



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ**  
**CAMPUS SOBRAL**  
**CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**DARLAN DE OLIVEIRA CASTRO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM ELETROMIÓGRAFO DE BAIXO CUSTO**

**SOBRAL**  
**2022**

DARLAN DE OLIVEIRA CASTRO

DESENVOLVIMENTO DE UM ELETROMIÓGRAFO DE BAIXO CUSTO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Marcus Rogério de Castro.

SOBRAL

2022

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação  
Universidade Federal do Ceará  
Sistema de Bibliotecas  
Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

---

- C35d Castro, Darlan de Oliveira.  
Desenvolvimento de um eletromiógrafo de baixo custo / Darlan de Oliveira Castro. – 2022.  
50 f. : il. color.
- Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Federal do Ceará, Campus de Sobral,  
Curso de Engenharia Elétrica, Sobral, 2022.  
Orientação: Prof. Dr. Marcus Rogério de Castro.
1. Eletromiografia. 2. Circuitos elétricos. 3. Filtros. I. Título.

CDD 621.3

---

DARLAN DE OLIVEIRA CASTRO

DESENVOLVIMENTO DE UM ELETROMIÓGRAFO DE BAIXO CUSTO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Aprovada em:

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Marcus Rogério de Castro (Orientador)  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Marcelo Marques Simões de Souza  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Eng. Samelius Silva de Oliveira  
Engenheiro Eletricista

À minha família.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus, por me dar saúde e coragem.

Aos meus pais, Francisco e Rosângela, por acreditarem em mim e me manterem com força e foco. Meu pai me ensinou a sonhar e minha mãe me ensinou a realizar os sonhos.

À minha irmã, Endara, por ajudar a manter a harmonia em casa enquanto estive longe.

À minha namorada e melhor amiga Camila, por ajudar a me manter firme especialmente no fim do curso.

Aos amigos de engenharia, Erick, Júnior, Werlley, Lucas, Miguel, Joaquim e tantos outros essencialmente importantes durante essa trajetória. Sou extremamente feliz por termos compartilhado ótimos dias juntos.

Aos amigos de apartamento Isaac, Alexsandro e Alexandre, pela agradável convivência.

Aos amigos de música de Sobral, Eddy, Vevé e Reginaldo, por tornarem meus dias mais leves e divertidos.

A todos os professores da Universidade Federal do Ceará, em especial ao Prof. Dr. Marcus Rogério, pela paciência, ajuda e impecável tratamento.

<Ainda sou estudante da vida que eu quero dar.=  
(Belchior).

## RESUMO

O presente trabalho descreve o projeto de um circuito para a aquisição de sinais eletromiográficos usando materiais que de baixo custo. O sinal EMG (eletromiográfico) é resultado da atividade elétrica das células musculares e o eletromiógrafo é o equipamento capaz de realizar a aquisição desses sinais. Serão apresentados todos os cálculos e conceitos matemáticos que fundamentam o projeto dos filtros e amplificadores, mostrando a simulação individual em software computacional e a implementação física do circuito com todas as suas características necessárias. Os cálculos consideram a característica do sinal eletromiográfico para a definição da faixa de frequência biológica. O processo de validação foi realizado experimentalmente, onde sinais de contrações musculares voluntárias e foram capturados do bíceps direito do paciente, com diferentes intensidades e em diferentes locais do circuito. Assim, foi realizado o estudo da relação Sinal/Ruído em cada estágio do circuito, demonstrando a funcionalidade dos filtros.

**Palavras-chave:** Eletromiografia; Filtros ativos; Amplificadores; Circuitos elétricos.

## ABSTRACT

The present work describes the design of a circuit for the acquisition of electromyographic signals using low-cost materials. The EMG (electromyographic) signal is the result of the electrical activity of muscle cells and the electromyograph is the equipment capable of performing the acquisition of these signals. All calculations and mathematical concepts that underlie the design of filters and amplifiers will be presented, showing the individual simulation in computer software and the physical implementation of the circuit with all its necessary characteristics. The calculations consider the characteristic of the electromyographic signal to define the biological frequency range. The validation process was carried out experimentally, where signs of voluntary muscle contractions were captured from the patient's right biceps, with different intensities and in different places in the circuit. Thus, the study of the Signal/Noise ratio was carried out at each stage of the circuit, demonstrating the functionality of the filters.

**Keywords:** Electromyography; Active filters; Amplifiers; Electric circuits.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Eletromiógrafo. ....	15
Figura 2 - Somatório de TPAUMs. ....	17
Figura 3 - Sinal EMG sem filtragem. ....	17
Figura 4 - Espectro de frequência do sinal EMG. ....	18
Figura 5 - Localização dos eletrodos. ....	21
Figura 6 - Eletrodos utilizados. ....	21
Figura 7 - Localização dos eletrodos no paciente.....	22
Figura 8 - Diagrama de blocos. ....	24
Figura 9 - Configuração amplificador de instrumentação. ....	25
Figura 10 - Comparação entre AD620 e 4 amp ops. ....	26
Figura 11 - Circuito de entrada. ....	27
Figura 12 - Representação de filtros ideais. ....	28
Figura 13 - Filtro Sallen-Key passa-altas de segunda ordem. ....	29
Figura 14 - Simulação do filtro passa-altas. ....	32
Figura 15 - Resposta em frequência do filtro passa-altas. ....	32
Figura 16 - Simulação do filtro Notch. ....	33
Figura 17 - Resposta em frequência do filtro Notch. ....	34
Figura 18 - Filtro Sallen-Key passa-baixas de segunda ordem. ....	34
Figura 19 - Simulação do filtro passa-baixas. ....	36
Figura 20 - Resposta em frequência passa-baixas. ....	37
Figura 21 - Circuito amplificador não inversor. ....	38
Figura 22 - Resposta em frequência do circuito. ....	38
Figura 23 - Configuração simétrica e baterias utilizadas. ....	39
Figura 24 - Braço posicionado para testes. ....	40
Figura 25 - Circuito completo. ....	42
Figura 26 - Circuito montado. ....	42
Figura 27 - Trilhas e projeto finalizado. ....	43
Figura 28 - Potência do ruído. ....	44
Figura 29 - Relação Sinal/Ruído dos movimentos. ....	46
Figura 30 - Saída após AD620. ....	46
Figura 31 - Saída após o estágio de filtragem. ....	47
Figura 32 - Saída final do circuito. ....	47

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores para o filtro Sallen-Key passa altas .....	31
Tabela 2 - Valores para o filtro Sallen-Key passa-baixas. ....	36
Tabela 3 - Componentes e preços. ....	41
Tabela 4 - Ruídos em RMS.....	44
Tabela 5 - Relação Sinal/Ruído do circuito. ....	45

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EMG	Eletromiograma
sEMG	Eletromiografia de Superfície
UM	Unidade Motora
PAUM	Potencial de Ação de Unidade Motora
TPAUM	Trem de Potencial de Ação de Unidade Motora
Hz	Hertz
SNR	Signal-To-Noise Ratio
CI	Circuito Integrado
EEG	Eletroencefalograma
ECG	Eletrocardiograma
PCI	Placa de Circuito Impresso
RMS	Root Mean Square

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	14
2 O SINAL EMG .....	16
3 ESTADO DA ARTE .....	18
4 OBJETIVOS .....	19
5 ASPECTOS DA AQUISIÇÃO DO SINAL EMG .....	19
5.1 Localização dos eletrodos .....	20
5.2 Ruídos presentes na captação do sinal .....	22
5.2.1 Interferência da rede elétrica .....	22
5.2.2 Ruídos provenientes do movimento.....	23
5.3 Frequência de corte dos filtros .....	23
6 DESENVOLVIMENTO DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO .....	24
6.1 Primeiro estágio de amplificação – Amplificador de instrumentação .....	24
6.2 Estágios de filtragem .....	27
6.2.1 Primeiro estágio de filtragem .....	29
6.2.2 Segundo estágio de filtragem .....	33
6.2.3 Terceiro estágio de filtragem .....	34
6.3 Segundo estágio de amplificação .....	37
6.4 Retificador de onda completa .....	39
6.5 Alimentação do circuito .....	39
7 METODOLOGIA .....	40
8 RESULTADOS .....	41
9 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS .....	48
REFERÊNCIAS .....	49

## 1 INTRODUÇÃO

O estudo de sinais eletromiográficos é objeto de interesse da bioengenharia há décadas e seu uso encontra-se muito presente na robótica. A aplicabilidade mais comum destes sinais é encontrada na medicina, para diagnosticar a força dos músculos (ou a falta dela), estudar as suas características biológicas e na reabilitação motora. Além disso, com o rápido desenvolvimento do estudo de próteses, surge a necessidade do uso de sinais sEMG (eletromiografia de superfície) no controle destes equipamentos mecânicos, ampliando as possibilidades desse mercado para pessoas com deficiência.

Existem vários circuitos para captação de sinais eletromiográficos por meio de eletrodos, com diferentes tipos de filtros e topologias, o que gera dúvidas na escolha de uma topologia adequada para determinada aplicação. O presente trabalho é um estudo do desenvolvimento de um circuito para a leitura de sinais eletromiográficos por meio de materiais de baixo custo. Serão apresentados o desenvolvimento e implementação de todos os estágios do circuito de um eletromiógrafo.

Eletromiografia é definida como o registro extracelular da atividade bioelétrica gerada pelas fibras musculares (VODUSEK, 2007). Essa técnica é capaz de identificar as características dos músculos em determinados movimentos, como o nível de ativação muscular, intensidade e fadiga a partir da análise da atividade elétrica de um determinado músculo. Pode ser realizada através de uma agulha inserida no corpo para captar a atividade elétrica de um músculo específico; ou por meio de eletrodo de superfície, para mensurar a atividade elétrica de várias unidades motoras ao mesmo tempo (VODUSEK, 2007), sendo essa última conhecida como eletromiografia de superfície ou sEMG. A eletromiografia de superfície é bastante difundida entre os profissionais da fisioterapia e medicina, principalmente na área de reabilitação e esportes. Também é aplicada na odontologia para diagnosticar problemas de bruxismo do sono, identificando o nível de tensão do músculo da região da face (OENNING, EVANDRO, et al., 2005).

Por se tratar de estímulos elétricos, existem diversos estudos sobre as possibilidades da aplicação da sEMG além do diagnóstico de problemas no músculo. Segundo De Luca (1997) e De Luca (2002), em biomecânica há três aplicações principais do estudo de sinais EMG:

- Determinar o tempo de ativação do músculo; isto é, quando a excitação do músculo começa e termina.
- Estimar a força produzida pelo músculo;

- Obter e avaliar o índice de fadiga do músculo através da análise do espectro de frequência do sinal.

Nesse contexto, é possível observar a vasta utilidade do equipamento capaz de captar estes sinais. O eletromiógrafo é o sistema que realiza a aquisição de dados através de três eletrodos para captação do sinal elétrico que o músculo produz ao realizar uma contração. Este aparelho apresentado na Figura 1 é capaz de captar um pequeno sinal e amplificá-lo na ordem de volts. Após a filtragem de ruídos o sinal muscular é transmitido para o computador e pode ser analisado e avaliado. O eletromiógrafo comercial é um aparelho caro e robusto, sendo encontrado apenas em grandes clínicas e hospitais, tendo um custo acima de 2 mil reais.

Figura 1- Eletromiógrafo.



Fonte: Site Liva Saúde (2022).

Para melhor compreensão do uso dos sinais eletromiográficos é importante entender o processo de como essa ciência evoluiu através dos séculos, tendo os primeiros registros de interesse por parte dos cientistas há mais de 300 anos.

