

Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA  
Engenharia Eletrônica

# **Estudo de amplificadores operacionais aplicados em sinais eletromiográficos**

**Autor: Rafael Mendes Félix**  
**Orientador: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha**

Brasília, DF  
2019





Rafael Mendes Félix

# **Estudo de amplificadores operacionais aplicados em sinais eletromiográficos**

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Universidade de Brasília - UnB

Faculdade UnB Gama - FGA

Orientador: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha

Brasília, DF

2019

---

Rafael Mendes Félix

Estudo de amplificadores operacionais aplicados em sinais eletromiográficos/  
Rafael Mendes Félix. – Brasília, DF, 2019-  
55 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA , 2019.

1. Eletromiografia. 2. EMG. I. Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha. II.  
Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Estudo de amplificadores  
operacionais aplicados em sinais eletromiográficos

CDU dados para a ficha

catalográfica

---

Rafael Mendes Félix

## **Estudo de amplificadores operacionais aplicados em sinais eletromiográficos**

Monografia submetida ao curso de graduação em (Engenharia Eletrônica) da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em (Engenharia Eletrônica).

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 28/03/2019:

---

**Prof. Dr. Adson Ferreira da Rocha**  
Orientador

---

**Sylvia de Souza Faria**  
Convidado 1

---

**Luiz Sosé Lucas Barbosa**  
Convidado 2

Brasília, DF  
2019



# Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus pelo dom da vida. Aos meus queridos pais Edilson e Delcy que me apoiaram nessa jornada da graduação, e por me formarem a pessoa que sou hoje. A minha irmã Deanívea por me dar suporte nos momentos difíceis e me tolerar nos momentos de estresse.

Aos meus familiares que mesmo com a distância me deram apoio e sempre acreditaram nos meus sonhos.

Ao professor Doutor Adson Ferreira da Rocha por ter aceitado orientar esse projeto. Por compartilhar suas experiências e disponibilizou sua atenção e tempo para ensinar o melhor caminho a ser trilhado.

A empresa júnior de engenharia eletrônica EletronJun, por ter sido fundamental para meu desenvolvimento profissional, e por ter convivido com pessoas excelentes que em suas particularidades me inspiraram.





# Resumo

O projeto propõe a realização de estudos dos amplificadores operacionais relacionados com a eletromiografia de superfície, elaborando uma metodologia para sua aquisição.

Apresenta-se no presente trabalho um protótipo de um sistema para a captura de sinais de eletromiografia de superfície. Com o objetivo de simplicidade e funcionalidade, foi implementado a partir de módulos didáticos um sistema capaz de efetuar a aquisição do sinal eletromiográfico. O projeto consiste em desenvolver a instrumentação para que seja possível a aquisição, amplificação e filtragem do sinal de EMG. Cada módulo foi simulado por software e verificado sua funcionalidade experimentalmente, e o sistema completo comparado com a placa Myoware, que possui confiabilidade no meio acadêmico.

**Palavras-chaves:** Eletromiografia. Amplificadores. Filtros. Myoware.



# Abstract

The project proposes the study of operational amplifiers related to surface electromyography, elaborating a methodology for their acquisition.

It is presented in this paper, a prototype of a system for the capture of surface electromyography signals. With the objective of simplicity and functionality, it was implemented from didactic modules a system capable of effecting the acquisition of the electromyographic signal. The project consists of developing the instrumentation to enable the acquisition, amplification and filtering of the EMG signal. Each module was simulated by software and verified its functionality experimentally, and the complete system compared to the Myoware board, which has reliability in the academic environment.

**Key-words:** Electromyography. Amplifiers. Filters. Myoware



# Lista de ilustrações

Figura 1 – Representação esquemática de uma unidade motora e seus componentes, adaptado por (SILVA, 2014) . . . . .	23
Figura 2 – Forma de onda característica de um potencial de ação, adaptado por (ROSA, 2005) . . . . .	25
Figura 3 – Sinal EMG do bíceps de três contrações musculares, adaptado pelo Autor (ROSA, 2005) . . . . .	26
Figura 4 – Resposta no terminal RAW em diferentes posições do músculo, adaptado pelo Autor (MARTÍNEZ, 2018) . . . . .	27
Figura 5 – Ilustração do sinal amplificado, retificado e integrado, adaptado pelo Autor (MARTÍNEZ, 2018) . . . . .	28
Figura 6 – Variação do sinal EMG de acordo com a área escolhida, adaptado pelo Autor (LARGER, 2018) . . . . .	28
Figura 7 – Amplificador de instrumentação (OKABE, 2011) . . . . .	29
Figura 8 – Esquemático simplificado INA118 (INCORPORATED, 2016) . . . . .	31
Figura 9 – Configuração amplificador não inversor (WENDLING, 2010) . . . . .	31
Figura 10 – Filtro passa baixa RC (MUSSOI, 2004) . . . . .	33
Figura 11 – Respostas de filtros (OLIVEIRA, 2014) . . . . .	34
Figura 12 – Aproximações de modelos de filtros (BONFIM, 2013) . . . . .	35
Figura 13 – Topologia Sallen Key (BONFIM, 2013) . . . . .	35
Figura 14 – Sallen key passa baixas (MUSSOI, 2004) . . . . .	36
Figura 15 – Sallen key passa altas (MUSSOI, 2004) . . . . .	37
Figura 16 – Diagrama de blocos do sistema proposto . . . . .	39
Figura 17 – Eletrodos utilizados no projeto . . . . .	40
Figura 18 – Posição dos eletrodos no bíceps, adaptado pelo autor.(CRAM, 2011) . . . . .	40
Figura 19 – Filtro RC . . . . .	41
Figura 20 – Filtro Passa-altas . . . . .	42
Figura 21 – Filtro Passa-baixas . . . . .	42
Figura 22 – Amplificador não inversor . . . . .	43
Figura 23 – Circuito da perna direita . . . . .	44
Figura 24 – Resposta filtro passa baixas . . . . .	45
Figura 25 – Resposta filtro passa altas . . . . .	45
Figura 26 – Circuito completo . . . . .	47
Figura 27 – Resposta em frequência do circuito completo . . . . .	48
Figura 28 – Case 3d do Myoware . . . . .	48
Figura 29 – Myoware com case e cabos . . . . .	48
Figura 30 – Diagrama de bode experimental . . . . .	50

Figura 31 – Diagrama de bode myoware . . . . .	51
Figura 32 – Comparação, músculo relaxado, a esquerda circuito proposto, a direita myoware . . . . .	51
Figura 33 – Comparação, músculo em contração média, a esquerda circuito proposto, a direita myoware . . . . .	51
Figura 34 – Comparação, músculo em contração máxima, a esquerda circuito proposto, a direita myoware . . . . .	52

# Lista de tabelas

Tabela 1 – Tabela de dados experimentais . . . . .	49
Tabela 2 – Dados Myoware . . . . .	50





# Lista de abreviaturas e siglas

EMG	Eletromiograma
SEMG	Eletromiograma de superfície
UM	Unidade Motora
Hz	Hertz



# Sumário

	<b>Introdução</b> . . . . .	<b>19</b>
<b>1</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> . . . . .	<b>21</b>
1.1	Histórico . . . . .	21
1.2	Princípio básico . . . . .	22
1.3	Tipos de eletromiografia . . . . .	23
1.4	Formação do sinal de EMG . . . . .	24
<b>2</b>	<b>MYOWARE</b> . . . . .	<b>27</b>
<b>3</b>	<b>CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO DE SINAIS</b> . . . . .	<b>29</b>
3.1	Amplificador de instrumentação . . . . .	29
3.2	Amplificador não inversor . . . . .	31
3.3	Filtros . . . . .	32
3.4	Circuito da perna direita . . . . .	37
<b>4</b>	<b>SISTEMA PROPOSTO</b> . . . . .	<b>39</b>
4.1	Eletrodos . . . . .	39
4.2	Filtro passa-baixas RC . . . . .	40
4.3	Amplificador de instrumentação . . . . .	41
4.4	Filtro passa-alta e passa-baixas . . . . .	41
4.5	Amplificador não inversor . . . . .	43
4.6	Circuito da perna direita . . . . .	43
<b>5</b>	<b>VALIDAÇÃO DO PROJETO</b> . . . . .	<b>45</b>
5.1	Simulações . . . . .	45
5.2	Testes realizados . . . . .	46
<b>6</b>	<b>RESULTADOS</b> . . . . .	<b>49</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> . . . . .	<b>53</b>



# Introdução

A eletromiografia é a representação gráfica da atividade elétrica dos músculos. Tais sinais são amplamente utilizados na engenharia biomédica e na área da saúde. O estudo da eletromiografia vem se dando desde o século XVII com Luigi Galvani e muito tem se desenvolvido desde então, principalmente devido a ampliação dos estudos dos circuitos condicionadores de sinal.

Ao se realizar a medição de um sinal não basta apenas captá-lo, é necessário tratar o sinal de forma que a aquisição final seja o resultado da medição eficaz e exata. Os sinais analógicos têm de ser previamente condicionados a fim de estarem em condições adequadas de serem aquisitados.

O condicionamento do sinal passa por várias etapas: amplificação, filtragem, e isolamento. O objetivo final é que se tenha um ganho de tensão adequado e uma boa relação de sinal/ruído, com uma distorção harmônica mínima.

O amplificador operacional é um componente eletrônico composto por resistências, transistores, FETs, capacitores, entre outros componentes embutidos num mesmo encapsulamento. O amplificador foi um marco na eletrônica da era da miniaturização, e se tornou um dos principais componentes no projeto de condicionadores de sinais por poderem ser encontrados com diversas características.

Portanto, o rigor metodológico empregado para coleta de sinal EMG e seu circuito para o tratamento do sinal é fundamental para promover coletas com fidedignidade aos sinais inicialmente gerados pelos músculos.



# 1 Fundamentação Teórica

## 1.1 Histórico

O desenvolvimento inicial dos estudos da eletromiografia está intimamente ligado à descoberta da eletricidade, e a percepção de que os nervos e músculos poderiam ser fontes de eletricidade. No século XVIII Luigi Galvani, professor de anatomia na Universidade de Bolonha, percebeu enquanto dissecava uma rã com uma espécie de bastões metálicos, ao tocar o nervo ocorreu uma convulsão no animal, porém isso não aconteceu novamente ao tocar com um bisturi de marfim. Ele acreditava que a eletricidade foi gerada pelo corpo e conduzida através do tecido nervoso. (KAZAMEL; WARREN, 2017)

Na década de 1790 Galvani obteve evidências da relação entre contração muscular e eletricidade. Ele conduziu uma série de estudos com base na ideia de que contrações musculares poderiam ser induzidas através de descargas de eletricidade estática, e concluiu que o fenômeno que tinha visto anteriormente não emanava do tecido em si, mas da condução dos metais tocando o tecido muscular. A técnica do uso da eletricidade para estimular os músculos ganhou notória atenção durante o século XIX. (CRAM, 2011)

Após a invenção do galvanômetro, Emil Du Bois-Reymond conseguiu detectar o impulso elétrico propagado na superfície de um músculo que se contrai voluntariamente, a partir de então, começaram estudos e experiências em humanos. (KAZAMEL; WARREN, 2017)

Na década de 1920, Gasse e Newcomer usaram o recém inventado osciloscópio de raios catódicos para mostrar os sinais de músculos. Este feito ganhou o Prêmio Nobel em 1944. Com o resultado de melhorias contínuas na instrumentação do eletromiograma (EMG) começando na década de 1930 e continuando durante a década de 1950, os pesquisadores começaram a usar o eletromiograma de superfície (SEMG), mas amplamente para o estudo das normalidades e anormalidades da função muscular. (CRAM, 2011)

