



**Henrique Casali Fracari**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE  
E IMPLEMENTAÇÃO EM UM MOVIMENTO ELETROMECAÂNICO**

Horizontina - RS

Ano 2019

**Henrique Casali Fracari**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE  
E IMPLEMENTAÇÃO EM UM MOVIMENTO ELETROMECHANICO**

Trabalho Final de Curso apresentado como requisito parcial para a obtenção do título de bacharel em engenharia de controle e automação na Faculdade Horizontina, sob a orientação do Prof., Me. Rubens Eduardo Panta Romero

Horizontina - RS

Ano 2019

FAHOR - FACULDADE HORIZONTINA  
**CURSO DE ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO**

**A Comissão Examinadora, abaixo assinada, aprova o trabalho final de curso**

**“DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE  
E IMPLEMENTAÇÃO EM UM MOVIMENTO ELETROMECHANICO”**

**Elaborada por:  
Henrique Casali Fracari**

Como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em  
Engenharia de Controle e Automação

Aprovado em: 26/06/2019  
Pela Comissão Examinadora

---

Titulação. Rubens Eduardo Panta Romero  
Presidente da Comissão Examinadora - Orientador

---

Titulação. Cristiano Rosa dos Santos  
FAHOR – Faculdade Horizontina

---

Titulação. Adalberto Lovato  
FAHOR – Faculdade Horizontina

**Horizontina - RS  
Ano 2019**

Dedico toda a minha felicidade e orgulho, principalmten à minha família, professores, colegas e amigos que, de alguma forma colaboraram com o sucesso do trabalho.

## AGRADECIMENTO

A todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

“Os frutos que eu desfruto eu que plantei, gosto do que eu faço e faço isso porque eu gosto e sei, a minha lei é um pouco diferente obedeco a minha consciência e ela é desobediente, a minha moda sempre muda, sou eu que dito, não me incomodo se a manada não achar bonito. A minha fé nunca removeu montanhas, mas me fez passar por cima de milhões de situações estranhas. A minha casa tem vários endereços, eu vou batendo as asas e me sinto em casa onde eu desço, a minha rota é feito a do morcego, guiado pelo som, é assim que aonde eu quero eu chego.

Tá tudo na mente”.

(Gabriel O' Pensador)

## RESUMO

Este trabalho tem a proposta de demonstrar como foi realizado o estudo e desenvolvimento relacionados à eletromiografia de superfície implementando-a ao controle de um braço robótico. Este estudo pôde ser separado em duas partes, sendo a primeira focada em obtenção do sinal elétrico no bíceps braquial, a segunda parte se concentra no controle do braço em si.

Para ter uma melhor expectativa de sucesso o projeto abordou uma metodologia sequencial de testes e conclusões seguindo estudos nas literaturas. Para a primeira parte, a localização dos eletrodos baseou-se no projeto SENIAM; referência europeia para aquisição de sinal eletromiográfico de superfície. Condicionamento do sinal, filtragem e conversão elaborado e dimensionado a partir de conhecimentos adquiridos durante a elaboração. Já para a segunda, adotou-se como método, escrever o programa e executar, tentando verificar se o comportamento estava adequado.

Por último, foi realizado testes e a aquisição de dados com todo o sistema interligado.

**Palavras-chave:** Eletromiografia. Braço robótico.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração do braço.....	24
Figura 2 - Eletrodo 3M 2223BRQ e VitalCor VC202 .....	25
Figura 3 - Representação da disposição dos eletrodos .....	25
Figura 4 - Esquemático do caminho realizado pelo sinal .....	26
Figura 5 - Esquema elétrico INA 126 .....	27
Figura 6 - Esquema elétrico Amplificador inversor .....	28
Figura 7 - Esquema elétrico divisor de tensão .....	29
Figura 8 - Esquema elétrico somador inversor.....	29
Figura 9 - Esquema elétrico do LM324n .....	30
Figura10 – Diagrama de blocos do filtro.....	31
Figura 11 – Princípio de funcionamento filtro Butterworth .....	31
Figura 12 - Esquema elétrico do filtro BW de 4ª ordem.....	31
Figura 13 - Posições do braço.....	32
Figura 14 – Foto posição dos eletrodos .....	34
Figura 15 - Plataforma Arduino .....	35
Figura 16 - Representação da disposição dos eletrodos .....	36
Figura 17 - Cabo Myoware .....	37
Figura 18 - Onda na saída do gerador de função.....	38
Figura 19 - Onda na saída do circuito de instrumentação .....	39
Figura 20 - Onda na saída do circuito amplificador inversor .....	42
Figura 21 - Onda na saída do circuito somador inversor.....	42
Figura 22 - Curva de ganho x frequência .....	43
Figura 23 - Sinal gerado com o braço em posição repouso .....	44
Figura 24 - Sinal gerado com o braço em posição meia-altura .....	45
Figura 25 - Sinal gerado com o braço em posição contraindo .....	46
Figura 26 - Dados do osciloscópio .....	48
Figura 27 - Demonstrativo de ligação para recebimento e leitura de dados .....	49
Figura 28 - Dados do conversor .....	51



## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 - Dados do osciloscópio

Tabela 2 - Dados do conversor

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

TFC - Trabalho Final de Curso

EMG - Eletromiograma

PC - Personal Computer

AmpOp - Amplificador Operacional

Hz - Hertz

MHz - Megahertz

n - Ordem de um filtro

RC - Circuito com resistencia e capacitor

PWM - Pulse-Width Modulation ou Modulação por Largura de Pulso

USB - Universal Serial Bus ou Porta Serial Univeral

ICSP - In Circuit Serial Programmer ou Programação em Circuito Serial

mV - Milivolts

V - Volts

RMS - Root-mean-square ou Raiz do valor quadrático médio

IDE - Integrated Development Environment ou Ambiente de Desenvolvimento Integrado

Ag - Prata

Cl - Cloro

Ag-AgCl - Prata - Cloreto de Prata

DC - Direct Current ou Corrente Continua

AC - Alternating Current ou Corrente Alternada

SENIAM - Surface Eletromyography for Non-Invasive Assesment of Muscle ou Eletromiografia Não Invasiva do Musculo

mm - Milímetros

G - Ganho

K - Kilo

$\Omega$  - Ohms

K $\Omega$  - Kilo-ohms

R - Resistencia

dB - Decibel

R1 - Resistor 1

R2 - Resistor 2

R3 - Resistor 3

Rn - Resistor n

Rg - Resistor de ganho

Vcc+ - Tensão positiva

Vcc- - Tensão negativa

Vout - Tensão de saída

Vsinal - Tensão do sinal

Vin - Tensão de entrada

Vn - tensão n

VCVS - Voltage-Controlled-Voltage-Source

GND - Ground

\* - Vezes

U1 - Amplificador 1

U2 - Amplificador 2

CI - Circuito Integrado

Eq - Equação

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
1.1	TEMA .....	13
1.2	DELIMITAÇÃO DO TEMA.....	13
1.3	PROBLEMA DE PESQUISA .....	13
1.4	JUSTIFICATIVA .....	14
1.5	OBJETIVOS .....	15
<b>1.5.1</b>	<b>Objetivo Geral.....</b>	<b>15</b>
<b>1.5.2</b>	<b>Objetivos Específicos .....</b>	<b>15</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA .....</b>	<b>16</b>
2.1	AMPLIFICADOR OPERACIONAL.....	16
2.1.1	FILTRO ELETRÔNICO .....	16
2.1.1.1	FILTRO PASSA-BAIXA.....	17
2.1.1.2	FILTRO PASSA-ALTA.....	17
2.1.1.3	FILTRO PASSA-FAIXA .....	17
2.1.1.4	FILTRO REJEITA-FAIXA .....	17
2.1.1.5	FILTROS PASSIVOS .....	17
2.1.1.6	FILTROS ATIVOS .....	17
2.1.1.7	APROXIMAÇÃO BUTTERWORTH.....	17
2.1.2	AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO INA126P.....	17
2.1.3	CONDICIONADOR DE SINAL .....	18
2.1.4	CIRCUITO SOMADOR.....	18
2.2	SINAL .....	18
2.3	SISTEMA EMBARCADO.....	18
2.3.1	ARDUINO UNO.....	19
2.4	ENGENHARIA BIOMÉDICA.....	19
2.5	ELETROMIOGRAFIA.....	20
2.6	ELETRODOS .....	20
2.7	ROBÓTICA.....	21
2.8	ROBÔ .....	21
2.9	MOTORES DE PASSO .....	22
2.10	DRIVER PARA MOTOR DE PASSO.....	22
2.11	LM741 .....	22
2.12	LM334 .....	23
2.13	BICEPES BRAQUIAL.....	23
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA .....</b>	<b>24</b>
3.1	ESCOLHA DO SISTEMA EMBARCADO .....	24
3.2	LEITURA DO SINAL.....	24
3.2.1	USO DOS ELETRODOS .....	24
3.2.1.1	POSIÇÃO DOS ELETRODOS .....	25
3.2.2	CONDICIONADOR DE SINAL .....	26
3.2.2.1	CIRCUITO DE INSTRUMENTAÇÃO.....	26
3.2.2.2	CIRCUITO AMPLIFICADOR DO TIPO INVERSOR.....	27
3.2.2.3	CIRCUITO SOMADOR INVERSOR.....	28
3.3	USO DO FILTRO ANTI-LISING .....	30
3.4	POSIÇÕES E SINAIS.....	32
3.5	CONVERSÃO DE SINAL ANALÓGICO/DIGITAL .....	32
3.6	CONTROLE DOS MOTORES DO ROBÔ.....	33
<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>35</b>

4.1	ESCOLHA DO SISTEMA EMBARCADO .....	35
4.2	LEITURA DO SINAL.....	36
4.2.1	USO DOS ELETRODOS.....	36
4.2.2	CONDICIONADOR DE SINAL .....	37
4.2.2.1	CIRCUITO DE INSTRUMENTAÇÃO.....	38
4.2.2.2	CIRCUITO AMPLIFICADOR DO TIPO INVERSOR.....	39
4.2.2.3	CIRCUITO SOMADOR INVERSOR .....	41
4.3	USO DO FILTRO ANTI-LISING .....	42
4.4	LEITURA DE SINAIS BIOLÓGICOS .....	43
4.5	CONVERSÃO DE SINAL ANALÓGICO/DIGITAL .....	48
4.6	CONTROLE DOS MOTORES DO ROBÔ.....	51
	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>54</b>
	DIFICULDADES ENCONTRADAS.....	54
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>56</b>
	<b>APÊNDICE A .....</b>	<b>59</b>
	<b>APÊNDICE B .....</b>	<b>60</b>
	<b>APÊNDICE C .....</b>	<b>62</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O projeto para implementação de um sistema amplificador de sinais vitais em estudo surgiu visando uma forma de melhorar tratamento, prevenções e rendimento de uma forma mais específica. Tendo um monitor deste tipo, devidamente utilizado, é possível analisar o comportamento instantâneo das musculaturas em determinadas regiões e compará-las se estão gerando os potenciais elétricos padrões ou se estão com algum comportamento diferenciado, podendo ser: fadiga, estresse ou alguma anomalia. Nestas ocasiões, com o profissional qualificado, é possível realizar ações para resolver a situação.

Com este sistema surgem algumas possíveis soluções para diversas áreas como controle de robôs, próteses robotizadas e, possivelmente, tratamento de diversos problemas como: mal de Parkinson, fadiga muscular, doenças degenerativas, etc.

### 1.1 TEMA

O tema de estudo se refere à utilidade de amplificadores operacionais voltado para leitura e interpretação de sinais vitais, conversão de sinais analógico digitais e o controle de robôs

### 1.2 DELIMITAÇÃO DO TEMA

Escolher um tema implica sua delimitação. Significa por limites, isto é, determinar a profundidade, abrangência e extensão do assunto. Na delimitação do tema deve-se ter como foco principal, o espaço em que ocorre a pesquisa. Onde inicia e onde termina a busca de dados para definição de informação da estruturação.

Este trabalho delimita-se no desenvolvimento de um circuito capaz de captar sinais elétricos no bíceps braquial, converter o sinal analógico para digital e, a partir deste, orientar a posição de um robô.

### 1.3 PROBLEMA DE PESQUISA

Os problemas de pesquisa deste trabalho rodeiam sobre, como funciona a musculatura? o que acontece no músculo quando ocorre a contração? pode ser possível compreender a ponto de classificá-los?

As questões mencionadas acima, são respondidas ao longo do estudo.

#### 1.4 JUSTIFICATIVA

Este projeto de TFC (trabalho final de curso), justifica-se pela necessidade de implantar um sistema de melhoria e de menor custo referente a saúde da população brasileira.

Nos hospitais e centros fisioterapêuticos da região percebeu-se que havia carência em cuidados e monitoramentos da saúde das musculaturas de pessoas que necessitam um cuidado especial.

Foi visto também que, para a realização de exames relacionados a musculatura, os equipamentos necessários tinham um alto custo de aquisição, encarecendo as avaliações.

Este estudo contribui também facilitando, para o profissional responsável, o entendimento do que está acontecendo na musculatura. Desta forma, este projeto contribui com a comunidade, pois traz redução de gastos, facilidades e melhorias a saúde.

Para o engenheiro de controle e automação, é muito importante que os sinais recebidos no software sejam devidamente tratados, pois somente com sinais confiáveis será possível realizar o procedimento correto pelo profissional responsável.

## 1.5 OBJETIVOS

### 1.5.1 Objetivo Geral

O trabalho tem como foco a construção de um equipamento, utilizando amplificadores operacionais, capaz de fazer a análise e o tratamento para problemas musculares. Etapas para a realização:

- a) Implementação de dispositivo capaz de fazer a leitura dos sinais vitais.
- b) Amplificação e tratamento dos sinais captados.
- c) Envio dos dados para software capaz de decodificar os sinais voltaicos em números reais para uma melhor interpretação.
- d) Fazer o controle de um braço robótico com este sinal adquirido.

### 1.5.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos abordados no trabalho constituem-se nos seguintes itens.

- Fazer a leitura dos sinais vitais através de eletrodos posicionados na musculatura desejada.
- Realizar a amplificação, tratamento e filtragem do sinal obtido.
- Através de um conversor, monitorar e registrar os sinais lidos pelo sistema.
- Controlar as posições do braço robótico.

Para atender os objetivos citados, será necessário a utilização de eletrodos de eletromiograma (EMG) que farão a leitura das tensões geradas pela musculatura e os enviará para o sistema de amplificação, tratamento e filtragem. O mesmo, constituído por amplificadores de instrumentação e amplificadores operacionais, amplificará e reduzirá os ruídos do sinal, para que o conversor possa receber dados confiáveis. Já recebendo os sinais devidamente ajustados, o software mostra em um PC (computador pessoal) os dados que estão sendo gerados instantaneamente e controla a posição do robô conforme a posição do braço.



## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1. AMPLIFICADOR OPERACIONAL

Segundo Nicollet (2014), Amplificadores Operacionais são amplificadores diferenciados com ganho muito alto, impedância de entrada alta e impedância de saída baixa. Suas principais aplicações, como o próprio nome diz, são realizar operações matemáticas (integração, diferenciação, soma, multiplicação/amplificação, etc.), quando operando na região linear (região ativa). Na região de saturação, este dispositivo pode ser utilizado como comparador, gerador de onda quadrada, dente de serra, filtros, osciladores, etc. Um AmpOp possui três modos de entrada: entrada inversora, entrada não inversora e entrada diferencial, quando as entradas inversora e não inversora são utilizadas simultaneamente.