A partir de pesquisas elétricas do cientista italiano Luigi Galvani, foi estabelecido um estudo no século XVIII capaz de definir o conceito até então desconhecido de eletricidade animal. O experimento de Galvani consistiu em dissecar uma rã e aplicar uma descarga elétrica a fim de entender o movimento muscular por meio do uso de eletricidade. Galvani constatou que, ao aplicar eletricidade ao nervo da perna da rã, os músculos inferiores do animal se contraíram fortemente, constatando que o músculo animal possui carga elétrica.

No século seguinte, o cientista italiano Carlo Matteucci, instigado pelo trabalho de Galvani, iniciou uma série de estudos sobre a eletricidade animal. Usando um galvanômetro sensível, Matteucci provou que tecidos biológicos, ao serem contraídos, geram corrente elétrica. Realizando outro experimento em uma rã. Porém, foi em 1849 que o fisiologista alemão DuBois Reymond finalmente conseguiu provar que um sinal eletromiográfico pode ser detectado de um músculo humano durante uma contração voluntária (DE LUCA, 2006).

Esta descoberta permaneceu inexplorada por aproximadamente oito décadas, à espera do desenvolvimento de implementos tecnológicos que tiveram grande importância no prosseguimento dos estudos.

Entre a década de 1940 até meados da década de 1950 várias investigações mostraram uma relação entre amplitude do sinal EMG e a intensidade, assim como a velocidade de uma contração muscular. Essa descoberta popularizou o uso de estudos eletromiográficos na investigação do funcionamento da função muscular. As investigações cinesiológicas receberam mais um impulso no início dos anos 1960 com a introdução dos eletrodos com fios (DE LUCA, 2006). Nas décadas seguintes, os estudos envolvendo sinais EMG aplicados em próteses evoluíram, assim como o desenvolvimento de uma base matemática que possibilitou a análise dos sinais de forma computadorizada, ampliando ainda mais as condições de uso.

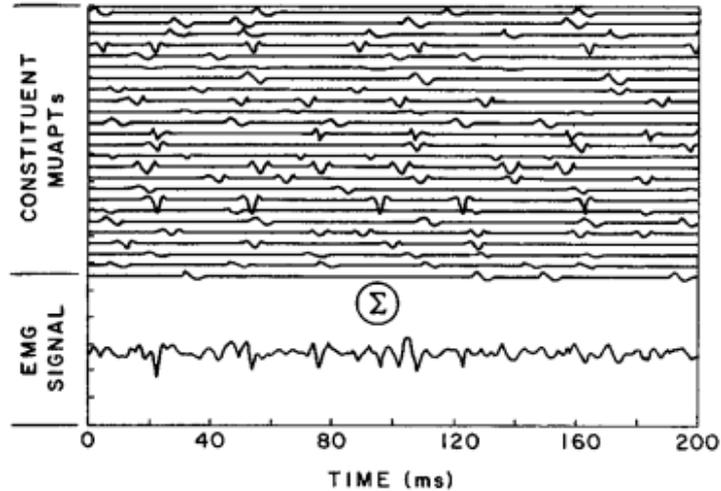
## **2 O SINAL EMG**

O sinal EMG é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada a contração de um determinado músculo. Esse sinal representa a corrente gerada pelo fluxo iônico através da membrana das fibras musculares que se propaga pelos tecidos intermediários alcançando a superfície de detecção de um eletrodo localizado no ambiente (DE LUCA, 2006).

A unidade funcional mais importante de um músculo é chamada Unidade Motora (UM). O sinal elétrico que emana da ativação das fibras musculares de uma unidade motora detectável na vizinhança de um eletrodo é chamado de potencial de ação da unidade motora (PAUM). Isto constitui o fundamento geral do sinal EMG (DE LUCA, 2006). A manifestação elétrica de um PAUM é acompanhada de contração imediata das fibras musculares e para sustentar a contração muscular, as fibras devem ser ativadas repetidamente (DE LUCA, 2006). A resultante destas PAUMs ativadas de forma repetida é chamada de trem de potencial de ação da unidade motora (TPAUM). O somatório dos TPAUMs das fibras musculares identificadas por um eletrodo gera um sinal único, este sinal é o sinal EMG buscado. O somatório de TPAUMs é representado na Figura 2, em que a parte superior mostra as TPAUMs separadas e

a parte inferior mostra o somatório.

Figura 2 - Somatório de TPAUMs.



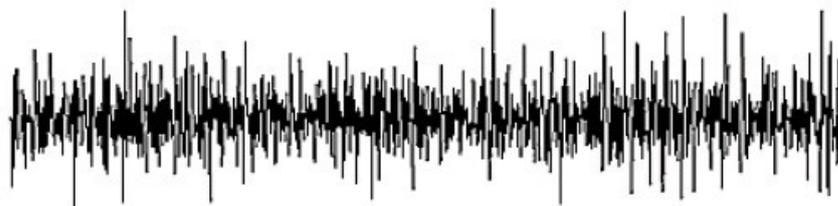
Fonte: De Luca (2006).

O sinal EMG representado na Figura 2 pode ser sintetizado pela soma linear dos TPAUMs. Esta ideia é expressa na Equação 1, onde  $F$  representa a força gerada pelo músculo e a taxa de disparo da unidade motora,  $t$  é o tempo e  $\dot{y}_{\text{TPAUM}}$  é a TPAUM.

$$\dot{y}(b, \dot{y}) = \sum_{\text{TPAUM}}^{\dot{a}} \dot{y}_{\text{TPAUM}}(b, \dot{y}) \quad (1)$$

O sinal EMG após o somatório de TPAUMs, é composto de amplitudes aleatórias e durante a ativação do músculo. Este sinal atinge tensões que variam de 0 a 10 mV (pico-a-pico) ou de 0 a 1.5 mV (rms). A energia útil deste sinal está limitada entre 0 e 500 Hz, com energia dominante compreendida entre 50 e 150 Hz (DE LUCA, 2006). A Figura 3 mostra como o sinal eletromiográfico é comumente visualizado, deixando clara a aleatoriedade das amplitudes.

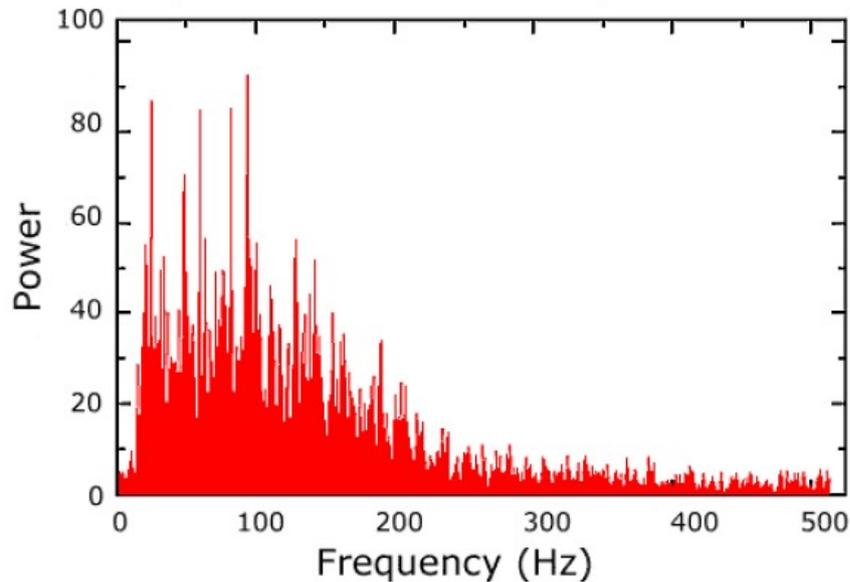
Figura 3 - Sinal EMG sem filtragem.



Fonte: De Luca (2006).

A Figura 4 representa o espectro de frequência de um típico sinal EMG, mostrando sua presença principalmente em frequências mais baixas.

Figura 4 - Espectro de frequência do sinal EMG.



Fonte: De Luca (2006).

A partir das características biológicas que envolvem o estudo do sinal eletromiográfico foi possível definir os principais parâmetros que guiam este trabalho:

- Frequência natural do sinal: 0 a 500 Hz;
- Amplitude natural do sinal: 0 a 10 mV (pico-a-pico) ou 0 a 1.5 mV (rms).

### 3 ESTADO DA ARTE

Atualmente, os estudos relacionados à aquisição de sinais eletromiográficos são voltados para a redução do custo dos aparelhos para a eletromiografia e também a investigação de novas aplicações dessa tecnologia. Nesse último caso, destaca-se a reabilitação motora analisando a resposta do músculo visando controle de aparelhos, que é de interesse no trabalho de Lizandra Santos (2018).

Outro trabalho relacionado com o estudo de sinais EMG para reabilitação motora é o de Duque (2014), que investigou o uso de sinais EMG em jogos que estimulem o movimento de membros lesionados em pacientes. Assim, ao captar os sinais de forma fiel, é possível, com o

incentivo dos jogos, analisar a resposta do músculo em questão.

Barion Pichi (2015) abordou o uso de sinais no acionamento de motores de grande porte. Utilizando Arduino UNO, relé e um contator, foi possível acionar um motor a partir da amplificação de sinais EMG. Este trabalho apresenta o amplificador de instrumentação AD620, o que torna interessante pois a maioria dos outros trabalhos usaram o circuito integrado do tipo INA.

Em Camila Limoli (2017) é mostrado uma configuração para o circuito que utiliza filtros ativos de segunda ordem do tipo Sallen-Key, obtendo resultados importantes em relação à qualidade do sinal de saída.

Iago Machado (2018) realiza um trabalho de comparação entre a aquisição usando eletrodos convencionais e outra com sensor piezoelétrico.

Todos os trabalhos convergem no estudo do circuito de aquisição. São convencionalmente utilizados filtros ativos, amplificadores operacionais e amplificadores de instrumentação. Estes princípios irão guiar todo o escopo do estudo aqui desenvolvido.

#### **4 OBJETIVOS**

O trabalho tem como objetivo geral realizar o estudo e desenvolvimento de um circuito de captação de sinais EMG. Destacamos assim os seguintes objetivos específicos:

1. Realizar a simulação computacional de todos os estágios do circuito de captação;
2. Montar o projeto utilizando componentes com maior facilidade de acesso e menor preço possível;
3. Caracterizar o circuito quanto à redução de ruído que ocorre em cada filtro e a importância de cada estágio de filtragem para objetivo final;

#### **5 ASPECTOS DA AQUISIÇÃO DO SINAL EMG**

O projeto busca contemplar todas as etapas da captação do sinal iniciando no eletrodo de superfície em contato com o corpo, amplificação, filtragem e finalizando na visualização dos sinais por meio de um osciloscópio ou Arduino UNO, para isso são apresentados os aspectos principais para a aquisição do sinal EMG.

## 5.1 Localização dos eletrodos

O início de todo o processo de aquisição se dá na pele, assim, o primeiro contato do sinal eletromiográfico com o sistema de condicionamento está nos eletrodos e cabos. Para a captação dos sinais existem tipicamente dois tipos de eletrodos, do tipo invasivo ou de superfície.

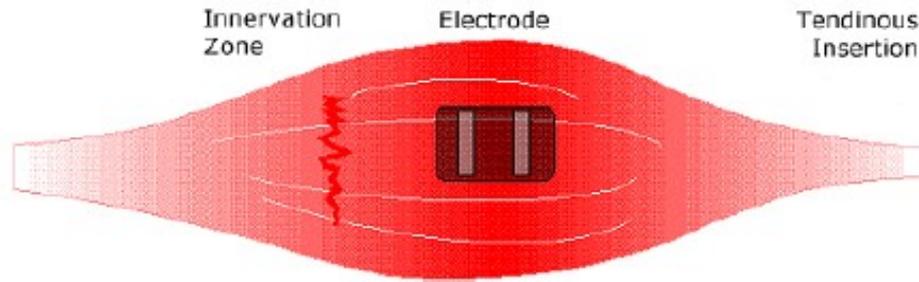
Os eletrodos invasivos (agulhas) geralmente são utilizados em situações onde é necessário atingir músculos em uma camada mais profunda da pele, sendo comercializados em forma de agulhas ou fios metálicos (MIOTEC, 2018). É utilizado em situações onde se precisa do sinal de um músculo específico, que não é o caso deste trabalho, onde precisa-se do sinal de um conjunto de músculos. Este tipo de eletrodo apresenta desconforto e dores no paciente, portanto, optou-se pelo uso de eletrodos de superfície descartáveis.

