

FACULDADE DOCTUM

RAON FERNANDES BOLZAN

VINICIUS DOMINATO REIS

**CAPTAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO UTILIZANDO FILTROS E
AMPLIFICADORES**

Juiz de Fora

2019

**RAON FERNANDES BOLZAN
VINICIUS DOMINATO REIS**

**CAPTAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO UTILIZANDO FILTROS E
AMPLIFICADORES**

Monografia de Conclusão de Curso, apresentada ao curso de Engenharia Elétrica, Faculdade Doctum de Juiz de Fora, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador (a): Prof. MSc José Carlos Miranda Grizende

Juiz de Fora
2019

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca Faculdade Doctum/JF

Bolzan, Raon Fernandes
Reis, Vinicius Dominato

Captação do sinal eletromiográfico utilizando filtros e amplificadores / Raon Fernandes Bolzan, Vinicius Dominato Reis - 2019.

Nº folhas,37.

Monografia (Curso de Engenharia Elétrica) –
Faculdade Doctum Juiz de Fora.

1. Eletromiográfico . 2. Amplificadores
I. Captação do sinal eletromiográfico utilizando filtros e amplificadores. II Faculdade Doctum Juiz de Fora

**RAON FERNANDES BOLZAN
VINICIUS DOMINATO REIS**

**CAPTAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO UTILIZANDO FILTROS E
AMPLIFICADORES**

Monografia de Conclusão de Curso,
submetida à Faculdade Doctum de Juiz de
Fora, como requisito parcial à obtenção do
título de Bacharel em Engenharia Elétrica
e aprovada pela seguinte banca
examinadora.

Prof. Me. José Carlos Miranda Grizende
Orientador (a) e Docente da Faculdade Doctum - Unidade Juiz de Fora

Prof^a. Valquíria Silva Machado
Docente da Faculdade Doctum - Unidade Juiz de Fora

Prof^a. Daniele Pires Magalhães
Docente da Faculdade Doctum - Unidade Juiz de Fora

Examinada em: ___/___/___.

“Deixem que o futuro diga a verdade e avalie cada um de acordo com o seu trabalho e realizações. O presente pertence a eles, mas o futuro pelo qual eu sempre trabalhei pertence a mim.”

Nikola Tesla

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ter me concedido este imenso prazer de poder estar alcançando mais um objetivo, concluindo dessa forma mais uma etapa de estudos alcançados, por ter me dado força nos momentos mais difíceis, também sou eternamente agradecido a minha família, por ter me incentivado e me ter proporcionado essa oportunidade, podendo assim realizar nossos sonhos e objetivos juntos traçados. E a todos amigos, familiares e professores que contribuíram de alguma forma para que hoje pudesse realizar essa meta de vida.

RESUMO

BOLZAN, Raon Fernandes; REIS, Vinícius Dominato. **Captação do sinal eletromiográfico utilizando filtros e amplificadores**. 25 f. Monografia de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica). Faculdade Doctum, Juiz de Fora, 2019.

Os dispositivos eletrônicos digitais assim como o sistema nervoso humano processa informação através de impulsos gerados, que é realizado através de uma excitação muscular, se tratando de impulsos elétricos é possível coletá-los como em um sistema digital eletrônico, assim gerando parâmetros e podendo decodificar este impulso. Este estudo chama-se eletromiografia, técnica utilizada para monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis das células musculares do Grego (*eléktron* = eletricidade), (*mios* = músculo), (*graphon* = grafia, escrita), literalmente significa grafia da eletricidade dos músculos, sendo mensurada pela soma algébrica de todos os sinais detectados em uma área pré-definida. Decomposição do sinal EMG é o processo de identificação e classificação de Potenciais de Ação das Unidades (PAUMs) no padrão de interferência detectado com eletrodos intramusculares ou de superfície, ao exercitar a unidade motora contribuindo para a composição do sinal EMG. Para fazer a decomposição deste sinal é utilizados alguns processos para executar o processamento dos sinais

Palavras-chave: Eletromiografia. Amplificador. Potencial de ação.

ABSTRACT

Digital electronic devices as well as the human nervous system processes information through generated impulses, which is performed through a muscular excitation, if it is an electrical impulse it is possible to collect them as in a digital electronic system, thus generating parameters and being able to decode this impulse. This study is called electromyography, a technique used to monitor the electrical activity of the excitable membranes of the Greek muscle cells (eléktron = electricity), (myos = muscle), literally means spelling of the electricity of the muscles, being measured by the algebraic sum of all the signals detected in a predefined area. Signal decay EMG is the process of identifying and classifying unit action potential (PAUMs) in the interference pattern detected with intramuscular or surface electrodes, when exercising the motor unit contributing to the EMG signal composition. To perform the decomposition of this signal some processes are used to perform signal processing.

KEYWORDS: Electromyography. Amplifier. Potential for action..

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Soma dos Potenciais de Ação das Unidades Motoras (PAUMs).....	17
Figura 2 - Uma representação esquemática dos mecanismos básicos de controle do motor e da unidade do motor e seus componentes.....	19
Figura 3 - Esquema de funcionamento da unidade motora.....	20
Figura 4 - Tipos de Eletrodos.....	21
Figura 5 - Diagrama de blocos do front-end de um amplificador EMG galvanicamente isolado. Os sinais são transmitidos através de um isolador óptico e a energia é fornecida por um conversor dc / dc de alto isolamento..	22
Figura 6 - Análise detalhada do primeiro estágio de um amplificador de EMG, incluindo componentes parasitas que são importantes na determinação da interferência de linha de força.....	22
Figura 7 – Filtro Passa Baixa.....	24
Figura 8 – Fonte Passa Alta.....	25
Figura 9 – Filtro Notch.....	26
Figura 10 – Sinal EMG Somente com Amp. Op Diferencial, Utilizando Plotter Serial do Arduino.....	27
Figura 11 – Circuito Subtrator.....	27
Figura 12 – Gráfica do circuito apresentando variação de conexão em seus contatos.....	28
Figura 13 – Sinal coletado do Bíceps.....	29
Figura 14(a)(b) – Localização Utilizada para os eletrodos e Protótipo.....	29
Figura 15 - Circuito e o protótipo utilizado.....	30

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PAUMs	Potencias de Ação das Unidades Motoras
UM	Unidade Motora
EMG	Eletromiografia
SNC	Sistema Nervoso Central

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
1.1 Objetivos.....	12
1.1.1 Objetivo geral.....	12
1.1.2 Objetivos específicos.....	12
2 JUSTIFICATIVA.....	13
3 METODOLOGIA.....	14
4 REFERENCIAL TEÓRICO.....	15
4.1 Sinal Eletromiográfico.....	15
4.1.1 Contração Muscular.....	18
4.2 Unidade Motora.....	18
4.3 Eletrodo.....	20
4.4 Interferência da rede.....	21
4.5 Filtros Analógicos.....	23
4.6 Filtro Passa Baixa.....	23
4.7 Filtro Passa Alta.....	24
4.8 Filtro Notch.....	25
5 RESULTADOS.....	27
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	31
REFERÊNCIAS.....	32

1 INTRODUÇÃO

Os dispositivos eletrônicos digitais, assim como o sistema nervoso humano, processam informação através de impulsos gerados, que são realizados através de uma excitação muscular. Em se tratando de impulsos elétricos, é possível coletá-los como em um sistema digital eletrônico, assim gerando parâmetros e podendo decodificar este impulso (BERGER, 2005). Este estudo chama-se eletromiografia, técnica utilizada para monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis das células musculares. Do Grego (*elétron* = eletricidade), (*mios* = músculo), (*graphon* = grafia, escrita), literalmente significa grafia da eletricidade dos músculos, sendo mensurada pela soma algébrica de todos os sinais detectados em uma área pré-definida (MARCHETTI, 2006).

