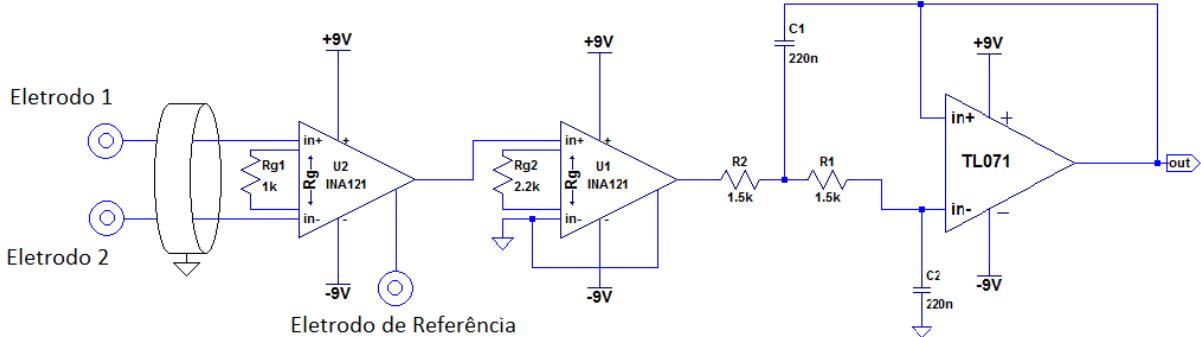


Figura 23 - Primeira topologia de amplificador escolhida (Fonte: Autoria Própria)

O primeiro estágio, composto pelo amplificador de instrumentação INA121P que se localizava em uma caixa isolada com alumínio para evitar ruídos externos e que recebia o sinal dos eletrodos. Entre os pinos 1 e 8 deste, estava conectado um resistor  $R_G$  de 1 kΩ que pela fórmula de ganho do INA121P ( $G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G}$ ), resultava em um ganho de 51 [V/V].

O sinal amplificado 51 vezes seguia então para o segundo estágio também composto por um INA121P, mas com  $R_G$  de 2.2 kΩ o que resultava em um ganho de 23,72 [V/V]. Logo, o ganho total era de  $51 \times 23,72 = 1210,1$  [V/V]. Um sinal captado pelos eletrodos com amplitude de aproximadamente 10 mV pico-a-pico teria na saída do segundo estágio, uma amplitude de 12,1 V.

Após a segunda amplificação, o sinal passava pelo terceiro estágio. Um filtro passa-baixa, formado por um TL071, com frequência de corte em 500 Hz.

Porém, tal topologia não é adequada para a aquisição de sinais EMG, pois não apresenta as características de um bioamplificador tais como alta impedância de entrada e alto CMRR uma vez que o INA121P possui CMRR de 108 dB o que não se mostrou favorável (SUPUK; SKELIN; CIC, 2014).

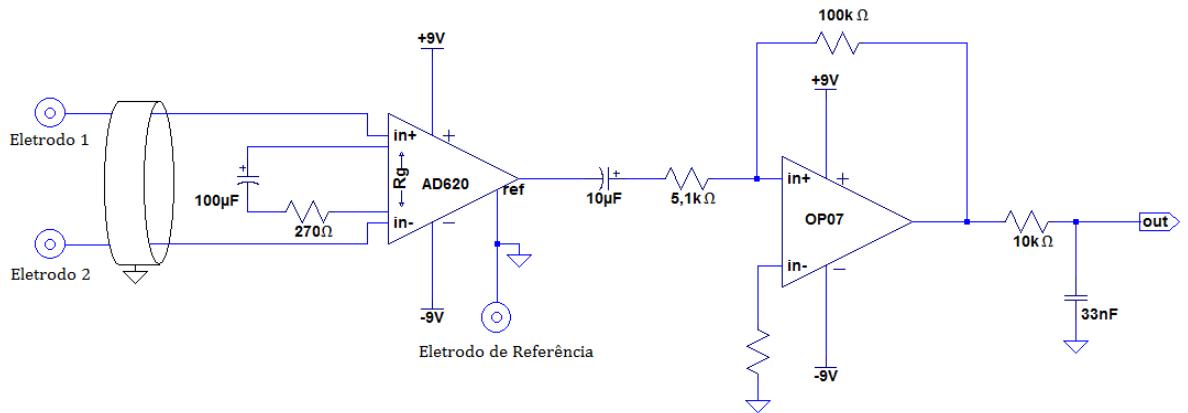


Figura 24 - Bioamplificador utilizado (Fonte: Autoria Própria).