Os eletrodos de superfície são os mais comuns de serem encontrados no mercado além de possuírem preço mais acessível, estes eletrodos são não invasivos e descartáveis, o que garante boa higienização do paciente e mais conforto por ser utilizado na parte superficial da pele. O eletrodo superficial pode ser usado tanto como um captador de energia (se conectado ao eletromiógrafo) quanto como um eletroestimulador, enviando carga elétrica ao músculo do paciente (MIOTEC, 2018).

O sinal EMG apresenta baixa amplitude em comparação a outros sinais captados através da superfície da pele. Deve-se, assim, utilizar os eletrodos na configuração diferencial, onde capta-se dois sinais, a partir de dois eletrodos no músculo analisado, que serão subtraídos e depois amplificados (DE LUCA, 1997). Nessa configuração, a localização dos eletrodos é de fundamental importância, logo, utilizam-se três eletrodos, sendo dois localizados no músculo estudado e um terceiro eletrodo de referência, conforme as seguintes orientações (DE LUCA, 2002):

- a) Os eletrodos diferenciais devem estar espaçados em 1.0 cm e localizados na linha média do centro do músculo, com a superfície de detecção orientada perpendicularmente ao comprimento das fibras musculares, como mostrado na Figura 5.

Figura 5 - Localização dos eletrodos.



Fonte: De Luca, 2002

- b) Não usar no ponto motor do músculo. O ponto motor é o local onde a impedância é menor, a resistência à passagem da corrente é menor, geralmente o ponto motor é situado na porção média do músculo.
- c) Não colocar fora dos limites do músculo. Nesta região, o eletrodo tem maior probabilidade de captar sinais elétricos de músculos adjacentes indesejáveis.

O eletrodo de referência é importante para dar um ponto comum aos eletrodos diferenciais. Para a melhor realização do seu propósito, o eletrodo de referência deve estar localizado o mais distante possível dos eletrodos diferenciais, em um músculo eletricamente neutro (de preferência próximo a um osso) (DE LUCA, 2002). Neste trabalho, levando em consideração preço, facilidade de encontrar no mercado e conforto do paciente, foi utilizado o eletrodo de superfície descartável da marca Solidor, mostrado na Figura 6.

Figura 6 - Eletrodos utilizados.



Fonte: Autor.

Para a melhor condutividade entre músculo e eletrodo, utiliza-se na pele do paciente o gel eletricamente condutivo, diminuindo a resistência à passagem de corrente elétrica. A Figura 7 mostra a localização dos eletrodos no paciente.

Figura 7 - Localização dos eletrodos no paciente.



Fonte: Autor.

Os eletrodos diferenciais estão colocados fora do ponto motor, a 1cm de distância, dentro dos limites do músculo e com gel condutor, e o eletrodo de referência próximo à mão direita em um músculo neutro.

## **5.2 Ruídos presentes na captação do sinal**

Por se tratar de um sinal encontrado preferencialmente em baixas frequências, a captação do sinal EMG está sujeita a ruídos que podem inviabilizar seu uso adequado. Em geral, são comuns ruídos provenientes da indução eletromagnética da rede elétrica e ocasionados por artefatos do movimento (ORTOLAN, 2001).

### **5.2.1 Interferência da rede elétrica**

Esse tipo de interferência causa o maior dano ao sinal mioelétrico, estando presente no cotidiano da maioria da população possuindo uma amplitude considerável comparado às

baixas amplitudes do EMG (ZHANG *et al.*, 1997). Esse ruído se origina de fontes de radiação eletromagnética, como transmissão de rádio e televisão, lâmpadas fluorescentes, cabos de energia elétrica, etc. O ruído proveniente da rede elétrica pode ter amplitude de uma até três vezes maior que o sinal EMG (DE LUCA, 2002).

Existem algumas técnicas que podem ser usadas a para supressão da frequência de 60Hz para a melhor captação do sinal EMG, como o filtro Notch. Esse consiste em um filtro rejeita faixas que pode ser implementado aplicando um passa-baixas e um passa-altas em cascata com a mesma frequência de corte.

Mesmo que o circuito de aquisição seja alimentado com baterias, que gera uma redução drástica da interferência elétrica, o uso de equipamentos conectados à rede como o osciloscópio gera a necessidade de implementação do filtro. O desenvolvimento do filtro é apresentado de forma detalhada na Seção 6.

### **5.2.2 Ruídos provenientes do movimento**

Outro ruído encontrado em captações de sinais biológicos é proveniente dos artefatos de movimento, que surgem a partir do atrito dos eletrodos com a pele no movimento e do movimento dos cabos. Esses tipos de ruídos são de baixas frequências, em sua maioria na faixa de 0 a 20 Hz (DE LUCA, 2002). Logo, deve-se implementar um circuito passa-altas com frequência de corte igual a 20 Hz, suprimindo os ruídos de artefatos de movimento.

### **5.3 Frequência de corte dos filtros**

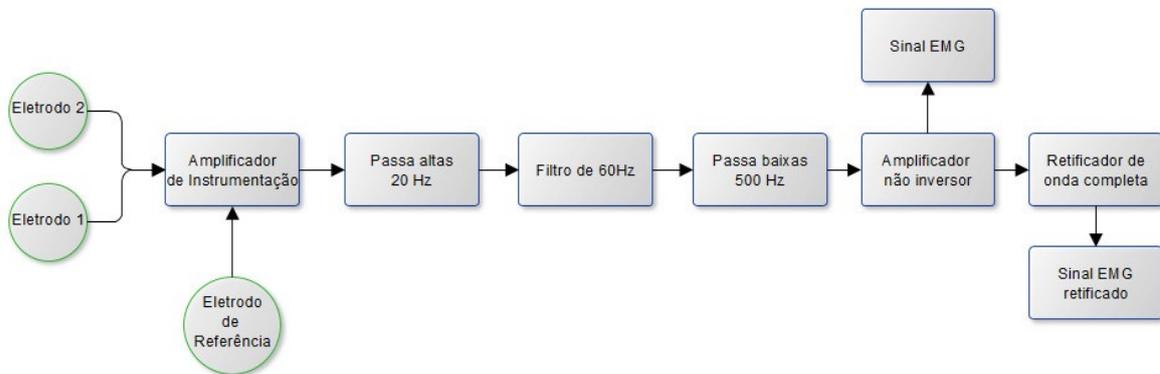
Em posse de todas as informações sobre ruídos e características do sinal EMG, é possível afirmar que o desenvolvimento de um circuito de captação ideal deve considerar as seguintes técnicas de redução de interferência:

- a) Uso de filtro Notch de 60 Hz;
- b) Uso de filtro passa-altas de 20 Hz;
- c) Uso de filtro passa-baixas de 500 Hz;
- d) Eletrodo de referência distante do músculo analisado, de preferência em um músculo neutro e próximo a um osso.

## 6 DESENVOLVIMENTO DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO

Esta seção irá mostrar os detalhes do desenvolvimento, simulação e todos os cálculos que justificam as escolhas de componentes tomadas na montagem do circuito. Apresentando uma visão geral do projeto, a Figura 8 traz um diagrama de blocos que mostra todas as partes essenciais do circuito, com a característica de possibilitar visualizar o circuito padrão ou retificado.

Figura 8 - Diagrama de blocos.



Fonte: Autor.

### 6.1 Primeiro estágio de amplificação – Amplificador de instrumentação

O amplificador de instrumentação, também conhecido como *in-amp* (*instrumentation amplifier*), é um elemento importante para a aquisição de sinais de pequena amplitude. A principal diferença entre um amplificador de instrumentação e um amplificador operacional comum está no elevado grau de rejeição de sinais em modo-comum, da ordem de -90 dB (FABBRO, 2002).

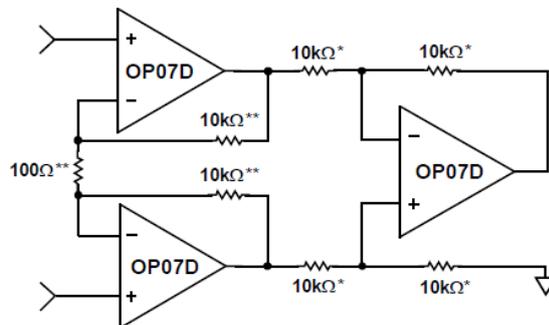
Um amplificador de instrumentação é um amplificador diferencial, ou seja, amplifica somente a diferença entre os sinais presentes nas entradas, de modo que todas as componentes comuns às duas entradas são rejeitadas. Surge assim, o termo Razão de Rejeição de Modo Comum ou CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*), que descreve quantitativamente a precisão desta característica em um amplificador.

Segundo De Luca (2002) e De Luca (2006), as principais características de um amplificador de instrumentação para aquisição de sinais eletromiográficos de superfície são:

- $CMRR \geq 90\text{dB}$ ;
- Corrente de entrada:  $< 5\text{nA}$ ;
- Ruído  $< 1.5\ \mu\text{V rms}$  para uma banda de passagem de  $20 - 500\text{Hz}$ ;
- Banda de passagem em hertz (3dB para 12dB por oitava);

A configuração clássica do amplificador de instrumentação mostrada na Figura 9. Essa topologia é formada por três amplificadores operacionais. Uma característica importante desse circuito é que os resistores apresentem valores idênticos, o que é difícil de ser realizado na prática.

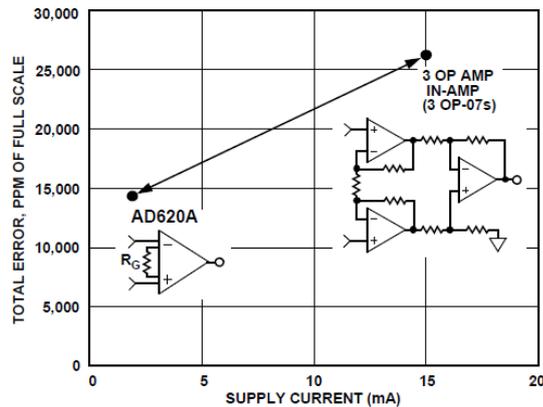
Figura 9 - Configuração amplificador de instrumentação.



Fonte: Documentação do AD620.

Optou-se por usar um circuito integrado que apresente a função de amplificador de instrumentação. Isso porque o uso de circuitos integrados diminui a quantidade de conexões e a complexidade da montagem, melhorando a captação do sinal e reduzindo os ruídos. Conforme os parâmetros descritos, alguns amp ops foram considerados e o de maior facilidade de compra e mais adequado ao projeto foi o AD620. Este consiste em um amplificador de instrumentação de baixo custo e baixo ruído muito popular em trabalhos relacionados a eletromiografia. A Figura 10 mostra a relação entre a configuração clássica com 3 amp ops e o CI AD620, provando ser o último aquele com a menor erro e menor corrente de alimentação, sendo assim a melhor escolha.

Figura 10 - Comparação entre AD620 e 4 amp ops.



Fonte: Documentação do AD620.