Ainda nas décadas de 40 e 50, os pesquisadores Inman, Price, Floyd, George Whatmore em conjunto com suas equipes, desenvolveram muitas pesquisas a partir de sinais eletromiográficos coletados, os quais envolveram as análises dos movimentos do sistema musculoesquelético, estudo dos padrões de ativações musculares, e estudo de distúrbios funcionais, entre outros. Nos anos 60, a técnica de biofeedback ficou em evidência graças aos estudos de Basmajian (considerado pai da SEMG), focado nas unidades motoras. Mais tarde Elmer green utilizou pela primeira vez EMGs para biofeedback baseando-se e implementando os estudos feitos por Basmjian. (PEDROSO., 2013)

O EMG se popularizou, e diversas frentes da área do conhecimento passou a estudá-

lo, o que provocou uma reformulação em sua definição de forma a abranger uma maior gama de estudiosos. Uma definição contemporânea de eletromiografia é o estudo da detecção, análise e uso do sinal elétrico proveniente da contração muscular. (ROSA, 2005)

Nos anos recentes houveram avanços nas técnicas de processamentos de sinais eletromiográficos, possibilitando a sua utilização tanto em aplicações clínicas quanto em pesquisas em fisiologia muscular, fisioterapia e reabilitação. (VENEZIANO, 2006)

Existem dois métodos principais para a coleta do sinal eletromiográficos. O método invasivo requer a utilização de agulhas e/ou microelétrodos. É um método empregado na prática clínica, porém pode causar dor ao paciente. O segundo método é conhecido como eletromiografia de superfície (SEMG), que ao contrário do outro método, não é de uso restrito dos médicos. É uma técnica não invasiva e de fácil execução, obtida através de eletrodos colocados sobre a pele, no melhor ponto motor do músculo. O sinal coletado é difícil de ser processado para a extração de parâmetros de interesse clínico e tem sido objeto de estudo de diversos grupos de pesquisa pelo mundo, contudo o nível de conhecimento ainda é considerado raso comparado ao já atingindo na eletrocardiografia. (VENEZIANO, 2006)

## 1.2 Princípio básico

Os músculos, através da contração e relaxamento, além da ação conjunta de ossos e articulações, permitem ao corpo se movimentar. O sistema esqueleto motor desempenha o papel principal no controle da força e dos movimentos nos humanos. Em seu funcionamento, o cérebro envia um sinal elétrico pelos neurônios, que se comunicam com os músculos através de junções, estimulando-os a contrair. O sinal de eletromiografia consiste em um sinal cuja base é a unidade motora (UM). A UM consiste em um moto-neurônio localizado na coluna espinhal em conjuntos de fibras musculares que ele enerva. A contração do músculo se dá com a chegada de impulsos e suas fibras se contraem para que o movimento seja executado. (SOUZA, 2006)

O nível básico da organização do sistema nervoso muscular é a UM, que é composta de um neurônio motor alfa da medula espinhal até a zona de inervação, sendo que um neurônio motor alfa, ou neuro motor, é capaz de receber impulsos de outros nervos através dos dendritos, passando pelo axônio e gerando um potencial de ação nos músculos conforme a figura 1. (SILVA, 2014)

O número de fibras musculares e UM variam no corpo humano. Os músculos da face possuem o maior nível de inervação, com o músculo extra-ocular possuindo a maior razão por área, enquanto o músculo gastrocnêmio da perna possui a menor. Uma taxa maior de inervação é melhor para atividades motoras finas, ao passo que, proporções menores de inervação são ideais para a produção de força. (CRAM, 2011)



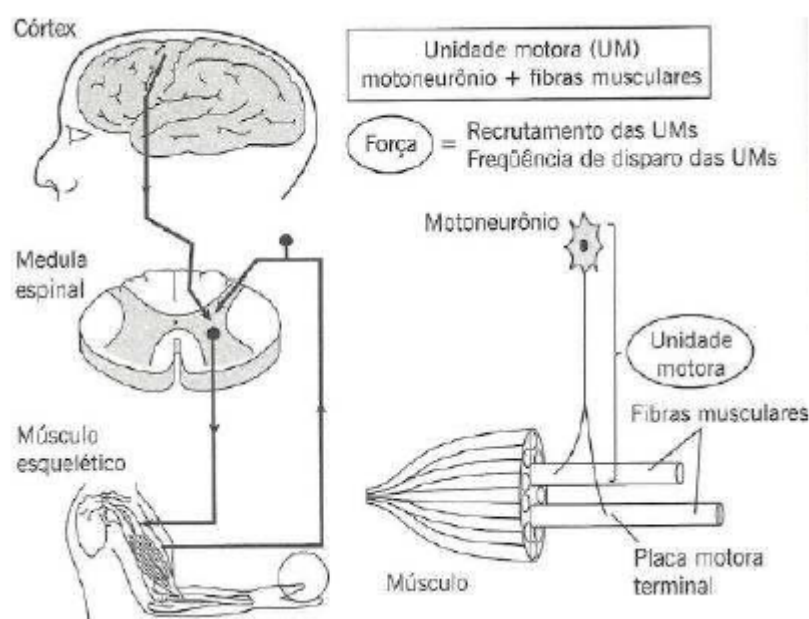


Figura 1 – Representação esquemática de uma unidade motora e seus componentes, adaptado por (SILVA, 2014)

Com relação à captura de sinais de EMG, a amplitude do sinal derivado do potencial de ação das UM, é o resultado da combinação de inúmeros fatores dentre os quais incluem o tamanho da fibra muscular, a distância do ponto de coleta de sinal e o músculo recrutado, a impedância do condutor e dos eletrodos. Para se conseguir um bom sinal, deseja-se eliminar os ruídos, sejam eles por conta do acoplamento, do contato, ou da rede elétrica. Então percebe-se que o tipo de eletrodo e as características do circuito de condicionamento de sinal têm um papel crucial. (SOARES, 2013)

### 1.3 Tipos de eletromiografia

A eletromiografia pode ser dividida em dois tipos, dependendo do tipo de eletrodo utilizado:

- Eletromiografia de profundidade: Os eletrodos são colocados em contato ao interior do músculo, nas fibras musculares. Esta modalidade tem pouca utilização devido ser um método invasivo, apesar de a leitura do sinal ser menos ruidosa, por conta do contato direto do eletrodo com a fibra muscular, porém costuma causar dor e desconforto ao paciente. (SOUZA, 2006)
- Eletromiografia de superfície: É um método não invasivo e de fácil execução. Os eletrodos são colocados na superfície da pele, captando a soma das atividades elétricas nas fibras musculares em ação naquela região. Este método é largamente utilizado em áreas do estudo neurofisiológico dos músculos superficiais. (SOUZA, 2006)

O uso da SEMG possui muitas vantagens, pois permite através de um método, seguro, relativamente simples, e não invasivo, quantificar a energia do músculo. Ao contrário da eletromiografia de profundidade, não é necessário penetrar a pele para gravar o sinal a partir do contato com as UM, para assim conseguir informações relevantes. A técnica permite observar a atividade muscular em repouso e como ela muda ao longo de um movimento. (CRAM, 2011)

A partir da SEMG é possível que profissionais observem se o sinal muscular em repouso é o esperado para um músculo saudável, bem como se a resposta muscular está atrasada ou adiantada com relação a um estímulo ou se após este estímulo ainda existe atividades elétricas instáveis. Estas informações captadas oferecem aos médicos e pesquisadores informações sobre o bom funcionamento ou disfunção muscular, possibilitando métodos para melhorar a abordagem de determinado tratamento. (CRAM, 2011)

Apesar dos benefícios da SEMG, a mesma possui limitações como por exemplo a colocação de eletrodos que devem ser entendidas e consideradas para o sucesso de sua utilização, embora existam entidades como a ISEK (International Society of Electrophysiology and Kinesiology) e a SENIAN (Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles), as quais desenvolveram normas para a padronização dos sensores, ainda não está estabelecido qual o melhor posicionamento dos eletrodos para a captação do sinal. (FORTI, 2005) Já como fator intrínseco, ou seja, que não pode ser modificado, o EMG capta o somatório dos potenciais de ação muscular (e muitas vezes de seus sinergistas também), as características das UM, bem como dos tecidos dos sujeitos avaliados (gordura corporal, temperatura corporal, fluxo sanguíneo muscular) influenciam de maneira importante na coleta do sinal eletromiográfico. (CORREA, 2012)

## 1.4 Formação do sinal de EMG

As células podem ser consideradas como uma cápsula que contém uma solução de proteína revestida por uma membrana lipoprotéica, que chamamos de membrana plasmática. O meio interno e externos da célula possuem diferentes concentração iônica, gerando uma diferença de potencial elétrico da membrana, também chamando de repouso da membrana. No seu interior, encontramos carga elétrica catódica menor que em seu exterior, sendo assim, o potencial elétrico interno é negativo em relação ao potencial elétrico externo, que é tomado por referência. Em repouso a membrana apresenta aproximadamente -65 a -70 milivolts (tomando o meio exterior à célula como referência). (BARROS, 2005)

Quando a célula está em repouso, ou seja, polarizada, devido ao potencial elevado presente na membrana. Ao se iniciar a despolarização, a membrana permite se permeabilizar pelos íons de sódio presentes em seu exterior. O seu estado inicial que continha um potencial muito negativo começa a variar rapidamente tendendo para o sentido posi-

tivo. Nas fibras de maior calibre esses valores ultrapassam o zero, e nas fibras mais finas apenas se aproximam do zero. Por fim, após a contração do músculo, inicia-se a fase de repolarização, onde os canais de sódio se fecham e se abrem os canais de potássio, o que restaura o potencial de repouso da célula, conforme a figura 2. (BARROS, 2005)

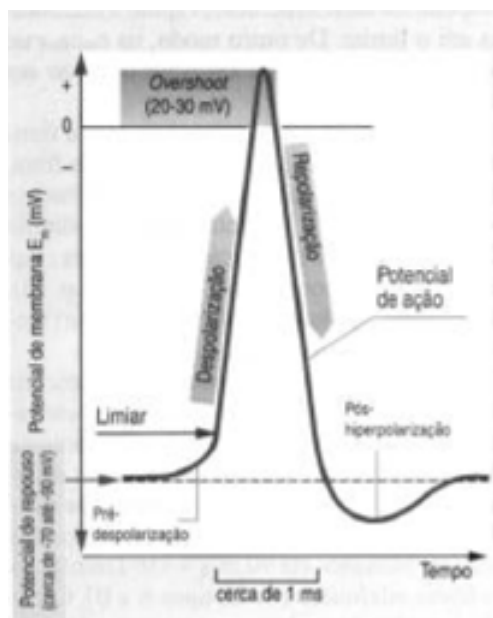


Figura 2 – Forma de onda característica de um potencial de ação, adaptado por (ROSA, 2005)

Observando o sinal de EMG bruto, da forma como ele é adquirido do músculo (figura 3), no momento de sua contração ele possui amplitudes variáveis, podendo ser representado por funções que se aproximam de uma gaussiana, conforme representado na figura 2, com picos podendo ser superiores a 20mv, enquanto que quando em repouso, observa-se apenas um ruído de amplitude relativamente baixa. Quanto à frequência, o sinal varia de 6 a 500 Hz, com a maior potência localizada na faixa de 20 a 150 Hz. (BARION, 2015)

Ao se tratar da aquisição de sinais eletromiográficos, o ruído é um fator importante a ser tratado. O ruído pode ser gerado por conta de diversos fatores tais como: Os próprios componentes eletrônicos que naturalmente emanam ruídos. Tal ruído não pode eliminado, porém pode ser atenuado; Ruído ambiente que principalmente por conta de fatores eletromagnéticos, como por exemplo rádio, lâmpadas e fios de energia elétrica, estamos constantemente cercados por ele. Neste tipo de ruído, um fator que podemos tentar eliminar seus efeitos é a interferência da rede elétrica que normalmente surge em torno de 60Hz; Ruído de contato que sua origem está ligada principalmente ao contato do eletrodo com a superfície da pele e pelos cabos que ligam o amplificador ao eletrodo. Este tipo de ruído normalmente tem uma faixa de frequência máxima de 20Hz e pode ser minimizado com um design apropriado do circuito de aquisição do sinal. (LUCA, 2002)

