



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
CAMPUS SOBRAL
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

IAGO MACHADO CARNEIRO LEITE

ESTUDO DE CASO E VIABILIDADE DE TRANSDUTORES MIOGRÁFICOS

Sobral

2018

IAGO MACHADO CARNEIRO LEITE

ESTUDO DE CASO E VIABILIDADE DE TRANSDUTORES MIOGRÁFICOS

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Elétrica do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Ceará, Campus Sobral, como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Rômulo Nunes de Carvalho Almeida.

SOBRAL

2018

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

- L552e Leite, Iago Machado Carneiro.
Estudo de caso e viabilidade de transdutores miográficos / Iago Machado Carneiro Leite. – 2018.
76 f. : il. color.
- Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Federal do Ceará, Campus de Sobral,
Curso de Engenharia Elétrica, Sobral, 2018.
Orientação: Prof. Me. Rômulo Nunes de Carvalho Almeida.
1. Movimento muscular. 2. Condicionamento de sinal. 3. Eletrodo. 4. Piezoelétrico. I. Título.
CDD 621.3
-

IAGO MACHADO CARNEIRO LEITE

ESTUDO DE CASO E VIABILIDADE DE TRANSDUTORES MIOGRÁFICOS

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Elétrica do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Ceará, Campus Sobral, como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Aprovada em: ___/___/_____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Rômulo Nunes de Carvalho Almeida (Orientador)

Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. André dos Santos Lima

Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Vandilberto Pereira Pinto

Universidade Estadual do Ceará (UECE)

Ao meu avô, Izaias Machado Pessoa.

AGRADECIMENTOS

Ao Programa de Educação Tutorial (PET) do curso de Engenharia Elétrica da UFC Sobral, que me permitiu iniciar este trabalho.

Ao Professor Rômulo Nunes de Carvalho Almeida, pela orientação no trabalho e durante a graduação.

Aos professores participantes da banca examinadora Prof. Dr. André dos Santos Lima e Prof. Dr. Vandilberto Pereira Pinto pelo tempo, pelas valiosas colaborações e sugestões.

A minha namorada, Maria Rilda Loiola de Vasconcelos, pela ajuda no desenvolvimento teórico do trabalho.

Ao meu irmão, Izaias Machado Pessoa Neto, pela ajuda na coleta de amostras experimentais.

Aos colegas de graduação que participaram do desenvolvimento do trabalho.

RESUMO

O presente trabalho irá apresentar uma solução de baixo custo para o estudo de sinais miográficos, que inicialmente foi realizada com a utilização de eletrodos. Entretanto, devido a complexidade do circuito e a impossibilidade de reutilizar os eletrodos, o trabalho propõe um estudo de viabilidade da substituição dos eletrodos por sensores piezoelétricos, com o objetivo de simplificar a solução para capturar o movimento. Os sinais resultantes da excitação destes transdutores possuem pequena amplitude e diversas interferências. Portanto, é necessário o desenvolvimento de um circuito específico, para tratar os sinais de saída dos transdutores, uma vez que o eletrodo e o piezoelétrico possuem características diferentes. Para o eletrodo, o circuito será composto de um amplificador de instrumentação, com modo de rejeição do comum, além de filtros passa alta, rejeita faixa e passa baixa. Enquanto para o piezoelétrico, o sinal possuiu um tratamento mais simples, sendo necessário apenas um amplificador diferencial. Para os dois circuitos, o último estágio foi um somador de tensão, para permitir a conversão analógica/digital de toda a amplitude do sinal capturado. Dessa forma, ao logo do trabalho serão detalhados os ambientes desenvolvidos para cada sensor utilizado, contemplando um circuito de condicionamento do sinal, o conversor analógico/digital, transferência dos dados e a análise dos resultados. Em ambas as ocasiões foram captadas contrações do bíceps, contemplando seis movimentos distintos. Cada movimento foi repetido dez vezes, desta forma, cinco dessas repetições serão utilizadas para ajuste e as outras cinco para validação destes ajustes. Para auxiliar o processo experimental, optou-se por utilizar um botão de prova, que permanecia pressionado do início ao fim da contração, de forma a auditar o resultado de saída do transdutor. Analisando os dados, criou-se um algoritmo para a detecção dos momentos de início da contração, início do relaxamento e fim do movimento, a partir das cinco amostras de ajuste em cada tipo de movimento.

Palavras-chave: Eletrodo. Piezoelétrico. Movimento muscular. Condicionamento de sinal.

ABSTRACT

This final paper will describe a low cost solution for the study of myographic signals, which was initially performed using electrodes. However, due to the complexity of the circuit and the impossibility of reusing the electrodes, the work proposes a feasibility study of the replacement of these electrodes to piezoelectric sensors, in order to simplify the solution to capture the movement. The resulting signals from the excitation of these transducers have small amplitude and innumerable interferences. Therefore, it is necessary to develop a specific circuit to treat the output signals of the transducers, since the electrode and the piezoelectric have different characteristics. For the electrode, the circuit will consist of an instrumentation amplifier, performing a common rejection mode, in addition to high pass, low pass and band rejects filters. While for the piezoelectric, the signal has a simpler treatment, requiring only a differential amplifier. For the two circuits, the last stage was a voltage adder, to allow the analogue/digital conversion of the entire amplitude from the captured signal. In this way, the work developed will be detailed the environments developed for each sensor used, including a signal conditioning circuit, analog/digital converter, data transfer and analysis of results. On both occasions were observed contractions from biceps, contemplating six different movements. Each movement was repeated ten times, thus, five of these repetitions will be used of adjustment and the other five for validation of these adjustments. In order to aid the experimental process, a test button was used, which remained pressed from the beginning to the end of the contraction, in order to audit the output of the transducer. Analyzing the data, an algorithm was created to detect the moments of onset of contraction, beginning of relaxation and end of movement, from the five adjustment samples in each type of movement.