#### 2.1.1 FILTRO ELETRÔNICO

Segundo MALVINO (2016), quase todos os sistemas de comunicação usam filtros. Um filtro permite a passagem de uma faixa de frequências enquanto rejeita outra. Um filtro pode ser passivo ou ativo. Os filtros passivos são construídos com resistores, capacitores e indutores. Eles são em geral usados acima de 1 MHz, não tem ganho de potência e são relativamente difíceis de serem sintonizados. Os filtros ativos são construídos com resistores, capacitores e amp-ops. Eles são úteis abaixo de 1 MHz, tem ganho de potência e são fáceis de serem sintonizados. Os filtros podem separar os sinais desejados dos indesejados, bloquear sinais de interferência, melhorar sinais de voz e vídeo e modificar sinais. É possível usá-los de 4 formas (Passa-baixa, Passa-alta, Passa-faixa e Rejeita-faixa).

##### 2.1.1.1 FILTRO PASSA-BAIXA

Um filtro passa-baixa permite a passagem de todas as frequências desde zero até a frequência de corte e bloqueia todas as frequências acima da frequência de corte.

##### 2.1.1.2 FILTRO PASSA-ALTA

Um filtro passa-alta bloqueia todas as frequências desde zero até a frequência de corte e permite a passagem de todas as frequências acima da frequência de corte.

### 2.1.1.3 FILTRO PASSA-FAIXA

Num filtro passa-faixa, essa banda representa todas as frequências entre as frequências de corte inferior e superior. As frequências abaixo da frequência de corte inferior e acima da frequência de corte superior estão na banda de corte.

### 2.1.1.4 FILTRO REJEITA-FAIXA

Este tipo de filtro permite a passagem de todas as frequências desde zero até a frequência de corte inferior. Em seguida, bloqueia todas as frequências entre as frequências de corte inferior e superior. Finalmente, permite a passagem de todas as frequências acima da frequência de corte superior.

### 2.1.1.5 FILTROS PASSIVOS

A ordem de um filtro passivo (simbolizada por  $n$ ) é igual ao número de indutores e capacitores no filtro.

### 2.1.1.6 FILTROS ATIVOS

A ordem de um filtro ativo depende do número de circuitos RC (denominados polos) que ele contém.

### 2.1.1.7 APROXIMAÇÃO BUTTERWORTH

A aproximação Butterworth é algumas vezes chamada de aproximação maximamente plana porque a atenuação na banda de passagem é zero na maior parte da banda de passagem

## 2.1.2 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO INA126P

O INA126 é um amplificador de instrumentação preciso, aquisição de sinal diferencial de baixo ruído. Possui 2 amplificadores operacionais que proporcionam uma performance excelente com uma corrente muito baixa. O INA126 pode fornecer um ganho de 5 a 10000V só com um resistor externo.

### 2.1.3 CONDICIONADOR DE SINAL

São dispositivos responsáveis por garantir que o sinal tenha uma forma eficaz para que o sensor faça a leitura apenas dos valores de interesse.

### 2.1.4 CIRCUITO SOMADOR

Segundo

[www.edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3874541/mod\\_resource/content/0/AOP.pdf](http://www.edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3874541/mod_resource/content/0/AOP.pdf). Amplificador somador tem a finalidade somar dois ou mais valores de entradas analógicas ou digitais em tempo real. Exemplo pode-se somar uma rampa, uma senoíde e um nível contínuo instantaneamente em tempo real.

## 2.2 SINAL

Segundo Gomes, pode-se entender a expressão sinal (elétrico) de duas maneiras: • tomando-se dois pontos carregados eletricamente, chama-se sinal elétrico a variação na diferença de potencial (ou tensão) entre estes pontos no decorrer do tempo.

Analisando a corrente que passa por um condutor, chamamos de sinal elétrico a variação da corrente no decorrer do tempo.

O sinal pode ser gerado artificialmente por um circuito eletrônico através do gerador de sinais. Entretanto, na maioria das aplicações práticas, o sinal elétrico representa a variação de outra grandeza física no decorrer do tempo, convertida em eletricidade por um transdutor.

## 2.3 SISTEMA EMBARCADO

Segundo [embarc.com.br/p1600.aspx](http://embarc.com.br/p1600.aspx), um sistema embarcado (ou sistema embutido) é um sistema microprocessado no qual o computador é completamente encapsulado ou dedicado ao dispositivo ou sistema que ele controla. Diferente de computadores de propósito geral, como o computador pessoal, um sistema embarcado realiza um conjunto de tarefas predefinidas, geralmente com requisitos específicos. Já que o sistema é dedicado a tarefas específicas, através de engenharia pode-se otimizar o projeto reduzindo tamanho, recursos computacionais e custo do produto.

Neste trabalho foi utilizada a plataforma Arduino UNO.

### 2.3.1 ARDUINO UNO

Segundo Arduino.cc, “o Arduino Uno é uma placa microcontroladora baseada no ATmega328P. Possui 14 pinos de entrada / saída digital (dos quais 6 podem ser usados como saídas PWM), 6 entradas analógicas, um cristal de quartzo de 16 MHz, uma conexão USB, um conector de energia, um conector ICSP e um botão de reset. Ele contém tudo o que é necessário para suportar o microcontrolador, basta conectá-lo a um computador com um cabo USB ou ligá-lo a um adaptador de 7 a 12V ou bateria para começar.

Você pode mexer em seu UNO sem se preocupar muito em fazer algo errado, na pior das hipóteses você pode substituir o chip por alguns dólares e começar de novo. "Uno" significa um em italiano e foi escolhido para marcar o lançamento do Arduino Software (IDE) 1.0. A placa Uno e a versão 1.0 do Arduino Software (IDE) foram as versões de referência do Arduino, agora evoluindo para versões mais recentes. A placa Uno é a primeira de uma série de placas USB Arduino, e o modelo de referência para a plataforma Arduino.”

### 2.4 ENGENHARIA BIOMÉDICA

Engenharia biomédica se trata de uma área de estudo que está crescendo. Este trabalho está dentro dos assuntos e métodos abordados do curso. Juventudedect define como, “engenharia biomédica é a parte da engenharia voltada para a concepção de equipamentos utilizados em tratamentos, terapias e diagnósticos. Cabe a essa área do conhecimento realizar o projeto, a montagem e a manutenção de aparelhos que atendam às demandas do sistema de saúde.

Essa é uma área multidisciplinar, que agrega conhecimentos de ciências exatas e ciências da saúde. No Brasil, as graduações nessa disciplina são bem recentes: a primeira turma se formou em 2005. E a área está em expansão. Dada a integração cada vez maior entre medicina e tecnologia, os engenheiros biomédicos têm sido requisitados não apenas para a criação de novos aparelhos: diversos hospitais têm destacado a necessidade de um profissional desses em sua equipe de funcionários.

O engenheiro biomédico se dedica ao desenvolvimento e à produção de próteses, instrumentos médicos, equipamentos de diagnóstico e ao estudo dos organismos vivos, sempre tendo como ponto de vista a engenharia. A pesquisa

acadêmica e os cargos de administração hospitalar também são possibilidades para o profissional com essa formação.”

## 2.5 ELETROMIOGRAFIA

Segundo (ENOKA, 2000), A eletromiografia é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo. O sinal eletromiográfico é a somação algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetados por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais.

## 2.6 ELETRODOS

Segundo DE LUCA (1997), “os eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico. O eletrodo é o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição, devendo ser colocado próximo o bastante do músculo para que este possa captar sua corrente iônica. A área da interface eletrodo-tecido é chamada de superfície de detecção, comportando-se como um filtro passa-baixa cujas características dependem do tipo de eletrodo e do eletrólito utilizado.

Existem diversos tipos de eletrodos, delineados para diferentes tipos de aquisição, tarefa, natureza da pesquisa e músculo específico. Em se tratando de músculos profundos ou pequenos, utilizam-se eletrodos de fio ou de agulha, pois esses possuem pequena área de detecção e são limitados nos estudos de unidades motoras. Para análise das unidades motoras, utilizam-se eletrodos de agulha, pois possuem menor área de detecção, embora sejam críticos em atividades de contração forçada ou por influência considerável de dor.

Muitos outros tipos de eletrodos têm sido confeccionados para diferentes propostas, como eletrodos de “malha” (array), utilizados para aquisição das características de propagação dos potenciais de ação das fibras musculares. Entretanto, neste texto serão enfatizados apenas os eletrodos superficiais, por sua aplicabilidade ao contexto em questão.

Os eletrodos superficiais são aderidos à pele, constituindo uma superfície de detecção que capta a corrente na pele através da interface pele-eletrodo. São

geralmente compostos por um sistema Ag-AgCl associado a um gel condutor (eletrólito). Contudo, qualquer combinação metal/gel que permita reação eletrolítica pode servir.”.

## 2.7 ROBÓTICA

Segundo TARTARI FILHO (2006), A palavra “robô”, foi primeiro utilizada pelo escritor Theco de peças teatrais Karel Capek em sua peça R.U.R. “Robôs Universais de Rossum”, que estreou em Praga, em janeiro de 1921. A palavra robô significa “trabalhador escravo” ou “servo”. A peça foi um sucesso e logo estreou também nos Estados Unidos e na Europa, com seu tema inovador, mostrando a desumanização das pessoas em uma sociedade tecnologicamente avançada. Surpreendentemente, Karel acreditava que os robôs seriam criados através de meios químicos e não mecânicos. Existem algumas evidencias também que a palavra na verdade foi uma sugestão de seu irmão Josef.

Segundo SANTOS (2015), de forma geral, o conceito atual de robótica industrial passa pela particularização de um ramo do conhecimento tecnológico, denominado mecatrônica, o qual trata simultaneamente de aspectos relativos à mecânica, à eletrônica, ao controle e ao processamento de informações em máquinas e instrumentos genéricos. A definição oficial de um robô industrial, dada pelo RIA (Robot Institute of America), em 1981, ainda reflete a atual condição da tecnologia robótica.

## 2.8 ROBÔ

Segundo SANTOS (2015), A definição oficial de um robô industrial, dada pelo RIA (Robot Institute of America), em 1981 é, “O robô é definido como um manipulador multifuncional reprogramável. Este robô foi projetado para mover materiais, peças, ferramentas ou dispositivos através de movimentos que podem ser reprogramáveis e variados para o desenvolvimento de diversas tarefas.”

## 2.9 MOTORES DE PASSO

Segundo Romero, Motores de passo são motores DC, mas com a possibilidade de se controlar sua velocidade, direção e ângulo, pode-se girá-los num ângulo determinado com extrema precisão. Eles podem ser encontrados em dois tipos

diferentes: magnético permanente e relutância variável. O motor de passo magnético permanente tem como característica “agarrar” quando se gira seu eixo, estando o motor desligado. Este tipo de motor possui tipicamente dois enrolamentos independentes, possuindo assim quatro fios, este motor é normalmente conhecido como motor bipolar. O segundo tipo de motor, o de relutância variável, tem como característica ter seu eixo “livre”, estes motores possuem quatro enrolamentos e um fio comum entre eles, tipicamente estes motores possuem cinco ou seis fios, este são normalmente chamados de motores unipolares. As configurações mais comuns são motores de passo que dão uma volta completa (360°) em 48 e 200 passos. Este é um típico motor de passo unipolar. Ele possui cinco fios, sendo um deles o comum entre as quatro bobinas.

## 2.10 DRIVER PARA MOTOR DE PASSO

Segundo BONACIN (2014), drivers são circuitos que têm como função fornecer níveis de tensão e de corrente adequados, a partir dos sinais de saída de um processador. Normalmente, eles são constituídos de transistores e opto-acopladores, caso seja eletricamente isolado. Os drivers isolados são usados em conversores que as chaves não apresentam os terminais source/emissor em comum, pois caso contrário, pode-se colocar em curto os braços do conversor. Atualmente é possível encontrar drivers nos mais diversos modelos e específico para cada necessidade.

### 2.11 LM741

O LM741 é um amplificador operacional de uso geral. Podendo ser utilizado como filtro passa-baixa e passa-alta, como foi utilizado neste trabalho.

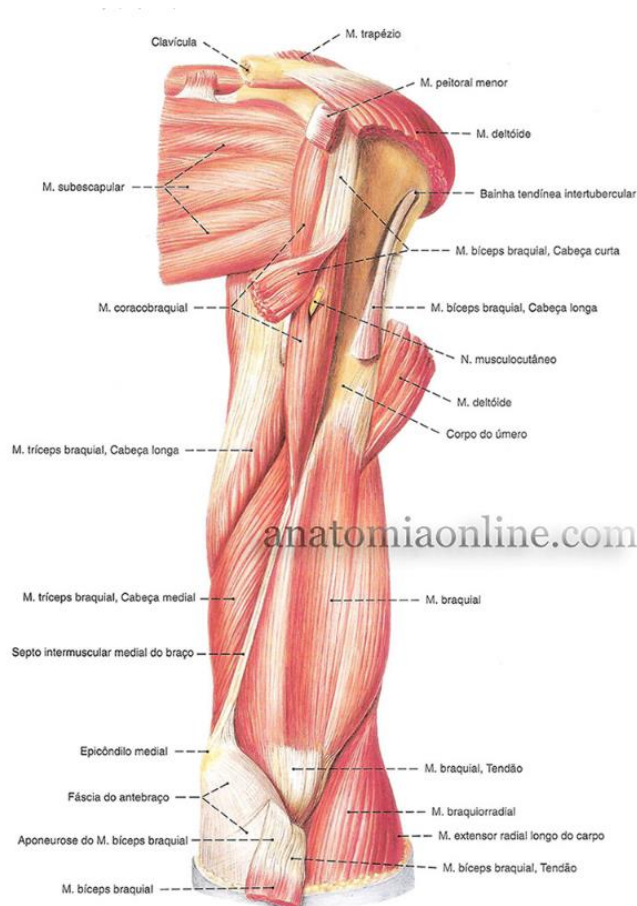
### 2.12 LM324

O LM324 é um amplificador operacional de uso geral, porém, possui 4 AmpOp por encapsulamento. Podendo ser utilizado como amplificador e somador, como foi utilizado neste trabalho.

## 2.13 BICEPS BRAQUIA

Segundo <<https://www.anatomiaonline.com/musculos-do-membro-superior/>> O músculo Bíceps Braquial é um músculo cilíndrico, fusiforme e relativamente grosso. É formado por duas cabeças. Uma longa que se origina no tubérculo supraglenoidal da escápula e possui um tendão de origem maior e mais fino. Outra curta que se origina do processo coracóide da escápula e se localiza medialmente a cabeça longa. As duas cabeças se unem em um único tendão de inserção. A figura 1 ilustra a anatomia do braço.

Figura 1 – Ilustração do braço



Fonte: [www.anatomiaonline.com](http://www.anatomiaonline.com)

## 3 METODOLOGIA

Nesta seção serão abordados os seguintes temas e realizado o teste dos mesmos.