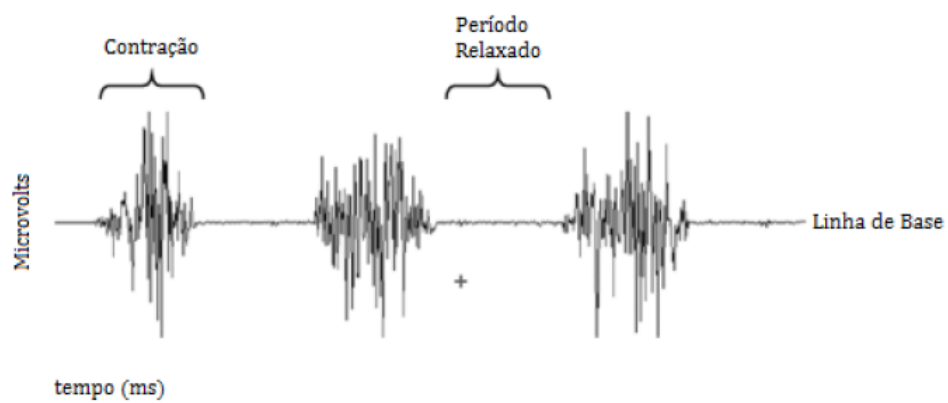


Figura 3 – Sinal EMG do bíceps de três contrações musculares, adaptado pelo Autor (ROSA, 2005)

## 2 Myoware

Existem diversos sensores de EMG disponíveis no mercado, dentre eles o Myoware Muscle Sensor, fabricado pela empresa Advancer Technologies, é um sensor considerado razoavelmente barato e utilizado no meio de pesquisas acadêmicas. Este sensor é composto por sensores biomédicos acoplados em uma placa, projetado para ser colocado diretamente sobre o corpo. O Myoware começou como um projeto no Kickstarter que virou um produto desenvolvido pela Advancer technologies. (NGUYEN, 2018) (MARZLOF, 2016)

O sensor mede a atividade muscular monitorando o potencial elétrico gerado pelas células musculares. Como saída, ele fornece dois sinais, um sinal não processado (bruto) no terminal RAW e outro que é amplificado e processado no terminal SIG. A atividade elétrica do músculo é convertida em um sinal analógico simples que pode ser lido por qualquer microcontrolador que possua um conversor analógico digital (MARTÍNEZ, 2018)

A figura 4 mostra a leitura no terminal RAW fornecido pelo sensor que é uma amplificação do sinal obtido do músculo. Quando o músculo está relaxado, o sinal lido tem uma amplitude máxima de cerca de 45mV; quando o músculo é contraído, a amplitude do sinal se aproxima de 5 volts. (NGUYEN, 2018)

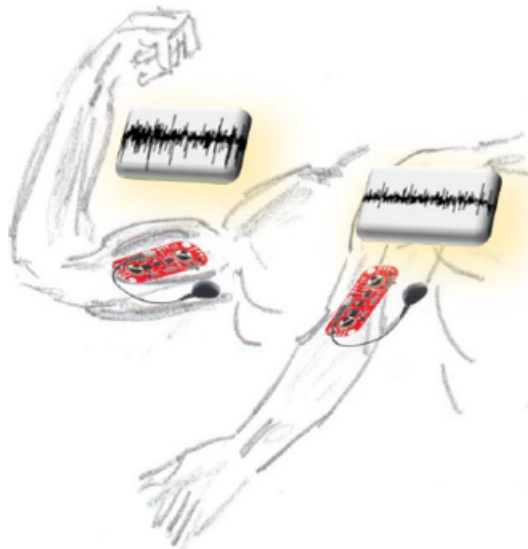


Figura 4 – Resposta no terminal RAW em diferentes posições do músculo, adaptado pelo Autor (MARTÍNEZ, 2018)

O sinal do terminal do terminal SIG é o sinal retirado do músculo, que é filtrado, amplificado, retificado e integrado. Como o grupo muscular é flexionado, a amplitude da tensão do sinal do sensor aumenta, o processamento deste sinal é ilustrado na figura 5 (MARTÍNEZ, 2018)

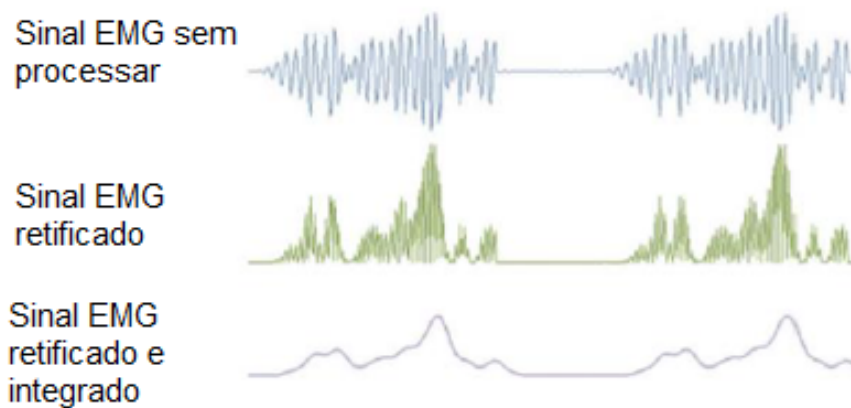


Figura 5 – Ilustração do sinal amplificado, retificado e integrado, adaptado pelo Autor (MARTÍNEZ, 2018)

O sensor muscular possui as dimensões de 53mm x 20mm e permite obter o sinal analógico positivo entre 0v e 5v que varia de acordo com a intensidade da contração muscular, além disso possui o recurso de ajustar o ganho da amplificação, algo muito interessante, uma vez que diferentes músculos geram sinais de intensidades diferentes, sabe-se também que o sinal gerado pelo mesmo músculo varia de acordo com a área onde os eletrodos são colocados, conforme representado na figura 6. (LARGER, 2018)

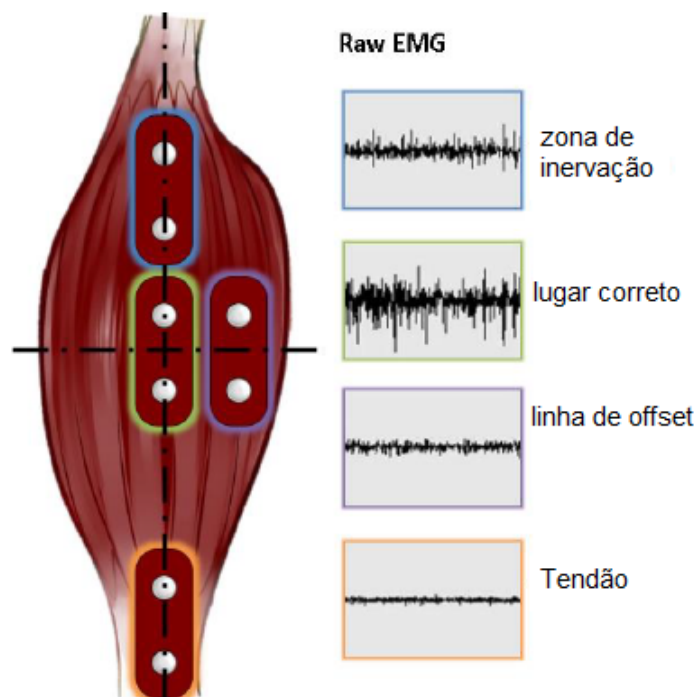


Figura 6 – Variação do sinal EMG de acordo com a área escolhida, adaptado pelo Autor (LARGER, 2018)

### 3 Circuitos de condicionamento de sinais

Devido à grande quantidade de ruído inserida durante a aquisição do sinal de EMG, circuitos que de condicionamento do sinal são necessários para amplificação e filtragem do sinal adquirido tentando preservar ao máximo a forma de onda original.

#### 3.1 Amplificador de instrumentação

Um amplificador diferencial pode amplificar a diferença de tensão entre sinais colocados em sua entrada. Os amplificadores de instrumentação são circuitos que amplificam a diferença entre esses dois sinais, mantendo elevado a impedância de entrada, elevada rejeição a sinais de modo comum e ganho diferencial ajustável, apesar deste ser limitado para prevenir saturações. (GARCIA, 2009)

É comum utilizar amplificadores de instrumentação em aplicações industriais e médicas para condicionar pequenos sinais na presença de grandes taxas de tensão de modo comum e potenciais DC. A maior parte da estática e outros tipos de interferência, se encontram no modo comum, então um amplificador com alta taxa de rejeição no modo comum, evitam que estes ruídos sejam amplificados junto com o sinal desejado. A configuração padrão dos amplificadores de instrumentação é representado na figura 7. (OKABE, 2011) (GARCIA, 2009)

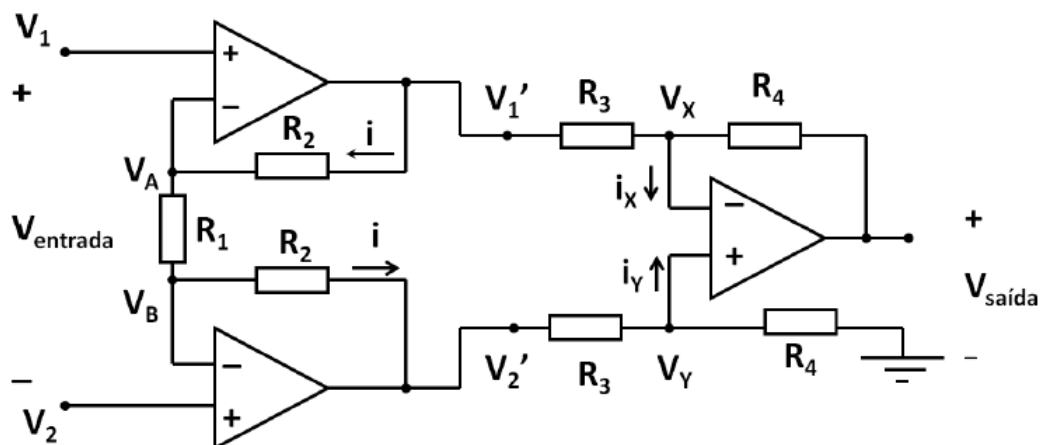


Figura 7 – Amplificador de instrumentação (OKABE, 2011)

Com base na figura 7, é possível calcular o ganho do amplificador. Considerando a impedância de entrada desse circuito sendo muito alta, temos:

$$V_a = V_1 \text{ e } V_a = V_1 \quad (3.1)$$

Então,

$$V_{entrada} = V_1 - V_2 = V_a - V_b = R_1 i \quad (3.2)$$

Onde,

$$i = \frac{V_{entrada}}{R_1} \quad (3.3)$$

Desta forma,

$$V_{1'} = V_a + R_2 i = V_1 + \frac{R_2}{R_1} V_{entrada} \quad (3.4)$$

e

$$V_{2'} = V_b + R_2 i = V_2 + \frac{R_2}{R_1} V_{entrada} \quad (3.5)$$

Logo:

$$V_{1'} - V_{2'} = V_1 - V_2 + 2 \frac{R_2}{R_1} V_{entrada} = V_{entrada} \left(1 + 2 \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (3.6)$$

O ganho no estágio de entrada é então:

$$\frac{V_{1'} - V_{2'}}{V_{entrada}} = 1 + 2 \frac{R_2}{R_1} \quad (3.7)$$

Por definição do amplificador operacional, temos

$$i_x = i_y = 0 \quad e \quad V_x = V_y \quad (3.8)$$

Assim,

$$\frac{V_{1'} - V_x}{R_3} = \frac{V_x - V_{saida}}{R_4} \rightarrow V_{saida} = V_x \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) - V_{1'} \frac{R_4}{R_3} \quad (3.9)$$

e

$$\frac{V_{2'} - V_y}{R_5} = \frac{V_y}{R_6} \rightarrow V_y = \frac{V_{2'}}{1 + \frac{R_5}{R_6}} \quad (3.10)$$

$$\text{como } V_x = V_y, \text{ temos} \quad (3.11)$$

$$V_{saida} = \frac{V_{2'}}{1 + \frac{R_5}{R_6}} \left(1 + \frac{R_4}{R_3}\right) - V_{1'} \frac{R_4}{R_3} \quad (3.12)$$

$$\text{Se } R_4/R_3 = R_6/R_5 \text{ temos} \quad (3.13)$$

$$V_{saida} = -\frac{R_4}{R_3} (V_{1'} - V_{2'}) \quad (3.14)$$

Então, o ganho do amplificador diferencial é dado por:

$$\frac{V_{saida}}{V_{1'} - V_{2'}} = -\frac{R_4}{R_3} \quad (3.15)$$

Dessa forma, o ganho total do amplificador de instrumentação é dado por:

$$\frac{V_{saida}}{V_{entrada}} = -\left(1 + 2 \frac{R_2}{R_1}\right) \frac{R_4}{R_3} \quad (3.16)$$