Keywords: Electrode. Piezoelectric. Muscle contraction. Signal conditioning.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Eletrodos de Superfície e Invasivos, adaptado.....	15
Figura 2 – Sinal Eletromiográfico amplificado, sem filtros.	16
Figura 3 – Características da tensão de saída do Piezo, adaptado.....	18
Figura 4 – Ilustração do movimento de “braço estendido para frente”.....	21
Figura 5 – Ilustração do movimento de braço para baixo, com cotovelo em 90° e antebraço apoiado em uma mesa.....	22
Figura 6 – Posicionamento dos Eletrodos para Modo Rejeição do Comum, adaptado.....	24
Figura 7 – Esquemático simplificado do Amplificador de Instrumentação INA118.	25
Figura 8 – Filtro passa alta, com frequência de corte de 6Hz e amplificação de 101 vezes. ...	27
Figura 9 – Resposta em frequência do filtro passa alta com F_c em 6Hz.	27
Figura 10 – Simulação de um filtro passa baixa de primeira ordem, com frequência de corte de 482,3Hz.	28
Figura 11 – Resposta em frequência do filtro passa baixa com F_c em 482,3Hz.	29
Figura 12 – Filtro Rejeita Faixa projetado para rejeitar 60Hz.....	30
Figura 13 – Resposta em frequência do filtro rejeita faixa.....	31
Figura 14 – Circuito somador de tensão contínua.	31
Figura 15 – Coleta de amostras eletromiográficas com o circuito montado na protoboard.....	33
Figura 16 – Desenho da Placa de Circuito Impresso.....	34
Figura 17 – Placa de Circuito Impresso, para aquisição do sinal eletromiográfico.	35
Figura 18 – Interface Gráfica criada no Matlab, para coleta de amostras.	39
Figura 19 – Modelo do sensor piezoelétrico utilizado.	41
Figura 20 – Topologia de um Amplificador Diferencial.	43
Figura 21 – Circuito Amplificador e Somador de Tensão Contínua.	45
Figura 22 – Desenho da PCI para o sensor piezoelétrico.....	46
Figura 23 – Montagem da placa de condicionamento para o transdutor piezoelétrico.	47
Figura 24 – Captura com eletrodo. Sinal referente a duas contrações, movimento com braço estendido para frente e contrações rápidas, sem carga.	49
Figura 25 – Captura com eletrodo. Amostra prolongada, sem carga e braço estendido para frente, liberando o botão de prova no início do relaxamento.	51
Figura 26 – Captura com eletrodo. Quando há levantamento de carga e contração prolongada. Movimento com o braço para baixo, cotovelo em 90° e antebraço sobre uma mesa.	52

Figura 27 – Análise de Frequências do sinal capturado com eletrodo, em contração rápida, sem levantamento de carga e com o braço estendido para frente.	53
Figura 28 – Fluxograma do código de detecção do movimento, para os sinais capturados pelos eletrodos.	55
Figura 29 – Captura com eletrodo. Detecção de duas contrações rápidas, sem carga com o braço estendido para frente.....	56
Figura 30 – Movimento realizado na captura de amostra com braço estendido para frente, utilizando eletrodos.	57
Figura 31 – Captura com eletrodo. Detecção de duas contrações rápidas, sem carga e braço para baixo, cotovelo em 90° e antebraço apoiado sobre uma mesa.....	58
Figura 32 – Captura com eletrodo. Algoritmo de detecção de uma contração prolongada, com carga e braço para baixo, cotovelo em 90° e antebraço apoiado sobre uma mesa.....	59
Figura 33 – Captura com piezoelétrico. Identificando o momento do relaxamento de uma amostra com braço para baixo, cotovelo em 90° e antebraço sobre uma mesa, contração prolongada e sem carga, representando movimento ‘d)’ da seção 1.5.	62
Figura 34 – Captura com piezoelétrico. Identificando o momento do relaxamento, contrações com braço estendido para frente, contração rápida e sem carga, movimento ‘a)’ da seção 1.5.	63
Figura 35 – Captura com piezoelétrico. Detecção dos pontos de início e fim da contração, movimento com braço para baixo, cotovelo em 90° e antebraço sobre uma mesa, contração rápida e sem carga.	64
Figura 36 – Captura com piezoelétrico. Detecção dos pontos de início e fim de uma contração prolongada, com carga e braço para baixo, com cotovelo em 90° e antebraço sobre uma mesa.	65
Figura 37 - Espectro de frequências: i) movimento com braço estendido para frente, contração rápida e sem carga. ii) movimento com braço para baixo, contração prolongada e com carga, respectivamente, para amostras capturadas com o piezoelétrico.	69