Os primeiros estudos envolvendo o sistema muscular humano estavam presentes nas pesquisas de Leonardo da Vinci, cujo estudo foi mais direcionado a biomecânica dos músculos (VERRI, 2011). A teoria da eletricidade presente nos movimentos musculares iniciou-se com Luigi Galvani, médico e pesquisador italiano, e também descobridor do princípio da pilha. Em seus estudos, observou as reações das rãs a estímulos no nervo ciático, deduzindo assim que o corpo do animal continha cargas elétricas, denominando de eletricidade animal, sendo este o tema principal de seu livro (JOHNSON, 2008).

Com o avanço nos estudos, e equipamentos para captação dos impulsos nervosos e algoritmos para reconhecimento de padrões Eletromiográfico (EMG), tem-se a existência de vários tipos de próteses em desenvolvimento incluindo na substituição do olho, da audição tarefa que não é simples, devido o nível de complexidade presente em criar dispositivos para reproduzir estes sinais e enviar para o cérebro (Berger, 2005). Nesta obra tratará da captação dos sinais de movimentos do tecido muscular do braço e utilizar um transdutor eletrônico para analisar e identificar padrões nas funções geradas nos gráficos EMG.

Com a utilização de uma placa *open source* de baixo custo denominado como Arduíno que utiliza um microcontrolador atmega2560, ou seja, este componente receberá os sinais que irão fazer interface com o ambiente ou fenômeno que se deseja trabalhar através de elementos sensores, no nosso caso eletrodos que irão coletar os impulsos elétricos do músculo e transduzir para um dispositivo de

interface para realizar a interpretação e estudo deste sinal, se comparado com o real. (SOUZA, 2003).

Sabendo que os impulsos nervosos produzidos são de uma complexidade previsível, teremos a necessidade da utilização de técnicas matemáticas para o recebimento e reconhecimento deste sinal, algoritmos para a real implementação, além de componentes eletrônicos capazes de tratar, filtrar e amplificar este sinal para o recebimento dos transdutores (FERREIRA, 2005).

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Analisar o sinal Eletromiográfico para o desenvolvimento equipamento eletrônico destinado a coleta deste sinal.

1.1.2 Objetivos específicos

- Analisar a decomposição do sinal Eletromiográfico;
- Analisar os componentes eletrônicos utilizados para transdução do sinal EMG;

2 JUSTIFICATIVA

Com o crescente interesse pelo desenvolvimento de tecnologia para acessibilidade, esta monografia tem como justificativa apresentar métodos de estudos e ensaios utilizando o sinal eletromiográfico de maneira simples e de baixo custo. Dessa forma, coletando o sinal eletromiográfico puro (sinal sem tratamento de filtros e amplificadores) e através disso utilizar filtros, amplificadores e técnicas matemáticas para obter um sinal com o menor nível de ruído possível, assim trazendo material para estudos de prótese e também ajudando na identificação de sintomas comuns no músculo como formigamentos, fraquezas musculares, dores e câibras. O estudo do sinal eletromiográfico também é eficaz para identificar doenças graves, que afetam o sistema nervoso ou nervos periféricos.

3 METODOLOGIA

Este trabalho tem como objetivo o estudo e construção de um equipamento eletrônico, cujo seu principal objetivo é coletar e analisar o sinal mioelétrico.

Utilizando componentes eletrônicos facilmente comercializados, que irão compor um circuito eletrônico que irá amplificar filtrar e criar uma interface gráfica utilizando comunicação serial, que terá a função de quantificar amplitude e frequência deste sinal e gerar gráfico de acordo com os parâmetros recebidos.

O sinal EMG é muito utilizado para avaliações biomédicas e movimentação de próteses mioelétricas, devido a sua função percebe-se a necessidade dos estudos com este objetivo.

4 REFERENCIAL TEÓRICO

4.1 Sinal Eletromiográfico

O meio científico considera H. Piper como o primeiro pesquisador a estudar os sinais EMG, iniciando tais estudos na Alemanha em 1912, usando um galvanômetro (Merletti, 2004). Em 1924, Gasser e Erlanger fizeram uma análise semelhante usando um osciloscópio.

O eletrodo de agulha concêntrico, desenvolvido por Adrian e Bronk em 1929 (ADRIAN; BRONK, 1929), forneceu uma ferramenta poderosa, ainda hoje amplamente utilizada, para estudos EMG. Válvula Termiônica (MATTHEWS, 1934) e, posteriormente, circuitos sólidos foram utilizados nas décadas seguintes e com contribuições fundamentais de estudiosos como Kugelberg, Petersen, Buchthal, Guld, Gydikov, Kosarov, Pinelli, Rosenfalck e Stalberg (GYDIKOV; KOSAROV, 1974), que são os pais fundadores da metodologia e introdução a análise quantitativa do potencial de ação da unidade motora (PAUM).

A disponibilidade de computadores poderosos no final da década de 1970 e início da década de 1980 tornou possível a enorme tarefa de decomposição da EMG da agulha nos PAUM constituintes e, assim, observar, após horas de processamento no computador, os mecanismos de controle de unidades motoras individuais (LEFEVER; DELUCA, 1982). Hoje, esta análise requer alguns minutos.

A disponibilidade de computadores também permitiu o desenvolvimento de modelos e abordagens de simulação no estudo do EMG. Nas décadas de 1970 e 1980, muitos grupos aceitaram esse desafio e o número de pesquisadores e trabalhos publicados no campo cresceu constantemente (DIMITROVA, 1974).

Essas ferramentas contribuíram de forma significativa para o entendimento da biofísica EMG e, portanto, para o esclarecimento das informações contidas no sinal. Além disso, os modelos são poderosos instrumentos de ensino e são fundamentais no treinamento de especialistas no campo, no desenvolvimento de novas aplicações e no progresso das aplicações atuais. Uma área inicial e natural de aplicação de sinais EMG é a entrada de acionamento para o controle de próteses de membros superiores energizadas. Essa aplicação, que passou a ser conhecida como controle mioelétrico (REITER, 1948).

Os controladores baseados em reconhecimento de padrões EMG para próteses multifuncionais com potencial para controle simultâneo estão na vanguarda das pesquisas e desenvolvimentos atuais nesta área (ENGLEHART; HUDGINS; PARKER, 2001).

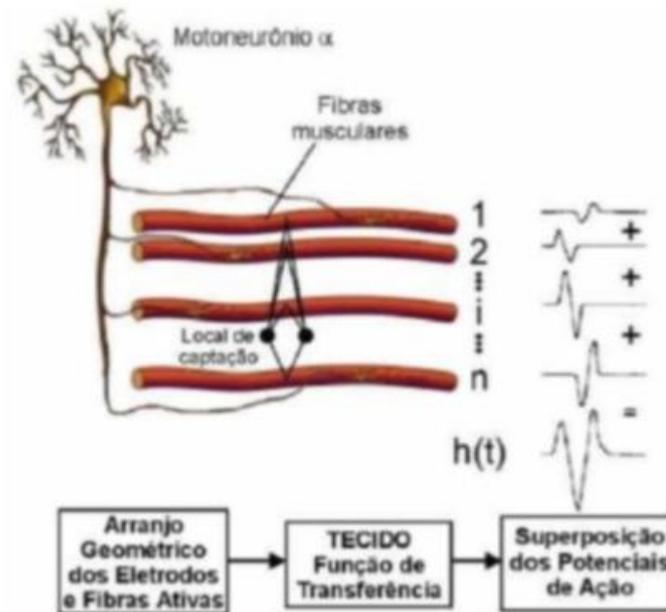
As técnicas de superfície podem detectar potencial de ação da unidade motora (PAUM) em um grande volume e fornecer informações das unidades motoras. Técnicas recentes de superfície baseadas em arranjos lineares de eletrodos ou grades bidimensionais de eletrodos permitem a implementação de filtros espaciais e a observação detalhada das propriedades de unidade motora.