### 3.1 ESCOLHA DO SISTEMA EMBARCADO

O sistema embarcado escolhido foi a plataforma comercial conhecida como Arduino, de modelo Uno com as seguintes características básicas:

- Microcontrolador: ATmega328P
- Tensão de operação: 5V
- Pinos PWM: 6
- Pinos Analógicos: 6
- Pinos Digitais: 14

Este sistema embarcado foi escolhido para realizar a leitura e processamento de dados por ter uma vasta informação na literatura e/ou pela internet.

### 3.2 LEITURA DO SINAL

Para realizar a leitura do sinal, foi utilizado um amplificador de instrumentação (INA126P), um amplificador de sinal e um somador de sinal (LM324n), dois amplificadores operacionais (LM741), duas fontes de bancadas para geração de sinal +5V e -5V um osciloscópio para leitura dos sinais, diversos resistores e capacitores (descritos durante o trabalho) e 3 eletrodos para a captação dos sinais.

#### 3.2.1 USO DOS ELETRODOS

O eletrodo é responsável pela leitura do sinal biológico no braço, desde que seja colocado corretamente. Este sistema de leitura é composto por três eletrodos onde dois serão usados como sinal e o outro será utilizado como referência.

Os eletrodos utilizados foram 3M 2223BRQ e VitalCor VC202 – Adulto. Segue imagem ilustrativa.

Figura 2 - Eletrodo 3M 2223BRQ e VitalCor VC202

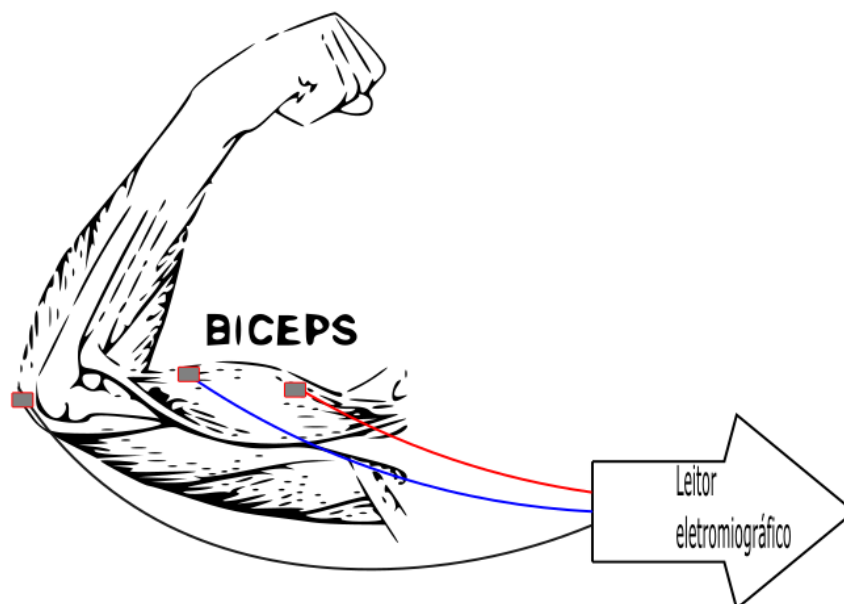


Fonte: [www.magazinemedica.com.br](http://www.magazinemedica.com.br) e [www.cirurgicapaulista.com.br](http://www.cirurgicapaulista.com.br)

### 3.2.1.1 POSIÇÃO DOS ELETRODOS

Para que fosse possível captar os sinais do bíceps braquial, neste projeto foi seguido as recomendações estabelecidas pelo projeto SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle). Um projeto que determina as recomendações europeias para tipos de sensores, posicionamento de sensores e métodos para processamento de sinais da eletromiografia de superfície eletrodos. Tendo como conclusão a melhor disposição dos eletrodos, representados na figura 2.

Figura 3 - Representação da disposição dos eletrodos



Fonte: Adaptado de <http://musculacaotb.blogspot.com/>

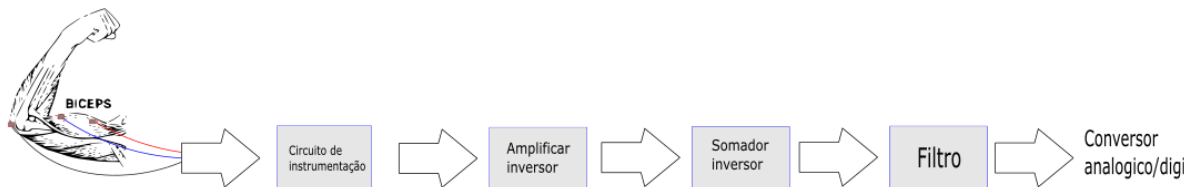
O eletrodo de captação deve ser posto no ventre do musculo. Para localizar a região, é feita a medida entre o acrômio e a fossa cubital, e posiciona-se o eletrodo a um terço da fossa cubital. O eletrodo diferencial deve estar a no máximo 20 mm do eletrodo de captação e o eletrodo de referência deve estar em um local longe enervadoras e musculaturas.

### 3.2.2 CONDICIONADOR DE SINAL

O condicionador de sinal é o dispositivo responsável pelo tratamento do mesmo desde a aquisição do sinal recebidos pelos eletrodos até o canal de leitura analógica do sistema embarcado. Ele é composto por três topologias interligadas em cascata, sendo composto por: um circuito de instrumentação em série com um circuito amplificador inversor e por último com um circuito somador inversor também em série. Cabe ressaltar que ainda se fará o uso de um filtro do tipo anti-lising.

O esquema a seguir mostra o caminho realizado pelo sinal até a porta do converso analógico/digital.

Figura 4 - Esquemático do caminho realizado pelo sinal



**Fonte:** Adaptado de <http://musculacaotb.blogspot.com/>

#### 3.2.2.1 CIRCUITO DE INSTRUMENTAÇÃO

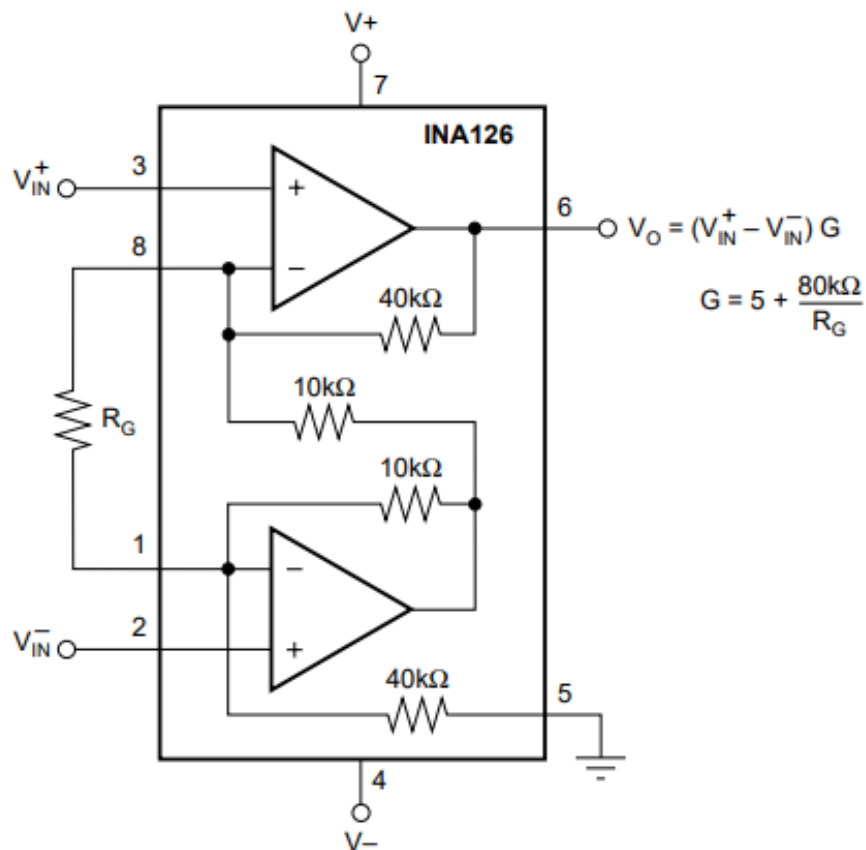
Inicialmente o ganho a ser utilizado no sistema será dado pela seguinte relação fornecida pelo manual do fabricante mostrada na eq. (1):

$$G = 5 + \frac{80K\Omega}{Rg} \quad (1)$$

O ganho a ser escolhido foi de 10 vezes ou 20 dB para que fosse possível uma melhor análise dos sinais gerados.

O circuito de instrumentação será composto pelo INA126 da companhia Texas Instruments. Sua topologia está mostrada na figura 4.

Figura 5 - Esquema elétrico INA 126



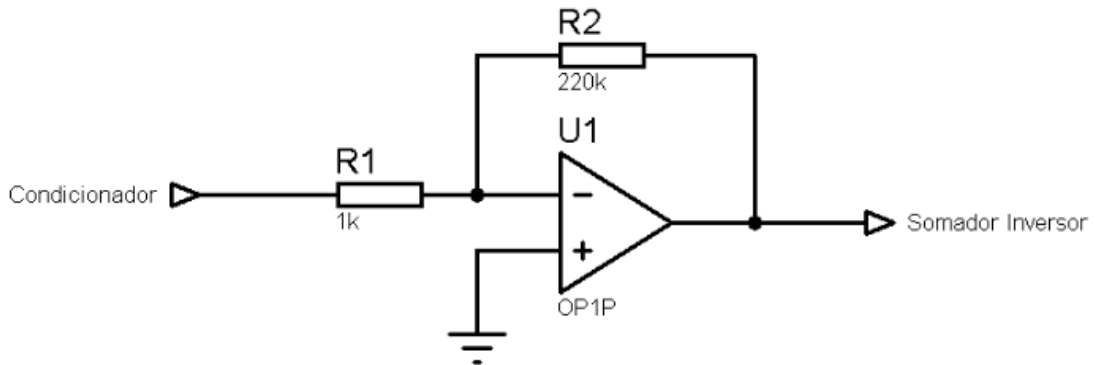
**Fonte:** Texas Instruments (2005)

O sinal lido do eletrodo é um valor do tipo diferencial, que pode variar de pessoa para pessoa, tipos de eletrodo e localização dos eletrodos. Para a obtenção do sinal, a configuração no dispositivo foi: terminais diferenciais colocados nos pinos 3 e 2, terminal de referência no pino 5 do condicionador e a saída será dada no pino 6, já amplificada. Foram realizadas 20 medições na musculatura efetuando-se a flexão, a extensão e a contração do antebraço ou cotovelo.

### 3.2.2.2. CIRCUITO AMPLIFICADOR DO TIPO INVERSOR

Uma vez adquirido o sinal usando o circuito de instrumentação, foi implementado em série um circuito do tipo amplificador inversor com ganho de 220 vezes ou 42,34 dB. Sua topologia está mostrada na figura a seguir.

Figura 6 - Esquema elétrico Amplificador inversor



Fonte: Autor (2019)

O ganho foi calculado pela seguinte relação, baseado no estudo de amplificadores operacionais como mostra a Eq (2).

$$G = -\frac{R2}{R1} \quad (2)$$

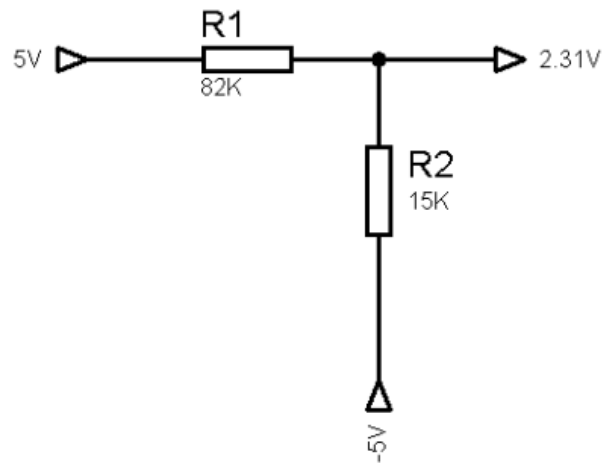
### 3.2.2.3 CIRCUITO SOMADOR INVERSOR

Visto que o sistema embarcado faz a leitura apenas de sinais de polaridade positiva, foi fundamental a implementação de um circuito somador.

Após a análise do sinal na saída do circuito amplificador, foi possível interpretar que havia uma amplitude máxima de aproximadamente 1,5 Volts no momento de esforço máximo.

Para garantir que não houvesse perda de dados, o dispositivo somador foi configurado com uma entrada de +2 Volts obtidos por um divisor de tensão representado na figura 6.

Figura 7 - Esquema elétrico divisor de tensão



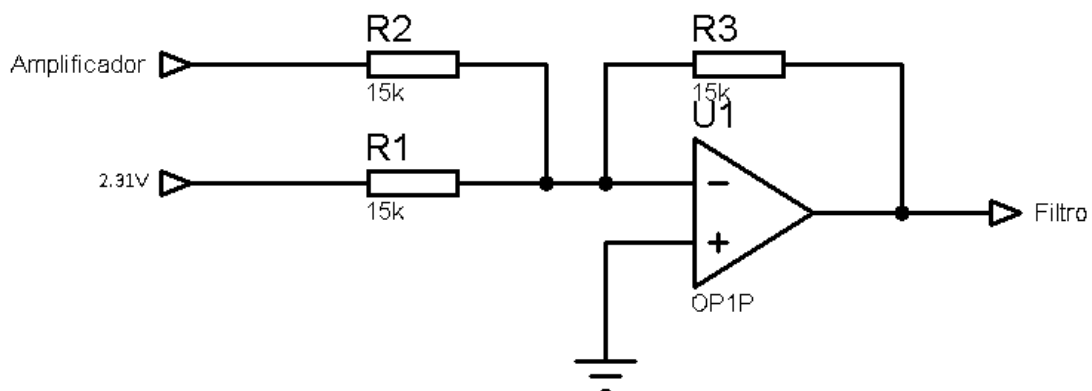
**Fonte:** Autor (2019)

O valor da tensão requerida pode ser calculado a partir da eq (3).

$$V_{out} = V_{in} * \frac{R2}{R1 + R2} \quad (3)$$

Com a tensão a ser somada já dimensionada, foi montado o circuito somador, injetando no somador o sinal proveniente do amplificador mais os dois Volts responsável por elevar o eixo onde ocorre a oscilação da onda, este recurso pode ser representado pela figura 7 a seguir.