Para solucionar esse problema, implementou-se o bioamplificador da Figura 24 onde o primeiro e segundo estágios possuem ganho de 237 e 20 [V/V], respectivamente. Portanto, o sinal é captado pelos eletrodos, transferidos até o amplificador através de cabos blindados e aumentado  $237 \times 20 = 4740$  vezes para as componentes entre 3 e 500 Hz e zerado para as componentes de outras frequências.

A Figura 25 mostra a placa com o circuito completo utilizado, à exceção do *Arduino UNO*. Nela, consta o bioamplicador ilustrado pela Figura 24, com o AD620 e o OP07, os reguladores de tensão, a ponte retificadora, a chave seletora do modo de operação e o relé de proteção e acionamento do dispositivo.

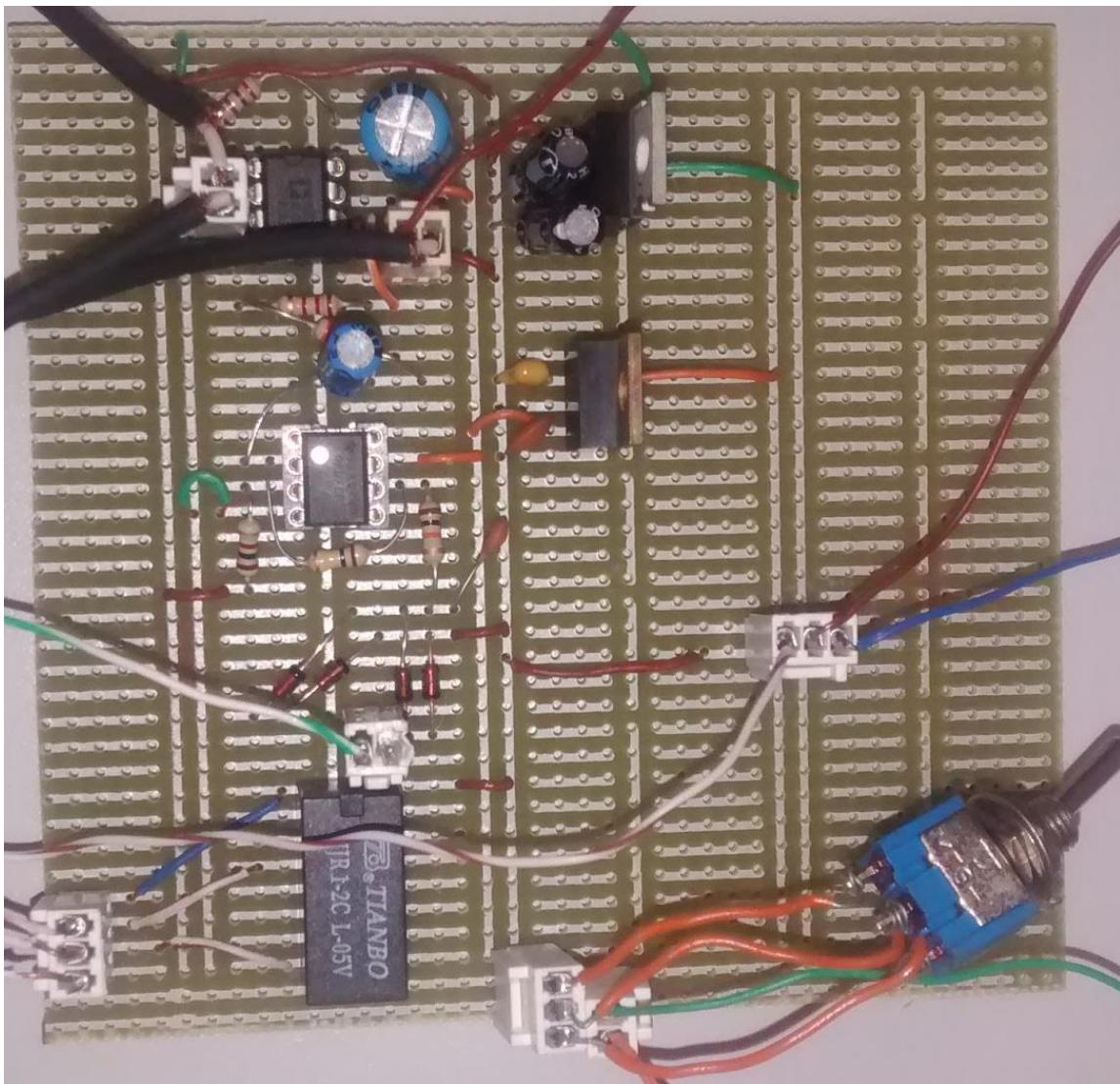


Figura 25 - Foto da placa do dispositivo (Fonte: Autoria Própria)

#### 4.3 Sinais Gerados

Com o sistema em operação e ligando a ponta de prova do osciloscópio na saída do amplificador principal, obteve-se a resposta expressa pela Figura 26 para duas contrações do braço.

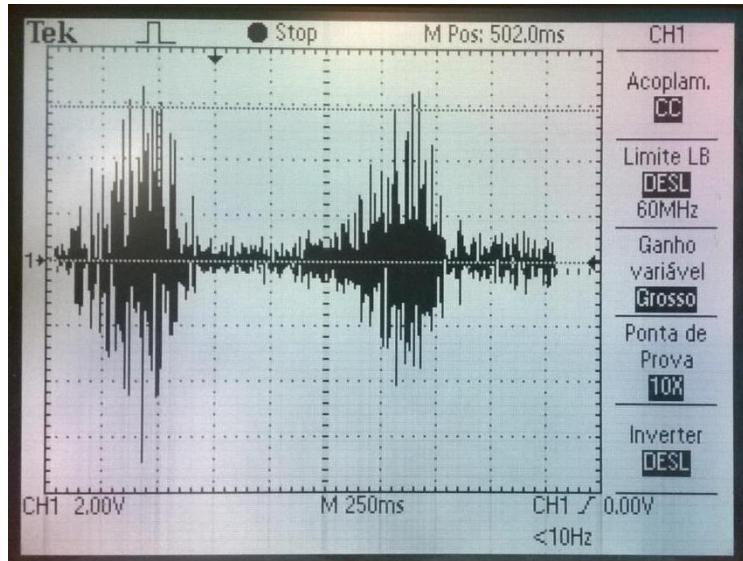


Figura 26 - Sinal EMG na saída do bioamplificador (Fonte: Autoria Própria).

Com a ponta de prova na saída do retificador, obteve-se a resposta expressa pela Figura 27 também para duas contrações do braço.

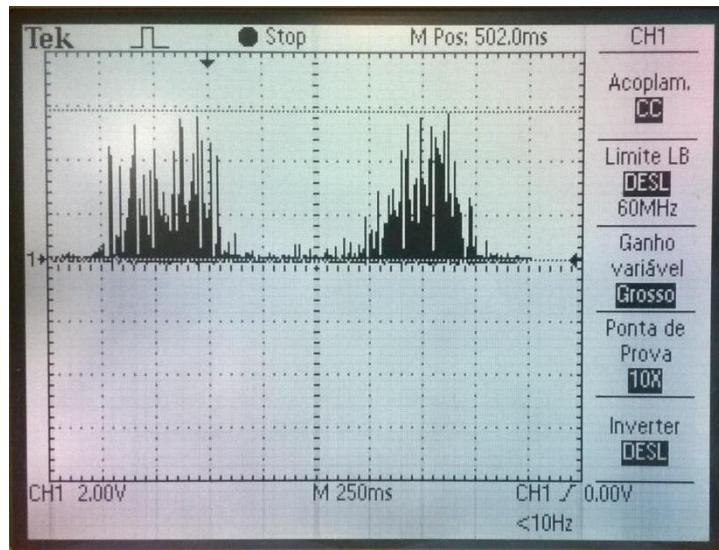


Figura 27 - Sinal EMG retificado (Fonte: Autoria Própria).