Considerando o datasheet do amplificador de instrumentação INA118, e substituindo os valores dos resistores da equação 3.15, podemos perceber que o ganho do amplificador em questão é dado por:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (3.17)$$

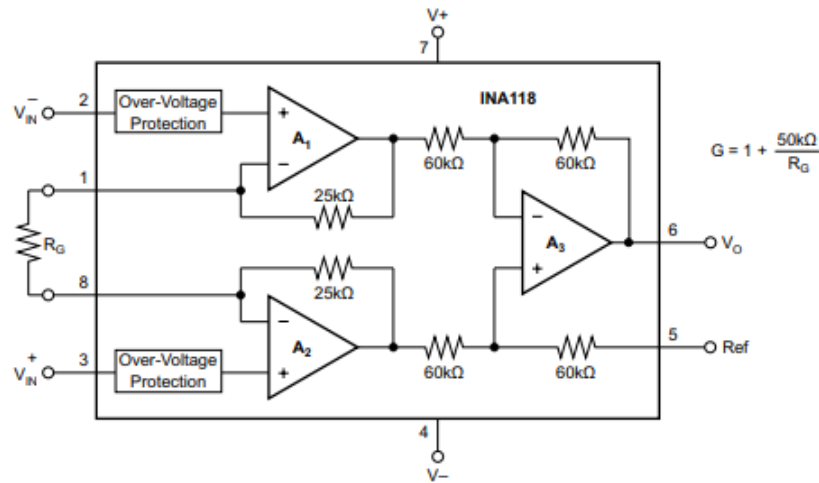


Figura 8 – Esquemático simplificado INA118 (INCORPORATED, 2016)

## 3.2 Amplificador não inversor

A figura 9 mostra a configuração de um amplificador não inversor, que também é conhecido como multiplicador de ganho constante. (WENDLING, 2010)

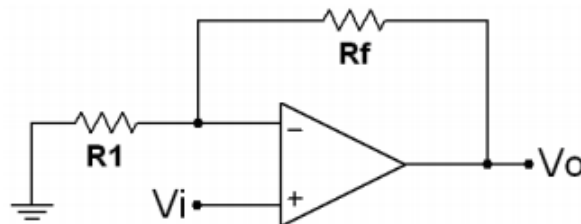


Figura 9 – Configuração amplificador não inversor (WENDLING, 2010)

O amplificador não inversor não apresenta defasagem do sinal de saída, e com algumas relações simples podemos calcular o seu ganho partindo do princípio em quem a corrente nos terminais de entrada do amplificador deve ser nula, bem como as tensões devem ser iguais. (DORF, 2012)

Então,

$$V_+ = V_{in} \rightarrow V_- = V_+ = V_{in} \quad (3.18)$$

A corrente que passa no primeiro resistor também será a mesma do segundo resistor, e será dada por:

$$i_1 = \frac{V_{in}}{R_1} \quad (3.19)$$

A tensão no segundo resistor é possível ser calculada

$$V_{Rf} = V_{out} - V_- = i_1 R_f \quad (3.20)$$

Substituindo os valores,

$$V_{out} - V_{in} = \frac{R_f}{R_1} V_{in} \quad (3.21)$$

Como o ganho é encontrado pela razão da tensão de saída do amplificador pela sua entrada, é possível chegar ao valor:

$$g = 1 + \frac{R_f}{R_1} \quad (3.22)$$

### 3.3 Filtros

Os filtros eletrônicos são tipos de circuitos muito importantes em sistemas de comunicação e instrumentação, e possuem aplicações e quase todos os ramos da eletrônica. Os filtros separam os sinais desejados dos indesejados, bloqueiam sinais de interferência e podem acentuar trechos de um certo sinal, ou seja, os filtros podem deixar passar ou rejeitar determinadas frequências de um sinal. (MUSSOI, 2004)

Os filtros são circuitos lineares que possuem uma função transferência dependente da frequência, com isso, é possível atenuar a quantidade de energia presente nas frequências indesejáveis enquanto deixa passar, ou amplifica as desejáveis. A quantidade de atenuação depende do tipo do filtro e é determinada pela função transferência correspondente, a partir de então é possível caracterizar a sua faixa de passagem, frequência de corte, ganho e fator de qualidade. Os filtros elétricos também podem ser implementados sob diversas topologias. (MALDONADO, 2014)

É possível classificar os filtros como ativos ou passivos ou ativos. Filtros passivos são constituídos apenas por resistores, capacitores e indutores. São circuitos relativamente simples, porém para aplicações mais sofisticadas normalmente se usam filtros ativos. Os filtros ativos utilizam os elementos dos passivos associados a algum elemento ativo amplificador, como por exemplo transistores e amplificadores operacionais. (MUSSOI, 2004)

Dentre os filtros passivos, podemos destacar o filtro passa baixa RC. Em sinais de baixa frequência, a tendência do comportamento do capacitor é um circuito aberto, sendo assim a maior parte da tensão de entrada estará sobre o capacitor de saída, e então o circuito “deixa passar” os sinais de baixa frequência, enquanto nas altas frequências,

o capacitor tende a ter um comportamento de um curto circuito. Desta forma, a maior parcela da tensão de entrada estará sobre o resistor e a tensão sobre o capacitor de saída será muito pequena. Podemos dizer que o circuito “impede a passagem” de sinais de alta frequência. (MUSSOI, 2004)

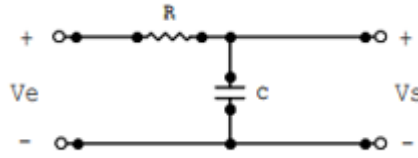


Figura 10 – Filtro passa baixa RC (MUSSOI, 2004)

Para uma determinada frequência, quando a reatância capacitiva for igual a resistência, teremos a tensão de saída igual a tensão no resistor, que somadas vetorialmente resultam na tensão de entrada. Dessa maneira, podemos escrever:

$$V_e = \sqrt{V_R^2 + V_C^2} \quad (3.23)$$

Onde

$$V_R = V_C = V_s \rightarrow V_e = \sqrt{V_s^2 + V_s^2} \quad (3.24)$$

$$V_e = \sqrt{2V_s^2} \quad (3.25)$$

$$V_e = V_s\sqrt{2} \text{ ou } V_s = \frac{V_e}{\sqrt{2}} \quad (3.26)$$

Essa frequência é denominada frequência de corte e pode ser determinada igualando o valor da reatância com o valor da resistência.

$$X_c = R \text{ ou } \frac{1}{2\pi f_c C} = R \rightarrow f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.27)$$

Os filtros ativos possuem características similares aos dos passivos, podendo eles atenuar ou acentuar determinadas faixas de frequências, porém além de dispositivos passivos também se emprega dispositivos passivos, sendo que os amplificadores operacionais são muito utilizados para esse fim, tendo em vista suas características de amplificação quando se aproximam de um amplificador ideal. Os filtros ativos possuem a vantagem de eliminar a necessidade de indutores, além da possibilidade e facilidade de amplificação e construção de filtros de ordem superior. (BONFIM, 2013)

Existem três formas de classificar os filtros ativos:

- Quanto à função realizada - A resposta em frequência de um filtro determina a sua classificação básica. A resposta em frequência é geralmente analisada em termos da resposta de ganho e resposta de fase em função da frequência angular.

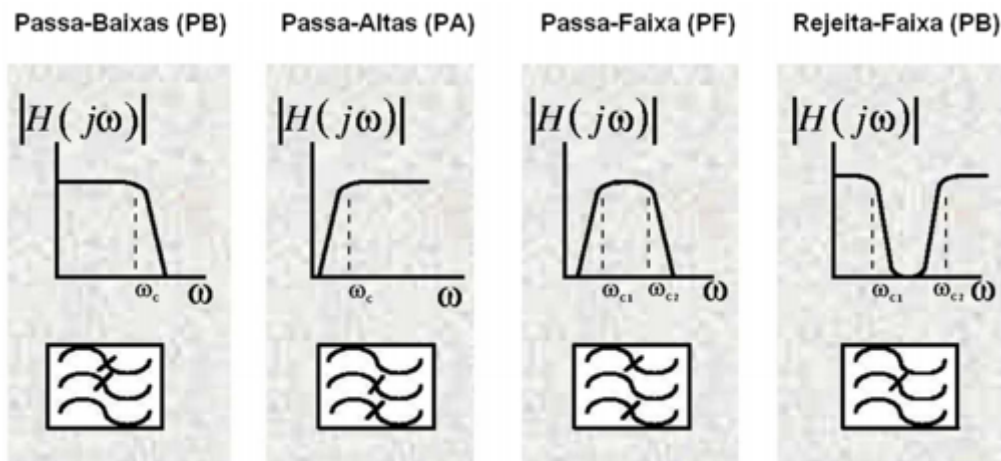


Figura 11 – Respostas de filtros (OLIVEIRA, 2014)

- Quanto à tecnologia empregada – Assim como já foi discutido nesta mesma sessão, os filtros podem ser divididos entre ativos e passivos, e ainda um terceiro modelo que são os filtros digitais que utilizam o processamento de sinais digitais, como por exemplo os filtros FIR e IIR
- Quanto à aproximação de seu modelo – Os filtros possuem modelos matemáticos de aproximação de polinômios que representam a resposta em frequência de determinado filtro. Função de transferência do filtro no domínio  $s$  pode ser escrita como a razão de 2 polinômios:

$$G(S) = \frac{V_o(S)}{V_i(S)} \quad G(S) = \frac{a_m s^m + a_{m-1} s^{m-1} + \dots + a_0}{b_n s^n + b_{n-1} s^{n-1} + \dots + b_0} \quad (3.28)$$

Sendo que o grau  $n$  do denominador representa a ordem do filtro e para que o filtro seja estável o grau do numerador  $m$  menor ou igual a  $n$ . Os zeros ou polos da função podem ser números reais ou complexos (pares conjugados), e quanto maior o grau, mais próximo do filtro ideal, porém mais complexo é o filtro (BONFIM, 2013)

Então é possível determinar a aproximação do modelo do filtro, seja ele de Bessel, que possui faixa de passagem e de rejeição planas e região de transição suave; Butterworth, que possui faixa de passagem e rejeição plana e rejeição de transição moderada; Chebyshev 1, que possui faixa de passagem com oscilação, região de transição moderada e faixa de rejeição plana; Chebyshev 2 que possui faixa de passagem plana, região de transição moderada, faixa de rejeição com oscilação; Elíptico, com faixa de passagem e rejeição com oscilações e região de transição abrupta. Dentre outros. (BONFIM, 2013)(MUSSOI, 2004)

É possível ainda classificar o filtro quanto a topologia do circuito empregado, sendo ele de Bauer, Sallen key, Realimentação múltipla, Variáveis de estado e Biquadrático.