Figura 8 - Esquema elétrico somador inversor



**Fonte:** Autor (2019)

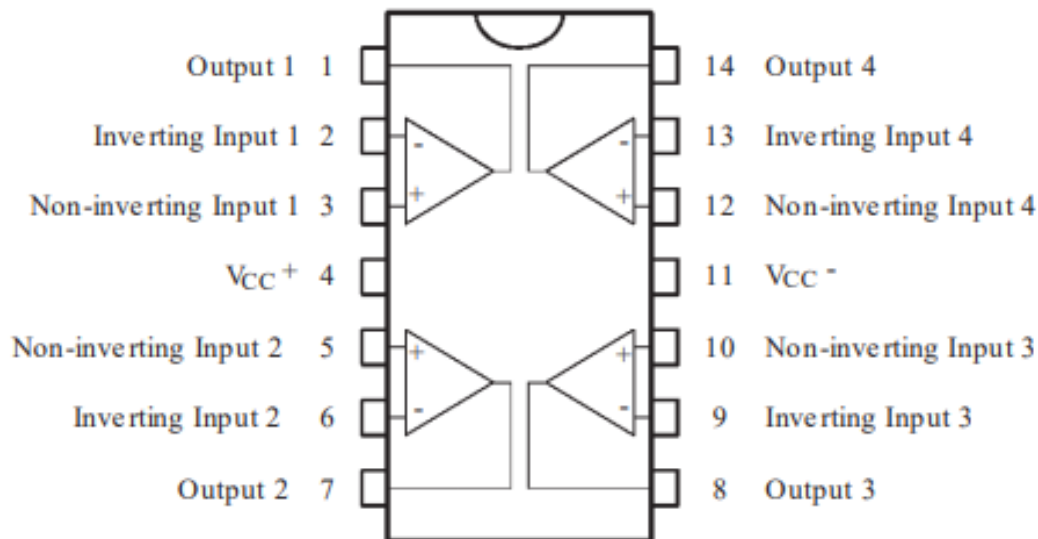
O sistema acima é calculado com a seguinte eq (4).

$$V_{out} = -\left(\frac{R_3}{R_1} * V_1 + \frac{R_3}{R_2} * V_2 + \dots + \frac{R_3}{R_n} V_n\right) \quad (4)$$

Tanto para o circuito amplificador inversor quanto para o circuito somador inversor, foi utilizado o mesmo CI LM324n. Este componente tem 4 amplificadores operacionais por encapsulamento, o que reduz o tamanho do projeto, a quantidade de fios e, conseqüentemente, sendo menos propício a interferências.

A topologia do circuito integrado é mostrada na figura 8 abaixo.

Figura 9 - Esquema elétrico do LM324n

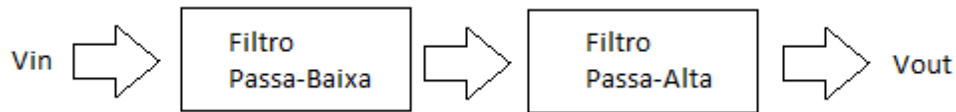


Fonte: Datasheet (1999)

### 3.3 USO DO FILTRO ANTI-LISING

Este filtro é responsável por atenuar os sinais indesejados gerados por nervos próximos da musculatura desejada. O filtro a ser utilizado foi do tipo Passa-faixa, modelo *butterworth* de quarta ordem com frequência de corte entre 20 e 500 Hz, gerando uma largura de banda de 480 Hz. A topologia deste filtro baseia-se no uso de um filtro passa-baixa e passa-alta de segunda ordem VCVS (Voltage-Controlled-Voltage-Source) interligados em série. O seguinte diagrama de blocos na figura 9 mostra a seqüência que de interligação.

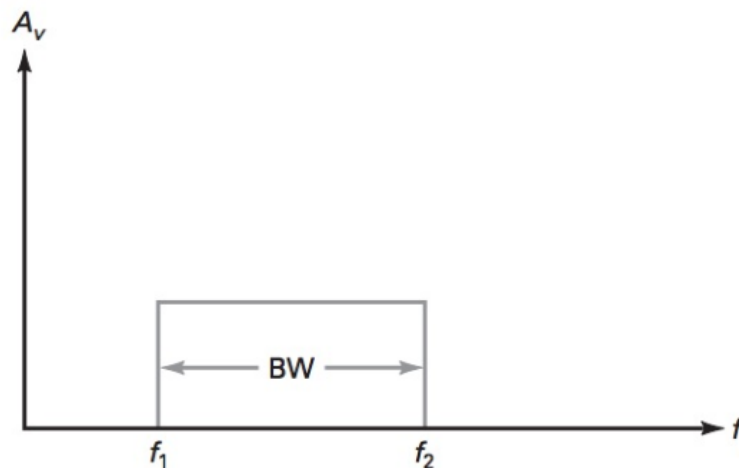
Figura 10 – Diagrama de blocos do filtro



Fonte: Autor (2019)

A representação de funcionamento do filtro é mostrada na figura 10.

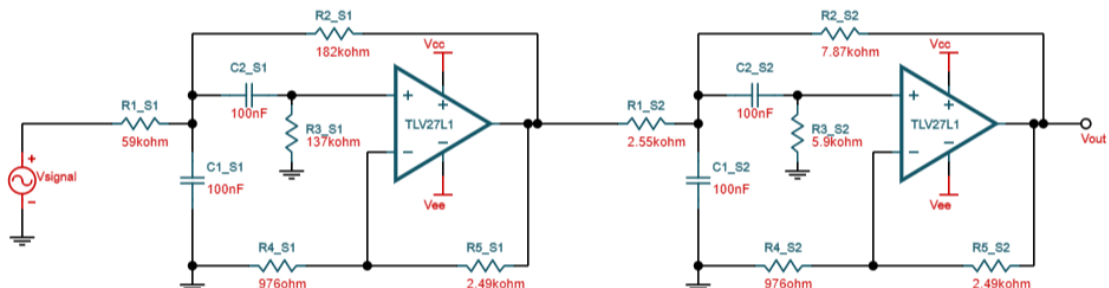
Figura 11 – Princípio de funcionamento filtro *Buttlerworth*



Fonte: Malvino (2016)

Existem várias maneiras de desenvolver um filtro, baseado em dispositivos do tipo passivo (resistores, indutores e capacitores) e ativos (resistores, capacitores e AmpOp,). A escolha do filtro foi do tipo ativo, baseado em um software de desenvolvimento fornecido pela Texas Instruments (FILTER TI) como mostrado na figura a seguir.

Figura 12 - Esquema elétrico do filtro BW de 4ª ordem



Fonte: Adaptado de [www.webench.ti.com](http://www.webench.ti.com)

Na elaboração do trabalho foi utilizado os amplificadores operacionais LM741.

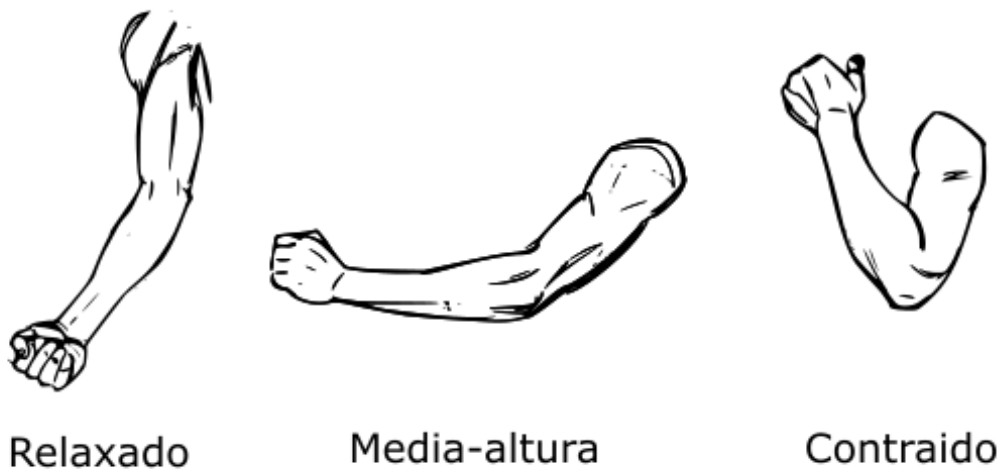


### 3.4 POSIÇÕES E SINAIS

Uma vez escolhido os sensores eletromiográficos, configurado o ganho no condicionador e no circuito amplificador, elevado a tensão do sinal e desenvolvido o filtro anti-lising, estes interligados em cascata para a devida leitura do sinal, foram posicionados os eletrodos no braço do voluntario e foi feita a análise do sinal primeiramente em um osciloscópio e posteriormente na porta conversora do sistema embarcado.

O sinal fornecido pelo sistema concentra-se pela região dos 2 Volts. No teste realizado foi considerado o braço em três posições (repouso, media altura e contraindo) simbolizadas na figura 12. Para cada posição foi analisado o valor de tensão. Onde cada esforço corresponde a um valor representado em tensão, que é processado pelo sistema embarcado. Para estes testes foram utilizados os dados obtidos do próprio autor.

Figura 13 - Posições do braço



Fonte: Adaptado de [www.br.pinterest.com](http://www.br.pinterest.com)

### 3.5 CONVERSÃO DE SINAL ANALÓGICO/DIGITAL

Após a ligação de todo sistema eletrônico de captação de sinal, foi realizado o tratamento do sinal analógico para digital. Sendo utilizado nesta etapa o sistema embarcado Arduino, responsável pelo processo.

Este dispositivo é muito poderoso, e pode realizar diversas funções. Algumas das funções realizadas nesta etapa foi a recepção, interpretação e conversão do sinal

analógico para digital e transmissão dos valores gerados para a tela do computador, procedimento de importância para que fosse possível ver o funcionamento do mesmo.

### 3.6 CONTROLE DOS MOTORES DO ROBÔ

Para ser realizado o controle correto dos drivers do motor, foram implementadas algumas técnicas focadas em intervalos de diferença entre o sinal sendo recebido e um setpoint adotado, durante um determinado tempo. Método necessário, pois, como o sinal recebido é bem instável, em questões de frequência e amplitude positiva e negativa, não seria possível estabelecer uma posição apenas com a média do sinal recebido.

Todo esse processo é realizado pelo Arduino, a partir de sua matemática e funções condicionais, o mesmo determina qual a posição que o robô deve adotar. Após o conhecimento da posição o controlador define qual a direção do motor e quantos passos serão realizados, alternando entre sinal alto e baixo para efetuar os passos do motor. A figura 13 mostra o sistema completamente montado.



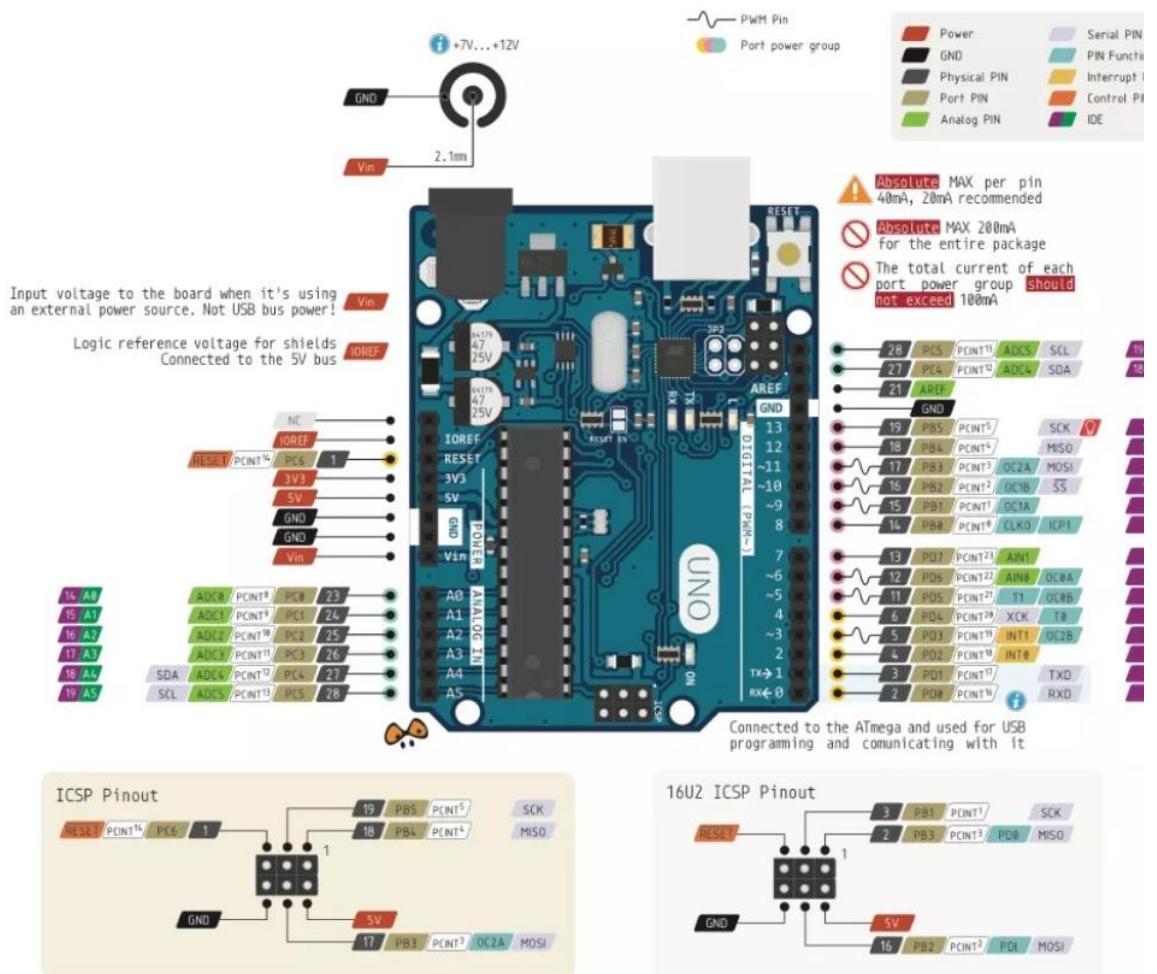
## 4 RESULTADOS

Nesta seção serão mostrados os resultados obtidos da seção 3.

### 4.1 ESCOLHA DO SISTEMA EMBARCADO

O sistema Embarcado como mencionado na seção 3.1 é a plataforma Arduino, mostrado na figura 13.

Figura 15 - Plataforma Arduino



Fonte: [www.airspringsoftware.com](http://www.airspringsoftware.com)

Os pinos a serem utilizados foram:

- Porta analógica A0, setada como input responsável pela leitura do sinal.
- Porta digital 8, setada como output responsável por enviar os pulsos do motor de passo.

-Porta digital 9, setada como output responsável por enviar a direção para o motor de passo.

-Portas ground, responsável pelo aterramento dos sinais.

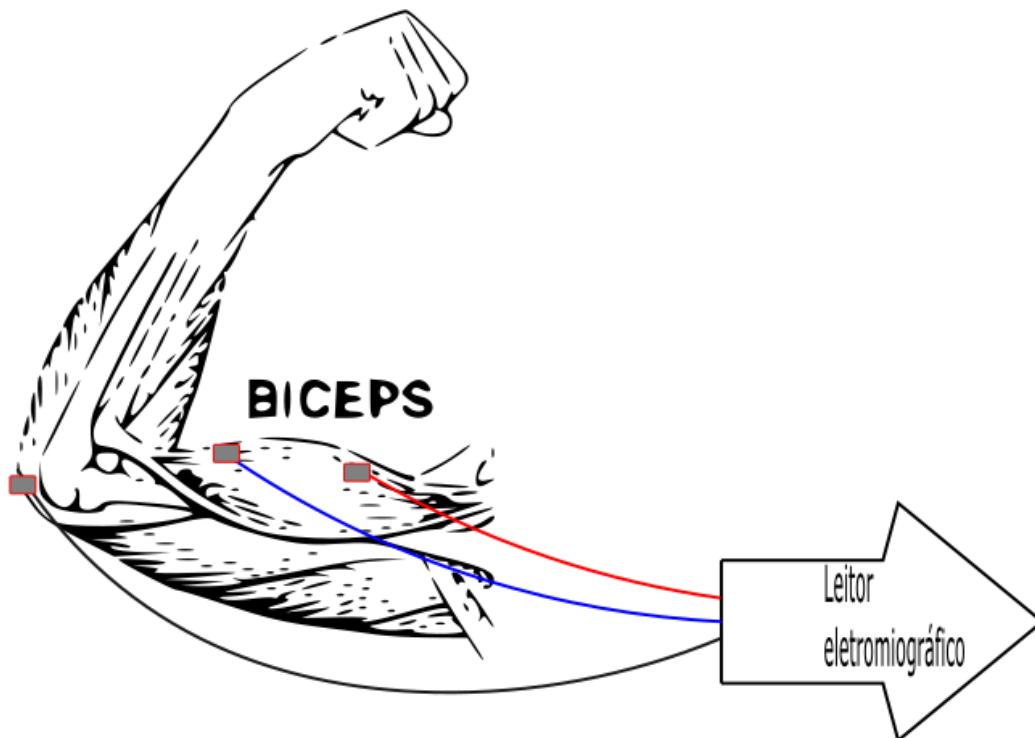
## 4.2 LEITURA DO SINAL

Nesta seção serão mostrados os resultados dos sinais dos eletrodos passando pelo condicionador de sinal e o filtro ativo.