Devido ao embaçamento introduzido pelo tecido interposto entre as fontes e os eletrodos, as informações são perdidas. Por esse motivo, a interpretação do EMG de superfície é muito mais desafiadora do que o EMG de agulha. Esse fator nem sempre levou a resultados positivos e gerou confusão no campo devido à falta de diretrizes e padrões. Muitas centenas de artigos sobre EMG de superfície foram publicados nos últimos 20 anos, contribuindo frequentemente para indefinições com descobertas contraditórias. O EMG de superfície tornou-se um território traiçoeiro pois é muito fácil de usar e, conseqüentemente, muito fácil de abusar. Na verdade, é muito fácil aplicar um par de eletrodos em um músculo, exibir um sinal e tirar algumas “conclusões” sobre o padrão, modalidades, tempo e intensidade da ativação muscular (DE LUCA, 1997).

Hoje, as técnicas de EMG de agulha e superfície são instrumentos complementares e se integram. O primeiro é mais adequado e amplamente aceito para aplicações de diagnóstico; o segundo tem grandes aplicações nos campos de *biofeedback*, controle de próteses, ergonomia, medicina ocupacional e esportiva, análise de movimento, permite avaliação frequente e indolor e avaliação das funções neuromusculares. As aplicações de técnicas de EMG de superfície são menos conhecidas e frequentemente negligenciadas nos currículos acadêmicos (DIMITROVA, 1974).

As ondas sobrepostas de sinais de PAUMs, formam um sinal de EMG. Uma contração muscular necessita de um sinal contínuo com amplitude entre 10 μ V e 2 mV, e frequência que pode variar de 5 Hz a 10 kHz. Vale lembrar que apesar da grande banda de ocupação, a maior energia do sinal está entre 0 Hz e 500 Hz (OLIVEIRA, 2008).

Figura 1 - Soma dos Potenciais de Ação das Unidades Motoras (PAUMs)



Fonte: Oliveira (2008)

Assim, pode-se dizer que o sinal eletromiográfico de Potenciais de Ação das Unidades Motoras (PAUMs), como é possível notar na Figura 1 do trabalho feito por Oliveira (2008), e a somatória algébrica destes, resultam no sinal EMG. Este sinal é definido como estocástico, e é matematicamente representado por uma função de distribuição Gaussiana (LUCA, 1979).

O começo da formação do sinal EMG, se dá pela exibição do campo de potencial elétrico gerado pela despolarização do sarcolema (membrana de fibra muscular externa). Para captar o sinal, é preciso utilizar os eletrodos intramusculares ou eletrodos de superfícies, que serão colocados ao longo da extensão do músculo, de forma espaçada. Assim a atividade elétrica das fibras musculares durante a contração gera o sinal de EMG.

Nas zonas despolarizadas das fibras musculares, estão às fontes do sinal elétrico, e são separadas dos eletrodos por tecidos biológicos, agindo como filtros de passa baixa (LUCAS; BASMAJIAN, 1985).

4.1.1 Contração Muscular

O potencial de ação gerado pelo Sistema Nervoso Central (SNC) dá início ao processo de contração muscular, sendo ele voluntário ou não. O potencial de ação vai percorrer pelos axônios dos neurônios que estão situados no encéfalo e depois passa para o neurônio motor, localizado região da medula espinhal. Logo após isso, ocorrerá o processo de despolarização do axônio deste neurônio, permitindo que o potencial de ação chegue até a placa motora e assim passando para as fibras musculares (SILVA, 2016).

A acetilcolina será responsável por realizar o processo de transmissão do potencial de ação para as fibras musculares, e assim, a presença desta substância neurotransmissora nas miofibrilas, irá permitir a combinação entre a actina e a miosina. A redução do tamanho do sarcômero (membrana na fibra muscular, em amplo sentido contração muscular) irá acontecer através dessa combinação, gerando uma liberação de energia com a movimentação das pontes cruzadas de miosina (SILVA, 2016).

A origem do potencial de ação da fibra muscular é dada pela ligação das enzimas liberadas pelo axônio do neurônio motor aos receptores da membrana da fibra muscular, estimulando a despolarização desta fibra. A soma destes potenciais de ação da origem ao sinal EMG (GUYTON; HALL, 2002).

4.2 Unidade Motora

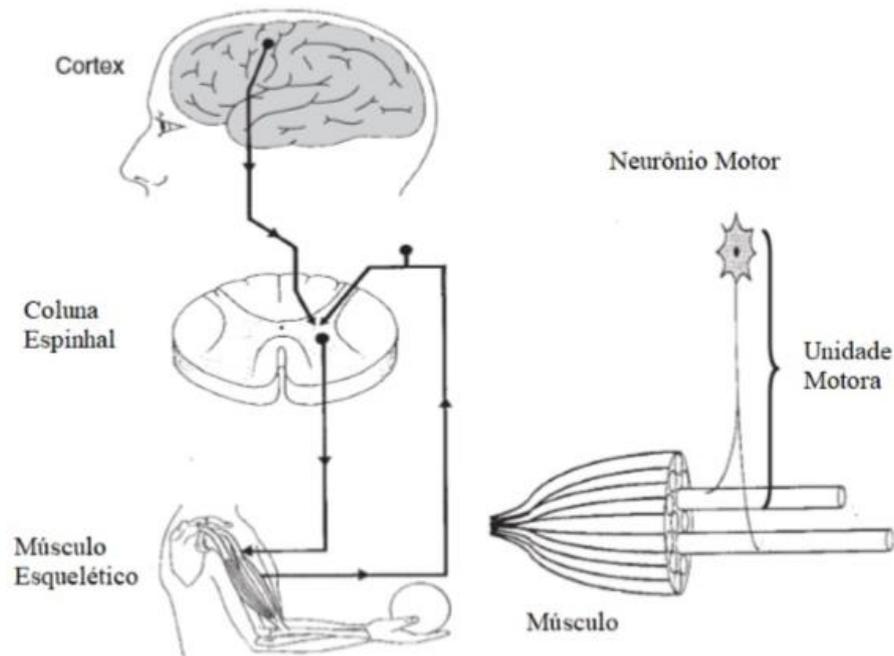
Como é impossível descrever todas as características específicas de controle dos vários sistemas motores isoladamente, será levantado os princípios básicos do controle motor, com especial atenção para o sistema esqueleto motor, que desempenha o papel principal no controle da força e movimentos em humanos.

Diagramas esquemáticos simplificados do sistema motor central e o conceito da unidade motora. A programação motora ocorre no córtex pré-moto, na área motora suplementar e em outras áreas associadas do córtex, as saídas do córtex motor primário têm uma influência poderosa nos interneurônios e moto neurônios do tronco encefálico e da medula espinhal, existe uma ligação entre o trato corticospinal e os motoneurônios, fornecendo controle cortical direto da atividade muscular.

Uma unidade motora (UM) consiste de um moto neurônio na medula espinhal e as fibras musculares que ele inerva, são formadas por conjuntos de mio fibras, que são divididas em mio filamentos de proteínas. O moto neurônio a é o ponto final do

somatório para todas as entradas descendente e reflexa. A corrente líquida da membrana induzida neste moto neurônio pelos vários locais de inervação sináptica determina o padrão de descarga (queima) da unidade motora e, portanto, a atividade da UM (GARNETT; O'DONOVAN, 1979).

Figura 2 - Uma representação esquemática dos mecanismos básicos de controle do motor e da unidade do motor e seus componentes.