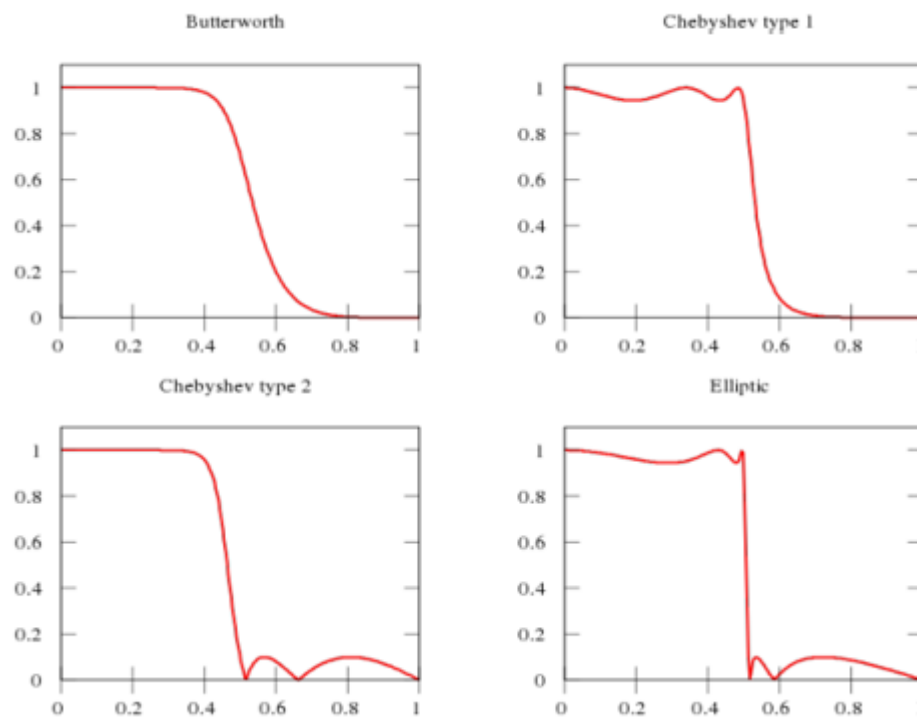


Figura 12 – Aproximações de modelos de filtros (BONFIM, 2013)

A estrutura Sallen Key é uma das mais usadas por ser simples e possuir função de transferência  $H(s)$  facilmente dedutível. Com esta topologia é possível implementar tanto filtros passa altas, quanto passa baixas e passa faixa, e com resposta do tipo Bessel, Butterworth, Chebyshev, etc.

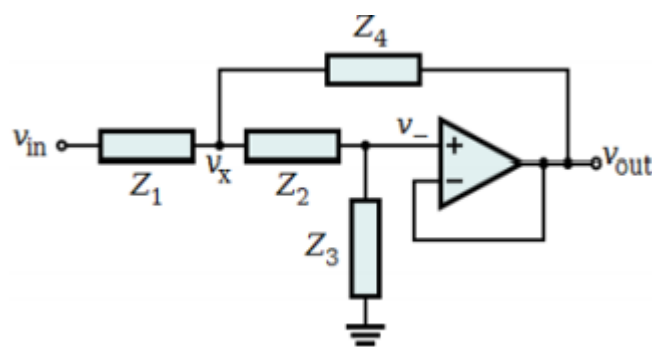


Figura 13 – Topologia Sallen Key (BONFIM, 2013)

Um circuito Sallen key passa baixas se determina conforme a figura 14.

Onde

$$Z_1 = R_1 \quad , \quad Z_2 = R_2 \quad , \quad Z_3 = \frac{1}{sC_1} \quad , \quad Z_4 = \frac{1}{sC_2} \quad (3.29)$$

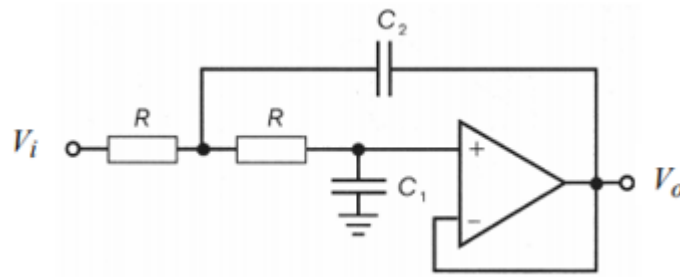


Figura 14 – Sallen key passa baixas (MUSSOI, 2004)

A função transferência no domínio frequência é:

$$H(s) = \frac{(2\pi f_c)^2}{s^2 + 2\pi \frac{f_c}{Q}s + (2\pi f_c)^2} \quad (3.30)$$

Este filtro caracteriza-se por:

$$A_v = 1 \quad \text{Ganho a baixas frequências} \quad (3.31)$$

$$Q = 0,5 \sqrt{\frac{C_2}{C_1}} \quad \text{Fator de qualidade} \quad (3.32)$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi R \sqrt{C_1 C_2}} \quad \text{Frequência de Polo} \quad (3.33)$$

O fator de qualidade  $Q$  determina o formato da resposta do filtro, sendo que para Bessel o fator  $Q$  deve ser igual a 0,5. Para o filtro Butterworth o fator deve ser 0,7. E em caso de valores superiores, Chebyshev.

Para se fazer um bom projeto, primeiro seleciona-se o fator de qualidade e a frequência de corte do filtro, em seguida fixa-se o valor de  $R_1=R_2$  (determinam a impedância de entrada do filtro na faixa de bloqueio) e por último calculam-se os capacitores. (BONFIM, 2013)

A figura 15 mostra o esquema de um filtro passa altas ainda na topologia Sallen Key. É possível perceber que as posições das resistências e capacitores foram apenas trocadas entre si em relação ao filtro passa baixas.

Onde

$$Z_1 = \frac{1}{sC_1}, \quad Z_2 = \frac{1}{sC_2}, \quad Z_3 = R_1, \quad Z_4 = R_2 \quad (3.34)$$

A função transferência no domínio frequência é:

$$H(s) = \frac{s\sqrt{2}}{s^2 + 2\pi \frac{f_c}{Q}s + (2\pi f_c)^2} \quad (3.35)$$

Este filtro caracteriza-se por:

$$A_v = 1 \quad \text{Ganho a baixas frequências} \quad (3.36)$$

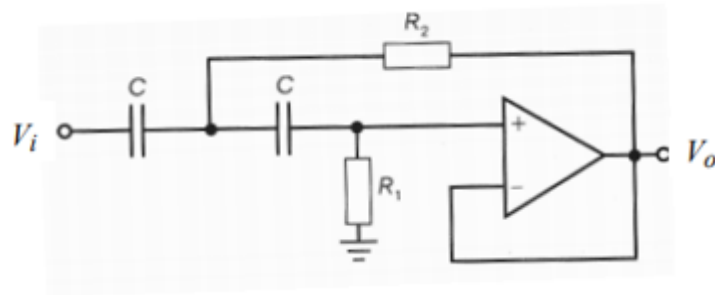


Figura 15 – Sallen key passa altas (MUSSOI, 2004)

$$Q = 0,5\sqrt{\frac{R_1}{R_2}} \quad \text{Fator de qualidade} \quad (3.37)$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi C\sqrt{R_1 R_2}} \quad \text{Frequencia de Polo} \quad (3.38)$$

A forma de se escolher o formato de resposta do filtro é semelhante ao passa baixas. Para se criar um projeto, primeiro seleciona-se o fator de qualidade e a frequência de corte, em seguida fixa-se o valor de  $C_1 = C_2$  (determinam a impedância de entrada do filtro na faixa de bloqueio), e por último calculam-se os resistores.(BONFIM, 2013)

### 3.4 Circuito da perna direita

Com o intuito de minimizar a interferência de campos elétricos, podem ser realizadas várias ações, como por exemplo a blindagem de cabos e de circuitos por materiais condutores ligados à terra ou a um potencial referência; o uso de amplificadores diferenciais com alta razão de rejeição de modo comum, para redução de interferência de modo comum; o uso de cabos com mesmo comprimento e com posicionamento próximo um do outro; o uso do circuito da perna direita (driven right leg) e o aterramento adequado da rede elétrica. (PEDROSO., 2013)

Quando um amplificador diferencial grava biopotenciais, a tensão da pessoa em que se está sendo realizada a medição, em relação ao comum do amplificador é chamada de tensão de modo comum. Esta tensão resulta em um sinal de interferência que deseja-se ser minimizada adicionando um terceiro eletrodo. Este terceiro eletrodo fornece um caminho de baixa impedância entre a pessoa e o amplificador, de modo que a tensão de interferência seja pequena. Conectar este terceiro eletrodo diretamente ao amplificador diferencia não é recomendado pois se o circuito não estiver isolado, correntes perigosas podem fluir através deste eletrodo podendo ser transferido à pessoa em que está sendo feita a medição. Um contato inadequado do eletrodo pode resultar em uma resistência alta entre o paciente e o comum. O uso mais comum e eficaz do terceiro eletrodo é conectá-lo a um circuito acionado pela perna direita. (WINTER; WEBSTER, 1983)

No circuito da perna direita, os potenciais do eletrodos são medidos, e um circuito resistivo é utilizado para obter a média entre esses potenciais, que corresponderá à diferença entre o sinal de modo comum e o potencial de referência do amplificador. Esses sinais são amplificados, multiplicados e invertidos, e são injetados no usuário, e desta maneira, forma-se um laço de realimentação negativa, que pode injetar o retirar cargas do usuário, trazendo o potencial do mesmo para um valor próximo do potencial de referência do amplificador diferencial, melhorando assim a qualidade da medida.(PEDROSO., 2013)

Este circuito reduz a resistência efetiva do eletro em várias ordens de grandeza e permite que uma quantidade segura de corrente flua através do terceiro eletrodo. Apesar de ser muito utilizado em amplificadores com aplicação em EMG. Pouco foi escrito sobre a técnica e o amplificador ideal, mas mesmo com o circuito não ideal já é possível reduzir a interferência a um nível significativo, fazendo com que outras fontes de ruído externo sejam maiores do que o do terceiro eletrodo. (WINTER; WEBSTER, 1983)



## 4 Sistema proposto

Após a revisão de literatura e entendimento dos conceitos necessários, foi possível fazer um projeto de um módulo didático para a aquisição do sinal eletromiográfico. O circuito foi montado, testado e adaptado diversas vezes até que se chegasse à configuração final. O sistema proposto consiste em um circuito para aquisição do sinal elétrico dos músculos de acordo com o diagrama de blocos da figura 16.

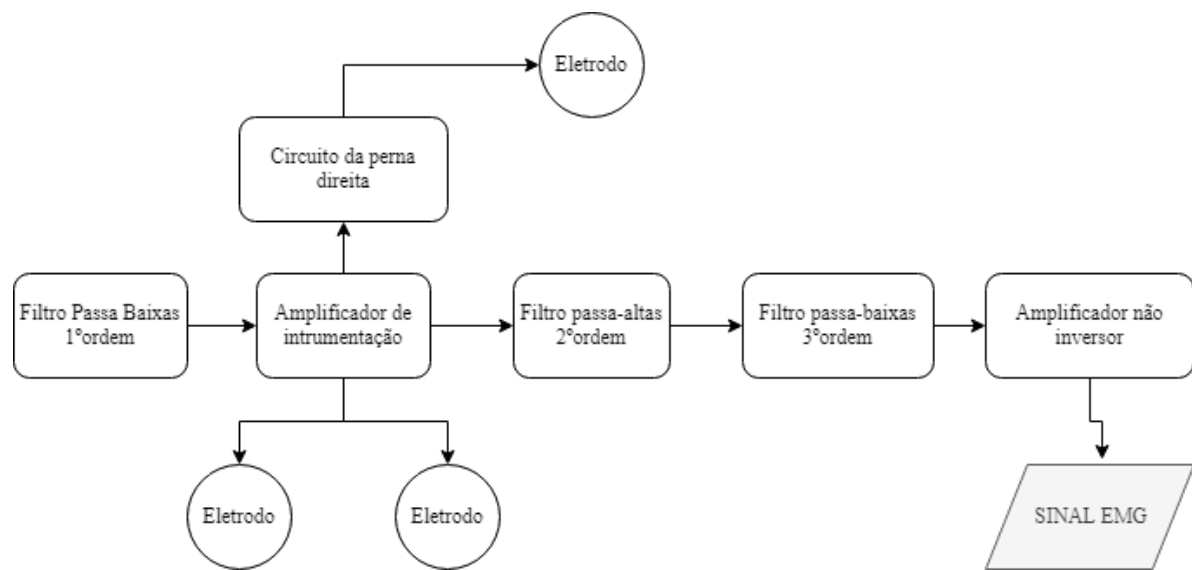


Figura 16 – Diagrama de blocos do sistema proposto

### 4.1 Eletrodos

Para a captação do sinal eletromiográfico, os eletrodos devem ser selecionados e colocados de maneira apropriada e em um ponto correto do músculo. Os eletrodos podem ser do tipo monopolar, bipolar ou arranjo. Em alguns modelos está incorporado um circuito eletrônico pré-amplificador, sendo estes eletrodos conhecidos por eletrodos ativos. Quanto ao formato, há várias opções: circular, oval, quadrado, retangular ou em forma de pinos. (VENEZIANO, 2006)

Considerando a grande importância dos eletrodos para a aquisição do sinal eletromiográfico, foram selecionados eletrodos descartáveis da marca Solidor, tais eletrodos são fabricados com a tecnologia LEAD-LOK em espuma com gel sólido, que aumenta o contato elétrico com a pele.