### 4.2.1 USO DOS ELETRODOS

Após o estudo do projeto SENIAM, citados no item 3.2.1.1, concluiu-se que a melhor disposição dos eletrodos seria, semelhantemente, como representados na figura 14 a seguir.

Figura 16 - Representação da disposição dos eletrodos



**Fonte:** Adaptado de [www.musculacaotb.blogspot.com](http://www.musculacaotb.blogspot.com)

O cabo de sensores Myoware é o responsável por levar a informação captado pelos eletrodos até o condicionador de sinal. A figura 15 mostra o cabo utilizado.

Figura 17 - Cabo Myoware



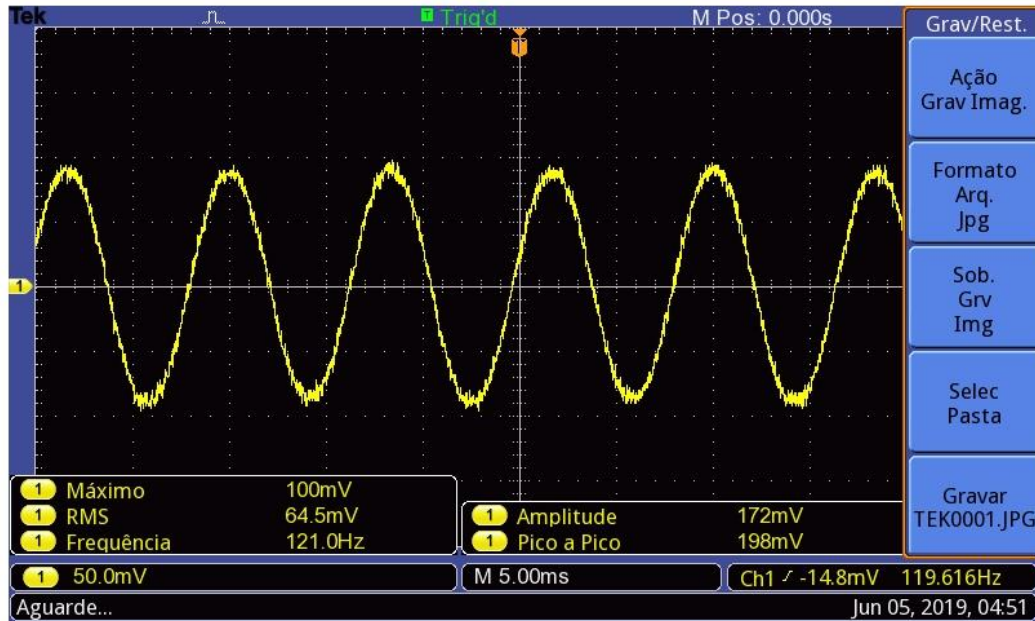
**Fonte:** [www.filipeflop.com](http://www.filipeflop.com)

#### 4.2.2 CONDICIONADOR DE SINAL

Para iniciar a obtenção de sinais foi utilizado inicialmente um gerador de funções e um osciloscópio para analisar o funcionamento do sistema, sendo testado o circuito a cada etapa em que se adicionava um dispositivo ao circuito. Tendo como prova a leitura no osciloscópio, testou-se desde o gerador de funções até a filtro passa-banda, passando pelo circuito de instrumentação, amplificador inversor, somador inversor, todos eles ligados em série.

Realizando o teste do gerador de funções, configurado em aproximadamente 100mV com uma frequência de 120Hz obteve-se a seguinte onda, mostrada na figura 16, no visor do osciloscópio.

Figura 18 - Onda na saída do gerador de função



**Fonte:** Autor (2019)

Pôde-se visualizar que, com essas configurações obteve-se aproximadamente, uma tensão máxima de 100mV, 64,5mV RMS, uma tensão pico-a-pico de 192mV e uma frequência de aproximadamente 120Hz, sendo essas medidas consideradas as mais relevantes. As dimensões foram bem próximas do que se esperava. Esse resultado foi considerado satisfatório.

#### 4.2.2.1 CIRCUITO DE INSTRUMENTAÇÃO

No condicionador de sinal (INA 126), a configuração se deu por um ganho de aproximadamente 10 vezes, dado pela eq. (1), assim se obteve o seguinte resultado para  $R_g$ , que é a resistência responsável pelo ganho.

$$G = 5 + \frac{80K\Omega}{R_g} \quad (1)$$

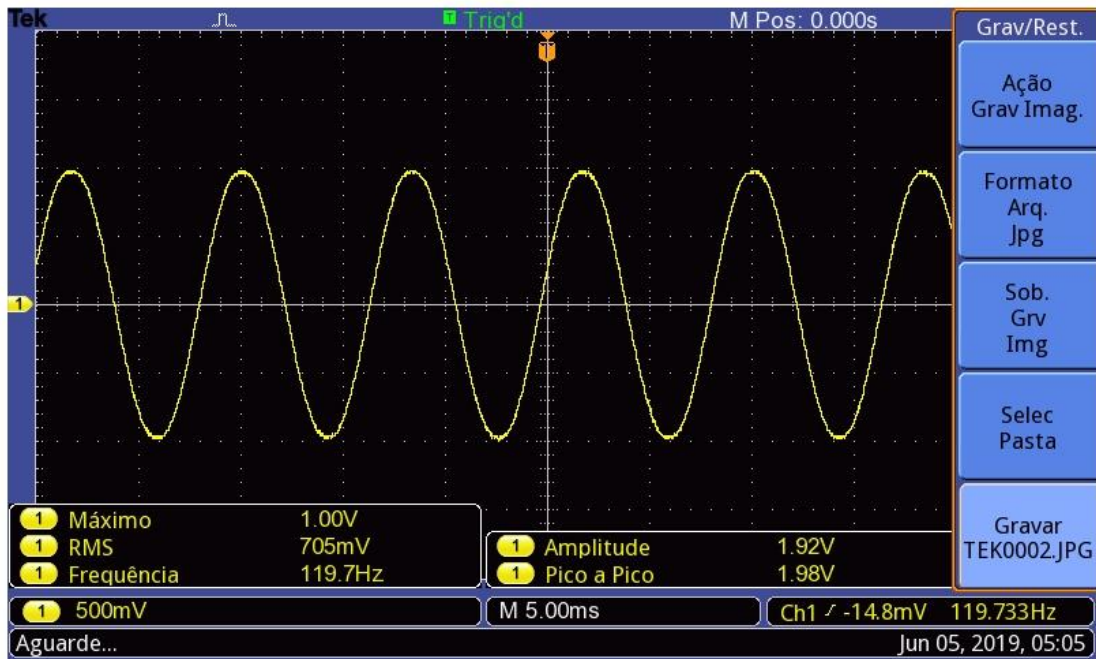
$$10 = 5 + \frac{80K\Omega}{R_g}$$

$$5R_g = 80K\Omega$$

$$R_g = 16K\Omega$$

Assim o ganho de dez vezes ou 20 dB foi obtido com um valor de resistência de ganho de aproximadamente 16kΩ(Ohms). Uma vez configurado o circuito de instrumentação para o ganho escolhido, foi realizado o teste adicionando-o ao circuito. A figura 17 mostra o resultado.

Figura 19 - Onda na saída do circuito de instrumentação



**Fonte:** Autor (2019)

Nesta etapa foi possível verificar as seguintes informações, tendo aproximadamente os seguintes valores, uma tensão máxima de 1V, 705mV RMS, uma tensão pico-a-pico de 1.98V e uma frequência de 119.7Hz. O dispositivo apresentou um funcionamento adequado, com um ganho em 10 vezes e não interferindo na frequência.

#### 4.2.2.2 CIRCUITO AMPLIFICADOR DO TIPO INVERSOR

Tendo o sinal até então esperado o próximo passo foi realizar a amplificação do sinal. Para gerar o ganho de 220 vezes no amplificador (LM324n), a configuração do circuito é mostrada na resolução matemática a seguir eq. (2), onde, obtém-se o valor de R2, resistência responsável pelo ganho.

$$G = -\frac{R2}{R1} \quad (2)$$



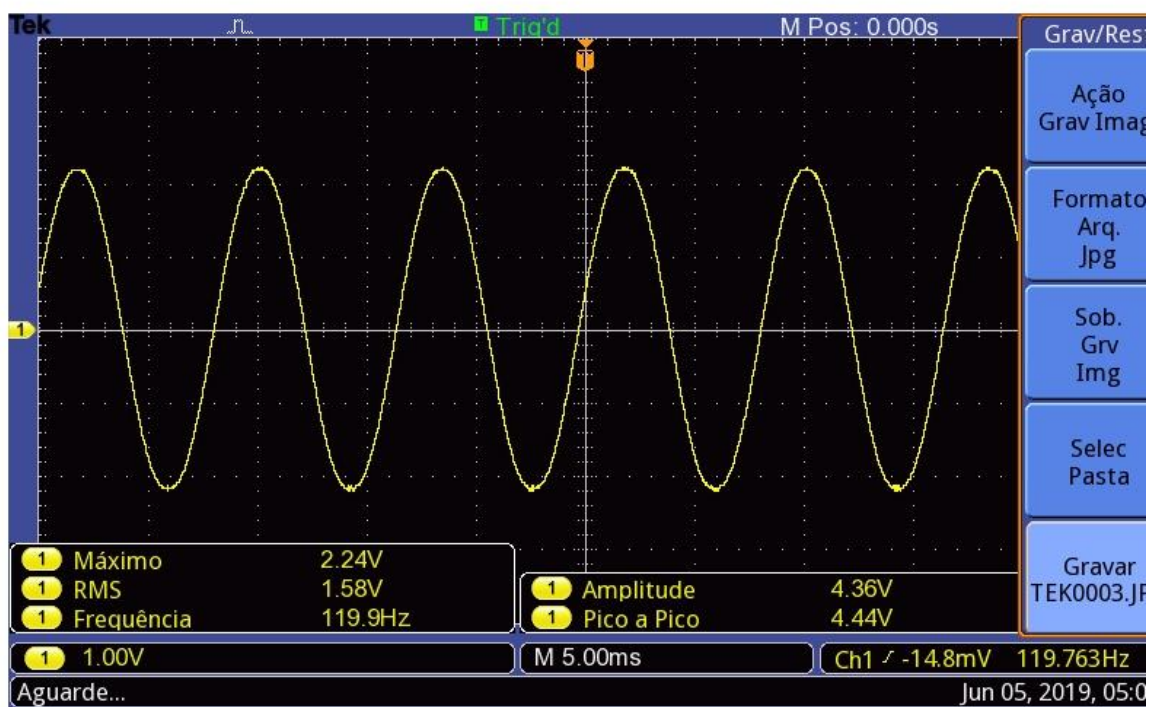
$$220 = -\frac{R2}{1K\Omega}$$

$$R2 = -220K\Omega$$

Tendo a equação, foi escolhido o resistor R1 com o valor de um mil  $\Omega$  a fim de simplificar o cálculo e o circuito, sendo que o valor de 220 K $\Omega$  é um valor de resistor comercial. Com o ganho devidamente dimensionado, foi então, adicionado o amplificador ao sistema e realizado o teste.

Para este teste o gerador de funções foi configurado com 1.2 mV (valor mínimo fornecido pelo gerador) e uma frequência de 120 Hz. Foi escolhida esta configuração com o intuito de simular o sinal que seria gerado pelo corpo humano. O resultado no display do osciloscópio pode ser visto na figura 18 a seguir.

Figura 20 - Onda na saída do circuito amplificador inversor



**Fonte:** Autor (2019)

Feita a análise do sinal no display do osciloscópio foi concluído que com aproximadamente, 2.24V de tensão máxima, 1.58V RMS, 4.44V de tensão pico-a-pico e uma frequência aproximada de 120 Hz, o circuito funcionava dentro do esperado com valores satisfatórios.

#### 4.2.2.3 CIRCUITO SOMADOR INVERSOR

O sinal na etapa anterior, já estaria com um condicionamento bem satisfatório para fazer a análise em um osciloscópio, porém, como neste projeto a leitura seria realizado por um conversor AC/DC, os sinais abaixo do eixo de 0V não poderiam captados pelo dispositivo. Então foi implementado um circuito somado ao sistema. Esta etapa foi dividida em duas partes, primeiramente foi dimensionado um divisor de tensão e posteriormente a implementação da saída do divisor de tensão com o sistema somado.

Para o dimensionamento do divisor de tensão, foi utilizado como fundamento a Lei de Ohm, que pode ser expressa na matemática da eq. (3) a seguir.

$$\begin{aligned}
 V_{out} &= V_{in} * \frac{R2}{R1 + R2} & (3) \\
 2V &= 10V * \frac{15K}{R1 + 15K} \\
 0.2V &= \frac{15K}{R1 + 15K} \\
 0.2V(15K + R1) &= 15K \\
 3000 + 0.2R1 &= 15K \\
 0.2R1 &= 12K \\
 R1 &= 60K
 \end{aligned}$$

Neste caso foi usado como referência o R2 com 15KΩ, e a partir deste, encontrado o valor de R1, sendo este, 60KΩ. Porém no projeto foi usado um resistor de 82KΩ por ser o valor mais próximo disponível, assim, o valor de  $V_{out}$  é 2.31V.

Na segunda etapa foi incorporada a tensão do regulador e o sinal do sistema anterior ao circuito somador inversor. O circuito é implementado seguindo o segundo cálculo da eq. (4).