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Justificativa	13
1.2	Introdução Teórica.....	13
1.2.1	<i>Eletromiografia.....</i>	<i>13</i>
1.2.2	<i>Sensor Piezoelétrico.....</i>	<i>16</i>
1.3	Estado da Arte.....	18
1.4	Objetivos.....	20
1.5	Metodologia	20
2	AMBIENTE DE CAPTAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA.....	23
2.1	Circuito de Condicionamento	23
2.1.1	<i>Posicionamento dos eletrodos</i>	<i>23</i>
2.1.2	<i>Modo de Rejeição Comum.....</i>	<i>24</i>
2.1.3	<i>Filtros ativos.....</i>	<i>25</i>
2.1.4	<i>Somador de nível contínuo de tensão</i>	<i>31</i>
2.1.5	<i>Montagem do circuito.....</i>	<i>32</i>
2.2	Microcontrolador.....	35
2.2.1	<i>Conversão Analógica/Digital.....</i>	<i>36</i>
2.2.2	<i>Filtro Média Móvel.....</i>	<i>37</i>
2.2.3	<i>Comunicação Serial.....</i>	<i>38</i>
2.3	Ambiente de Visualização e Armazenamento dos Dados.....	38
3	AMBIENTE DE CAPTURA COM SENSOR PIEZOELÉTRICO	40
3.1	Sensor Piezoelétrico	40
3.2	Circuito de Condicionamento	41
3.2.1	<i>Amplificador Diferencial.....</i>	<i>42</i>
3.2.2	<i>Somador de Tensão.....</i>	<i>44</i>
3.2.3	<i>Placa de Circuito Impresso</i>	<i>46</i>
4	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	48

4.1	Ensaaios baseados em transdutores do tipo Eletrodo	49
<i>4.1.1</i>	<i>Análise no tempo.....</i>	<i>49</i>
<i>4.1.2</i>	<i>Análise Espectral.....</i>	<i>52</i>
<i>4.1.3</i>	<i>Algoritmo para detecção do movimento.....</i>	<i>53</i>
4.2	Ensaaios baseados em transdutores do tipo Piezoelétrico	61
<i>4.2.1</i>	<i>Análise no tempo e algoritmo de detecção.....</i>	<i>61</i>
<i>4.2.2</i>	<i>Análise Espectral.....</i>	<i>68</i>
5	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	70
5.1	Conclusão	70
5.2	Trabalhos Futuros.....	71
	REFERÊNCIAS	72
	APÊNDICE A – CÓDIGO UTILIZADO NO ARDUINO DURANTE AS CAPTAÇÕES DAS AMOSTRAS.....	74

1 INTRODUÇÃO

Este capítulo irá abordar os conceitos iniciais para entender o trabalho, trazendo a justificativa, uma breve introdução teórica, falará também das propostas, objetivos e da metodologia aplicada na parte experimental.

1.1 Justificativa

O desenvolvimento de próteses com o intuito de substituir membros, ou auxiliar na retomada de funções motoras, é um ramo da robótica que teve sua importância estimulada com a rápida ampliação de microcontroladores e da eletrônica embarcada. No entanto, para controlar esses equipamentos, é necessário entender os estímulos enviados pelo corpo humano, dessa forma, o presente trabalho propõe uma análise do fenômeno eletromiográfico, que consiste no estudo do sinal elétrico enviado pelo cérebro, para efetuar o movimento. Porém, o aparelho específico para este estudo tem um custo muito elevado, estando disponível apenas em grandes hospitais e clínicas especializadas. Portanto, faz-se necessário a criação de um ambiente de baixo custo que permitirá tal estudo em um maior número de pacientes.

1.2 Introdução Teórica

Ao longo das subseções deste tópico 1.2 serão discutidos alguns fenômenos e termos técnicos menos comuns no estudo de engenharia, necessários para a explanação do conteúdo. Será abordado ainda, em termos gerais, as características dos dois sensores utilizados neste estudo: eletrodo e piezoelétrico. Outros assuntos, que são comuns para a engenharia, como filtros, frequência de corte e amplificação serão explicados à medida que forem surgindo.

1.2.1 Eletromiografia

A contração dos músculos estriados esqueléticos dá-se através de um estímulo elétrico enviado pelo cérebro, propagando-se até o neurônio motor que inerva as fibras musculares, quando se trata de movimentos voluntários. Para movimentos devido a reflexos, o sinal tem origem na medula espinhal e se propaga até o neurônio citado anteriormente. (1)

A eletromiografia é a técnica que captura a atividade elétrica das fibras musculares, captando os potenciais de ação presente na contração muscular, que consiste em um valor de

tensão variante com o tempo, dependendo do tipo e duração da contração, como também da presença ou não de fadiga muscular. Essa técnica é utilizada em diversas áreas da saúde, como na medicina, fisioterapia, odontologia e educação física. Uma de suas aplicações é no estudo da ativação de músculos específicos, para um determinado movimento (2). Ela também é utilizada no estudo da fadiga muscular (3), diagnóstico de Bruxismo do Sono (4), entre outras atividades.

1.2.1.1 Eletrodos

A captação desses sinais, provenientes da contração muscular, é feita por eletrodos, que fazem a conexão entre o corpo humano e o sistema de aquisição (5). Eles podem ser de superfície ou invasivos. Os de superfície são em formato de adesivo, que podem ser fixados sobre a pele, portanto são indolores. Estes são recomendados para aplicações que capturam o movimento de um conjunto de músculos, como contração do bíceps ou abertura da mão, pois eles irão captar todos os sinais da sua área de abrangência, podendo receber os sinais de um conjunto de músculos. Já os invasivos são na forma de agulhas, e são inseridos diretamente no músculo, eles são utilizados quando é necessário capturar o sinal de apenas um músculo, ou quando este é de difícil acesso. Além disso, ainda existem variações de forma e tamanho entre os eletrodos, como está ilustrado na Figura 1, na qual existem dois tipos de eletrodos de superfície, em formatos e tamanhos diferentes. Assim como os invasivos também podem ter vários tamanhos e espessuras de agulha, dependendo da profundidade e tamanho do músculo a ser estudado.

Existe também a definição de eletrodos ativos e passivos, os ativos possuem um pré-amplificador no próprio sensor, que reduz a influência do ruído proveniente dos cabos de conexão, no entanto, custam mais e não possuem nenhum filtro. Enquanto os passivos não possuem esse estágio de amplificação, mas custam menos.