Segundo sua documentação, o AD620 apresenta os seguintes parâmetros:

- CMRR > 100dB;
- Baixa corrente de entrada, em torno de 1nA;
- Baixo ruído: 0,28mV de 0,1Hz a 10 Hz e 9nV em torno de 1kHz;
- Trabalha com alimentação entre +- 2.3V a +- 18V.

Logo, os parâmetros do AD620 atendem aos critérios apresentados por De Luca (2002) e De Luca (2006). Para a montagem da primeira etapa amplificadora do circuito deve-se definir o ganho desejado e calcular o resistor de entrada que o determina.

O primeiro estágio de amplificação deve amplificar o sinal em uma faixa aproximada de mil vezes, para fornecer um sinal próximo de 1 volt já na entrada dos filtros. A Equação 2 mostra o cálculo da resistência de entrada para um ganho de 900 vezes.

$$\gamma_{\bar{a}} = \frac{49,4 \gamma}{p \ 2 \ 1} \quad (2)$$

$$\gamma_{\bar{a}} = \frac{49,4 \gamma}{900 \ 2 \ 1} = \frac{49,4 \gamma}{899} = 54,94 \ \Omega$$

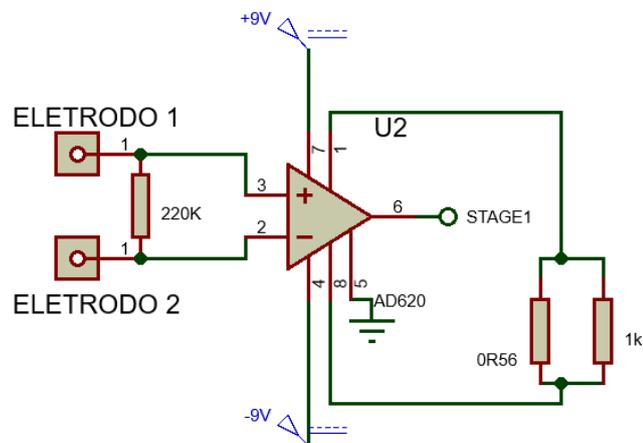
Testes realizados em bancada mostraram que o melhor arranjo para se obter o valor desejado de  $R_g$  é associando um resistor de  $1k\Omega$  em paralelo com um resistor de  $56 \ \Omega$ . A Equação 3 apresenta o cálculo da associação paralela da resistência equivalente obtida. Sendo  $R_g$  o resistor de ganho, foi conectado entre os pinos 1 e 8 do CI AD620 como indicado no

datasheet.

$$\dot{Y}_{\text{a}\ddot{\text{A}}} = \frac{1000 \cdot 56}{1000 + 56} = \frac{56000}{1056} = 53 \Omega \quad (3)$$

Por fim, foi adicionado um resistor de 220k  $\Omega$  na entrada diferencial (pinos 2 e 3) para redução de interferência entre as entradas. O circuito do amplificador diferencial de entrada está representado na Figura 11.

Figura 11 - Circuito de entrada.

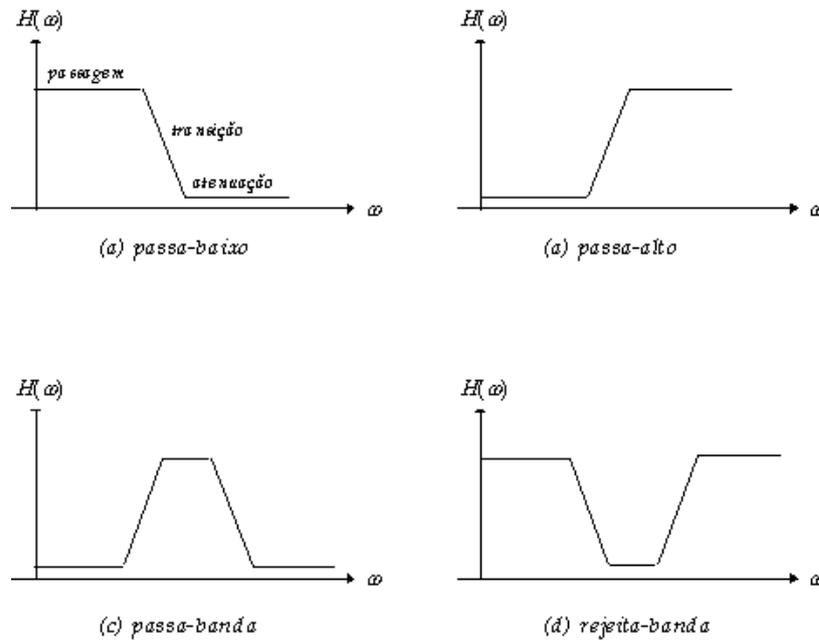


Fonte: Autor.

## 6.2 Estágios de filtragem

Com a finalidade de suprimir estes ruídos e obter a melhor qualidade do sinal se utilizam filtros de frequência. Existem diversas configurações e tipos de filtros: passa-baixas, passa-altas, passa-faixa, rejeita-faixa que servem para suprimir diferentes faixas de frequência. Suas características ideais estão apresentadas na Figura 12.

Figura 12 - Representação de filtros ideais.



Fonte: UFRGS, Filtros eléctricos. (2022)

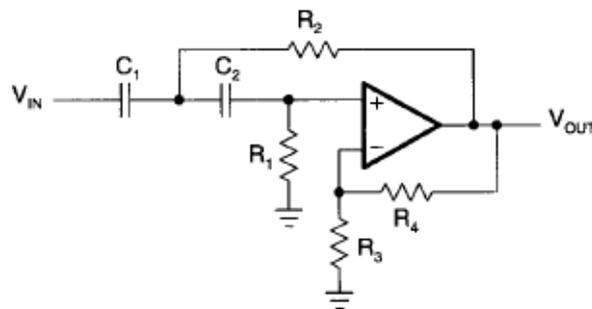
É importante ressaltar que existem os filtros passivos, configurados somente de elementos como o capacitor, resistor e indutor; os filtros ativos, caracterizados pela presença do amplificador operacional, necessita de alimentação externa e serve para amplificar, desacoplar e isolar os sinais aplicados na entrada. Existem filtros de diversas ordens que se diferenciam quanto ao grau de decaimento de ganho por década ou outava de frequências, sendo obtido multiplicando o valor da ordem do filtro por 20dB/dec. Assim, o filtro de primeira ordem possui um grau de inclinação de 20dB/dec e o filtro de segunda ordem possui um grau de inclinação de 40dB/dec.

Sendo a faixa de frequências do sinal sEMG entre 20 Hz e 500 Hz, fazem-se necessários para sua aquisição um filtro passa-baixas, com frequência de corte de 500Hz e um passa-altas com frequência de corte de 20Hz, formando assim um filtro passa faixa. De acordo com De Luca (1997), é indicado o uso de um filtro passa-faixa com inclinação mínima de 40dB/dec. Logo, decidiu-se por implementar dois filtros Sallen-Key de 2ª ordem passa-altas e passa-baixas em cascata. Esta configuração foi selecionada por se adequar ao exigido e ser um filtro de baixa complexidade, baixa impedância de saída, fácil controle de ganho e de simples cálculo da frequência de corte.

**6.2.1 Primeiro estágio de filtragem**

O primeiro estágio de filtragem será constituído por um passa-altas Sallen-Key de 2ª ordem, projetado com uma frequência de corte de 20 Hz e um ganho de aproximadamente 2,5 vezes, amplificando o sinal de saída do primeiro estágio de amplificação de 1V para 2,5 V. Isso porque, mesmo com a amplificação de 900 vezes no primeiro estágio, o sinal que chega ao filtro passa altas nem sempre será da ordem de 1V devido à natureza aleatória da amplitude do sinal EMG. A Figura 13 mostra uma representação do filtro.

Figura 13 - Filtro Sallen-Key passa-altas de segunda ordem.



Fonte: S. A. Pactitis, (2007).

O filtro passa-altas Sallen-Key de 2ª ordem possui a função de transferência representada na Equação 4.

$$\ddot{y}(\dot{y}) = \frac{\dot{y}}{1 + \frac{\dot{y}}{R_1 C_1} + \frac{\dot{y}}{R_2 C_2} + \frac{1}{R_3 R_4 C_1 C_2}} \quad (4)$$

A partir da equação do ganho em Pactitis (2007), calculou-se os valores de resistência necessários para o ganho de 2,5 vezes:

$$p = 1 + \frac{\dot{y}}{\dot{y}_A} \quad (5)$$

$$p = \frac{15\dot{y}}{10\dot{y}} = 2,5$$

Para um ganho de 2,5, os resistores foram definidos como:

$$R_1 = 15k \Omega$$

$$R_2 = 10k \Omega$$

Na definição dos próximos parâmetros do filtro, emprega-se a técnica de normalização (PACTITIS, 2007), é possível obter as equações de forma simplificada utilizando o fator FSF (*Frequency-Scaling Factor*) e o ISF (*Impedance-Scaling Factor*).

O FSF de um filtro tem o efeito de multiplicar todos os pontos no eixo da frequência pela FSF. Portanto, uma curva de resposta normalizada pode ser usada diretamente para prever a atenuação do filtro não normalizado. A equação mantém sua função de transferência quando todos os resistores são multiplicados por um fator (ISF) e todos os capacitores são divididos pelo mesmo fator ISF. Isso ocorre porque os ISFs cancelam um ao outro na função de transferência (PACTITIS, 2008).

$$R_1 = 2 \cdot R_2 \cdot \bar{A} \quad (6)$$

$$\bar{A} = \frac{1}{R_1 \cdot R_2 \cdot C} \quad (7)$$

O capacitor C deve ser definido de acordo com valores comerciais. Sabendo disso, foi escolhido o valor de  $C = 100nF$ . Assim, é possível encontrar os valores de ISF e FSF. A partir da Equação 6 e Equação 7, tem-se:

$$R_1 = 2 \cdot R_2 \cdot 20$$

$$\bar{A} = \frac{1}{40 \cdot R_2 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 7,9 \cdot 10^{-10}$$

Os coeficientes  $\bar{y}$  e  $\bar{A}$  são valores tabelados de acordo com cada tipo de filtro, os mais comuns são Butterworth, Tschebyscheff e Bessel. Para filtros de segunda ordem Butterworth, tem-se que:

$$\bar{y} = 1,4142 \quad \bar{A} = 1$$

Em posse desses valores, é possível obter os valores normalizados dos capacitores a partir das Equações 8 e 9.

$$\hat{y}_1 = \frac{4\bar{A}_1}{\hat{y}_1 + \sqrt{\hat{y}_1^2 + 8\bar{A}_1(p-2)}} \quad (8)$$

$$\hat{y}_1 = 0,7758$$

$$\hat{y}_2 = \frac{1}{\bar{A}_1 \hat{y}_1} \quad (9)$$

$$\hat{y}_2 = 1,2889$$

Após isso, é possível obter os valores de resistência normalizados.

$$\hat{y}_1 = \frac{1}{\hat{y}_1} = 1,2889$$

$$\hat{y}_2 = \frac{1}{\hat{y}_2} = 0,7758$$

Por fim, para encontrar os valores de resistência reais, multiplica-se o valor das resistências normalizadas com o valor de ISF. Então, os resistores são:

$$Y_1 = 1,2889 \cdot 7,9 \cdot 10^4 = 101,8 \text{ k}\Omega$$

$$Y_2 = 0,7758 \cdot 7,9 \cdot 10^4 = 61,1 \text{ k}\Omega$$

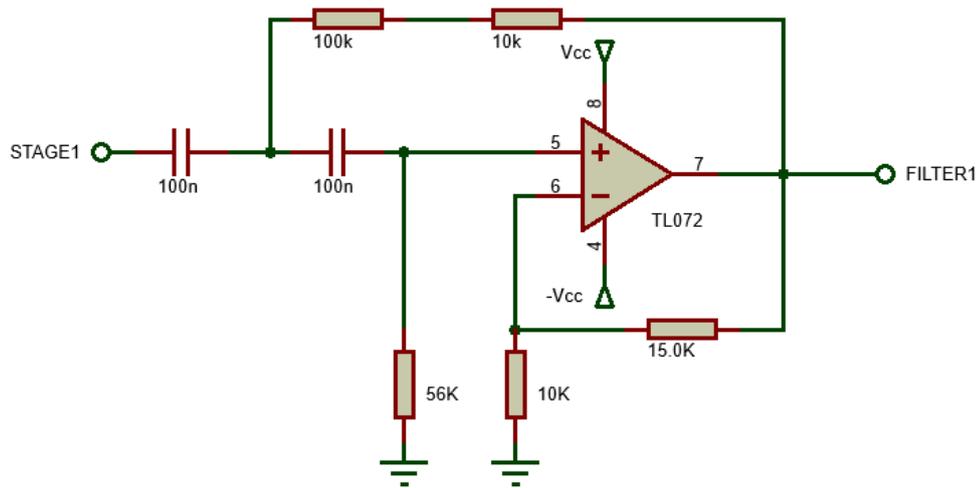
Tabela 1 - Valores para o filtro Sallen-Key passa altas

COMPONENTE	C	R1	R2	Ra	Rb
CALCULADO	100n	61k	101,8k	15k	10k
REAL	100n	56k	109,12k	15,7k	9,71k

Fonte: Autor.