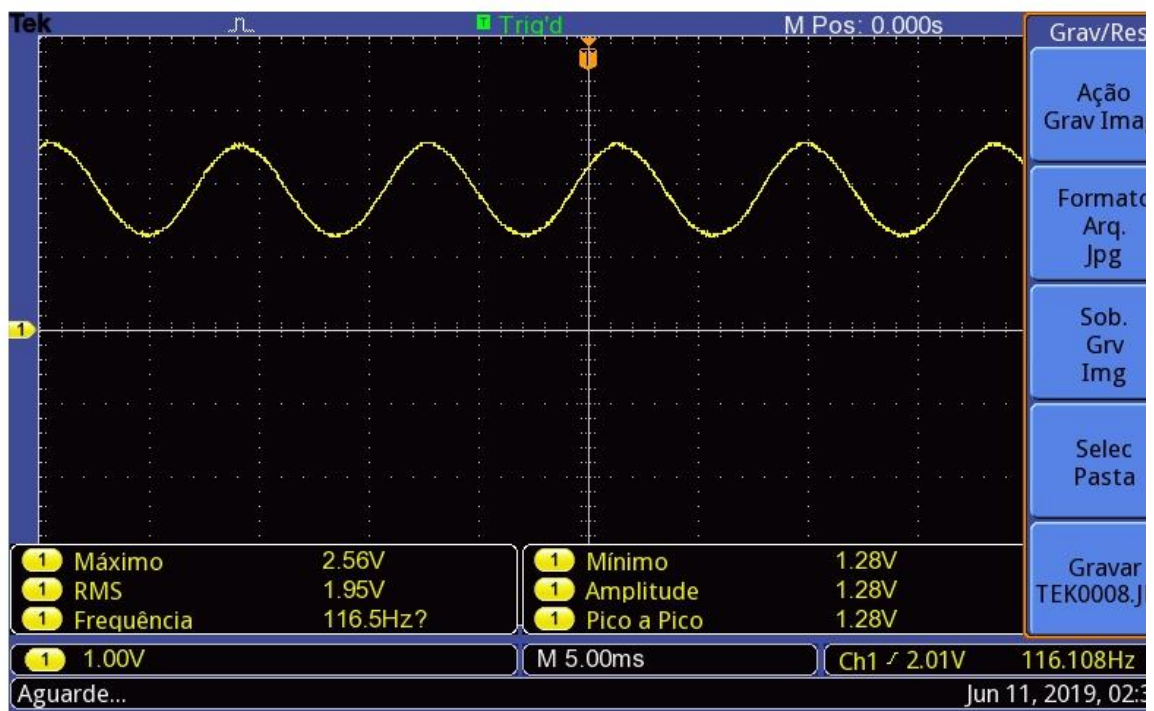
$$\begin{aligned}
 V_{out} &= -\left(\frac{R3}{R1} * V1 + \frac{R3}{R2} * V2\right) & (4) \\
 V_{out} &= -\left(\frac{15K}{15K} * 2.31 + \frac{15K}{15K} * V_{sinal}\right) \\
 V_{out} &= -(2.31 + V_{sinal})
 \end{aligned}$$

Neste passo não havia a intenção de amplificação do sinal, então adotou-se os mesmos valores para os resistores R1, R2 e R3, todos com uma resistência de 15KΩ.

Na saída deste sistema pretendia-se que o valor do sinal do sistema estivesse 2.31V a cima do eixo do 0V. Para a retirada de dúvidas, o circuito somador inversor foi incluído em série no sistema condicionador de sinal.

Para este teste o gerador de funções foi configurado com 1.2 mV e uma frequência de 116 Hz. Foi possível gerar a onda mostrada no display do osciloscópio como mostra a figura 19 a seguir.

Figura 21 - Onda na saída do circuito somador inversor



**Fonte:** Autor (2019)

Tendo esta imagem fornecida pelo osciloscópio, entendeu-se que na saída do circuito somador inversor, ligado em série com o circuito de instrumentação e o circuito amplificador, obtinha-se aproximadamente 2.56V de tensão máxima, 1.95V RMS, 1.28 pico-a-pico e uma frequência 116Hz e que o sinal apresentava as características dentro do desejado.

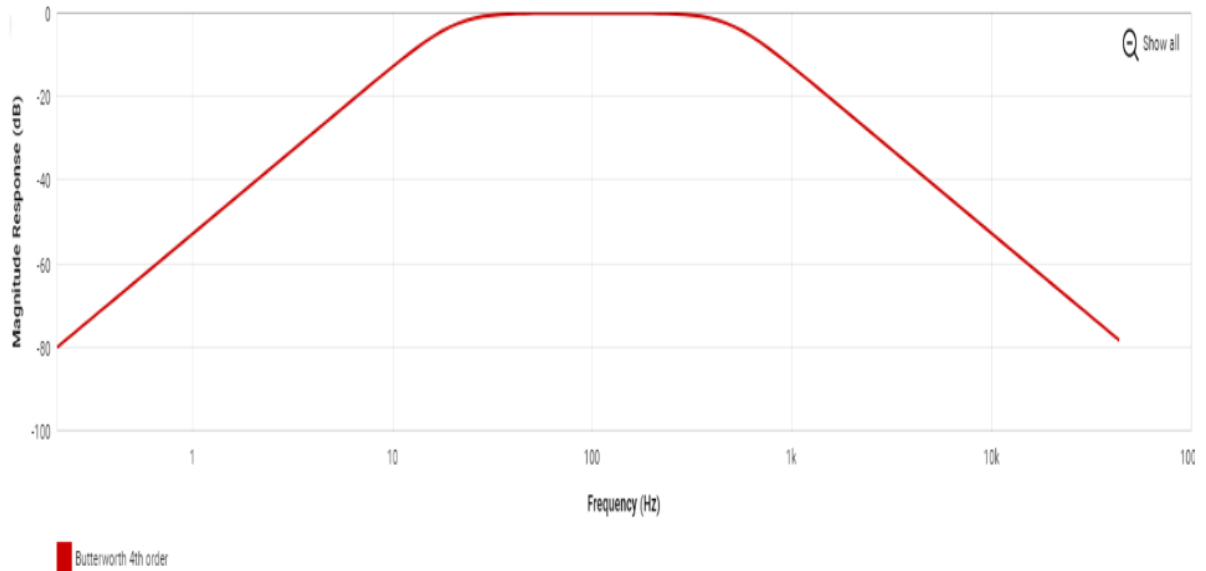
### 4.3 USO DO FILTRO ANTI-LISING

O filtro passa-faixa com as frequências de corte entre 20 e 500 Hz do tipo Butterworth de 4ª ordem, foi desenvolvido pelo software on-line FILTER TI. Se escolheu este software por apresentar resultados de forma rápida e confiável, visto

que o foco do trabalho não é estritamente o desenvolvimento de filtros. A topologia do filtro e os valores estão mostrados na figura 11 na secção 3.3.

A figura 20, mostra graficamente o comportamento do filtro.

Figura 22 - Curva de ganho x frequência



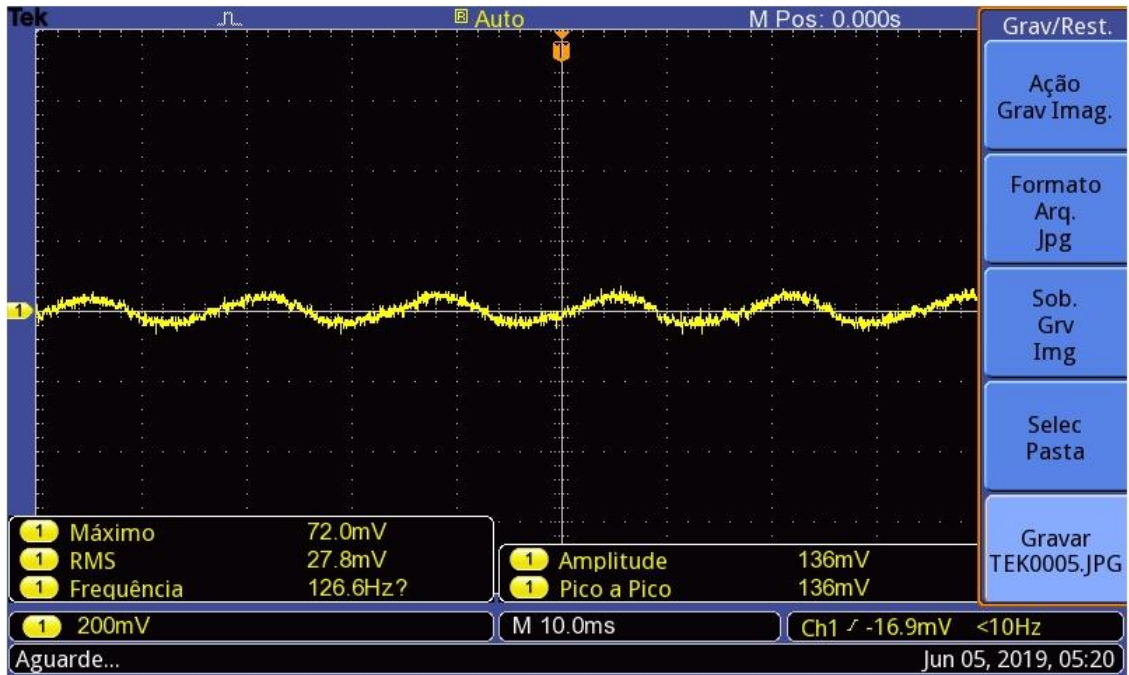
**Fonte:** [ww.webench.ti.com](http://ww.webench.ti.com)

Após montar o circuito foram feitos testes com o gerador de sinais, nos intervalos entre 5 Hz a 1000 Hz, os resultados obtidos foram bem próximos aos da curva simulada.

#### 4.4 LEITURA DE SINAIS BIOLÓGICOS

Após a bateria de testes para a verificação da parte eletrônica, concluiu-se que o sistema estava funcionando corretamente, então, foram fixados os eletrodos no braço e conectado ao circuito para o teste de captação. Felizmente o sistema funcionou como esperado. A figura 21, figura 22 e figura 23 a seguir, mostra o sinal captado no display do osciloscópio com as posições do braço em repouso, meia-altura e contraindo, respectivamente.

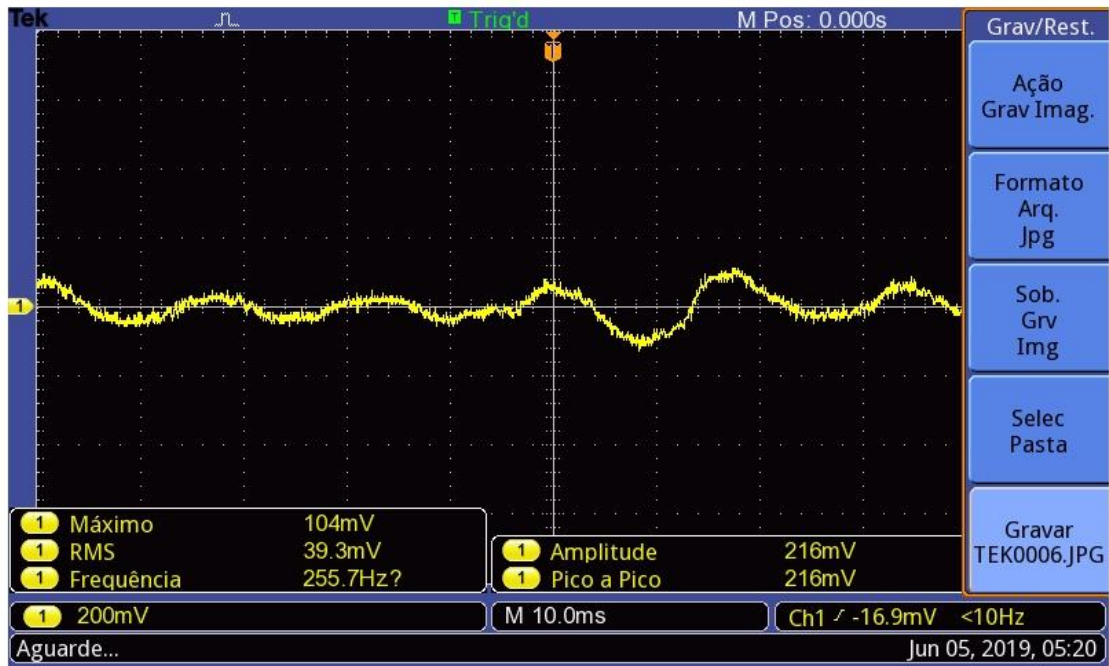
Figura 23 - Sinal gerado com o braço em posição repouso



**Fonte:** Autor (2019)

Com o braço na posição repouso, é possível verificar que os valores não variam tanto, os dados considerados importantes foram a tensão máxima e o valor RMS de 72mV e 27.8mV respectivamente.

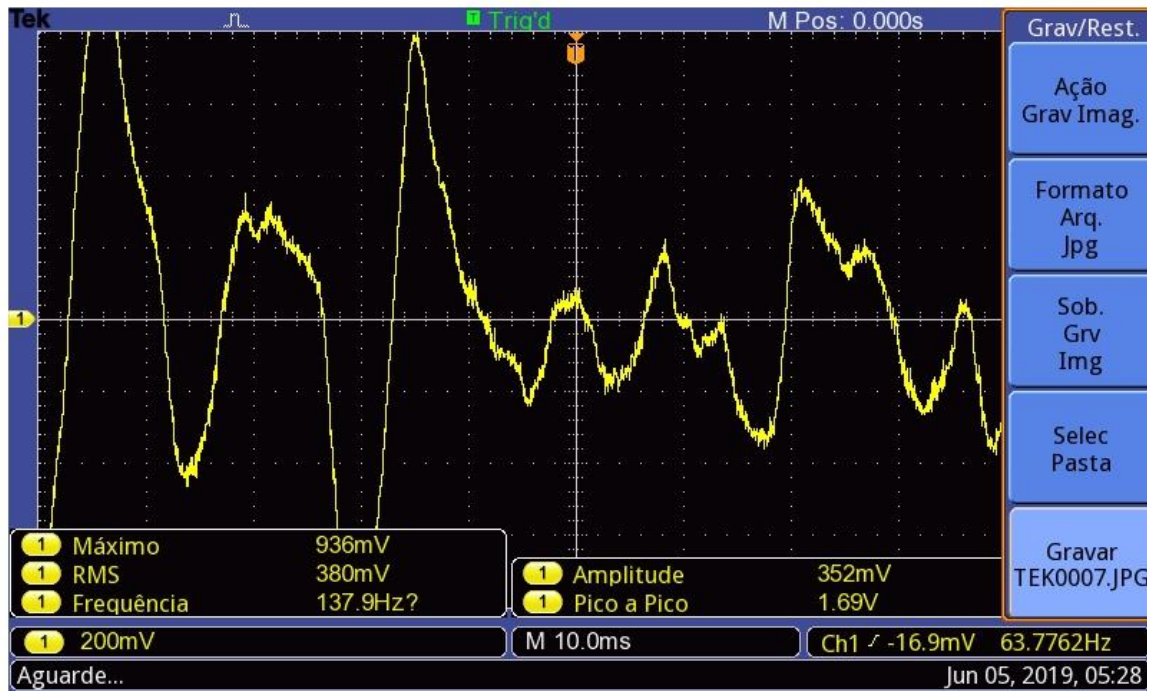
Figura 24 - Sinal gerado com o braço em posição meia-altura



**Fonte:** Autor (2019)

Seguindo para a próxima posição, meia-altura, foi possível notar claramente uma diferença no sinal, nessa posição por haver um esforço pouco maior no músculo, a onda torna-se mais instável e com um potencial agudamente maior. Podemos notar isso pela leitura dos valores das tensões máxima e RMS, 104mV e 39.3mV, respectivamente.

Figura 25 - Sinal gerado com o braço em posição contraído



Fonte: Autor (2019)

Finalizando os testes, realizou-se a análise do sinal com o braço em posição contraído. Esta é a posição em que o sinal mais se diferencia, tendo seu comportamento bem distinto em questão de frequência e tensões. Nesta posição os valores das tensões máxima e RMS foram consideradas como, 936mV e 380mV, respectivamente.

Obs: 1- As imagens dos testes com os eletrodos foram geradas sem o circuito somador incluso. 2- Principalmente na posição repouso, é possível notar que a onda gerada tem bastante semelhança com uma senoide, notou-se que isso ocorre por interferência das fontes de alimentação do sistema. Na posição repouso esse fenômeno é mais visível por haver pouca influência do sinal biológico no sistema.