Para a aquisição do sinal são utilizados três eletrodos dispostos: três centímetros acima do cotovelo em direção ao pulso; Dois no bíceps a uma distância de dois centímetros



Figura 17 – Eletrodos utilizados no projeto

um do outro e paralelo às fibras do músculo.



Figura 18 – Posição dos eletrodos no bíceps, adaptado pelo autor. (CRAM, 2011)

## 4.2 Filtro passa-baixas RC

Nas entradas do amplificador de instrumentação - tanto a positiva quanto a negativa - foi implementado um filtro passa-baixas de primeira ordem.

O filtro é formado pela combinação do capacitor de 1nF e o resistor de 330k Ohms. Utilizando a equação 3.27 é possível encontrar a frequência de corte de tal filtro.

$$\frac{1}{2\pi 330 * 10^3 * 10^{-9}} = 482,29Hz \quad (4.1)$$

Tal filtro é um primeiro bloqueio para que frequências altas provenientes de ruídos dos cabos dos eletrodos, bem como mal contato com a pele, sejam rejeitados e evitados de ser amplificado pelo amplificador de instrumentação.

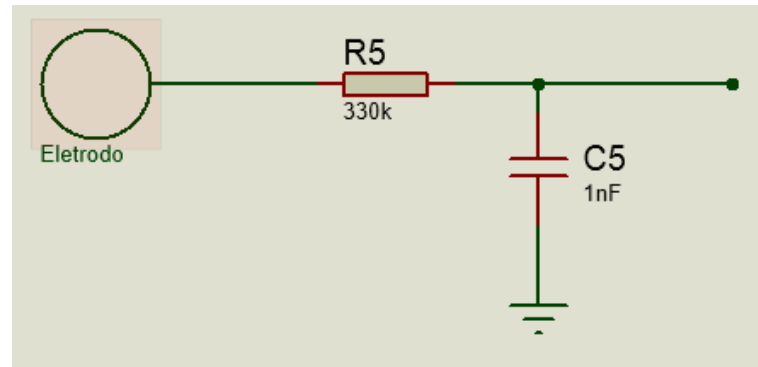


Figura 19 – Filtro RC

### 4.3 Amplificador de instrumentação

Após análise de data sheets, foi escolhido o amplificador de instrumentação INA118 da Texas instruments. Tal escolha foi feita devido o dispositivo possuir uma alta sensibilidade a sinais biomédicos, pois possui uma alta precisão na obtenção destes sinais, além de requerir uma baixa potência para seu funcionamento.

Segundo os dados fornecidos pela Texas Instruments, o ganho deste circuito pode ser facilmente ajustado apenas pela variação de uma resistência de entrada, conectada entre os pinos 1 e 8 do circuito integrado, assim como mostrado na figura 8. Conforme citado anteriormente na equação 3.17, é possível calcular o ganho do amplificador.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{5.5K\Omega} \cong 10 \quad (4.2)$$

### 4.4 Filtro passa-alta e passa-baixas

Tanto para amplificar o sinal, quanto para a construção dos filtros, buscou-se um amplificador que possuísse um baixo consumo, aliado a um alto slew rate, ou seja, uma alta variação da tensão de saída, para que a saída final seja um espelho real do que está acontecendo dos estágios de amplificação.

Para atender tais condições, foi escolhido o circuito integrado TL064 da Texas Instruments. Além de ser um amplificador de baixo custo, o circuito integrado possui quatro amplificadores por encapsulamento, diminuindo o tamanho físico do circuito e facilitando a sua montagem.

A combinação dos filtros resulta em um passa faixas entre as frequências de 10 e 500Hz. O primeiro estágio consiste em um filtro Butterworth na configuração sellen key passa altas de segunda ordem e ganho unitário.

O filtro passa altas resulta da combinação de dois capacitores de 470nF e um

resistor de 24K ohms e outro de 48k ohms. Conforme a equação 3.38 é possível verificar a sua frequência de corte.

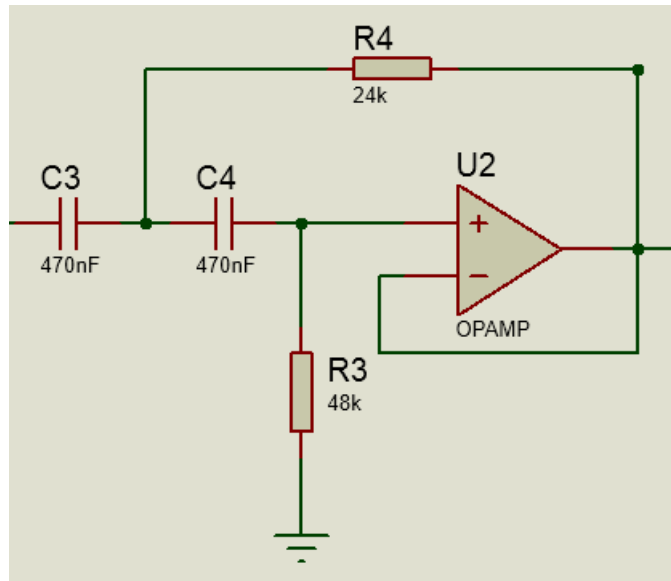


Figura 20 – Filtro Passa-altas

$$\frac{1}{2\pi 470 * 10^{-9} \sqrt{24 * 10^3 * 48 * 10^3}} = 9.98Hz \quad (4.3)$$

Para o filtro passa baixas, também optou-se por um filtro Butterworth na configuração sellen key de segunda ordem. Para tal filtro foi utilizado capacitores de 22nF e 10nF junto com resistores de 15,7k ohms e 29,29k ohms. A equação 3.33 explicita como calcular sua frequência de corte.

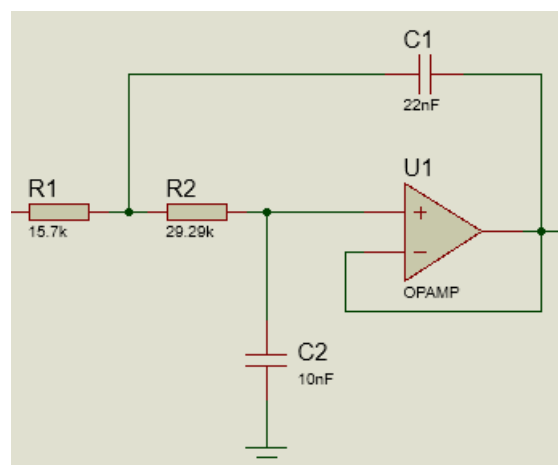


Figura 21 – Filtro Passa-baixas

$$\frac{1}{2\pi \sqrt{22 * 10^{-9} * 10 * 10^{-9} * 15,7 * 10^3 * 29,29 * 10^3}} = 500,3Hz \quad (4.4)$$

## 4.5 Amplificador não inversor

No último estágio do sistema encontra-se um amplificador não inversor. Após o sinal filtrado, basta amplificá-lo para que o sinal tenha a amplitude desejada. A princípio desejou-se que o arranjo final tivesse um ganho de aproximadamente 110, como o amplificador de instrumentação já possuía um ganho próximo de 10, foi projetado um amplificador não inversor com ganho 11. o Cálculo dos resistores para tal ganho é bem simples conforme o que já foi explicitado na equação 3.22.

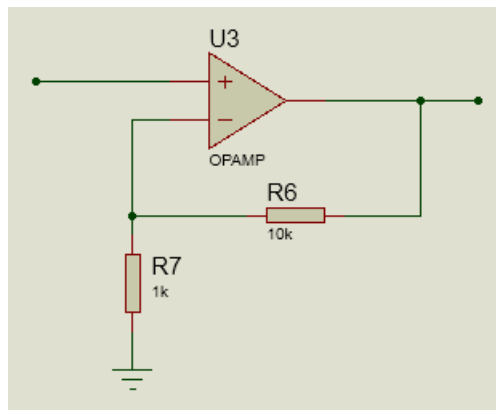


Figura 22 – Amplificador não inversor

$$1 + \frac{10000}{1000} = 11 \quad (4.5)$$

## 4.6 Circuito da perna direita

Um último ponto importante no arranjo é o circuito da perna direita, que tem esse nome devido ser onde fica o eletrodo de referência do circuito, e nos eletrocardiogramas este eletrodo ficar posicionado na perna direita. Esta parte do circuito deve pegar o sinal de modo comum dos canais, comparar, e realimentar o circuito, tornando-o menos poluído.

O ponto mais viável para inserir o circuito da perna direita é entre os resistores de ganho do amplificador de instrumentação, pois neste ponto a tensão de modo comum ainda não foi amplificada. Inicialmente foi utilizado um buffer para o casamento das impedâncias e desta forma, evitar que correntes muito alta sejam inseridas no corpo. Em seguida há a utilização de um amplificador inversor na tensão de modo comum para que a saída deste circuito, a qual está sendo injetada novamente no corpo do indivíduo medido, se oponha ao ruído e ambos sejam somados. Por conta de possuírem fases diferentes, ambos se atenuam.

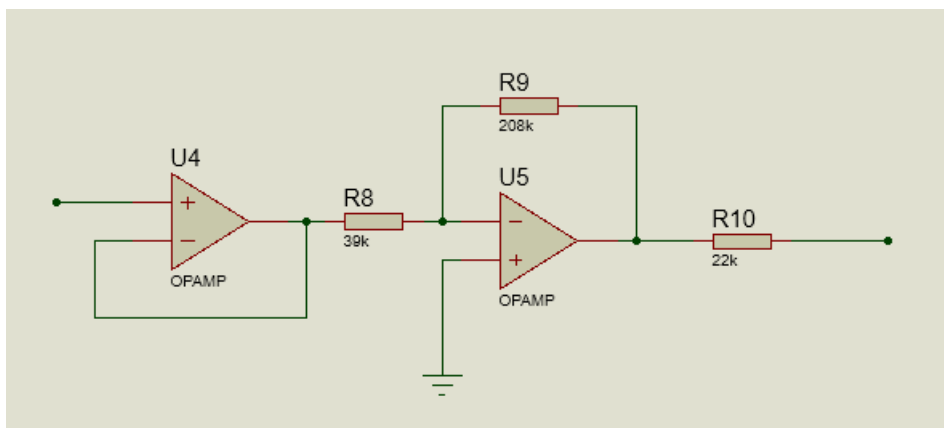


Figura 23 – Circuito da perna direita

## 5 Validação do projeto

### 5.1 Simulações

Com o intuito de validar primeiramente o projeto teórico, foi realizado no software Protheus 8.0 a simulação dos filtros propostos.