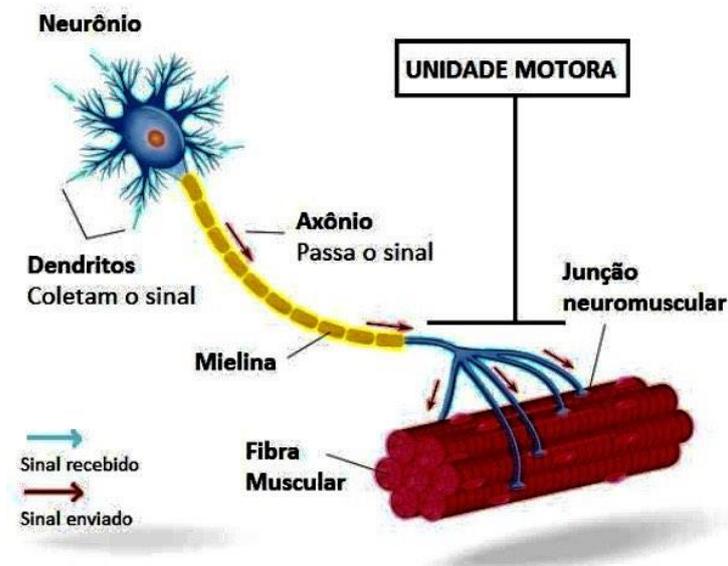
Fonte: Adaptada de Merletti e Parker (2004)

De acordo com a Figura 2, o neurônio alfa envia o sinal de contração muscular para os dendritos, que são responsáveis por coletar o mesmo. Em seguida o sinal será direcionado ao axônio, cuja função será de transportar o impulso nervoso para a célula muscular.

Como todo condutor, o axônio possui um material protetor denominado Mielina, que ajuda na proteção do impulso nervoso e na aceleração e, assim chegando na junção neuromuscular, sendo ela a formação de várias fibras musculares.

A unidade motora é responsável pela inervação, ou seja, faz a união de todas as fibras musculares gerando um único sinal.

Figura 3 - Esquema de funcionamento da unidade motora



Fonte: McArdle, Katch e Katch (2011)

4.3 Eletrodo

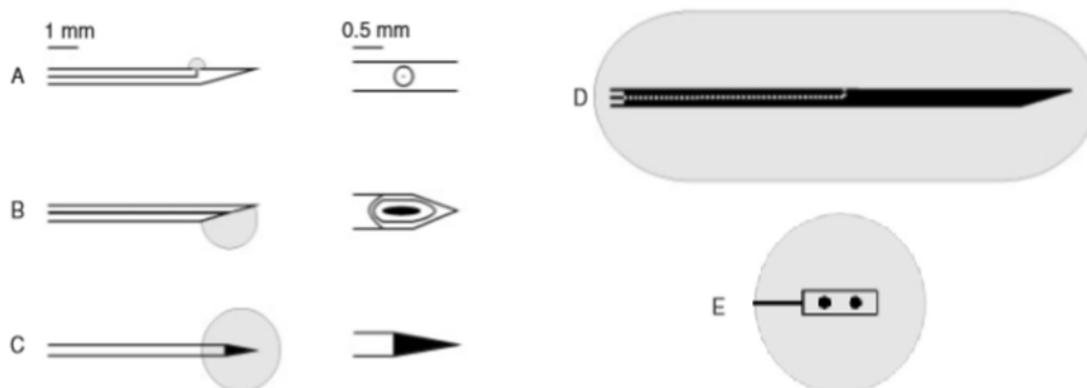
Apesar do grande número de relatórios clínicos, o problema da detecção EMG (tamanho, distância e localização do eletrodo) ainda é pouco conhecido. Confusão generalizada sobre esse problema entre os usuários causou resultados contraditórios e não repetíveis (HERMENS,1999).

- a) Eletrodo de agulha de fibra única;
- b) Eletrodo de agulha concêntrico;
- c) Eletrodo de agulha monopolar;
- d) Eletrodo de agulha macro;
- e) Eletrodo de superfície.

Segundo análises bibliográficas, a melhor forma de executar um estudo de maneira que não precise do auxílio de um profissional da área de saúde, é com eletrodo superfície, por ter um fácil manuseio, pois não é necessária a inserção subcutânea do dispositivo ao contrário dos eletrodos agulha, que aumentam o risco no procedimento.

O eletrodo de superfície deve ser posicionado na fibra muscular no qual se deseja detectar o estímulo nervoso no músculo, onde o responsável pela captação destes sinais são os Amp. Op.

Figura 4 - Tipos de Eletrodos



Fonte: Merletti; Parker (2004)

4.4 Interferência da rede

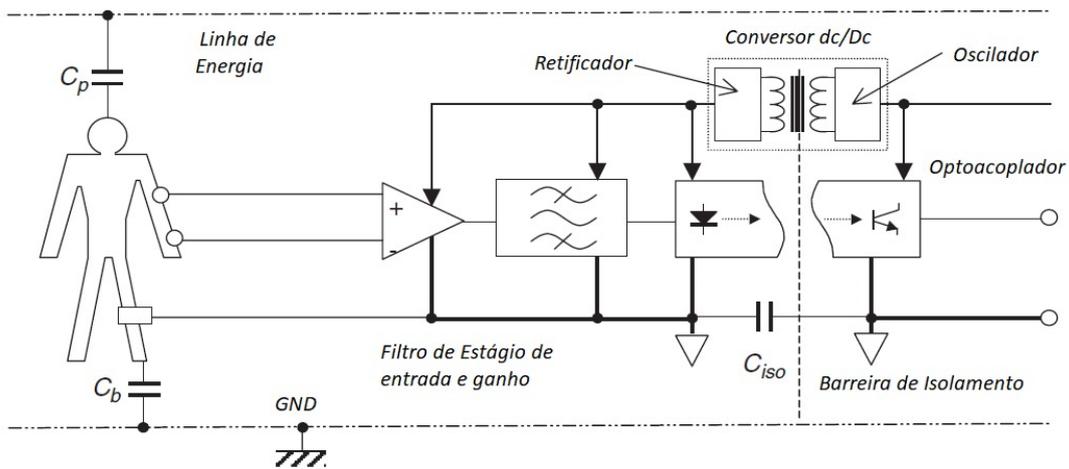
As características obrigatórias para a utilização de um amplificador frontal SEMG são: alta impedância de entrada, alta *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR), no português refere-se á relação de rejeição de modo comum, baixo ruído.

O CMRR é o que quantifica a capacidade do amplificador de subtrair tensões em modo comum, e importante que seja alto, com ênfase na tensão da linha de alimentação que é mais de 1000 vezes o sinal EMG.

É preciso que o CMRR esteja na faixa de (100-120db) e $\Delta Z/Z_i$ entre 10^{-5} a 10^{-6} , faixa necessária para limitar os valores de tensão de entrada em um valor desprezível se comparado ao EMG.

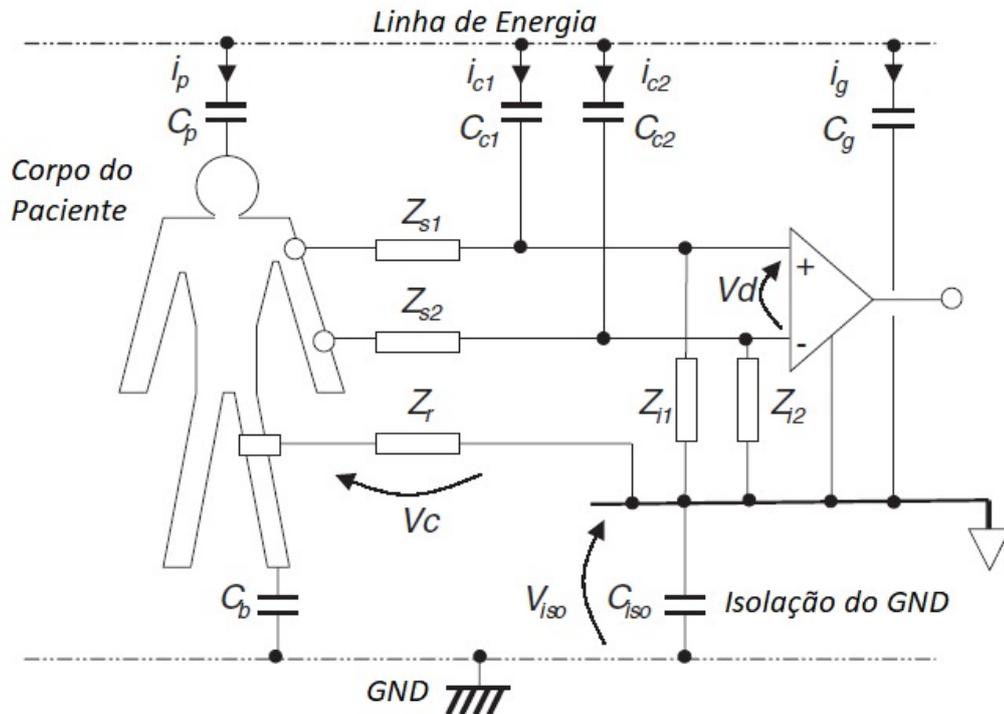
Para diminuir a ocorrência de ruído de componentes presentes no sistema amplificação da SEMG tratada pelo equipamento. Utiliza-se o isolamento óptico completo entre os circuitos de estimulação e detecção, limitação da taxa de variação, filtragem não linear e o amplificador de EMG. O isolamento óptico é uma técnica indispensável para a isolação de correntes transitórias dos sistemas, que não estão relacionadas à EMG. Como por exemplo: corrente de fuga e transmissão de dados. Segue o modelo do digrama de blocos:

Figura 5 - Diagrama de blocos do front-end de um amplificador EMG galvanicamente isolado. Os sinais são transmitidos através de um isolador óptico e a energia é fornecida por um conversor dc / dc de alto isolamento.



Fonte: Adaptada de Merletti e Parker (2004)

Figura 6 - Análise detalhada do primeiro estágio de um amplificador de EMG, incluindo componentes parasitas que são importantes na determinação da interferência de linha de força.



Fonte: Adaptada de Merletti e Parker (2004)

C_p = capacitância parasitária entre corpo e linha de força

C_b = capacitância entre corpo e terra

C_{c1}, C_{c2} = capacitâncias parasitas entre linha de energia e cabos de entrada

C_{iso} = capacitância parasitária da barreira de isolamento

C_g = capacitância parasita da fonte de alimentação, entre linha de força e terra isolada

Z_{s1}, Z_{s2} , = impedâncias de contato do eletrodo

z_R = impedância de contato de referência do paciente

z_{I1}, z_{I2} = impedâncias de entrada do amplificador

v_D = tensão de entrada diferencial

v_C = tensão de entrada do modo comum

v_{ISO} = tensão do modo de isolamento

4.5 Filtros Analógicos

Nas maiorias dos sistemas eletrônicos existem alguns tipos de filtro e cada filtro existe alguma função, cuja denominação depende das frequências que rejeitam ou deixam passar (GRUITER, 1988).

Segundo Pertence (2003), os filtros podem ser usados em várias áreas em relação a amplitude ou frequência:

- Sistemas de comunicação
- Sistemas de som
- Eliminação de ruídos

As funções podem ter classes básicas de funções de filtro, com tudo depende das frequências que rejeitam ou as que deixam passar: passa alta, passa baixa, passa banda e rejeita banda. Pode também construir um filtro de faixa muito larga no qual o objetivo é deixar todas as frequências sem limitação e varia apenas a fase do sinal de saída em relação a de entrada (GRUITER, 1988).

4.6 Filtro Passa Baixa

O filtro passa baixa só permite a passagem de frequência abaixo da frequência determinada por f_c (frequência de corte), com isso como objetivo de atenuar as frequências que estão acima da de corte.

De acordo com o circuito do Filtro passa baixa, a Resistência R_1 ajusta o ganho do amplificador, junto com a resistência R_2 ;

$$K = -\frac{R_2}{R_1} \quad (1)$$

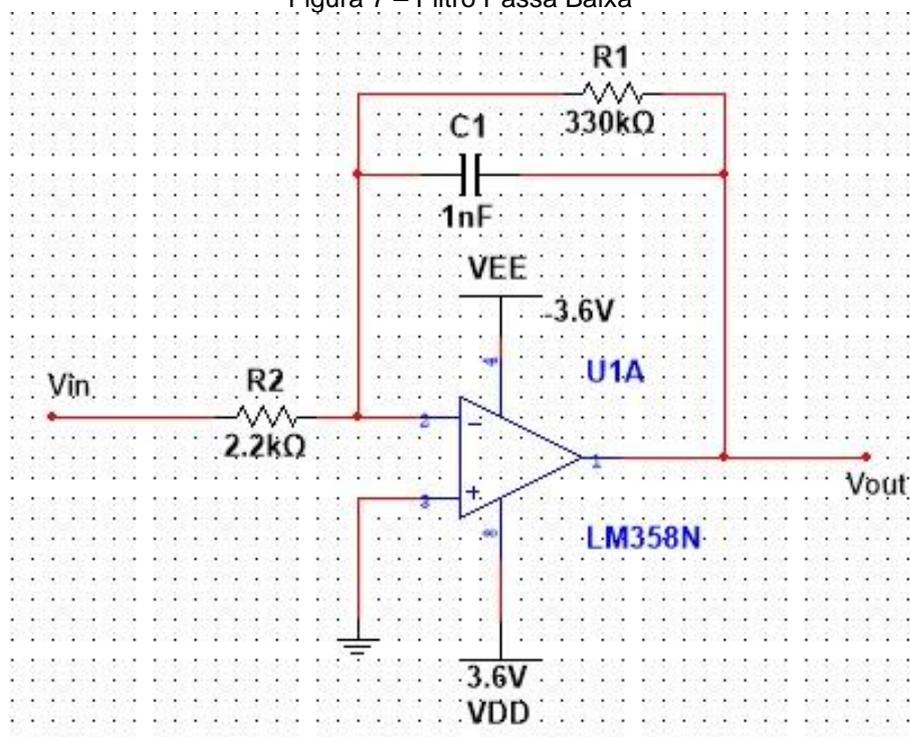
e o valor de f_c é denominado por;

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} \quad (2)$$

Assim R2 é o resistor 2 e C o capacitor (MALVINO, 2016).

Segundo Oliveira (2008), a frequência do sinal EMG de maior eficiente é até 500Hz, baseando nessa informação a frequência de corte foi definida em 500Hz. Para reduzir a resposta de frequência para altas frequências e ajudar a eliminar oscilações, o ganho aplicado foi de 150.

Figura 7 – Filtro Passa Baixa



Fonte: O autor (2019)

4.7 Filtro Passa Alta

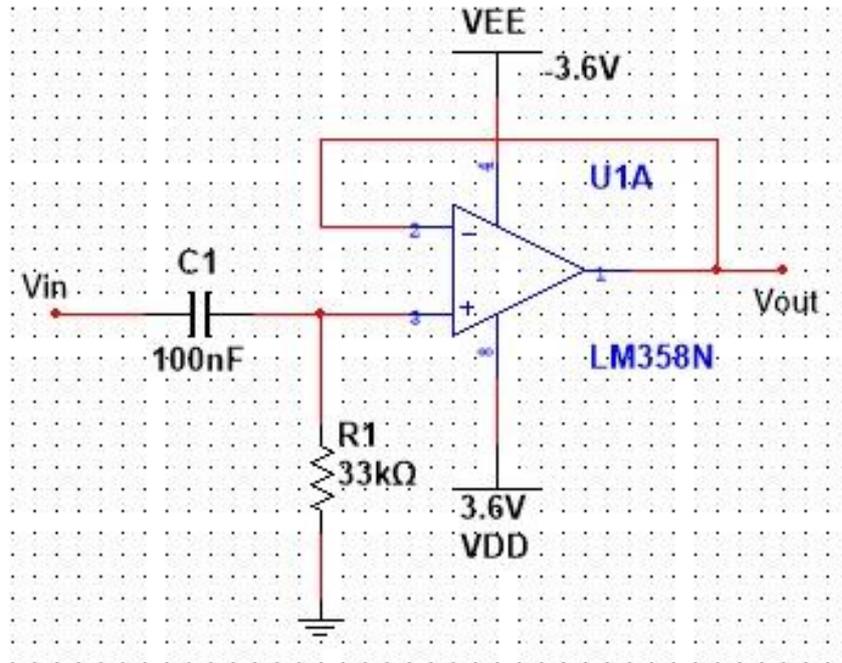
Um filtro passa alta define-se como o filtro que bloqueia todas as frequências abaixo da frequência de corte e permite a passagem de todas as frequências acima da frequência de corte predefinida por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3)$$

Com um filtro passa alta, as frequências de corte estão definidas pelo valor de frequência (f_c) definido pela formula acima ate zero. As frequências acima da determinada estão na banda de passagem. Um filtro passa alta ideal tem uma

atenuação infinita na banda de corte, uma atenuação nula na banda de passagem e uma transição vertical (MALVINO, 2016). A f_c do circuito foi definida em 50Hz.