Tendo como conclusão o funcionamento satisfatório do sistema com a devida fonte de sinais (sinais do braço), foram retiradas 20 amostras de sinais divididas em duas partes, sendo 10 amostras recolhida pelo display do osciloscópio e 10 amostras a partir da porta serial do conversor analógico/digital.

Obs: como os sinais tem padrões muito distintos, principalmente nas posições meia-altura e contraído, o valor coletado foi uma média visual sobre o que estava sendo apresentado, tendo como leitura o valor que aparecia mais vezes.

Os resultados obtidos a partir da leitura do osciloscópio são apresentados na tabela 1 a seguir.

Tabela 1 - Dados do osciloscópio

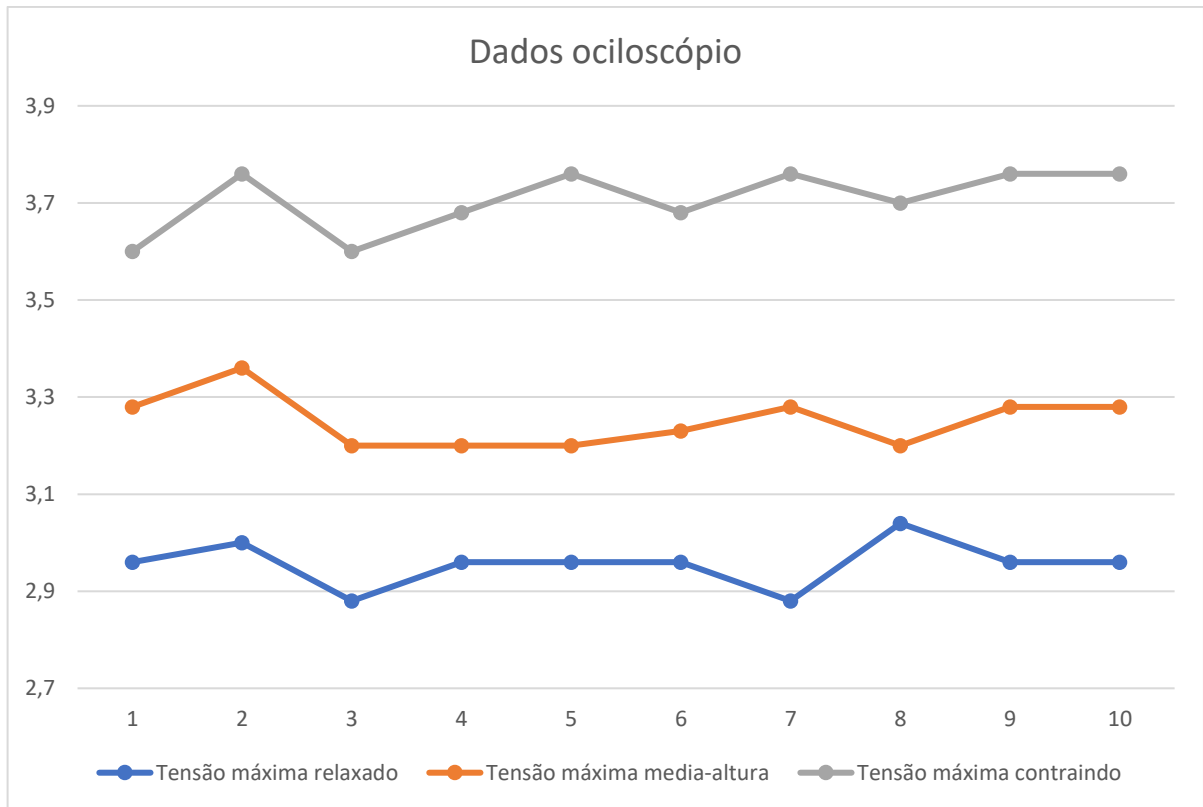
	Tensão máxima		
	relaxado	meia-altura	contraído
1	2,96	3,28	3,6
2	3,00	3,36	3,76
3	2,88	3,2	3,6
4	2,96	3,2	3,68
5	2,96	3,2	3,76
6	2,96	3,23	3,68
7	2,88	3,28	3,76
8	3,04	3,2	3,7
9	2,96	3,28	3,76
10	2,96	3,28	3,76
média	2,956	3,251	3,706

Foi possível captar uma diferença notável nas tensões das três posições, as margens entre as médias foram consideradas suficientes para que o controlador compreendesse em que posição o braço se encontrava. As diferenças de tensão foram, 0.295V, 0.750V e 0.455V entre as posições, repouso e meia-altura, repouso e contraído e meia-altura e contraído, respectivamente.

Com os dados coletados foi possível a elaboração gráfica, representada pela figura 24, como uma forma comparação visual.



Figura 26 - Dados do osciloscópio



Visualmente é possível distinguir, com facilidade, em qual posição o braço se encontra. Estes resultados foram bem satisfatórios, pois serviriam como base para estipular os intervalos para o controlador posteriormente.

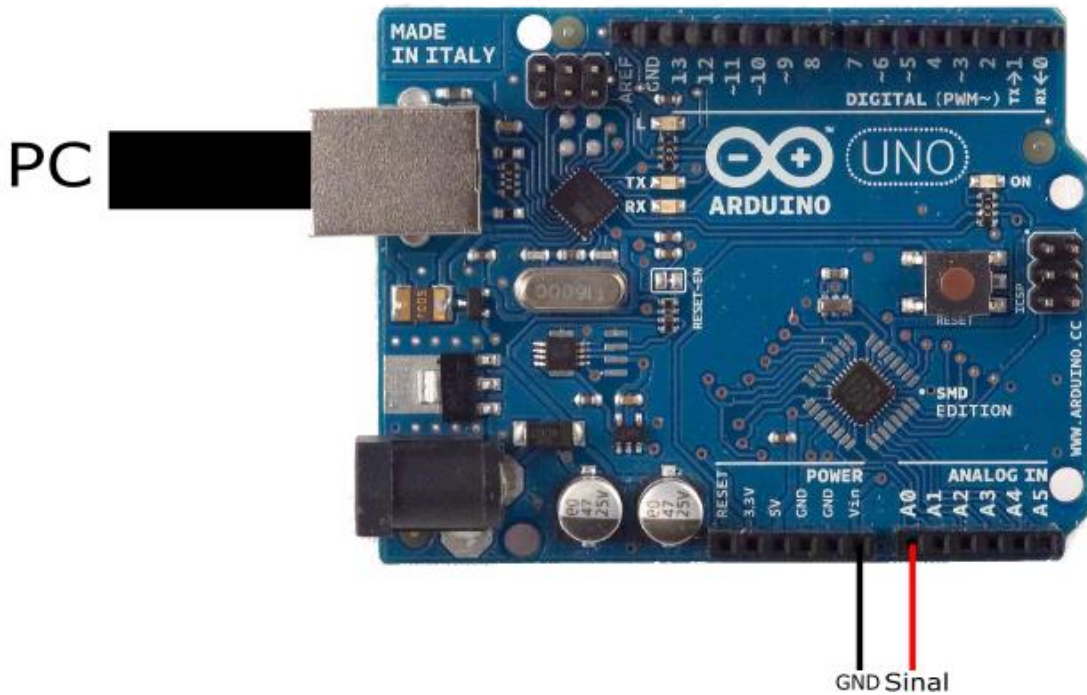
Tendo em vista que o funcionamento do circuito estava funcionando nas condições desejadas, sendo as medidas até agora sendo todas feitas e lidas pelo osciloscópio, partiu-se para a leitura no sistema embarcado.

#### 4.5 CONVERSÃO DE SINAL ANALÓGICO/DIGITAL

Esta etapa tinha por propósito verificar se a leitura no conversor analógico/digital tinha relação com as leituras feitas anteriormente pelo osciloscópio.

Para realizar este procedimento foi conectado a saída do sistema e o GND à porta A0 e GND do Arduino, respectivamente e foi conectado também o cabo de comunicação entre o PC e o Arduino, para que fosse possível ver as leituras que estavam sendo realizadas pelo dispositivo. Essa ligação pode ser representada pela figura 25.

Figura 27 - Demonstrativo de ligação para recebimento e leitura de dados



Fonte: [www.arrow.com](http://www.arrow.com)

Com os cabos conectados, desenvolveu-se o código do apêndice A para analisar os dados lidos pelo conversor. Os resultados foram obtidos a partir do sistema embarcado mostrado na tela do computador

Feita a leitura no monitor serial foi possível captar os valores mostrados na tabela 2.

Tabela 2 - Dados do conversor

	Tensão máxima	Equivalência	Tensão máxima	Equivalência	Tensão máxima	Equivalência
1	575	2,81	605	2,95	660	3,22
2	582	2,84	610	2,98	668	3,26
3	593	2,90	607	2,96	671	3,28
4	595	2,91	620	3,03	690	3,37
5	594	2,90	615	3,00	670	3,27

6	600	2,93	623	3,04	686	3,35
7	593	2,90	613	2,99	668	3,26
8	602	2,94	625	3,05	703	3,43
9	601	2,93	618	3,02	694	3,39
10	598	2,92	614	3,00	698	3,41
média	593,3	2,90	615	3,00	680,8	3,32

Na tabela acima é mostrada a informação de cada amostra em dois formatos. No primeiro modo, é mostrada a leitura feita no monitor serial, onde considera-se 0 para 0V e 1024 para 5V.

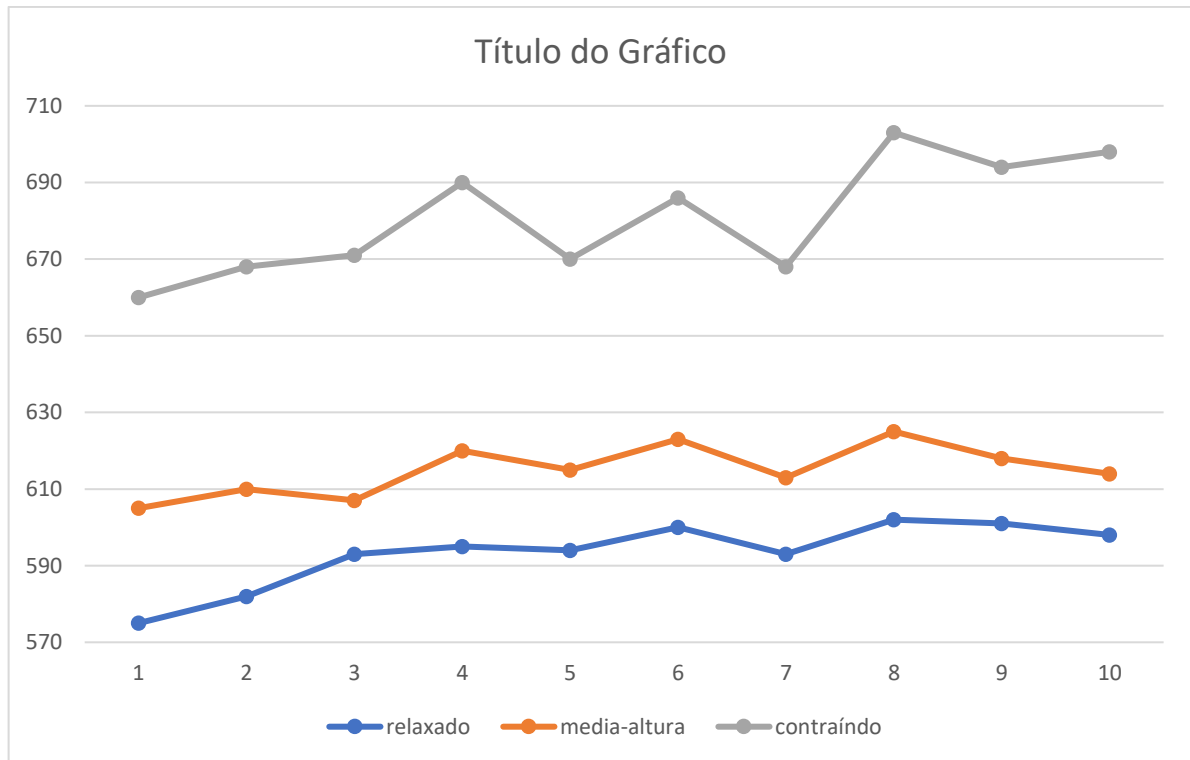
Para uma melhor interpretação, cada amostra do monitor serial foi convertida para um valor em Volts. Esta conversão pode ser realizada pela eq. (5). mostrada abaixo.

$$Valor = leitura * \frac{5}{1024} \quad (5)$$

Notou-se que após o processo de conversão analógico/digital o sinal teve uma perda na diferença entre médias. As diferenças de tensão foram, 0.100V, 0.420V e 0.320V entre as posições, repouso e meia-altura, repouso e contraído e meia-altura e contraído, respectivamente.

Para uma melhor compreensão visual, foi elaborado um gráfico representado pela figura 26.

Figura 26 - Dados do conversor



Apesar da diferença das médias, entre as posições, terem diminuído, ainda é possível reconhecer em que posição o braço se encontra.

Após a verificação dos sinais no conversor, e os classificando como validos, foi realizada a configuração dos parâmetros do robô.

#### 4.6 CONTROLE DOS MOTORES DO ROBÔ

Para satisfazer o propósito do trabalho, foi elaborado uma programação para que o robô tivesse três posições vinculadas às posições do braço.

A partir das medias do item 4.5, foi abordado como valor de set point 593, que é o valor mais próximo do eixo da onda e também o valor que demonstra a posição repouso do braço. Tendo em vista que a leitura no dispositivo é bastante rápida, foi elaborada uma rotina onde, a cada 10 milissegundos o Arduino recebe o dado, compara com o valor de set-point, e soma a diferença em uma variável, o programa faz isso dez vezes. Após esse processo, com o uso de funções condicionais, adotou-se que, para diferenças menores que 100, entre 101 e 300 e maiores que 301, o robô movia-se para as posições mais baixa, no meio e mais alta, respectivamente.

Antes de ligar todo o circuito para o controle do robô, foi feita uma análise a partir do monitor serial, onde foi dado o comando para o programa escrever o valor da variável “pos”, responsável por mostra em que altura o robô deve estar, utilizando o código descrito no apêndice B.

O sistema se comportou de forma muito satisfatória, praticamente acertando todas posições.

Tendo a interpretação das posições correta, foi elaborado o programa para controlar o robô.

O controle se dá a partir de duas variáveis, uma responsável pelos passos (movimento), e uma responsável pela direção (pra cima e para baixo), neste projeto foram utilizadas as variáveis “pulso” e “dir”, respectivamente. Com a variável “pulso” alternando entre valores de 0 e 1, para cada ciclo, o motor dá um passo e pelo valor da variável “dir” escolhe-se a direção. As variáveis “pulos” e “dir” foram vinculadas as portas “8” e “9” do controlador, respectivamente, setadas como “output”.

Como o controlador não possui potência suficiente para o controle dos motores, as portas “8” e “9” foram ligadas em um drive para motor de passos responsável por fornecer a potência necessária os motores, porém particularidades sobre o robô serão brevemente detalhadas, por não serem o foco do trabalho.

O robô é constituído por:

- 3 motores de passo ES-M23440.
- 3 drivers para motor de passo ES-D808.
- Estrutura de sustentação.
- Estrutura mecânica.