Figura 1 – Eletrodos de Superfície e Invasivos, adaptado.



Fonte: Eletroneuromiografia: O que esperar deste exame. Site Neuroevidência.

1.2.1.2 Sinal Eletromiográfico

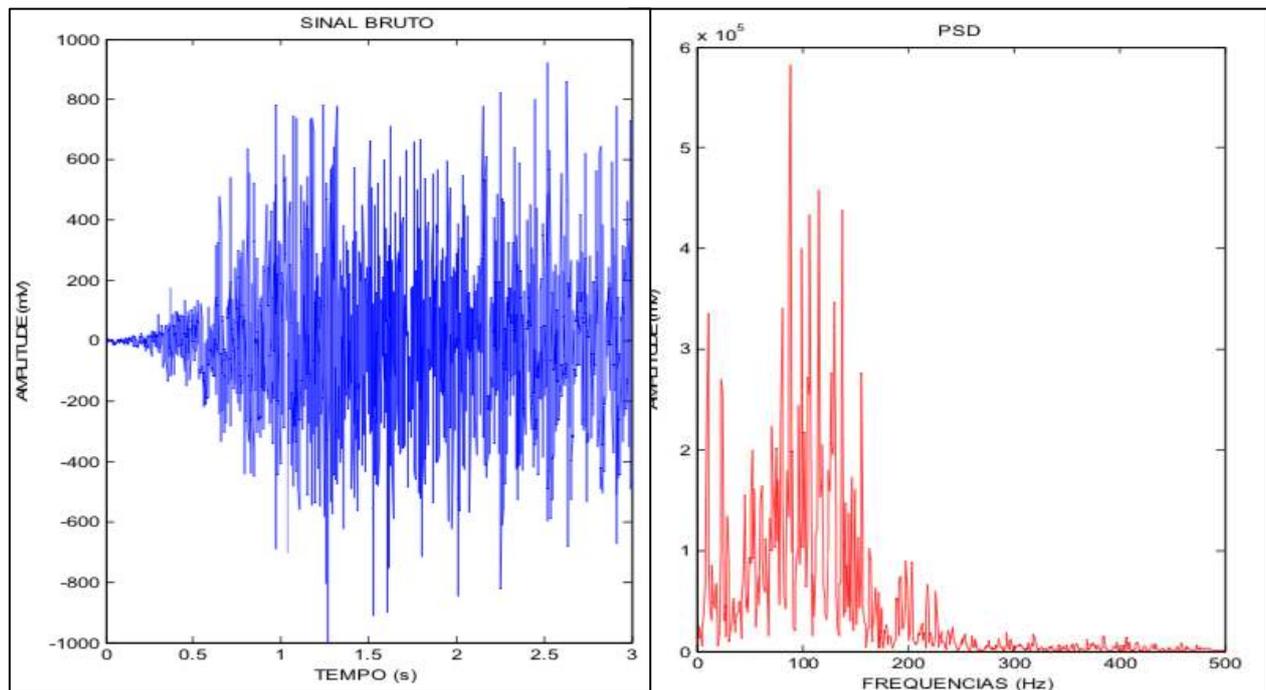
O sinal eletromiográfico representa a atividade neuromuscular e expressa a intenção de movimento de um determinado músculo (6). A natureza e qualidade do mesmo irá depender de diversos fatores. O primeiro deles são as propriedades fisiológicas do indivíduo que está sendo examinado, pois dependendo dos seus músculos, ossos, pele, gordura, entre outros fatores, a impedância de sua pele irá mudar. Outro fator que pode alterar a característica do sinal, são os eletrodos, pois cada modelo possui uma aplicação ideal, como já explicado. O posicionamento desses eletrodos, obviamente, também pode alterar a forma de onda do sinal de saída, influenciando diretamente na qualidade da amostra (7). Ademais, para a utilização de eletrodos de superfície com gel, que são os mais comuns, deve haver uma preparação da pele, com a remoção de pelos, células mortas e higienização da região que será analisada.

No entanto, ainda existem outras interferências que precisam ser eliminadas para melhorar a relação sinal/ruído e ser possível distinguir o sinal do movimento, na amostra capturada. Essas outras interferências são:

- a) Sinal elétrico do batimento cardíaco;
- b) Presença de fadiga muscular;
- c) Influência da rede elétrica e do movimento dos cabos;
- d) Aquisição dos sinais eletromiográficos de músculos vizinhos.

Além desses fatores citados, o sinal capturado pelos eletrodos é da ordem de milivolts, geralmente alcançando no máximo 5mV (8). Portanto, é necessário fazer um tratamento do mesmo, para ser possível a conversão analógica/digital(A/D) e discretizar o movimento. Para entender melhor a natureza deste sinal, a Figura 2 apresenta uma amostra eletromiográfica. Nesta imagem, é exibida a amostra no domínio do tempo, a esquerda, e no domínio da frequência, a direita. Ressaltando que não há nenhum filtro atuando sobre o sinal, apenas um estágio de amplificação, necessário para a captação e digitalização da amostra.

Figura 2 – Sinal Eletromiográfico amplificado, sem filtros.