Figura 8 – Fonte Passa Alta



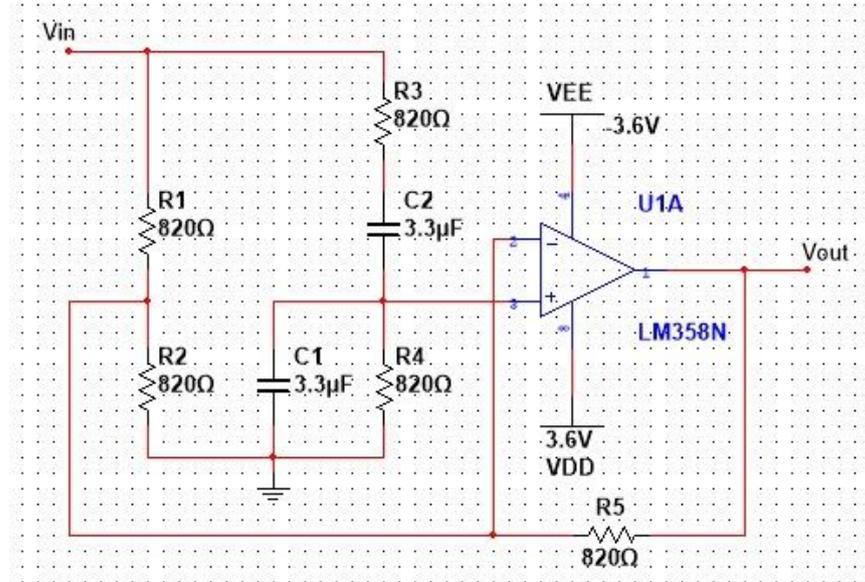
Fonte: O autor (2019)

4.8 Filtro Notch

O Filtro *Notch* ou *Rejeita-faixa*, tem sua função de rejeitar uma frequência em uma faixa determinada pelo filtro, com isso tem como objetivo no circuito em reduzir a interferência provinda da rede elétrica de 50-60Hz, assim trazendo um melhor sinal EMG (MORTARA, 1977).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4)$$

Figura 9 – Filtro Notch



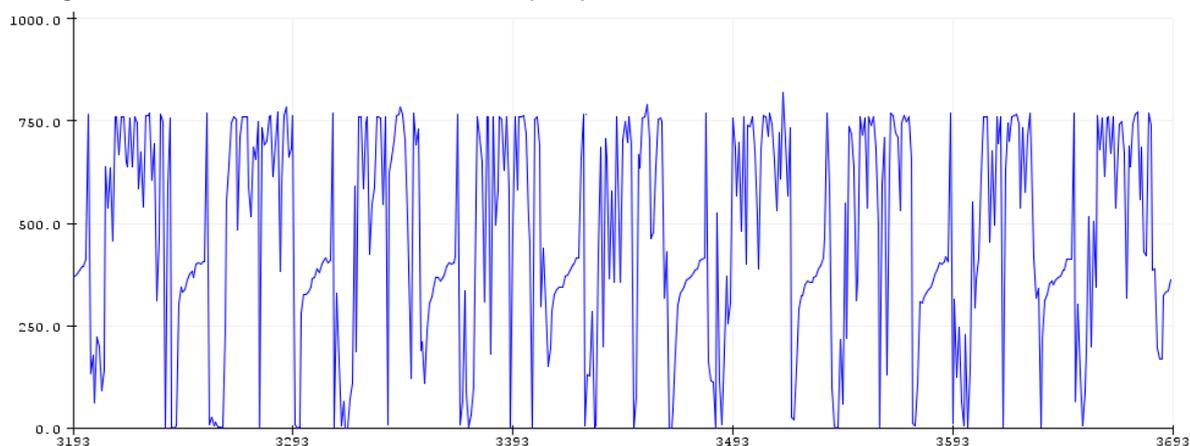
Fonte: O autor (2019)

5 RESULTADOS

Não foi possível alcançar os resultados esperados de acordo com o que se levou em consideração os equipamentos utilizados que é de fácil acesso e baixo custo, além da sequência de fatores externos que levaram ao elevado nível de ruído, este presente em ambas as ramificações do circuito eletrônico.

A primeira observação foi feita através circuito de amplificador operacional no formato diferencial, neste primeiro momento percebemos um sinal com uma determinada presença de padrão, porém que não seguia o que esperava se tratando de sinal mioelétrico, como está expresso na Figura 10.

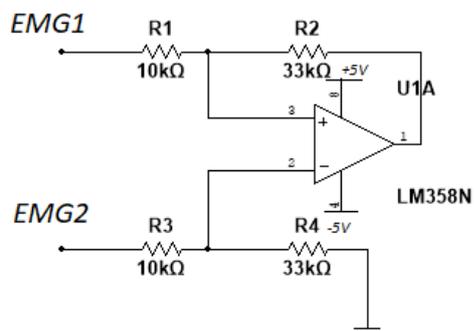
Figura 10 – Sinal EMG Somente com Amp. Op Diferencial, Utilizando Plotter Serial do Arduino



Fonte: O autor (2019)

Segue o circuito utilizado para a primeira captação do sinal EMG:

Figura 11 – Circuito Subtrator

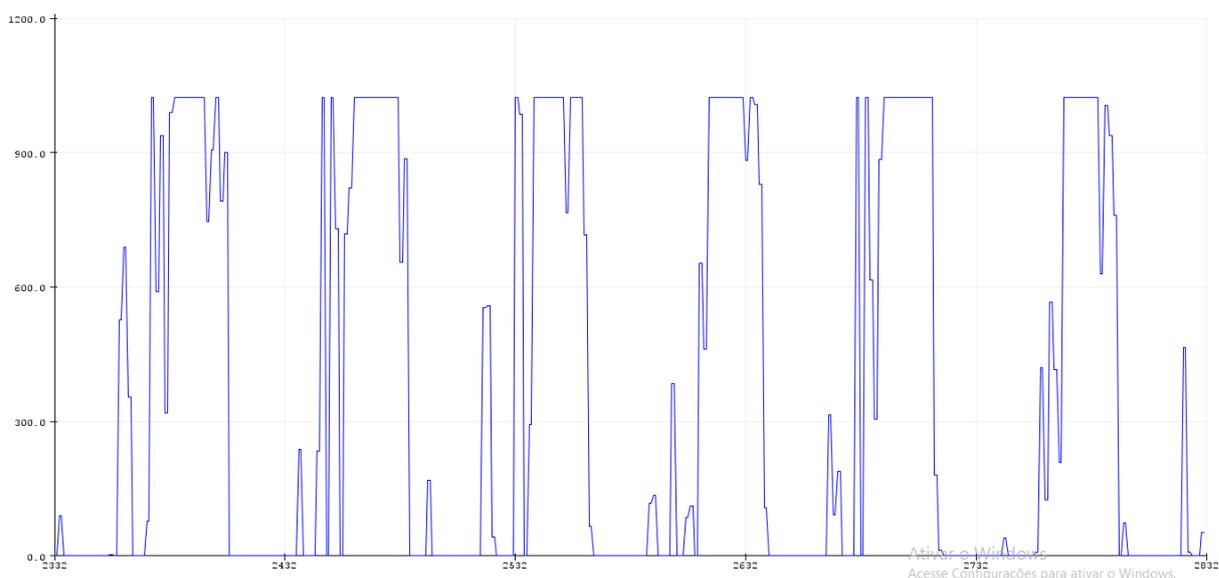


Fonte: O autor (2019)

Após o uso deste circuito na extração do sinal ficou clara a necessidade da utilização dos filtros citados nesta monografia.