A Figura 28 expressa a saída do retificador, ou seja, na entrada do *Arduino UNO* se os cabos blindados responsáveis pela aquisição do sinal estiverem soltos, ou seja, flutuando.

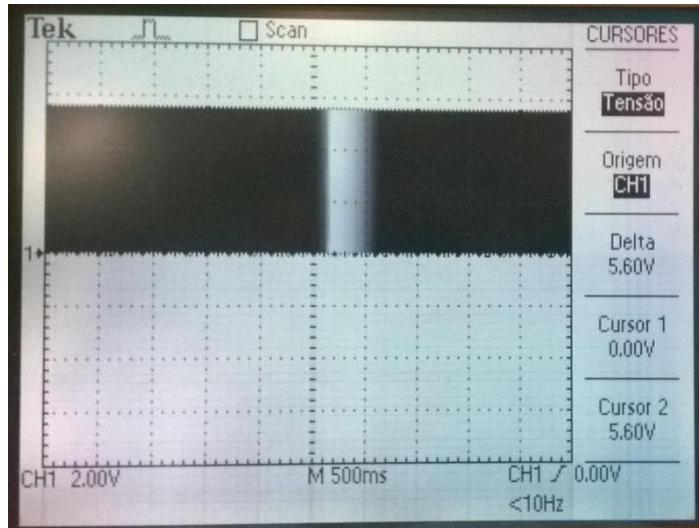


Figura 28 - Sinal com cabos flutuando (Fonte: Autoria Própria)

A Figura 29 expressa o sinal disponibilizado pelo *Arduino UNO* para o dispositivo no modo de operação 1, ou seja, acionando-o por 2 segundos.

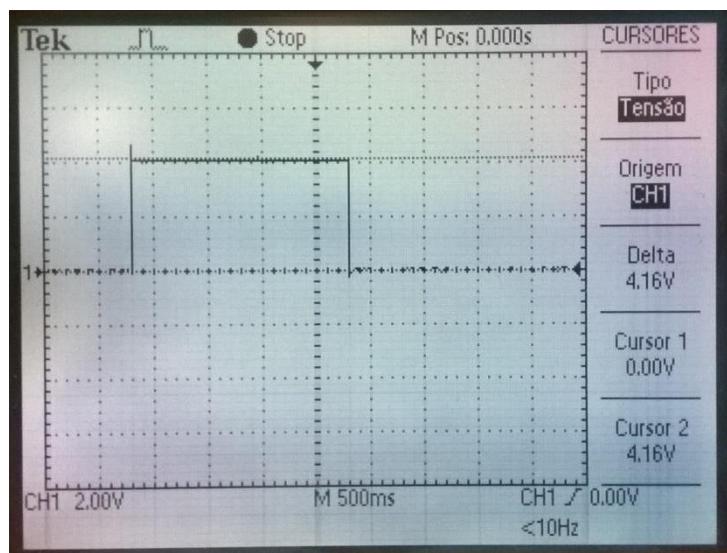


Figura 29 - Sinal de acionamento do modo 1 (Fonte: Autoria Própria).

E a Figura 30 expressa o sinal disponibilizado pelo *Arduino UNO* para o dispositivo no modo de operação 2, ou seja, acionando-o enquanto houver contração muscular.



Figura 30 - Sinal de acionamento do modo 2 (Fonte: Autoria Própria).