Os intervalos escolhidos foram de 100 milissegundos por passo, sendo 10 passos por posição e uma pausa de 200 milissegundos para reinicialização pro código, como mostrado no apêndice C.

Para fins de simplificação, foi utilizado apenas um motor no experimento, visando que neste trabalho, os outros motores teriam o mesmo comportamento.

Após a energização de todo sistema, foi possível concluir que o robô funcionava conforme havia sido programado, porém, foi possível notar que com os circuitos de potência do robô ligados havia interferências no sinal, causando erros na execução. Tentou-se mudar alguns intervalos de diferenças na programação, mas mesmo assim, não foi possível ter uma funcionalidade perfeita do sistema.

## 5 CONCLUSÃO

Com este trabalho foi possível concluir que, tendo um breve conhecimento sobre a área, é possível retirar amostra de EMG-S a partir de um sistema de baixo custo.

Este trabalho teve maior foco na parte eletrônica e de controle do sistema, dando menos atenção à parte biomédica, como localização exata dos eletrodos e tratamento do local e mesmo assim a proposta do trabalho teve êxito.

Pode-se também notar que, componentes de potência podem afetar circuitos de sinais (circuitos que trabalho com tensão mais baixa, mV, no caso deste trabalho), algo que, normalmente não é levado muito em conta, principalmente, por iniciantes na área de eletro/eletrônica.

Outro aspecto interessante foi compreender um pouco sobre como é o sinal em uma parte musculo bíceps braquial. Aprendendo que o sinal tem um formato bem heterogêneo sobre amplitude e frequência e que o mesmo se torna ainda mais distinto quando requer esforço.

Não menos importante, entendeu-se que, é sempre bom trabalhar com uma margem longe dos limites dos componentes, pois estes, podem não funcionar corretamente em situações extremas.

### 5.1 DIFICULDADE ENCONTRADAS

Durante o andamento do projeto, diversos problemas foram encontrados, um deles e talvez o principal foi que, com pouca informação sobre o sistema, inicialmente tentou-se fazer a leitura do sinal apenas utilizando o INA126, visto que o mesmo tem uma capacidade de amplificar 10000 vezes. Assim, foi tentado usá-lo com 10000 vezes de amplificação. Em alguns momentos, parecia funcionar, mas logo saturava e o sinal se perdia, sendo que em alguns experimentos, os sinais visto no display do osciloscópio não passavam de interferência resultante da aproximação e afastamento dos fios aos cabos de alimentação.

Outra dificuldade foi a análise mais fina do sinal sendo que o circuito de alimentação ocasionava interferência no sinal. Para este problema, foi desenvolvido

um circuito a base de baterias e reguladores de tensão, porém não foi possível retirar amostra do sistema com esta alimentação pelo curto prazo de tempo.



## 6 REFERÊNCIAS

- BONTRAGER: Kenneth L.; John P. **Manual Prático de Técnicas e Posicionamento Radiográfico**. 8 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015.
- DE LUCA, C. J.; **The use of surface eletromyography in biomechanics**. Journal of Applies Biomechanics, Champaign. 1997.
- MOORE: Keith L. **Anatomia orientada para a clínica**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.
- NETTER: Frank H. Netter **Atlas De Anatomia Humana**. 5.ed. Rio de Janeiro, Elsevier, 2011
- SOBOTTA: Sobotta J. **Atlas de Anatomia Humana**. 21ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- MALVINO, Albert, BATES, David. **Eletrônica - Volume 2**. Porto Alegre: AMGH EDITORA LTDA, 2016.
- ENOKA, ROGER, M. **Base neuromecânica da cinesiologia**: 2 ed, São Paulo: Manola, 2000.
- SODEBERG, G.L., COOK, T.M. **Electromyography in Biomechanics**. Phys Ther, v. 64, n. 12, p. 1813-1820, 1984.
- GIL, A. C. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2002.
- PERTEENCE Jr, Antônio. **Amplificadores operacionais e filtros ativos: eletrônica analógica**. 8ª ed. Porto Alegre, Bookman, 2015.
- FORTI, Fabiana. **Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração**. Dissertação mestrado em fisioterapia, Piracicaba, 2005.
- TARTARI FILHO, S. C. **Modelagem e otimização de um robô de arquitetura paralela para aplicações industriais**. 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Universidade de São Paulo, 2006.
- KAWANO, M. M. **Comparação e Análise Discriminante da Fadiga Eletromiográfica dos Músculos Para espinhais Durante Teste de Extensão do Tronco de Indivíduos Com e Sem Dor Lombar na Posição Sentada**. 2007. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, 2007.
- BONACIN, R. B. **Controle escalar de um motor CA com estimador de velocidade**. 2014. Dissertação (Graduação em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual de Londrina, 2007.

SOUZA, G. S. de S.; LOUZADA, H. B. de S. **Desenvolvimento de Instrumentação e Metodologia Relativas à Atividade de Aquisição, Processamento e Interpretação de Sinais Eletromiográficos de Superfície**. 2006. Dissertação (Graduação em Engenharia Elétrica) – Universidade de Brasília – DF, 2006.

CERQUEIRA, L. S.; CARVALHO, J. F.; POMPEU, F. A. M. S. **Eletromiografia do bíceps braquial em contrações**. [artigo científico]. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rbme/v19n6/16.pdf>>. Acesso em: 7 maio 2019.

SANTOS, Winderson dos, GORGULHO JR., J. C. **Robótica Industrial - Fundamentos, Tecnologias, Programação e Simulação**. São Paulo. Editora Érica Ltda, 2015.

**O que é um sistema embarcado**. Disponível em: <[www.embarc.com.br/p1600.aspx](http://www.embarc.com.br/p1600.aspx)>. Acessado em 7 de maio 2019

**Especificações Arduino UNO**. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>>. Acessado em 7 de maio de 2019

Nicolett. A.; **Aula 01 Amplificadores Operacionais**. Disponível em: <[www.pucsp.br/~elo2eng/Aula\\_01\\_DCE4\\_2014\\_11a.pdf](http://www.pucsp.br/~elo2eng/Aula_01_DCE4_2014_11a.pdf)>. Acessado em 7 de maio de 2019.

**O que é ENGENHARIA BIOMÉDICA?**. Disponível em <[www.juventudect.fiocruz.br/engenharia-biomedica](http://www.juventudect.fiocruz.br/engenharia-biomedica)>. Acessado em 7 de maio de 2019.

**STRS1 – MOURA LACERDA**. Disponível em <[www.pgomes.com.br/arquivos/0762cc062ad09d11f17f0bd8d6fe54de.pdf](http://www.pgomes.com.br/arquivos/0762cc062ad09d11f17f0bd8d6fe54de.pdf)>. Acessado em 8 de maio de 2019.

Romero. A. **Desenvolvimento de um Controle para Motores de Passo**. [Artigo científico]. Disponível em: <<http://stoa.usp.br/andreromero/files/-1/11859/Motor-Passo.pdf>>. Acessado em: 8 de maio de 2019.

**Amplificadores operacionais**. Disponível em <[www.edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3874541/mod\\_resource/content/0/AOP.pdf](http://www.edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/3874541/mod_resource/content/0/AOP.pdf)>. Acessado em: 8 de maio de 2019.

Imagem **Eletrodo 3M 2223BRQ**. Disponível em <[www.magazinemedica.com.br](http://www.magazinemedica.com.br)>. Acessado em: 7 maio de 2019.

Imagem **Eletrodo VitalCor VC202**. Disponível em <[www.cirurgicapaulista.com.br](http://www.cirurgicapaulista.com.br)>. Acessado em: 7 maio de 2019.

Imagem **Bíceps**. Disponível em <[www.musculacaotb.blogspot.com](http://www.musculacaotb.blogspot.com)>. Acessado em: 10 maio 2019.

Imagem **Posições do Braço**. Disponível em <[www.br.pinterest.com/pin/811844270302355567/de](http://www.br.pinterest.com/pin/811844270302355567/de)>. Acessado em: 10 de maio 2019.

Imagem **Filtro BW**. Disponível em <[www.ebench.ti.com](http://www.ebench.ti.com)>. Acessado em: 7 de maio de 2019.

Imagem **Anatomia do braço**. Disponível em <[www.anatomiaonline.com](http://www.anatomiaonline.com)>. Acessado em: 7 de maio de 2019.

Datasheet **INA 126p**.

Datasheet **LM741cn**.

Datasheet **LM324n**.

## APÊNDICE A

```
#define analog A0 // atribuindo a variável "analog" a porta.
int pos = 0; // define a variável "pos" como inteiro e a inicia com valor 0.
int altura; // define a variavel "altura" como inteiro.
void setup() {
  Serial.begin(9600); // parâmetro para definir a comunicação da porta serial
}

void loop() {
  altura = analogRead(analog); // atribui a variavel "altura" com o valor lido na porta A0
  Serial.print(altura); // escreve o valor de "altura" no monitor serial
  Serial.print("\n"); // comando para dar 'enter' no monitor serial
  delay(200); // espera 200 milisegundos para fazer a proxima leitura
}
```

## APÊNDICE B

```

#define analog A0 // atribuindo a variavel "analog" a porta.
int pos = 0; // define a variavel "pos" como inteiro e a inicia com valor 0.
int altura; // define a variavel "altura" como inteiro.
int set = 593; //set point de referêcia
int media =0; //variavel que acumula a diferença entre set point e o valor lido
int diferenca =0; // variavel que tem o valor da diferença

void setup() {
  Serial.begin(9600); // parametro para definir a comunicação da porta serial
}

void loop() {
  for(int i=0; i<=10; i++){ //rotina para retirada do valor de diferença, 10x
    altura = analogRead(analog); // atribui a variavel "altura" com o valor lido na porta A0
    Serial.print(altura); // escreve o valor de "altura" no monitor serial
    Serial.print("\n"); // comando para dar 'enter' no monitor serial
    diferenca = altura - set; // calcula a diferença entre a altura do sinal e o set point
    if(diferenca <0){ // rotina para deixar o valor de diferença sempre positivo
      diferenca = diferenca *-1; // se o valor é negativo, multiplica por -1
    }
    media = media + diferenca; // acumula as diferenças
    delay(10); // espera 10 milissegundos para repetir o processo
  }

  //rotina para selecionar a posição
  if(media <= 100){ // entra se o valor é menor que 100
    pos = 0; // atribui a "pos" o valor 0
  }
}

```

```
else{ // se nao entrou faz
  if (media >= 101 && media <= 300){ //entra se o valor for maior que 101 e menor
que 300
    pos = 1;//atribui a "pos" o valor 1
  }
  else{// se nao entrou faz
    pos = 2;// atribui a "pos" o valor 2
  }
}
Serial.print("media "); // escreve "media" no monitor serial
Serial.print(media); // escreve o valor de "media" no monitor serial
Serial.print("\n"); // comando para dar 'enter' no monitor serial
delay(200); // espera 200 milissegundos para repetir o processo
media = 0; // atribui a "media" o valor 0
}
```

## APÊNDICE C

```

#define analog A0 // atribuindo a variavel "analog" a porta.
int altura; // define a variavel "altura" como inteiro..
int pulso = 8; // vincula a variavel "pulso" à porta 8
int dir = 9; // vincula a variavel "dir" à porta 9
int pos = 0; // define a variavel "pos" como inteiro e a inicia com valor 0.
int inic = 0; // variavel que mostra em que posição o motor se encontra
int set = 593; //set point de referência
int media =0; //variavel que acumula a diferença entre set point e o valor lido
int diferenca =0; // variavel que tem o valor da diferença

void setup() {
Serial.begin(9600); // parametro para definir a comunicação da porta serial
  pinMode(pulso, OUTPUT); // define a porta 8 como saída
  pinMode(dir, OUTPUT); // define a porta 9 como saída
}

void loop() {
  for(int i=0; i<=10; i++){ //rotina para retirada do valor de diferença, 10x
    altura = analogRead(analog); // atribui a variavel "altura" com o valor lido na porta
    A0
    diferenca = altura - set; // calcula a diferença entre a altura do sinal e o set point
    if(diferenca <0){ // rotina para deixar o valor de diferença sempre positivo
      diferenca = diferenca *-1; // se o valor é negativo, multiplica por -1
    }
    media = media + diferenca;// acumula as diferenças
    delay(10); // espera 10 milissegundos para repetir o processo
  }
  //rotina para selecionar a posição
  if(media < 100){ // entra se o valor é menor que 100

```

```

    pos = 0; // atribui a "pos" o valor 0
}
else{ // se nao entrou faz
    if (media >= 101 && media <= 300){ //entra se o valor for maior que 101 e menor
que 300
        pos = 1; //atribui a "pos" o valor 1
    }
    else{ // se nao entrou faz
        if(media >301 ){ / entra se o valor é maior que 301
            pos = 2; // atribui a "pos" o valor 2
        }
    }
}
}

if(inic == 0 && pos == 0 ) // se o motor ta na posição "0" e a pos é "0"
{ // nao faz nada
}
else{// se nao entrou faz
    if(inic ==0 && pos == 1){ // se o motor ta na posição "0" e a pos é "1"
        digitalWrite(dir,HIGH); // seta a direção como "sobe" na variavel dir
        for(int i=0;i<10;i++) // rotina de 10 passos
    {
        digitalWrite(pulso, HIGH); // seta como "Alto" a variavel pulso
        delay(10); // espera 10 milissegundos
        digitalWrite(pulso, LOW); // seta como "Baixo" a variavel pulso
        delay(10); // espera 10 milissegundos
    }
}

}

else{// se nao entrou faz
    if(inic ==0 && pos == 2){ // se o motor ta na posição "0" e a pos é "2"
        digitalWrite(dir,HIGH); // seta a direção como "sobe" na variavel dir
        for(int i=0;i<20;i++) // rotina de 20 passos

```



```

{
digitalWrite(pulso, HIGH); // seta como "Alto" a variavel pulso
delay(10);                // espera 10 milissegundos
digitalWrite(pulso, LOW); // seta como "Baixo" a variavel pulso
delay(10);                // espera 10 milissegundos
}
} else{// se nao entrou faz
if(inic ==1 && pos == 0){ // se o motor ta na posição "1" e a pos é "0"
digitalWrite(dir,LOW); // seta a direção como "desce" na variavel dir
for(int i=0;i<10;i++) // rotina de 10 passos
{
digitalWrite(pulso, HIGH); // seta como "Alto" a variavel pulso
delay(10);                // espera 10 milissegundos
digitalWrite(pulso, LOW); // seta como "Baixo" a variavel pulso
delay(10);                // espera 10 milissegundos
}.
Serial.print(pos); // escreve o valor de "pos" no monitor serial
Serial.print("\n"); // comando para dar 'enter' no monitor serial
Serial.print(altura); // escreve o valor de "altura" no monitor serial
Serial.print("\n");// comando para dar 'enter' no monitor serial
Serial.print(inic); // escreve o valor de "inic" no monitor serial
Serial.print("\n"); // comando para dar 'enter' no monitor serial
Serial.print("media "); // escreve "media" no monitor serial
Serial.print(media); // escreve o valor de "media" no monitor serial
Serial.print("\n"); // comando para dar 'enter' no monitor serial
media = 0; // atribui a "media" o valor 0
inic = pos; // atribui a "inic" o da posição atual
delay(200); // espera 200 milissegundos para repetir o processo
}.

```