Fonte: MARCHETTI, P. H. & DUARTE, M. Instrumentação em Eletromiografia, p. 11. (5)

Na amostra acima, a relação sinal/ruído está muito baixa, impossibilitando a definição do momento da contração. No entanto, a análise espectral revela que grande parte do sinal está concentrado acima de baixas frequências, cerca de 5 a 15Hz, e abaixo de 500Hz, confirmando o que diz a bibliografia médica, que afirma que a maior parte do sinal eletromiográfico está compreendido na faixa de frequências de 5 a 500Hz. (9)

1.2.2 Sensor Piezoelétrico

Os sensores piezoelétricos, que serão utilizados na segunda parte deste trabalho, são transdutores, ou seja, convertem uma forma de energia em outra. Uma das suas primeiras aplicações práticas, foi feita em 1920, que foi o desenvolvimento de um SONAR (10). De

acordo com REZENDE, Sérgio M. em seu livro *Materiais e Dispositivos Eletrônicos*, (2ª ed. 2004, p. 473),

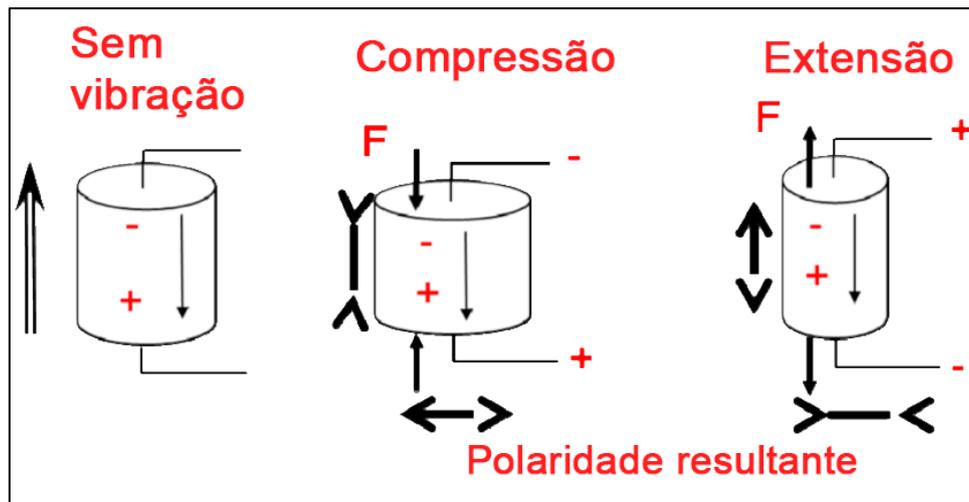
Piezoelasticidade é a propriedade que alguns dielétricos têm, de desenvolver uma polarização quando submetidos a uma tensão mecânica. A polarização produzida pela tensão cria cargas de polarização e, portanto, um campo elétrico. Reciprocamente, a aplicação de um campo elétrico em um material piezoelétrico resulta numa deformação mecânica (chamado efeito piezoelétrico reverso).

De forma geral, esses sensores são formados por duas camadas de cristais, com um eletrodo inserido entre elas, que é responsável por absorver cargas resultantes da interação. Portanto, existe uma tensão elétrica resultante quando submetidos a uma vibração. Dessa forma, sugere-se a utilização de piezoelétricos do tipo cerâmico para detectar uma contração muscular. A deformação causada no sensor resulta em uma tensão que caracteriza o movimento, podendo substituir os eletrodos, supostamente. Abaixo são listadas algumas propriedades dos piezoelétricos cerâmicos, retiradas da revista *Smart Structures and Materials*: (11)

- a) Funcionam como um capacitor, dessa forma, necessitam de pouquíssima energia, e são capazes de operar em elevadas frequências;
- b) Possuem uma baixa temperatura de Curie, na qual o material perde sua propriedade, limitando sua região de atuação;
- c) Em uma temperatura de 80°C, uma tensão aplicada de 100V provoca uma deformação de 0,1mm, ou seja, podem produzir uma elevada tensão mesmo com pouca deformação;
- d) Polaridade da tensão de saída proporcional à deformação.

A Figura 3, na sequência, representa as polaridades da tensão de saída do piezo em três situações: quando não sofre força mecânica, ao sofrer uma compressão e ao sofrer uma extensão, respectivamente. Comprovando essa polaridade descrita no item 'd)' acima.

Figura 3 – Características da tensão de saída do Piezo, adaptado.



Fonte: Capítulo 2. Piezoelectric Materials and Design of Simple Smart Structures with Piezoelectric Materials.

1.3 Estado da Arte

Estudos que tratam da aquisição de sinais eletromiográficos vêm tornando-se mais popular, devido aos elevados custos dos aparelhos que conseguem fazer esse tipo de medição e ao número de aplicações que tais sinais permitem. Um exemplo simples e muito usual, é o estudo dos sinais eletromiográficos em pacientes que estão em recuperação fisioterapêutica, no trabalho de Duque, Araújo e Lôbo(12) é proposto o desenvolvimento de jogos para estimular a recuperação de pacientes com membros lesionados, ou seja, os sinais capturados são utilizados como controle para jogos, o que melhora e estimula a recuperação dos pacientes.

Outra aplicação que pode ser feita, é a proposta no trabalho de Santos, da Silva Segundo e Arrais Junior(13), no qual capturaram o sinal dos músculos e pretendem utilizá-lo para desenvolver dispositivos que beneficiem pessoas com deficiências motoras, como a movimentação de uma cadeira de rodas.