#### 4.4 Movimentação do Motor DC

Como visto no item 3.2.1, o limiar utilizado para acionar o dispositivo pode ser alterado. Os testes realizados indicam que a depender da constituição física do usuário, o valor da tensão de saída pode variar. Verificou-se que para pessoas com Índice de Massa Corpórea (IMC) considerado normal, limiar de 512 ainda permite o acionamento de dispositivos, já indivíduos com sobrepeso e, portanto, com maior percentual de gordura corporal exigem a redução desse limiar.

É importante ressaltar que a alimentação do dispositivo conectado só deve ser ligada após os cabos blindados estarem conectados aos eletrodos no usuário para se evitar o acionamento inesperado do dispositivo. Esse acionamento acontece, pois quando os cabos estão flutuando, o sinal que entra no amplificador é um ruído de frequência extremamente alta e com amplitude de saturação, como pode ser visto pela Figura 28, sendo interpretado pelo *Arduino UNO* como nível alto, acionando o dispositivo.

Foram realizados testes preliminares do protótipo, entretanto, entende-se que outros testes ainda são necessários para estudar a variação do limiar de acionamento a depender da diferença de IMCs.



## CAPÍTULO 5 - CONSIDERAÇÕES FINAIS

O dispositivo projetado se mostrou funcional e viável para o acionamento de dispositivos tais como motores DC. Para tanto, constatou-se a importância da utilização de um amplificador de instrumentação com alto valor de CMRR e alta impedância de entrada para o primeiro estágio do bioamplificador, do uso de cabos blindados para a aquisição do sinal dos eletrodos a fim de se evitar ruídos e da correta fixação dos eletrodos à pele.

As funcionalidades do *Arduino UNO* foram pouco exploradas tendo em vista sua capacidade, talvez sendo mais viável o uso de outros microcontroladores mais simples e baratos, porém, este foi uma ferramenta de fácil uso e programação.

### 5.1 Trabalhos Futuros

Propõem-se o desenvolvimento de novos estudos visando a melhoria do dispositivo elaborado para seu melhor funcionamento e maior viabilidade do sistema, que possibilitem:

- Uso mais aprofundado do *Arduino UNO* explorando mais de sua capacidade.
- Análise via *software* do valor mediano do sinal gerado a cada contração muscular, de modo que todos os picos de amplitude seja interpretados como um conjunto.
- Resolução do acionamento não desejado do dispositivo enquanto os cabos não estão ligados aos eletrodos.
- Acréscimo de mais funções de acionamento do dispositivo tais como rotação para os dois sentidos em motores DC.
- Definição de níveis variáveis do limiar de acionamento para o sistema, a depender do IMC, visando maior compatibilidade.