O valor de  $101,8k\ \Omega$  foi obtido com um resistor de  $9,82k\ \Omega$  em série com um resistor de  $99,3k\ \Omega$ , formando  $109,12k\ \Omega$ . Em posse desses valores, foram feitas simulações comprovando a validade dos cálculos, a Figura 14 mostra o circuito simulado.

Figura 14 - Simulação do filtro passa-altas.



Fonte: autor.

A Figura 15 apresenta a resposta em frequência do filtro passa-altas implementado em simulação no software Proteus. É possível perceber a atenuação das frequências abaixo de 20Hz, porém, a frequência de corte está localizada em 12Hz, diferente dos 20Hz projetados.

Figura 15 - Resposta em frequência do filtro passa-altas.



Fonte: Autor.

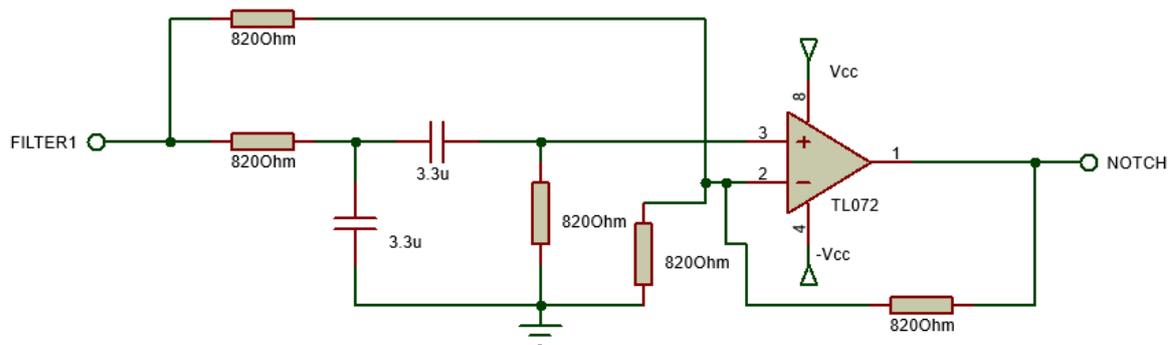
### 6.2.2 Segundo estágio de filtragem

O segundo estágio de filtragem emprega um filtro Notch para rejeição da frequência de 60Hz da rede elétrica no Brasil. Esse filtro, com características de rejeita faixa, pode ser implementado a partir da junção dos filtros passa alta e passa baixa. Essa configuração foi escolhida para esse trabalho devido a disponibilidade dos componentes no mercado. Partindo do princípio que se deseja suprimir apenas uma frequência e não uma faixa, os dois filtros foram projetados na mesma frequência de corte de 60Hz, gerando o efeito desejado de supressão da frequência. Dessa forma, o cálculo da frequência de corte para os dois filtros é dado pela Equação 10 e o circuito simulado está representado na Figura 16:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (10)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 820 \cdot 3,3 \cdot 10^{-6}} = 58,8 \text{ Hz}$$

Figura 16 - Simulação do filtro Notch.



Fonte: autor.

A Figura 17 mostra a resposta em frequência do filtro. Fica clara a funcionalidade do filtro ao observar a curva, atenuando a frequência de 60Hz.

Figura 17 - Resposta em frequência do filtro Notch.



Fonte: autor.

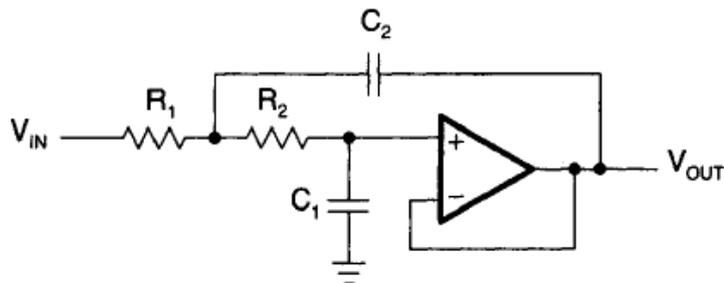
Na montagem do filtro foram utilizados os seguintes componentes:

- 2 Capacitores de poliéster de 3,3uF
- 5 resistores de 820  $\Omega$
- 1 amplificador operacional TL072.

### 6.2.3 Terceiro estágio de filtragem

O terceiro estágio da filtragem, mostrado na Figura 18, é constituído por um filtro passa baixas Sallen-Key com corte em 500Hz e ganho unitário, ou seja, esse circuito não tem função de amplificação.

Figura 18 - Filtro Sallen-Key passa-baixas de segunda ordem.



Fonte: S. A. Pactitis, (2007).

A equação 11 representa a função de transferência do filtro.

$$\ddot{y}(\dot{y}) = \frac{1}{1 + \dot{y}(\ddot{y}_1 + \dot{y}_2) + \dot{y}^2 \dot{y}_1 \dot{y}_2} \quad (11)$$

Empregando a técnica de normalização (PACTITIS, 2007), é possível obter as equações através dos fatores FSF (*Frequency-Scaling Factor*) e o ISF (*Impedance-Scaling Factor*). Desta forma, o valor de resistência foi definido a partir de valores comerciais, sendo  $R = 6,8k \Omega$ .

$$\dot{y} \dot{y} = 2 \dot{y} \ddot{y} \bar{A} \quad (12)$$

$$\dot{y} \dot{y} = 1000 \dot{y} \ddot{y}$$

$$\bar{A} \dot{y} = \dot{y} \quad (13)$$

$$\bar{A} \dot{y} = 6800$$

Os coeficientes  $\dot{y}$  e  $\bar{A}$  são valores tabelados de acordo com cada tipo de filtro, os mais comuns são Butterworth, Tschebyscheff e Bessel.

$$\dot{y} = 1,4142 \quad \bar{A} = 1$$

A partir das equações 14 e 15 é possível encontrar os valores normalizados de capacitores.

$$\dot{y} \ddot{y} = \frac{\dot{y}}{2\bar{A}} \quad (14)$$

$$\dot{y} \ddot{y} = 0,707$$

$$\dot{y} \ddot{y} = \frac{2}{\dot{y}} \quad (15)$$

$$\dot{y} \ddot{y} = 1,414$$

Para obtenção dos valores reais, utiliza-se as equações 16 e 17:

$$\omega_c = \frac{1}{R\sqrt{C_1 C_2}} \tag{16}$$

$$\omega_c = \frac{0,707}{6,8 \times 10^3 \sqrt{33 \times 10^{-9} \times 66 \times 10^{-9}}} = 33 \text{ rad/s}$$

$$\omega_c = \frac{1}{R\sqrt{C_1 C_2}} \tag{17}$$

$$\omega_c = \frac{1,4144}{6,8 \times 10^3 \sqrt{33 \times 10^{-9} \times 66 \times 10^{-9}}} = 66 \text{ rad/s}$$

Logo, definiu-se os valores dos componentes para o filtro passa-baixas conforme apresentado na Tabela 2:

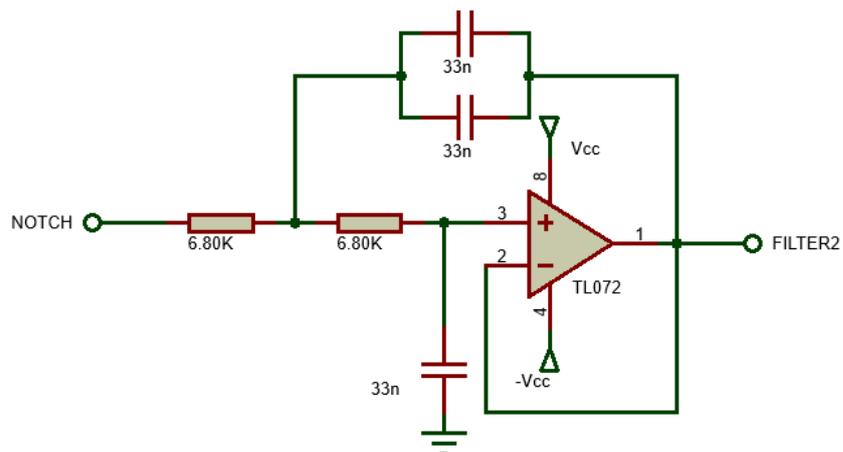
Tabela 2 - Valores para o filtro Sallen-Key passa-baixas.

COMPONENTE	R	C1	C2
CALCULADO	6,8k	33n	66n
REAL	6,8k	33n	66n

Fonte: Autor.

O circuito implementado está mostrado na Figura 19.

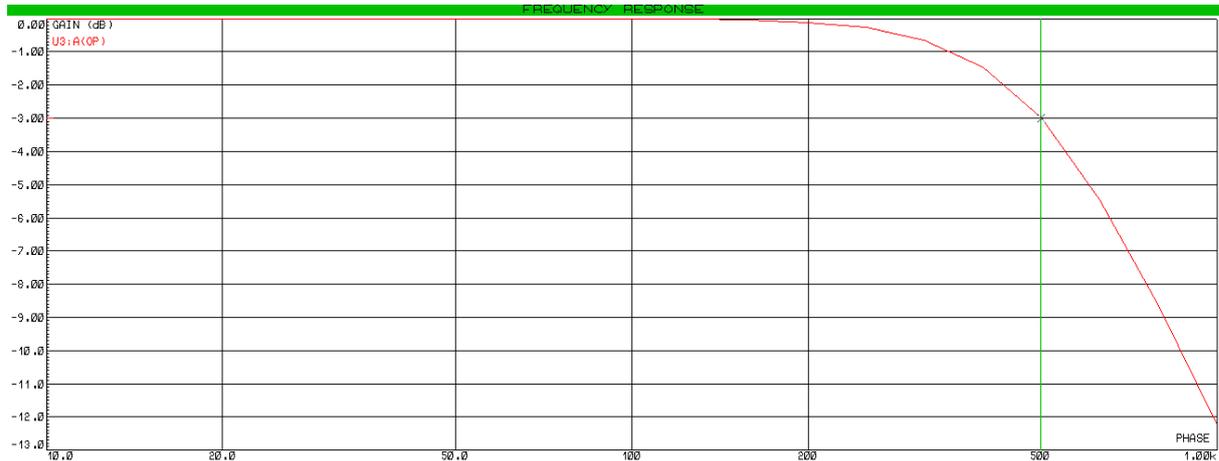
Figura 19 - Simulação do filtro passa-baixas.