No processo o circuito apresentou defeitos conforme a Figura 12, pois devido a complexidade do sinal cada solda e conexão devem estar em perfeito estado, qualquer interferência ou impedâncias indesejadas causam uma grande variação e perda de exatidão do sinal, o que foi uma das maiores dificuldades para a tarefa de tratamento de sinal.

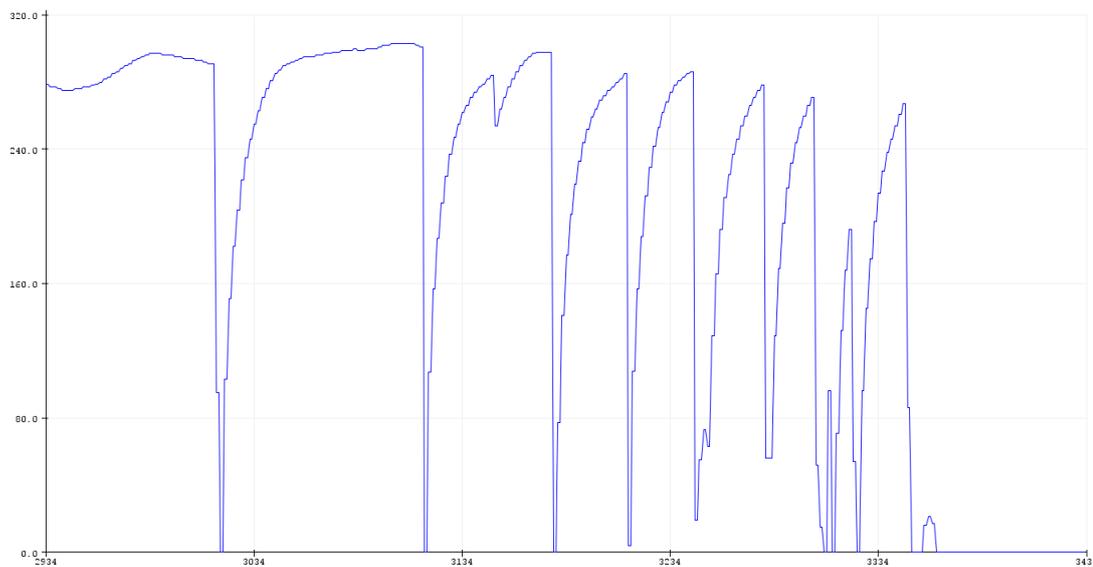
Figura 12 – Gráfica do circuito apresentando variação de conexão em seus contatos



Fonte: O autor (2019)

Além dos componentes eletrônicos que apresentam uma margem de 5% a 10 % dos seus valores nominais determinados. Segue o gráfico do sinal mioelétrico coletado conforme a Figura 13.

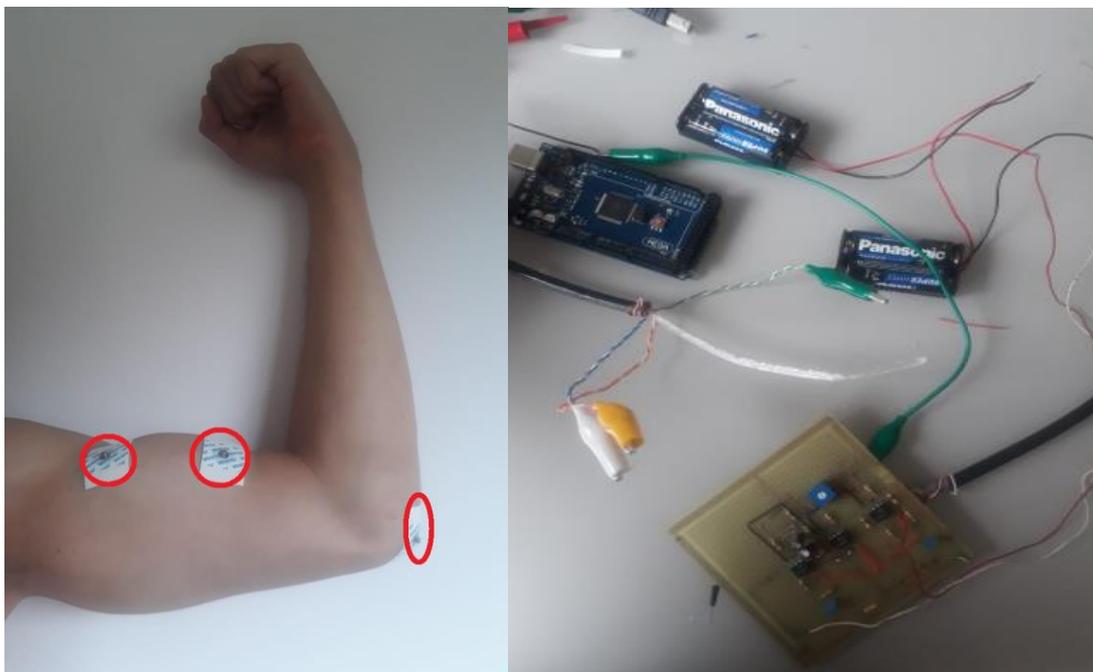
Figura 13 – Sinal coletado do Bíceps.



Fonte: Autor (2019)

Este sinal representa o movimento do bíceps onde se utilizou 3 eletrodos um de referência no cotovelo e os outros dois no tendão e na parte mais central do músculo como esta representado na Figura 14

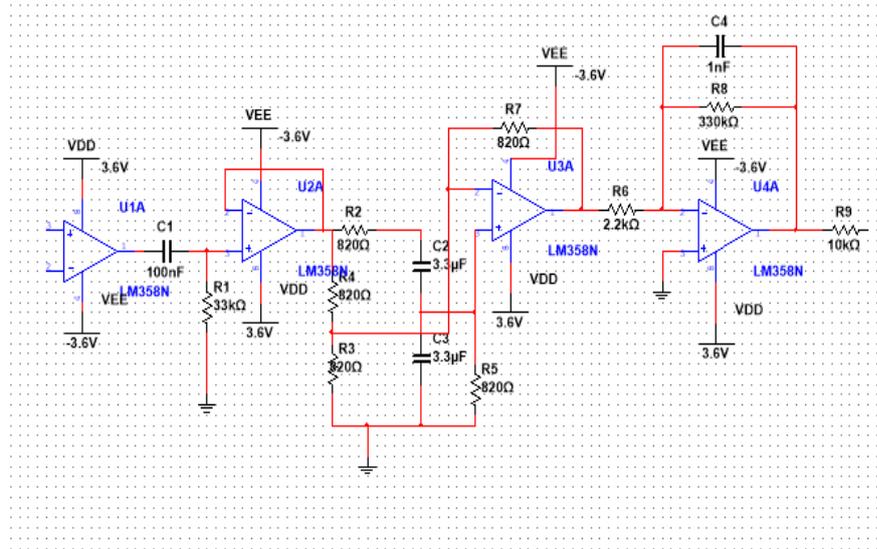
Figura 14(a) e (b) – Localização Utilizada para os eletrodos e Protótipo



Fonte: O autor (2019)

Onde utilizou-se o circuito que mais se aproximou de uma representação do sinal mioelétrico sendo possível executar um estudo mais focado, naquilo que se quer alcançar futuramente, um sinal que devidamente modelado pode ser utilizado para o controle de uma prótese. Segue a imagem do circuito utilizado na Figura 15 para construção do protótipo.