## REFERÊNCIAS

- ALEXANDER, C.; SADIQU, M.N.O. Fundamentos de Circuitos Elétricos. 5<sup>a</sup> edição. McGraw-Hill Interamericana, 2013. p. 874.
- ANALOG DIVICES®. Datasheet Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier AD620. Disponível em: <[users.ece.utexas.edu/~valvano/Datasheets/AD620.pdf](http://users.ece.utexas.edu/~valvano/Datasheets/AD620.pdf)> Acesso em: nov. de 2015.
- ARDUINO®. Learning. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>> Acesso em: nov. 2015.
- BLANES, CARMAGNARI, M.I.S.; FERREIRA, L.M. Quality of life and self-esteem of persons with paraplegia living in São Paulo, Brazil. 2008 In: FRANÇA, I.S.X. et al. Qualidade de vida em pacientes com lesão medular. Rev Gaúcha Enferm. v. 34, n. 1, p.155-163, 2013. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1983-14472013000100020](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1983-14472013000100020)> Acesso em: nov. 2015.
- ENOKA, R.M. Neuromechanical Basis of Kinesiology. In: KONRAD, P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. [S.I.: s.n.], 2005.
- FAIRCHILD®. Datasheet Small Signal Diode. Disponível em <<https://www.fairchildsemi.com/datasheets/1N/1N4148.pdf>>
- FRANÇA, I.S.X. et al. Qualidade de vida em pacientes com lesão medular. Rev Gaúcha Enferm. v. 34, n. 1, p.155-163, 2013. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1983-14472013000100020](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1983-14472013000100020)> Acesso em: nov. 2015.
- GALVIN, L.R.; GODFREY, H.P.D. The impact of coping on emotional adjustment to spinal cord injury (SCI): review of the literature and application of a stress appraisal and coping formulation. 2001. In: FRANÇA, I.S.X. et al. Qualidade de vida em pacientes com lesão medular. Rev Gaúcha Enferm. v. 34, n. 1, p.155-163, 2013. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1983-14472013000100020](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1983-14472013000100020)> Acesso em: nov. 2015.
- GOMES, A.; do VALE, B.A.; FRANKLIN, E.; et al. Transmissão e Recepção de Sinais para Rádio e TV. Disponível em <<http://slideplayer.com.br/slide/1269194/>>. Acesso em: 01/12/2015.
- GOMES, L.M. Handheld sound generator. [monografia] Universidade de São Paulo – Escola de Engenharia de São Carlos, 2013.
- GRUPO VIRTUOUS. Só biologia - Transmissão do impulso nervoso. 2015. Disponível em:<<http://www.sobiologia.com.br/conteudos/Histologia/epitelio29.php>> Acesso em 02 de novembro de 2015.
- GUYTON, A.C.M.D. Fisiologia Humana 6<sup>a</sup> edição. Rio de Janeiro: Editora Guanabara. 1988. 543 p.
- JÚNIOR, A.P. Eletrônica Analógica: Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos. 6<sup>a</sup> Edição. São Paulo: Bookman. 2003, p.304.
- KONRAD, P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. [S.I.: s.n.], 2005.
- LUCA, C.J. Surface electromyography: detection and recording. [S.I.: s.n.], 2002

NINGBO TIANBO GANGLIAN ELECTRONICS CO., LTD®. Datasheet HJR1-2C. Disponível em <[http://micric.ru/data/documents/rele\\_hjr1\\_2c\\_ds.pdf](http://micric.ru/data/documents/rele_hjr1_2c_ds.pdf)> Acesso em: nov. de 2015.

OXFORD UNIVERSITY, 2004. Disponível em <[http://www.cpdee.ufmg.br/~paulos/elettronica1\\_arquivos/Diodes.pdf](http://www.cpdee.ufmg.br/~paulos/elettronica1_arquivos/Diodes.pdf)>

SEDRA, A.S. Microeletrônica. 5ª edição. São Paulo: Pearson Prentice Hall. 2007, p. 848.

STMICROELECTRONICS®. Datasheet L78xx Positive Voltage Regulators. Disponível em <<http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/89067/STMICROELECTRONICS/L78XX.html>>. Acesso em: nov. de 2015.

SUPUK, T.G.; SKELIN, A.K.; CIC, M. Design, Development and Testing of a Low-Cost sEMG System and Its Use in Recording Muscle Activity in Human Gait. Sensors. v. 14, p. 8235-8258, 2014.

THE WHOQOL GROUP. The World Health Organization quality of life assessment (WHOQOL): position paper from the World Health Organization. Soc Sci Med v. 41, p. 1403-10, 1995.

WAYNE STORR. Basic Electronics Tutorials. 2015. Disponível em: <http://www.electronics-tutorials.ws>. Acesso em: 2015.

## APÊNDICE A

### **Software Implementado**

```
int musculo = A1;
int motor1 = 9;
int val = 0;
int chave = 7;

void setup()
{
    pinMode(musculo, INPUT);
    pinMode(motor1, OUTPUT);
    pinMode(chave, INPUT);
}

void loop()
{
    if (digitalRead(chave) == HIGH){
        val = 1;}
    else{
        val = 2; }

    switch (val) {
        case 1:
            if (analogRead(musculo) > 512){
                analogWrite(motor1, 255);
                delay(2000);}
            else{
                analogWrite(motor1, 0);}
        break;
        case 2:
            analogWrite(motor1, 0);
```

```
while (analogRead(musculo) > 100){  
    analogWrite(motor1, 255);}  
break;  
default:  
    analogWrite(motor1, 0);  
break;  
}  
}
```