Fonte: Autor.

O circuito implementado na simulação está apresentado na Figura 20 e sua resposta em frequência simulada na Figura 21. Ao observar a curva, observa-se que a frequência de corte localizada em -3dB é referente aos 500Hz desejados.

Figura 20 - Resposta em frequência passa-baixas.



Fonte: Autor.

### 6.3 Segundo estágio de amplificação

Após o estágio de filtragem, foi observado durante os testes do circuito que o sinal de saída ainda não estava suficientemente amplificado, ou seja, próximo dos 5V necessários para uso ideal no Arduino. Além disso, sabendo que o sinal ainda sofreria uma queda de tensão considerável nos diodos de retificação de saída, decidiu-se por implementar um último estágio de amplificação. A Equação 18 mostra a equação do ganho.

$$p = 1 + \frac{y_1}{y_2} \quad (18)$$

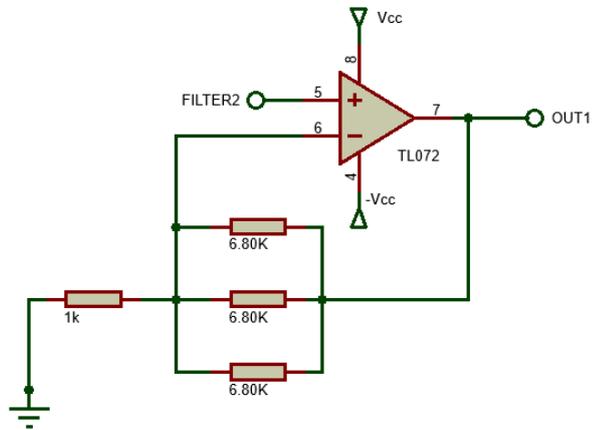
Para  $R_1 = 2,26k \Omega$  e  $R_2 = 1k \Omega$ , temos o ganho como sendo:

$$p = 1 + \frac{2,26y}{1y} = 2,26$$

Desta forma, o resistor R1 foi obtido pela associação em paralelo de 3 resistores de  $6,8k\Omega$ , formando aproximadamente  $2,26k\Omega$ . Já a resistência R2, consiste em um resistor de  $1k\Omega$ . Com isso, foi possível obter um sinal de saída de aproximadamente 5 Volts, dependendo

da força do movimento. A Figura 21 apresenta o esquemático do circuito.

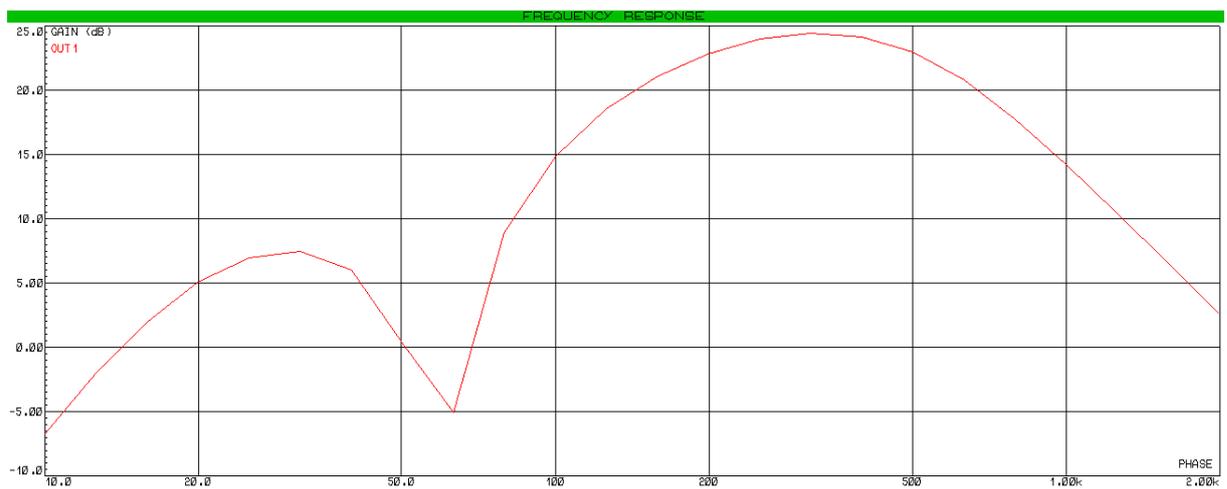
Figura 21 - Circuito amplificador não inversor.



Fonte: Autor.

Combinando e simulando todos os estágios, foi possível obter a resposta em frequência de todo o circuito implementado resultando no gráfico da Figura 22. É possível observar a característica de filtro passa-faixa com a atenuação específica da frequência de 60Hz.

Figura 22 - Resposta em frequência do circuito.



Fonte: Autor.

## 6.4 Retificador de onda completa

Por último, foi implementado um estágio de retificação de onda completa que pode ser opcional. Esse circuito retificador torna-se útil para casos em que se deseja estabelecer interface com um microcontrolador.

Mesmo o uso de microcontrolador não sendo o objetivo deste trabalho, decidiu-se implementar a retificação no circuito para melhor observação da onda com diodos de alta velocidade 1N4148.

## 6.5 Alimentação do circuito

Em situações onde ocorrem perdas de isolamento dos equipamentos, o contato galvânico direto dos sensores com a pele pode trazer uma corrente de fuga prejudicial ao paciente. Entretanto, essa preocupação é menor em dispositivos alimentados por baterias de baixa tensão (3V a 15V) (DE LUCA, 2002). Tendo em mente também as características e necessidades para o tratamento dos ruídos inerentes ao sinal sEMG, optou-se por alimentar o circuito através de baterias de 9 volts. As baterias foram conectadas na configuração simétrica, aonde o lado positivo 9V e o lado negativo 9V são as alimentações e a referência é estabelecida em uma ligação no lado positivo e negativo oposto de cada fonte. A Figura 23 ilustra essa configuração.

Figura 23 - Configuração simétrica e baterias utilizadas.

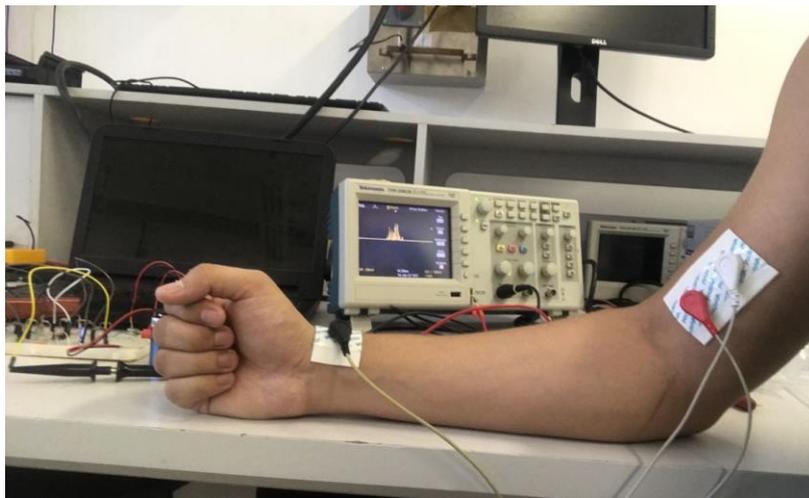


Fonte: Autor.

## 7 METODOLOGIA

Embora toda a parte experimental de captação dos sinais eletromiográficos tenha sido realizada a partir do bíceps direito do próprio autor, cada pessoa possui características específicas e diferentes entre si, no entanto, a forma como o trabalho foi construído possibilita o uso dessas informações para qualquer paciente, já que os filtros, eletrodos e código foram baseados em estudos genéricos inerentes ao sinal eletromiográfico. Assim, o paciente permaneceu sentado durante todo o processo de aquisição de sinais, com o braço direito relaxado sobre uma mesa e sem uso de pesos (o paciente não segurava nada na mão). Toda a força realizada foi voluntária e puramente por contração muscular; em alguns casos se fez necessário um fechamento para obter maior força no bíceps. A Figura 24 mostra o posicionamento do braço em repouso.

Figura 24 - Braço posicionado para testes.



Fonte: Autor.

Foram realizados os seguintes movimentos:

- a) Contração por dois segundos com muita força;
- b) Contração por dois segundos com baixa intensidade;
- c) Contração por cinco segundos com alta força;
- d) Contração por cinco segundos com baixa intensidade.

Cada movimento supracitado foi observado e registrado no computador. Os sinais obtidos foram utilizados na análise da relação Sinal/Ruído que será detalhada na Seção 8.

## 8 RESULTADOS

O circuito apresentou o resultado esperado com base nas simulações realizadas considerando os materiais de menor custo. A Tabela 3 mostra os valores de quantidade e de preço dos componentes. É importante lembrar que a compra da maioria dos componentes foi realizada via internet, os cálculos desconsideram o valor de frete e têm como base os valores em 2022.

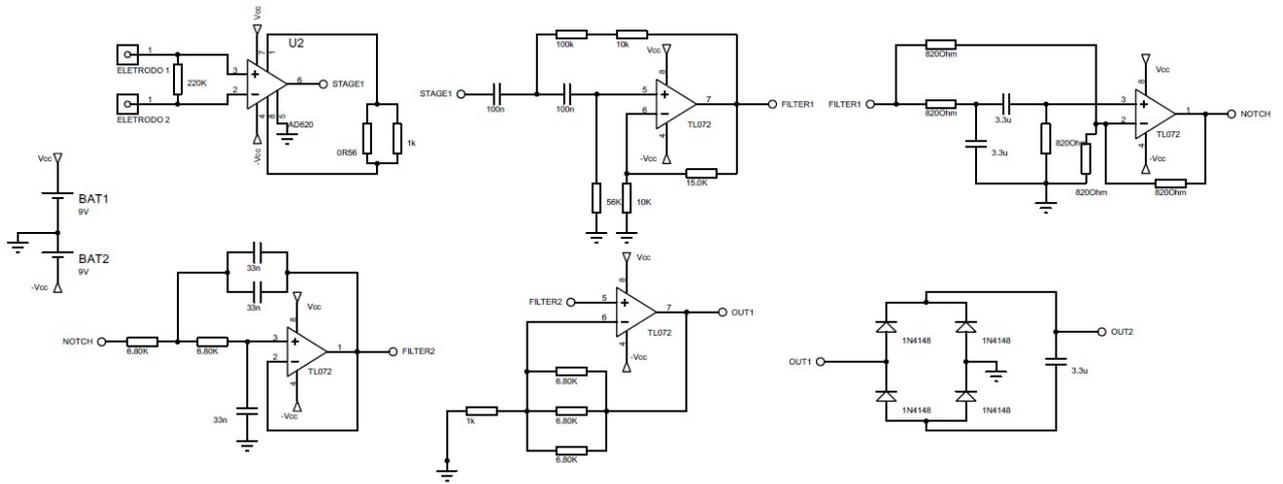
Tabela 3 - Componentes e preços.