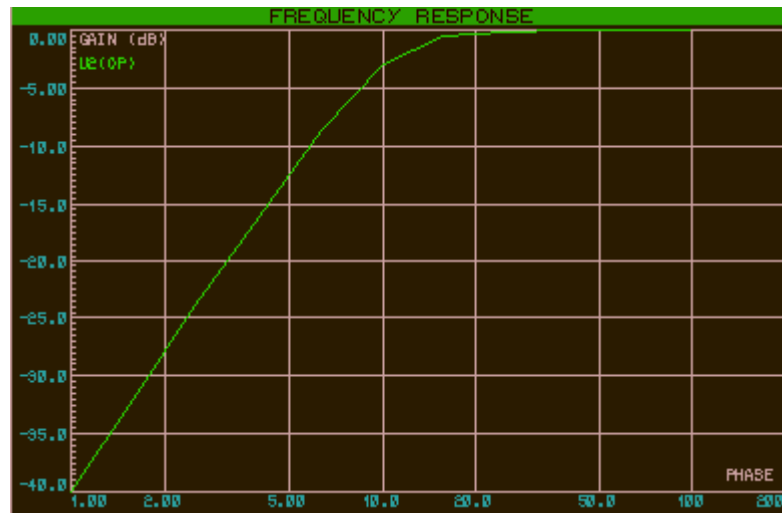


Figura 24 – Resposta filtro passa baixas

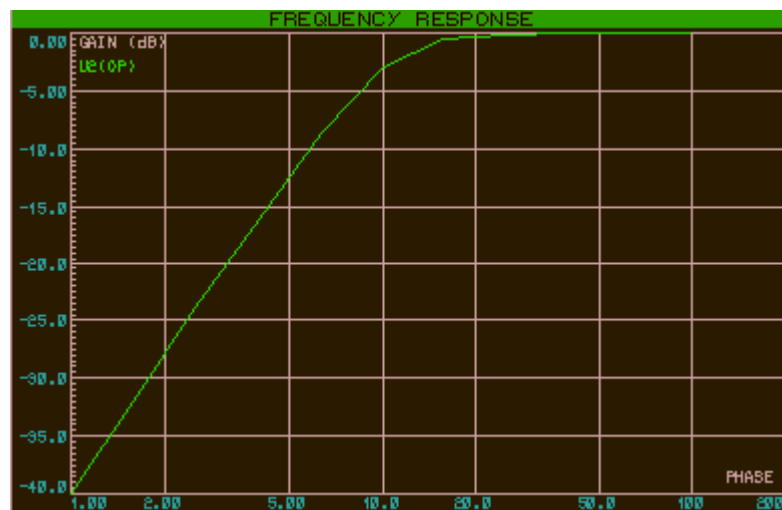


Figura 25 – Resposta filtro passa altas

Conforme mostrado nas figuras 24 e 25, o diagrama de bode corresponde ao esperado, onde será possível limitar a frequência a ser analisada principalmente entre 10 e 500Hz.

Em seguida foi simulado o circuito completo para a análise da resposta em frequência, bem como o ganho do circuito.

Foi verificado que com uma onda inicial de 100mV, a saída do circuito se encontrava uma onda de 11v, ou seja, um ganho de 110.

## 5.2 Testes realizados

Com o objetivo de validar o hardware implementado, foi realizado uma série de testes para se observar o comportamento do circuito em termos práticos. Os testes do circuito foram realizados no laboratório NEI da faculdade do Gama na Universidade de Brasília, e no laboratório de biomédica no campus Darcy Ribeiro. Tais testes foram realizados pelo autor utilizando de um gerador de funções e um osciloscópio para se analisar de forma bem clara o comportamento de cada parte do circuito com relação ao ganho e a frequência.

Inicialmente foi testado o circuito relativo aos eletrodos de captação. Foi injetado uma onda de 100mV pico a pico em diversas frequências e observado o comportamento do circuito. Tal processo foi realizado em cada estágio do circuito, ou seja, foi verificado a resposta em frequência e o ganho do circuito na entrada e na saída do amplificador de instrumentação, na saída do filtro passa alta e na saída do passa baixas, e por fim na saída do amplificador não inversor. Todos os dados foram anotados.

Em seguida conectou-se os eletrodos no circuito e posicionou no bíceps conforme a o indicado por (CRAM, 2011). Foi medido a tensão e forma de onda do sinal eletromiográfico do bíceps relaxado, em contração média, e em contração máxima.

Com o intuito de validar os testes do circuito proposto, foram realizados testes similares na placa Myoware. Por ser uma placa muito utilizada em pesquisas e projetos no meio acadêmico, e possuir uma boa confiabilidade, desejou-se comparar os resultados obtidos com esta placa.

Para evitar ruídos de manuseio do myoware, com o auxílio da impressão 3D, foi implementado uma case para a placa, e para que os eletrodos ficassem na mesma posição que o do circuito desenvolvido, foi utilizado o shield de cabos do myoware.



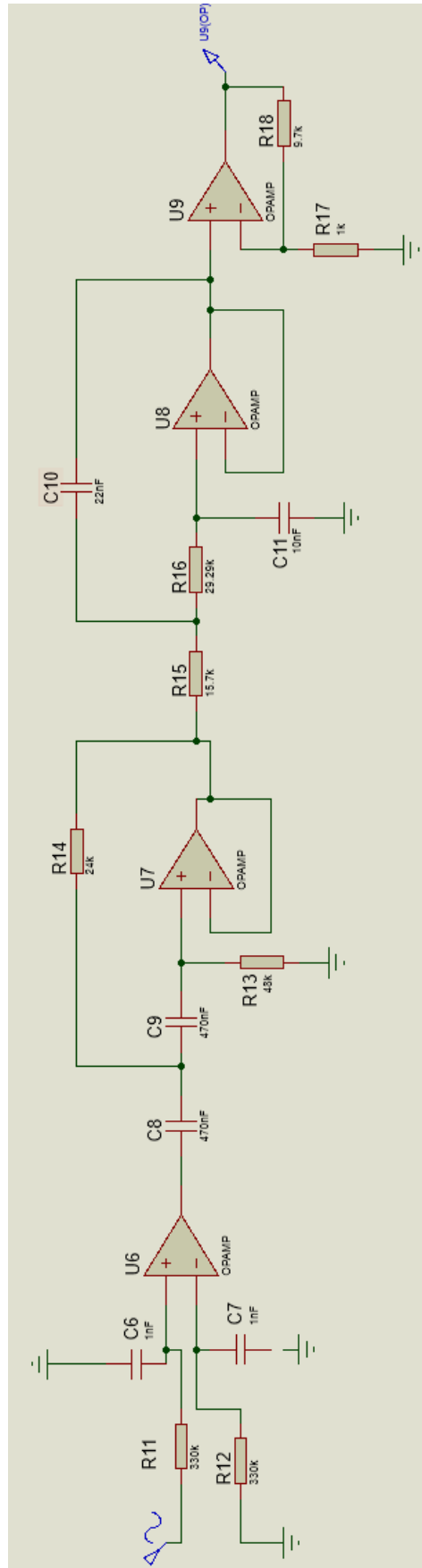


Figura 26 – Circuito completo



Figura 27 – Resposta em frequência do circuito completo

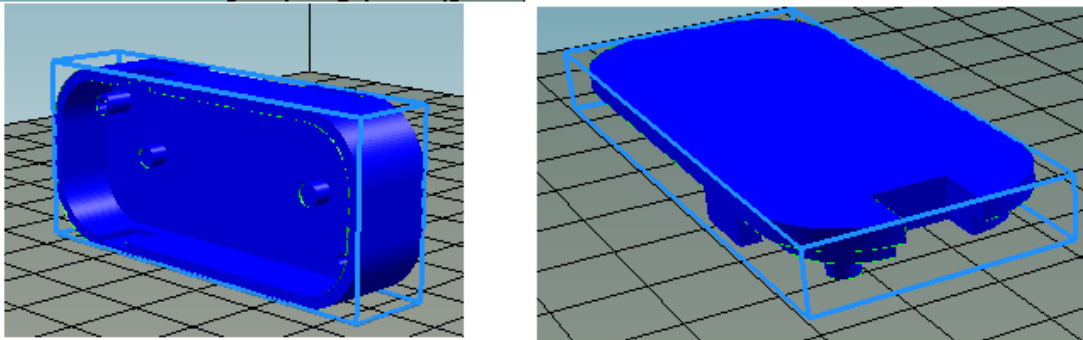


Figura 28 – Case 3d do Myoware



Figura 29 – Myoware com case e cabos

## 6 Resultados

Conforme citado no capítulo anterior, foi analisado a resposta em frequência e o ganho do circuito proposto, sendo assim, foi possível montar a tabela e o gráfico a seguir.

Tabela 1 – Tabela de dados experimentais

Frequência (Hz)	Entrada INA (v)	Saída INA (v)	Saída Passa altas (v)	Saída passa baixas (v)	Saída final (v)	Ganho (db)
4	0,095	0,936	0,145	0,145	1,543	24,212
7	0,095	0,936	0,456	0,456	4,852	34,164
10	0,095	0,936	0,744	0,744	7,916	38,416
12	0,095	0,936	0,8	0,800	8,512	39,046
18	0,095	0,936	0,92	0,920	9,789	40,260
25	0,095	0,936	0,936	0,936	9,958	40,409
30	0,095	0,936	0,936	0,936	9,958	40,409
35	0,098	0,965	0,965	0,965	10,273	40,409
40	0,098	0,970	0,970	0,970	10,323	40,452
55	0,098	0,970	0,970	0,970	10,323	40,452
80	0,096	0,950	0,950	0,950	10,112	40,452
110	0,097	0,960	0,960	0,960	10,218	40,452
150	0,097	0,960	0,960	0,960	10,218	40,452
190	0,096	0,950	0,950	0,950	10,112	40,452
230	0,096	0,950	0,950	0,950	10,112	40,452
280	0,096	0,950	0,950	0,950	10,112	40,452
350	0,096	0,950	0,950	0,950	10,112	40,452
400	0,076	0,752	0,752	0,671	7,139	39,457
450	0,073	0,723	0,723	0,540	5,746	37,920
500	0,069	0,683	0,683	0,481	5,118	37,405
550	0,065	0,644	0,644	0,337	3,586	34,833
600	0,062	0,614	0,614	0,312	3,320	34,574
700	0,056	0,554	0,554	0,237	2,522	33,070

O mesmo procedimento experimental foi feito com o Myoware.

É possível perceber que no myoware a frequência de corte está além dos 500Hz, porém o ganho do circuito decresce de uma maneira mais rápida do que no circuito projetado.

Também é possível perceber que o ganho do circuito projetado é maior que o no myoware, porém tal fato não foi verificado no procedimento experimental seguinte que consistia em medir a atividade muscular do bíceps em repouso, contração média e contração máxima. Neste procedimento verificou-se que o myoware possui uma tensão de offset de aproximadamente 2v e amplitude máxima do sinal de mais 1v, enquanto no circuito projetado a amplitude máxima do sinal é de um pouco mais que 0,4v.

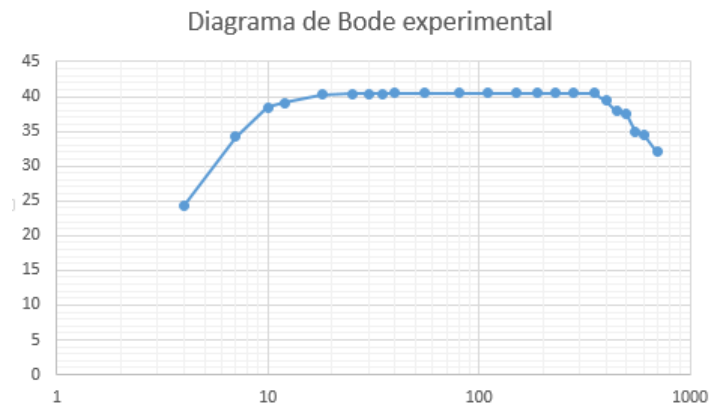


Figura 30 – Diagrama de bode experimental

Tabela 2 – Dados Myoware

Frequência (Hz)	Amplitude entrada (v)	Amplitude saída (v)	Ganho (db)
5	0,08	1,63	26,182
10	0,08	1,63	26,182
30	0,08	1,63	26,182
50	0,08	1,63	26,182
100	0,08	1,63	26,182
200	0,08	1,63	26,182
400	0,08	1,63	26,182
500	0,08	1,63	26,182
600	0,08	1,63	26,182
700	0,08	1,63	26,182
800	0,08	1,44	25,105
900	0,08	1,22	23,665
1000	0,08	0,98	21,763
1100	0,08	0,62	17,786
1200	0,08	0,39	13,759
1300	0,08	0,11	2,766

Também foi realizado a análise espectral do sinal do circuito proposto. Foi verificado que a energia significativa do sinal do músculo em contração se encontra na faixa de frequência de 0 a 500Hz, sendo que a energia dominante do sinal estando na frequência de 50Hz a 150Hz.