Figura 15 - circuito e o protótipo utilizado



Fonte: O autor (2019)

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Não foi possível estabelecer um resultado concreto sobre os componentes utilizadas na geração de sinal eletromiográfico, pois ainda existem muitas variáveis a serem analisadas que ainda é desconhecido pela medicina e engenharia, podemos chegar a essa conclusão, pois além de enviar impulsos nervosos para se obter movimentos dos músculos o ser humano também é capaz de receber sinais elétricos, decodificar, tratar e transformá-los em dados, é naturalmente algo fascinante apesar da forte tendência que vemos chamada *Cyborguismo e biohaking*. Onde se tem a ideia de misturar homem e maquina, e reprogramar DNA's.

Neste estudo foi possível perceber a importância dos conhecimentos da física aplicada na bioengenharia, onde a modelagem matemática utilizada na aplicação de sinal EMG segue todo o conhecimento adquirido pelo o engenheiro eletricitista em sua graduação tornando-os indispensáveis neste tipo de pesquisa.

Pelos estudos executados foi aparente que os eletrodos não são eficientes o bastante para se obter exatidão no sinal porém o método intramuscular por agulha é muito invasivo e causa desconforto a usuário ou paciente apesar da boa qualidade do sinal coletado pelo método agulha, e possível perceber esta diferença pela comparação de impedância pele e eletrodo o que não é um fator tão considerável no método com eletrodo agulha.

Além da presença de cabos apesar da utilização dos cabos blindados as interferências eram bem perceptíveis, ruídos presente em toda coleta de sinal. Além do *Crosstalk*, ruído que ocorre no interior do músculo como se uma indução de tensão de uma fibra para outro, um estudo complexo que requer dedicação e pesquisa.

De acordo com os estudos e teste realizados foram identificados alguns problemas que dificultaram a clareza do sinal coletado, sendo citados nos tópicos abaixo:

- Crosstalk;
- Distorção pela impedância do eletrodo com a pele;
- Interferência da rede;
- Impedância dos cabos;
- Interferência por radio frequência;

- Variação de propriedade dos componentes eletrônicos.

De acordo com estudos feitos observa-se que o *crosstalk* é o primeiro dos problemas que afetam a exatidão da coleta do sinal, pois este fenômeno ocorre no interior do músculo que se relaciona com interferência causada pela a corrente que passa pela fibra muscular induzindo uma tensão na fibras das proximidades. O segundo tópico levado em consideração e a distorção do sinal causado pela impedância do contato da pele com o eletrodo, além do fato da área que eletrodo ocupa absorver o sinal de mais fibras musculares simultaneamente.

Sabendo que a maioria dos equipamentos é ligada na rede elétrica e é intuitivo que a frequência fundamental da rede, e harmônicos podem afetar diretamente a leitura requerida por este circuito.

Tendo em vista que as conexões dos sensores são feitas através de cabos de cobre pode se perceber a necessidade de tratar a Impedância que naturalmente existem nestes cabos. Além das interferências por radio frequência indesejadas recebidas pelo cabo e pelo individuo na qual esta conectada o equipamento.

Assumindo também como um problema a variação da propriedades dos componentes utilizados um exemplo disso são o resistores podendo variar de 10% a 5% de sua resistência nominal valores que são prejudiciais a leitura do sinal no caso do tratamento da eletromiografia.

REFERÊNCIAS

- A.C.GUYTON, J.C.HALL. **Tratado de Fisiologia Médica**. 10.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2002.
- ADRIAN, E. D., AND D. W. BRONK. *The discharge of impulses in motor nerve fibers II: The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions*. **J Physiol**. 1929.
- BOYLESTAD, R.; NASHELSKY, L. **Eletronic Devices and Circuit Theory**. 11.ed. Pearson, 2012.
- DE LUCA, C. J. *The use of surface electromyography in biomechanics*. **J Appl Biomech**,1997.
- DIMITROVA, N. *Model of the extracellular potential field of a single striated muscle fiber*. **Electromyogr Clin Neurophysiol**. 1974.
- ENGLEHART, K., B. HUDGINS, P. A. PARKER. *A wavelet based continuous classification scheme for multifunction myoelectric control*. **IEEE Trans BME**, 2001.
- GARNETT, R. A. F., M. J. O'DONOVAN, J. A. STEPHENS, A. TAYLAR. *Motor unit organization of human medial gastrocnemius*, **J Physiol** (Lond), 1979.
- GASSER, H. S., J. ERLANGER. *The compound nature of the action current of nerve as disclosed by the cathode ray oscillograph*. **Am J Physiol**, 1924.
- GRUITER, A. F. de. **Amplificadores operacionais: fundamentos e aplicações**. São Paulo: McGraw-Hill, 1988.
- GYDIKOV, A., D. KOSAROV. *Influence of various factors on the length of the summated depolarized area of the muscle fibers in voluntary activating of motor units and in electrical stimulation*. **Electromyog Clin Neurophysiol** ,1974.
- HERMENS, H., B. FRERIKS, R. MERLETTI, D. STEGEMAN, J. BLOK, G. RAU, C. DISSELHORST-KLUG, AND G. HÄGG. **European recommendations for surface electromyography**. Roessingh Research and Development, Enschede, Netherlands, 1999.
- LEFEVER, R. S., C. J. DELUCA. *A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials: I. Technique, theory and implementation*. **IEEE Trans BME**, v. 29, n.3, 1982.
- LUCA, C. D. *Physiology and mathematics of myoelectric signals*. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v.1. BME-26, n.6, 1979.
- LUCA, C. D.; BASMAJIAN, J. V. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**. Williams and Wilkins, 1985
- MALVINO, A. P. **Eletrônica Vol. 1**. 8.ed. Mc Gray Hill, 2016.
- MATTHEWS, B. H. C. *A special purpose amplifier*. **J Physiol**, 1934.
- MONK, S. **30 projetos com Arduino**. 2.ed. Dados eletrônicos. Porto Alegre: Bookman, 2014.
- OLIVEIRA, F. D. **Desenvolvimento de um sistema para aquisição e condicionamento do sinal eletrográfico, monitoramento da distribuição de força na região plantar e confeccionamento de banco de dados**. UNESP - Ilha Solteira, 2008.
- JUNIOR, Antônio Pertence. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**. 6.ed. São Paulo: Bookman, 2003.

PIPER, H., **Elektrophysiologie Menschlicher Muskeln**, Berlin: Springer Verlag, 1912.

PROEBSTER R. *Über Muskelationsströme am gesunden und Kranken Menschen*. **Zeitschr Orthop Clin**, v.50, n.1, 1928.

REITER, R. *Eine neu elektrokinstand*. **Grenzgebiete der Medicin**, v.1, p.133-135 1948.

SILVA, L. A. Z. **Robótica Assistiva através de Eletromiografia**. 2016. 41f. Trabalho Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica). Universidade Federal de Juiz de Fora, Minas Gerais, 2016.

STEPHENS, J. A., AND T. P. USHERWOOD. **The mechanical properties of human motor units with special reference to their fatigability and recruitment threshold**. *Brain Res*, 1977.

W.D. MCARDLE, F.T. KATCH, V.L. KATCH. **Fisiologia do Exercício: nutrição, Energia e Desempenho Humano**. 7.ed. Guanabara: Koogan, 2011.

TERMO DE APROVAÇÃO

FOLHA DE APROVAÇÃO

O Trabalho de Conclusão de Curso intitulado, elaborado pelos alunos RAON FERNANDES BOLZAN E VINICIUS DOMINATO REIS foi aprovado por todos os membros da Banca Examinadora e aceita pelo curso de ENGENHARIA ELÉTRICA, como requisito parcial da obtenção do título de Bacharel em ENGENHARIA ELÉTRICA.

Juiz de Fora, 04 de dezembro de 2019.



Professor Orientador Me. José Carlos Miranda Grizendi



Professora Valquiria Silva Machado



Professor Daniele Pires Magalhães