COMPONENTE	PREÇO	QUANTIDADE	TOTAL
AD620	R\$ 32,69	1	R\$ 32,69
TL072	R\$ 2,32	3	R\$ 6,96
Capacitor de Poliester 3,3uF / 250V	R\$ 2,42	2	R\$ 4,84
Capacitor de cerâmico 100nF / 50V	R\$ 0,18	2	R\$ 0,36
Capacitor de cerâmico 33nF / 50V	R\$ 0,11	3	R\$ 0,33
Diodo 1N4148	R\$ 0,09	4	R\$ 0,36
Bateria	R\$ 20,32	2	R\$ 40,64
Resistor 220k $\Omega$	R\$ 0,06	1	R\$ 0,06
Resistor 56 $\Omega$	R\$ 0,06	1	R\$ 0,06
Resistor 1k $\Omega$	R\$ 0,06	2	R\$ 0,12
Resistor 100k $\Omega$	R\$ 0,06	1	R\$ 0,06
Resistor 10k $\Omega$	R\$ 0,06	2	R\$ 0,12
Resistor 56k $\Omega$	R\$ 0,06	1	R\$ 0,06
Resistor 15k $\Omega$	R\$ 0,06	1	R\$ 0,06
Resistor 820k $\Omega$	R\$ 0,06	5	R\$ 0,30
Resistor 6,8k $\Omega$	R\$ 0,06	5	R\$ 0,30
Eletrodos	R\$ 0,50	3	R\$ 1,50
Cabeamento dos eletrodos	R\$ 28,00	1	R\$ 28,00
Conjunto de jumpers macho/macho	R\$ 9,40	1	R\$ 9,40
Placa de fenolite	Sem custo*	1	R\$ 0,00
		<b>TOTAL</b>	<b>R\$ 126,22</b>

Como mostrado na Tabela 3, o preço total foi de 126,22 reais baseando-se nos valores de 2022. A placa de fenolite foi cedida pela Universidade Federal do Ceará e as trilhas foram confeccionadas no laboratório da universidade. Assim, não houveram custos de prototipagem do projeto. É possível observar que o objetivo de se obter um circuito de baixo custo foi atingido, quando compara-se com o preço de um eletromiógrafo no mercado que pode chegar até a 2 mil reais, podendo melhorar ainda mais com a aquisição de baterias mais baratas e uso de cabos simples para os eletrodos. Porém, existe um risco ao utilizar esses materiais de

baixa qualidade que podem comprometer o bom funcionamento do circuito e a captação dos sinais. A partir dos componentes listados na tabela 3, todo o projeto está representado na Figura 25.

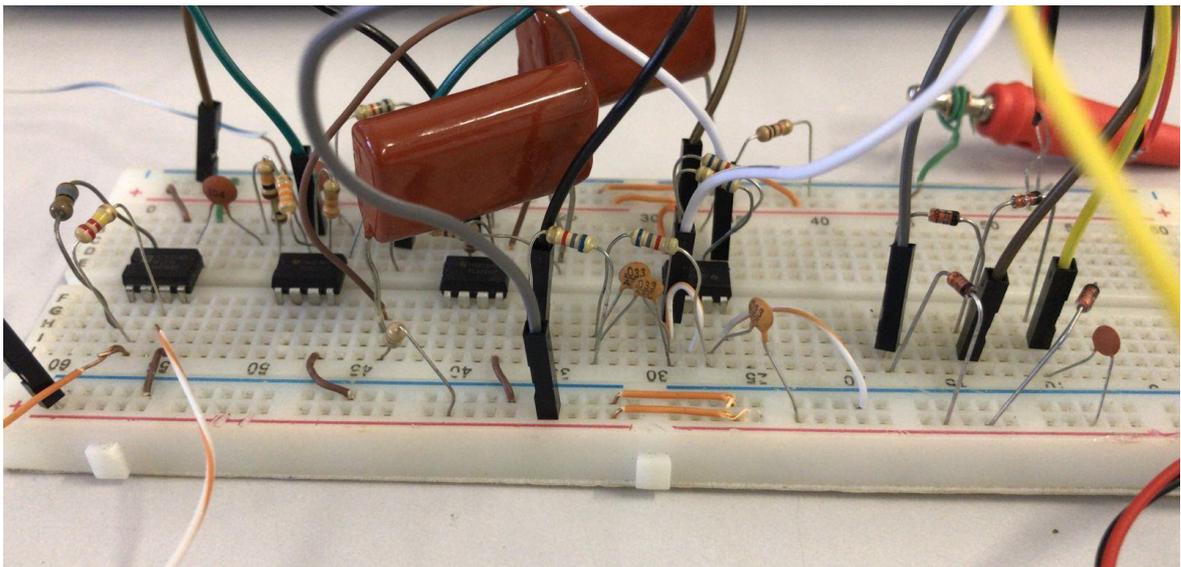
Figura 25 - Circuito completo.



Fonte: Autor.

A Figura 26 mostra o resultado final do circuito montado em protoboard para análise de bancada.

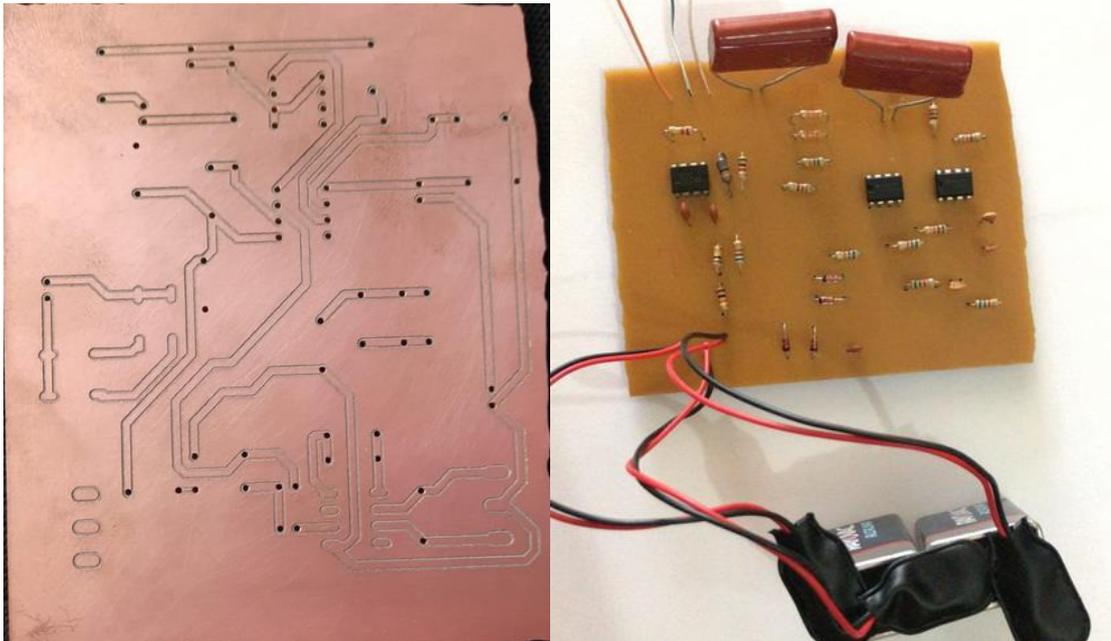
Figura 26 - Circuito montado.



Fonte: Autor.

Após a realização de testes de bancada, o circuito foi implementado em placa. A Figura 27 mostra as trilhas do circuito e o projeto finalizado. O uso da placa de circuito impresso viabiliza testes com mais praticidade, sem o risco de erros de montagem observados ao usar protoboard. Para o desenho do circuito, foi utilizado o software Eagle, devido às características do projeto, algumas trilhas não foram impressas, portanto, foram feitas utilizando fios jumper.

Figura 27 - Trilhas e projeto finalizado.



Fonte: Autor.

Para a validação do circuito desenvolvido foi realizada uma comparação entre a relação Sinal/Ruído em cada estágio do circuito. Uma relação Sinal/Ruído pode ser encontrada calculando o Root-Mean Square (RMS) do sinal detectado e dividindo-o pela linha de base do ruído RMS do sistema. A medição formal Sinal/Ruído é expressa em decibéis e é calculada como a razão logarítmica da amplitude do sinal RMS para a amplitude do ruído RMS (DELSYS, 2022). Então, inicia-se a análise definindo o ruído base do circuito para os tres seguintes estágios:

1. Eletrodo + fios + AD620;
2. Filtros ativos;
3. Saída total.

Para encontrar o valor RMS do ruído, os eletrodos foram conectados ao paciente e o mesmo permaneceu com o braço totalmente relaxado sobre uma mesa plana.

O sinal foi coletado via porta serial com um Arduino UNO, que possui um conversor analógico-digital 10 bits de 6 canais. Assim, a placa irá mapear tensões entre 0 e a tensão operacional de 5V para valores inteiros entre 0 e 1023. No Arduino UNO, usado nesse caso, é permitida uma resolução entre leituras de: 5 volts/1024 unidades, ou 4.9 mV por unidade. Os movimentos foram realizados com cuidado para não ultrapassar 5V de amplitude. Foram coletadas 1000 amostras utilizando um Arduino UNO, a velocidade de 9200 bits por segundo. Com os dados, utilizou-se a Equação 19 para obter o valor RMS.

$$\hat{y} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \hat{y}_i^2} \quad (19)$$

Após a obtenção dos dados e a realização dos cálculos, os resultados referentes ao ruído são mostrados na Tabela 4.

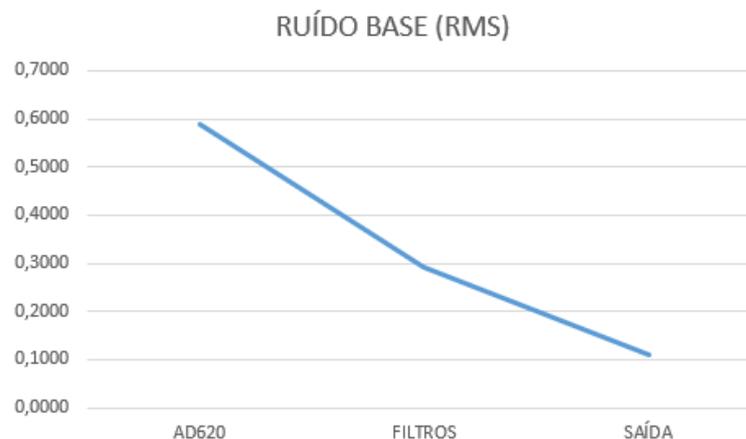
Tabela 4 - Ruídos em RMS.

	AD620	FILTROS	SAÍDA
RUÍDO BASE (RMS)	0,5878	0,2931	0,1086

Fonte: Autor.

É possível observar no gráfico apresentado na Figura 28 a existência de uma redução na potência do ruído após cada estágio de filtragem implementado.

Figura 28 - Potência do ruído.



Fonte: Autor.

Para a obtenção dos valores de SNR nos três estágios do circuito, é necessário primeiramente encontrar os valores RMS do sinal. Para isso, foi definido quatro diferentes movimentos realizados com a mesma configuração de eletrodos no paciente. O cálculo da relação sinal ruído é apresentado na Equação 20. Todos os movimentos foram realizados com mão livre, apenas com contração voluntária do bíceps. Os cálculos de SNR foram realizados com 1000 amostras a uma velocidade de 9200 bits por segundo para todos os casos.

$$SNR_{dB} = 20 \log_{10} \left( \frac{P_{sinal}}{P_{ruído}} \right) \tag{20}$$

A Tabela 5 apresenta os resultados em decibéis da relação Sinal/Ruído em cada estágio do circuito.