Nestes dois trabalhos citados, além de outros semelhantes como o de Souza (14), são utilizados amplificadores de instrumentação e filtros para fazer o condicionamento do sinal eletromiográfico. No momento inicial do presente trabalho será mostrada uma solução semelhante, em que é utilizado um hardware parecido juntamente com eletrodos para fazer essas capturas. Este trabalho teve início com o projeto de conclusão de curso do ex-aluno da UFC Sobral, Igor Rodrigues(15), quando foi concebida a ideia e desenvolvido um piloto do projeto, o que validou a possibilidade da captura desses sinais em laboratórios da faculdade. Posteriormente, em 2017, houve a publicação de um resumo no International Conference on Alive Engineering Education (ICAEEdu) (16), apresentando uma solução melhorada do

trabalho desenvolvido em conjunto com o Igor Rodrigues, onde foi apresentada a confecção de uma placa de circuito impresso(PCI) utilizando um amplificador de instrumentação próprio para aplicações médicas. Ademais houve também uma publicação no livro “Alive Engineering Education” (17), envolvendo este assunto.

Já no que diz respeito a conversão analógica/digital e comunicação, o trabalho de Machado(18) propõe o envio dos sinais através de comunicação sem fio com um computador. Através da utilização de um microcontrolador PIC18F4550 para fazer a conversão e uma placa de comunicação sem fio TRF 2,4GHz para enviar e receber os sinais convertidos. No presente trabalho, será utilizado um microcontrolador do modelo Arduino UNO para fazer a conversão e a comunicação. No entanto, esta será feita com fio, por meio de uma porta USB. Devido as facilidades de se trabalhar com o Arduino, pode-se trocar a comunicação USB por uma sem fio, com a adição de um módulo de transmissão.

No trabalho atual será estudado um meio alternativo de captar o sinal referente a contração muscular, no entanto, primeiro será apresentado o método usual de capturas de sinais eletromiográficos que foi o que iniciou o trabalho. Posteriormente, será demonstrada e analisada a viabilidade da substituição dos eletrodos por um sensor piezoelétrico, que é uma metodologia não comum para este tipo de aplicação, mas que se demonstrou satisfatória para determinadas aplicações. No trabalho de Proto (19), são utilizados dois tipos de sensores piezoelétricos para medir a energia da locomoção do corpo humano ao andar, subir escadas ou realizar outras atividades, que apesar de não possuir o mesmo objetivo fim do presente trabalho, serve de atestado de viabilidade para substituição de eletrodos por sensores piezoelétricos, dando um embasamento para trabalhar e verificar se é realmente possível. A princípio, essa substituição de sensor foi proposta devido aos eletrodos serem descartáveis, não sendo possível sua reutilização e necessitarem de um tratamento da pele, para melhorar os resultados capturados. Porém, ao longo dos estudos de viabilidade da substituição, foi constatado que o circuito de condicionamento para o sensor piezoelétrico pode ser mais simples, além da possibilidade de capturar o movimento com apenas um sensor, em comparação aos três eletrodos utilizados no outro método.

Deste modo, os detalhes técnicos do ambiente de captura com os eletrodos serão abordados na seção 2, enquanto na seção 3 será discutido o ambiente que utiliza o sensor piezoelétrico para capturar o movimento muscular.

1.4 Objetivos

Portanto, sabendo brevemente do que o presente trabalho apresentará, serão listados a seguir os seus objetivos gerais e específicos:

Objetivos gerais:

- a) Capturar os sinais da contração do bíceps;
- b) Interpretar o sinal para identificar os momentos de início e fim da contração, através da utilização de um algoritmo.

Objetivos específicos:

- a) Demonstrar a prototipagem do ambiente de captura com eletrodos, desenvolvido inicialmente;
- b) Desenvolver um ambiente para a captura com um outro transdutor, o piezoelétrico;
- c) Estudar a viabilidade e as limitações da troca de três eletrodos por um piezoelétrico, para interpretar a contração muscular.

1.5 Metodologia

O trabalho irá focar na captura e estudo de movimentos do bíceps, em distintas situações. Portanto, para duas topologias de captura citadas, foram retiradas dez amostras de cada movimento, sempre no mesmo indivíduo, que permaneceu sentado durante todas as capturas. A seguir, é apresentada a lista dos movimentos colhidos:

- a) Braço estendido para frente, duas contrações rápidas, aproximadamente de 1 segundo cada, sem levantamento de peso;
- b) Braço estendido para frente, uma contração prolongada, aproximadamente de 3 a 5 segundos, sem levantamento de peso;
- c) Braço para baixo com cotovelo em 90° , e antebraço apoiado sobre uma mesa, duas contrações rápidas, aproximadamente de 1 segundo cada, sem levantamento de peso;
- d) Braço para baixo com cotovelo em 90° , e antebraço apoiado sobre uma mesa, uma contração prolongada, aproximadamente de 3 a 5 segundos, sem levantamento de peso;

- e) Braço para baixo com cotovelo em 90° , e antebraço apoiado sobre uma mesa, duas contrações rápidas, aproximadamente de 1 segundo cada, com levantamento de peso;
- f) Braço para baixo com cotovelo em 90° , e antebraço apoiado sobre uma mesa, uma contração prolongada, aproximadamente de 3 a 5 segundos, com levantamento de peso.

Após a captura dos dados, cinco amostras de cada movimento serão utilizadas para o estudo e criação de um algoritmo que detecte o momento de início e fim do movimento. Enquanto as outras cinco amostras restantes, serão utilizadas para validar este algoritmo. Esses dados de início e fim do movimento, serão validados a partir de um botão de prova, que é acionado enquanto o movimento está ocorrendo, durante a captura. Mais detalhes serão abordados no capítulo 4.

A Figura 4, abaixo, demonstra como seria esse movimento de braço estendido para frente, citado nos itens 'a)' e 'b)'.