A montagem do protótipo do eletromiógrafo inclui conceitos em eletrônica e Engenharia Biomédica, utilizando técnicas empregadas em diversos projetos da área e as adaptações necessárias ao seu desenvolvimento.

Através da implementação deste protótipo, conclui-se que o circuito apresenta fácil utilização, e usa materiais de fácil reposição. A modulação do projeto facilita o entendimento e funcionamento de cada parte do circuito, podendo entender cada etapa

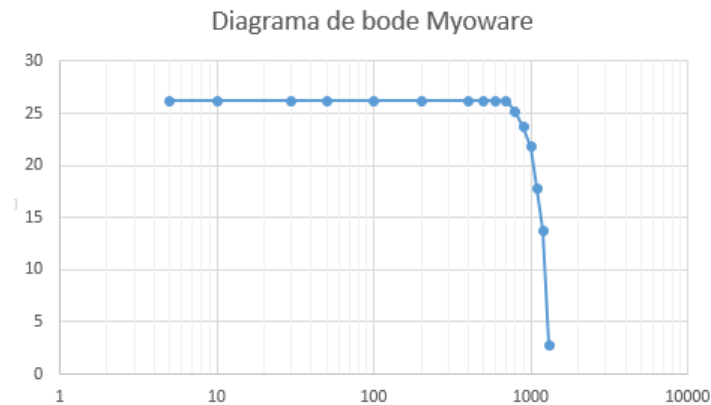


Figura 31 – Diagrama de bode myoware

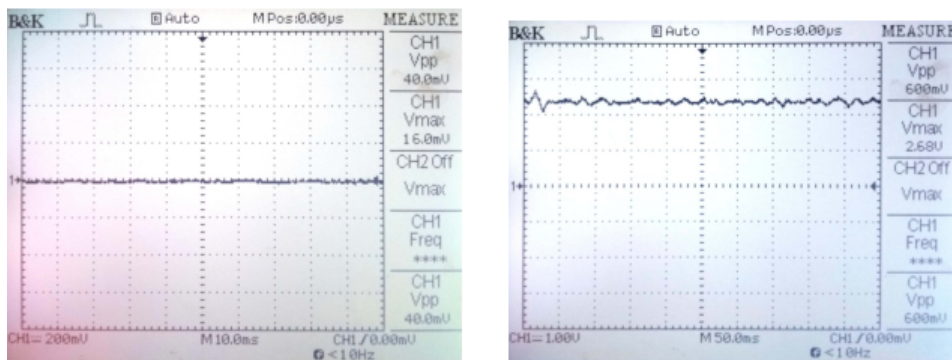


Figura 32 – Comparação, músculo relaxado, a esquerda circuito proposto, a direita myoware

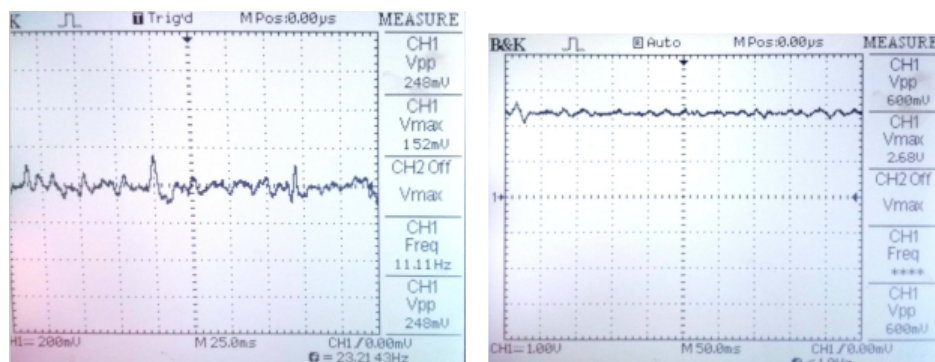


Figura 33 – Comparação, músculo em contração média, a esquerda circuito proposto, a direita myoware

do condicionamento do sinal. Com a realização deste projeto é possível obter resultados satisfatórios na aquisição do sinal de EMG. É possível ainda fazer ajustes de modo que ajude na qualidade do sinal obtido, como por exemplo utilizar um potenciômetro no amplificador não inversor, para que se possa controlar o ganho final, aumentando ou diminuindo, conforme a necessidade do usuário.

Concluí-se através de testes, que o hardware implementado atende as especificações

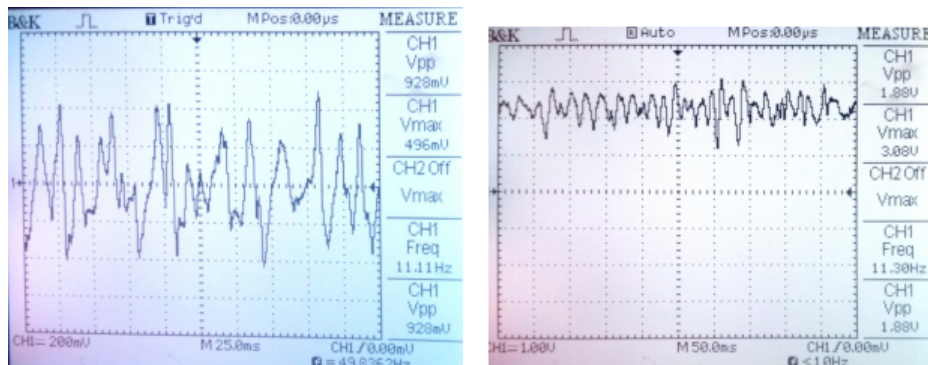


Figura 34 – Comparação, músculo em contração máxima, a esquerda circuito proposto, a direita myoware

sobre as quais foi concebido o projeto. O circuito se comporta muito bem dentro dos parâmetros verificados na literatura existente. Pôde ser verificada a satisfatória margem de amplificação no sinal de EMG-S captado, assim como a eficiência no processo de filtragem.

Assim como verificado com o myoware, uma case diminui o ruído externo do sistema, sugere-se para trabalhos futuros que também seja desenvolvido uma para o circuito desenvolvido de modo facilitar o manuseio e evitar o contato direto das mãos com os componentes eletrônicos.

# Referências

- BARION, D. P. Aquisição de sinal mioelétrico para acionamento de dispositivos. Projeto final de graduação, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, p. 60, 2015. Citado na página 25.
- BARROS, K. R. de. Metodologia para classificação de sinais emg para controle de próteses com baixo esforço computacional. Dissertação de Mestrado, Uberlândia: FEELT-UFU, Minas Gerais, p. 60, 2005. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.
- BONFIM, M. J. do C. Teoria de circuitos eletrônicos lineares. Universidade Federal do Paraná, 2013. Citado 6 vezes nas páginas 11, 33, 34, 35, 36 e 37.
- CORREA, C. S. Utilização de diferentes técnicas para o controle de posicionamento de eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. In: *Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano*. [S.l.: s.n.], 2012. v. 2, n. Abr/Jun, p. 5–13. Citado na página 24.
- CRAM, J. R. The basics of surface electromyography. In: CRISWELL, E. (Ed.). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. [S.l.: s.n.], 2011. v. 2, p. 3–172. Citado 6 vezes nas páginas 11, 21, 22, 24, 40 e 46.
- DORF, R. C. Introdução aos circuitos elétricos. Rio de Janeiro, Brasil, p. 817, 2012. Citado na página 31.
- FORTI, F. Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos, tipos de eletrodos, ângulos articulares e intensidades de contração. Curso de Pós-Graduação em Fisioterapia, Dissertação de Mestrado, Universidade Metodista, Piracicaba, São Paulo, p. 146, 2005. Citado na página 24.
- GARCIA, A. F. Avaliação de amplificadores de instrumentação para sistemas de aquisição de sinais bioelétricos. Instituto Nacional de Telecomunicações, p. 4, 2009. Citado na página 29.
- INCORPORATED, T. I. *INA118 Precision, Low Power Instrumentation Amplifier*. Texas Instruments, 2016. 31 p. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 31.
- KAZAMEL, M.; WARREN, P. P. History of electromyography and nerve conduction studies: A tribute to the founding fathers. In: *Journal of Clinical Neuroscience*. [S.l.: s.n.], 2017. v. 43, p. 54–60. Citado na página 21.
- LARGER, E. C. Development of prosthesis for replacement of upper limb prehensile function in amputee users. *REVISTA ARGENTINA DE BIOINGENIERÍA*, VOL. 22 (2), 2018, p. 6, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 28.
- LUCA, C. J. D. Surface electromyography: Detection and recording. Delsys Incorporated, p. 10, 2002. Citado na página 25.
- MALDONADO, L. S. Lab filtros ativos. UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC, p. 10, 2014. Citado na página 32.

- MARTÍNEZ, B. Sistema de control de diapositivas de power point, basado en myoware y labview. Instituto de Ingeniería y Tecnología, Departamento de Ingeniería Eléctrica y Computación, México, p. 5, 2018. Citado 3 vezes nas páginas 11, 27 e 28.
- MARZLOF, G. Using myoware: a low-cost surface electromyography sensor for developing rehabilitation devices. medium, p. 60, 2016. Citado na página 27.
- MUSSOI, F. L. R. Filtros ativos e passivos. CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DE SANTA CATARINA, p. 21, 2004. Citado 6 vezes nas páginas 11, 32, 33, 34, 36 e 37.
- NGUYEN, N. T. N. Developing low-cost myoelectric prosthetic hand. Metropolia University of Applied Sciences, p. 57, 2018. Citado na página 27.
- OKABE, F. H. I. Módulo didático para obtenção de eletrocardiograma. Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Londrina, p. 79, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 29.
- OLIVEIRA, V. de. Filtros ativos i: Fundamentos. Universidade do Estado de Mato Grosso - UNEMAT, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 34.
- PEDROSO., L. J. de G. R. Avaliação dos efeitos sobre os estimadores eletromiográficos de diversos métodos de filtragem da interferência da rede elétrica. Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, p. 85, 2013. Citado 3 vezes nas páginas 21, 37 e 38.
- ROSA, I. da G. Detecção automática de contração muscular utilizando a eletromiografia de superfície. COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro, p. 81, 2005. Citado 4 vezes nas páginas 11, 22, 25 e 26.
- SILVA, J. P. L. da. Desenvolvimento de eletrodos e ferramenta para processamento de sinais eletromiográficos de superfície. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília - UnB Faculdade UnB Gama - FGA, p. 56, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 11, 22 e 23.
- SOARES, F. A. Processamento de sinais eletromiográficos de superfície utilizando técnicas de processamento de imagens. Tese de Doutorado em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação, Publicação PPGEA.TD - 067/2013, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, p. 155, 2013. Citado na página 23.
- SOUZA, G. S. D. S. E. Desenvolvimento de instrumentação e metodologia relativas à atividade de aquisição, processamento e interpretação de sinais eletromiográficos de superfície. Projeto Final de Graduação – Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Elétrica, p. 135, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.
- VENEZIANO, W. H. Estudo do comportamento do sinal eletromiográfico de superfície em atividades subaquáticas. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Publicação PPGENE.DM-009/06, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, p. 151, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 39.



WENDLING, M. Amplificadores operacionais. Colégio técnico industrial de Guaretinguetá professor Carlos Augusto Patrício Amorim, p. 44, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 31.

WINTER, B. B.; WEBSTER, J. G. Driven-right-leg circuit design. In: *TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, IEEE*. [S.l.: s.n.], 1983. v. 30, p. 5. Citado 2 vezes nas páginas 37 e 38.