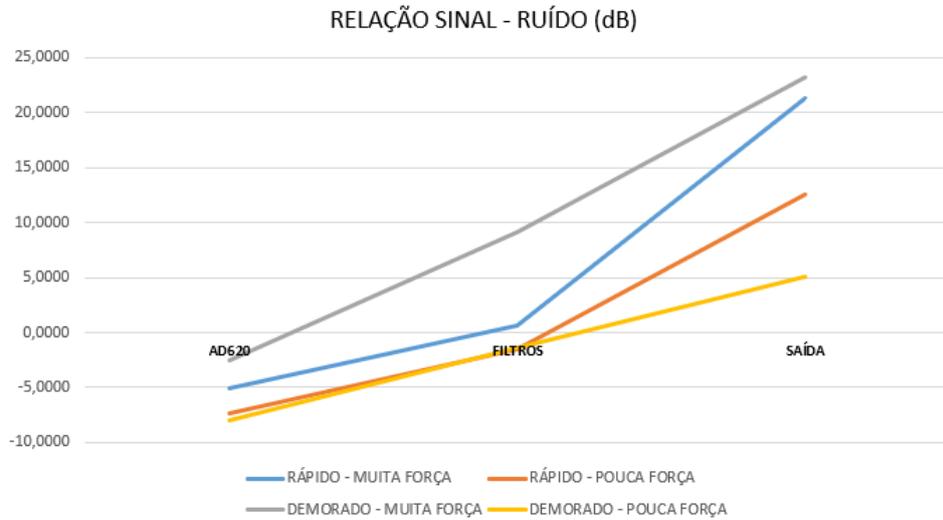
Tabela 5 - Relação Sinal/Ruído do circuito.

	AD620	FILTROS	SAÍDA
2 SEGUNDOS - MUITA FORÇA	-5,0950	0,5768	21,3548
2 SEGUNDOS - POUCA FORÇA	-7,3387	-1,5394	12,5248
5 SEGUNDOS - MUITA FORÇA	-2,5011	9,1356	23,1743
5 SEGUNDOS - POUCA FORÇA	-7,9594	-1,4503	5,0210

Fonte: Autor.

A Figura 29 mostra claramente o aumento da potência do sinal em relação ao ruído de acordo com a região analisada no circuito. A entrada, relacionada ao CI AD620, os eletrodos e cabos, é a região de menor qualidade de sinal e também maior concentração de ruídos como é perceptível na Figura 28. A força do movimento também está relacionada à qualidade do sinal, gerando uma amplitude maior em relação ao ruído base.

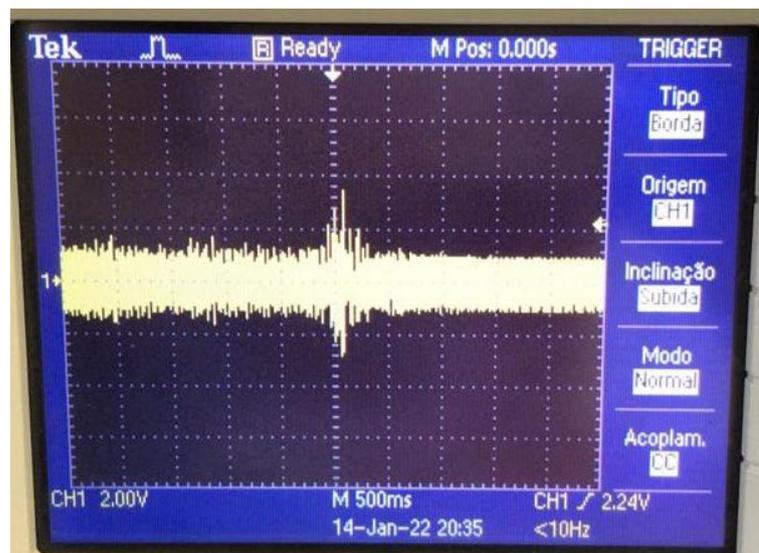
Figura 29 - Relação Sinal/Ruído dos movimentos.



Fonte: Autor.

A Figura 30 mostra o sinal obtido após o AD620. É possível perceber a grande quantidade de ruído existente nesse estágio, impossibilitando qualquer uso. Também é importante ressaltar que este sinal só foi obtido com a realização de uma imensa força pelo usuário, tornando seu uso muito desconfortável.

Figura 30 - Saída após AD620.

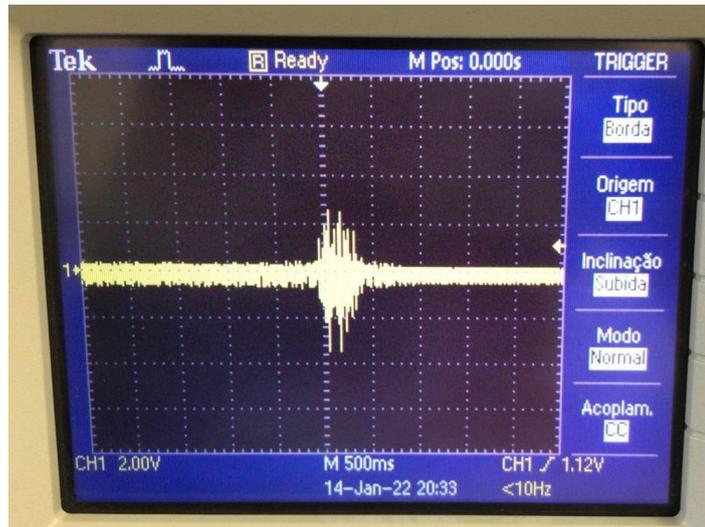


Fonte: Autor.

Os estágios de filtragem consistem no filtro passa altas, filtro notch e filtro passa baixas. O filtro passa altas implementa um ganho de aproximadamente 2,5 para o sinal filtrado,

a fim de tornar mais confortável o uso do circuito, possibilitando uma maior amplitude com um menor esforço muscular. A Figura 31 apresenta o sinal após esse estágio de filtragem. É possível observar a diminuição nos ruídos apresentada anteriormente na Tabela 5.

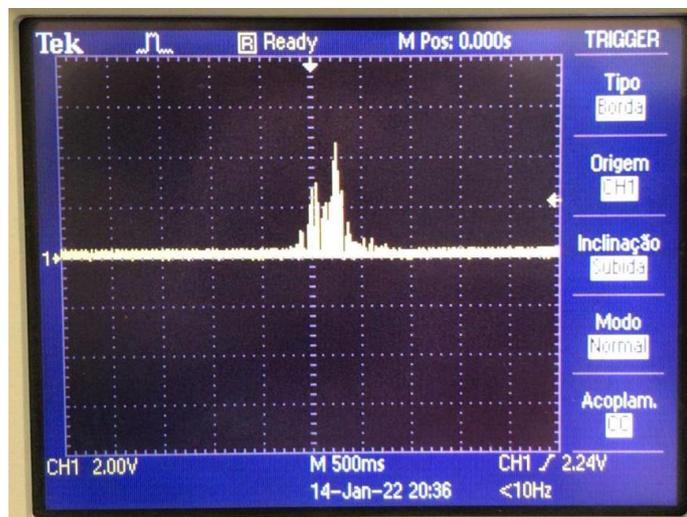
Figura 31 - Saída após o estágio de filtragem.



Fonte: Autor.

Por fim, o sinal passa por um amplificador não inversor de ganho 2,26 e uma retificação de onda completa. A Figura 32 mostra a leitura do osciloscópio do sinal obtido provando que o circuito atua como desejado, obtendo um sinal filtrado, retificado e próximo dos 5V.

Figura 32 - Saída final do circuito.



Fonte: Autor.

## 9 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Ao obter os dados do circuito, foi possível realizar a análise da relação sinal/ruído existente de acordo com a passagem do sinal pelos estágios de filtragem. É possível concluir que o sinal EMG apresenta a maior quantidade de ruído nos estágios iniciais, que antecedem a filtragem, predominantemente os ruídos provenientes do contato dos eletrodos com a pele e os cabos. Foi perceptível também a melhoria da relação Sinal/Ruído propiciada pelos estágios de filtragem. Ao observar a relação sinal/ruído do circuito completo, é possível concluir o bom funcionamento do circuito no propósito de filtragem do sinal EMG.

Evidenciou-se nos testes a existência de uma relação entre a força do movimento e a intensidade do sinal. Ao realizar movimentos com maior força muscular, obtém-se uma potência maior do sinal e conseqüentemente uma relação sinal/ruído maior. O inverso também foi observado, em movimentos com menor força muscular, o ruído se sobressai em relação ao sinal, causando uma relação sinal/ruído menor.

Como perspectivas futuras, é proposto o uso do circuito na análise de outros tipos de sinais biológicos como ECG, EEG e afins, analisando a qualidade do sinal e a funcionalidade para estas diferentes situações. É possível também realizar uma comparação entre os filtros ativos e filtros passivos, no intuito de comparar as topologias e a qualidade do sinal EMG.

## REFERÊNCIAS

- OENNING, Evandro. **O uso da polissonografia e da eletromiografia de superfície como meios complementares de diagnóstico do bruxismo do sono.** Trabalho de conclusão de curso – Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2005.
- VODUSEK, D. B.; Electromyography In: Evidence based physical therapy for the pelvic floor, Elsevier, p. 53-63, 2007.
- DE LUCA, Carlo J. **The Use of Surface Electromyography in Biomechanics.** Journal of Applied Biomechanics, p. 135-163, 1997.
- DE LUCA, Carlo J. **Surface electromyography: Detection and recording.** DelSys Incorporated, v. 10, n. 2011, 2002.
- DE LUCA, Carlo J. Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, (John G. Webster, Ed.) John Wiley Publisher, 98-109, 2006.
- LIVA. Eletromiografia: o que é e como é feito? Disponível em: <<https://livasaude.com.br/o-que-e-eletromiografia/>>. Acesso em: 18 ago. 2022.
- MIOTEC. **Por que é interessante usar eletrodo descartável?** Disponível em: <<https://blog.miotec.com.br/eletrodo-descartavel/>>. Acesso em: 18 ago. 2022.
- ORTOLAN, Rodrigo L. **Estudo E Avaliação De Técnicas De Processamento Do Sinal Mioelétrico Para O Controle De Sistemas De Reabilitação.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.
- ZHANG, Y.T.; PARKER, P.A.; SCOTT, R.N. **Signal-to-Noise Ratios of the Myoelectric Channel With Additive Noise.** Proc. 19th Inter. Conf. IEEE/EMBS, Chicago, IL, p.1582-1584, 1997.
- WOLFFENBUTTEL R. F., SCHEKKERMAN A. R. Integrated Instrumentation Amplifier for the Phase Readout of Piezoresistive Strain Gauges. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol. 43, No. 6, pp. 906-911, 1994.
- DAL FABBRO, Paulo A. **Projeto De Um Amplificador De Instrumentação CMOS Integrado.** Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2002.
- Analog Devices. AD620, Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier. 2011.
- UFRGS. **Filtros Eléctricos.** Disponível em: <[https://www.ufrgs.br/eng04030/Aulas/teoria/cap\\_12/filtelec.htm/](https://www.ufrgs.br/eng04030/Aulas/teoria/cap_12/filtelec.htm/)>. Acesso em: 20 ago. 2022.
- MANCINI, Ron. **Op amps for everyone: design reference.** Ed. 2ª. Elsevier, 2003

PACTITIS, S. A. **Active filters teory and design**. Taylor & Francis Group, 2007.

DELSYS. **How does one verify the quality of na EMG signal?** Disponível em: <<https://delsys.com/faq-items/how-does-one-verify-the-quality-of-an-emg-signal/>>. Acesso em: 18 set. 2022.

SANTOS, Lizandra Meire Moreira; DA SILVA SEGUNDO, Francisco Carlos Gurgel; JUNIOR, Ernano Arrais. Sistema de Aquisição de Sinal Eletromiográfico (EMG) Para Aplicação em Controle. Universidade Federal Rural Do Semi-Árido, 2018.

BARION, Diego Pichi. **Aquisição de Sinal Mioelétrico Para Acionamento de Dispositivos**. Escola de Engenharia de São Carlos, 2015;

LIMOLI, Camila. **Protótipo De Um Eletromiógrafo Sem Fio De Baixo Custo**. Escola de Engenharia de São Carlos, 2017.

LEITE, Iago Machado. Estudo de Caso e Viabilidade de Transdutores Miográficos. Universidade Federal do Ceará, 2018.