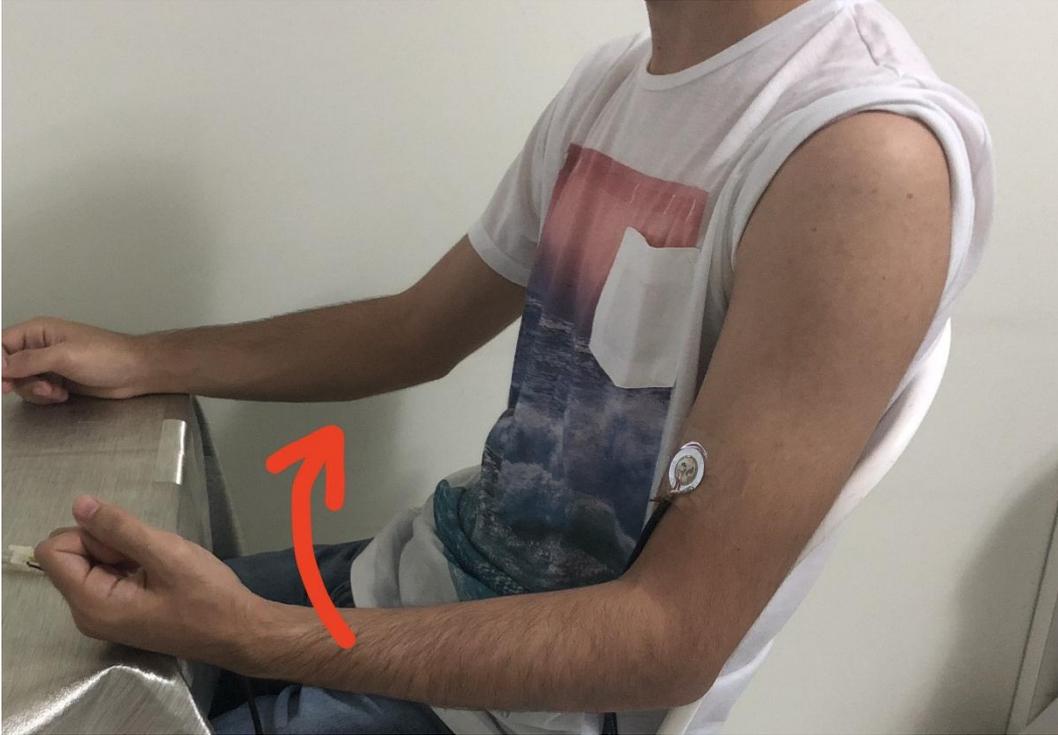
Figura 4 – Ilustração do movimento de “braço estendido para frente”.



Fonte: Como recuperar a força nas Mãos depois de um AVC, site wikiHow.

Enquanto o outro movimento, com o braço para baixo, com o cotovelo em 90° e antebraço sobre uma mesa, é mostrado na Figura 5, neste caso o antebraço é deslocado, diminuindo o ângulo de 90° e contraindo o bíceps.

Figura 5 – Ilustração do movimento de braço para baixo, com cotovelo em 90° e antebraço apoiado em uma mesa.



Fonte: Próprio autor.

2 AMBIENTE DE CAPTAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA

Com o desenvolvimento de uma solução de baixo custo para a captação do sinal eletromiográfico, é possível realizar alguns estudos que envolvem o corpo humano. Um exemplo básico da aplicação desses sinais é na movimentação de uma prótese, a partir de um braço humano. Portanto, com a solução de captura, é possível o desenvolvimento e estudo em campo, como na própria casa do paciente.

Portanto, para desenvolver esse ambiente, são necessários três requisitos básicos:

- a) Criação de um circuito para condicionamento do sinal;
- b) Digitalização do sinal;
- c) Coleta de amostras para estudo das formas de onda.

A partir de agora será descrito o que foi desenvolvido para possibilitar a captação do sinal eletromiográfico.

2.1 Circuito de Condicionamento

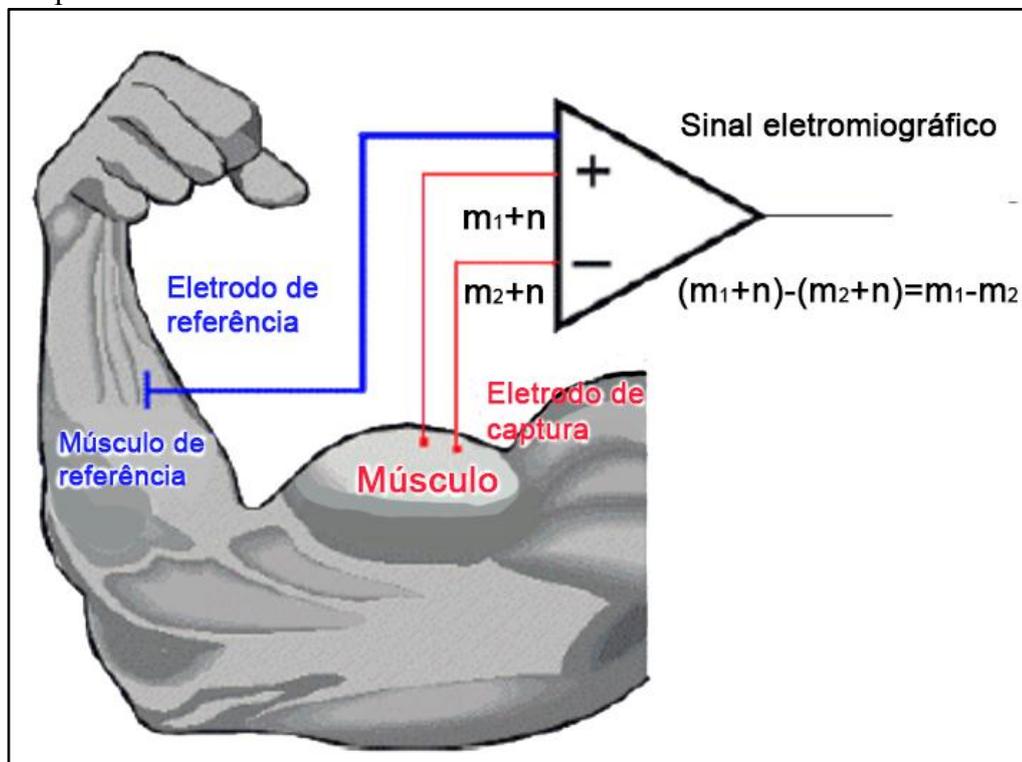
Como já explicado na seção 1.2.1.2, o sinal da contração muscular captado diretamente pelo eletrodo possui baixa amplitude, cerca de 5mV, e sofre diversas interferências, inerentes do processo de captação. Portanto, é necessário um circuito que permita a elevação da relação sinal/ruído, de forma a ser possível distinguir os momentos de contração e relaxamento muscular. Ao longo deste capítulo será detalhado o processo de montagem do circuito de condicionamento, para captura de sinais eletromiográficos.

2.1.1 *Posicionamento dos eletrodos*

Para este projeto, será utilizada a topologia do posicionamento de três eletrodos, muito comum nos trabalhos que envolvem aquisição eletromiográfica (13). Nesse arranjo, dois eletrodos são de captura e posicionados no músculo que é desejada a leitura do sinal. Enquanto o terceiro é de referência e deve ser posicionado em alguma parte do corpo que não será movimentada ou analisada. Essa configuração permite a aplicação de um circuito de rejeição do comum, ou seja, caso um sinal seja recebido tanto nos eletrodos de captura como no de referência, conclui-se que ele não representa o movimento estudado, uma vez que o eletrodo de referência não está captando sinal de movimento. Com esse arranjo, ruídos externos incidentes são eliminados pelo eletrodo de referência, como interferências de outros músculos ou de

aparelhos eletrônicos que estejam próximos. A Figura 6 exemplifica o posicionamento dos eletrodos, no caso da análise do bíceps.

Figura 6 – Posicionamento dos Eletrodos para Modo Rejeição do Comum, adaptado.



Fonte: DE LUCA, Carlo J. Surface Electromyography: Detection and Recording. DELSYS (2002). (20)

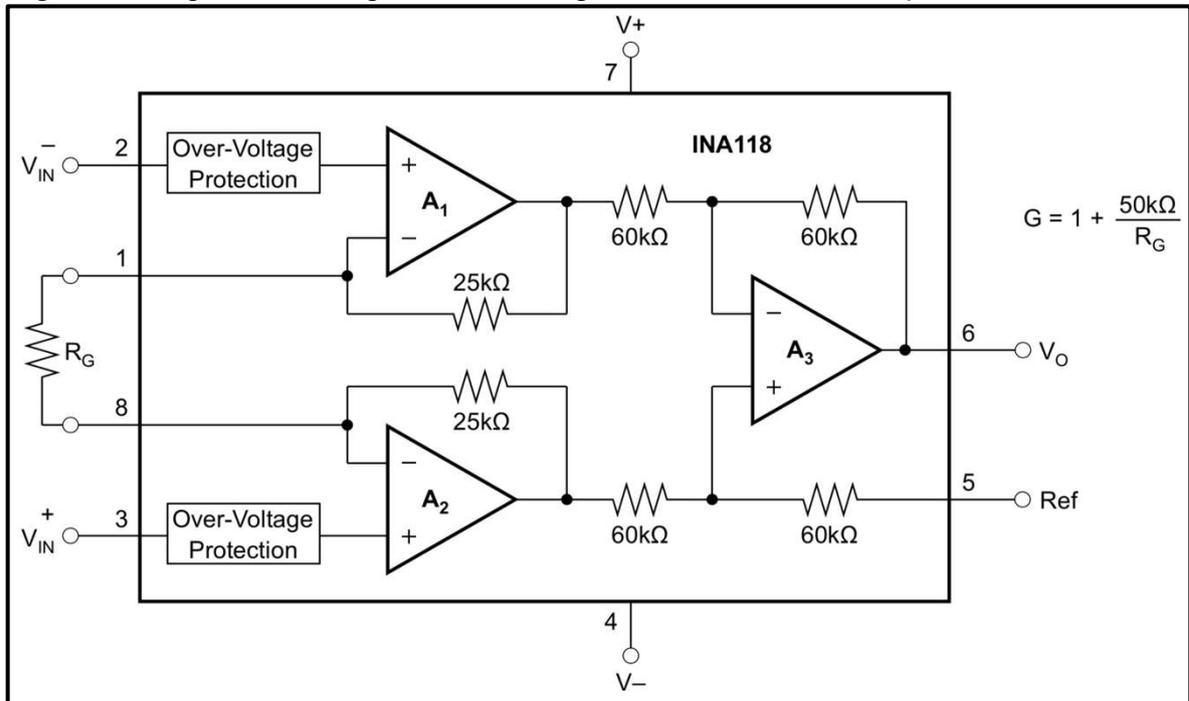
Sabendo como serão conectados os eletrodos ao corpo humano, as próximas seções do capítulo irão tratar sobre a montagem do circuito e transmissão dos dados, divididos em: Modo de Rejeição do Comum, filtros ativos, somador de tensão, conversor analógico digital e transmissão serial.

2.1.2 *Modo de Rejeição Comum*

Para executar essa primeira etapa, de rejeição do comum, foi escolhido um amplificador de instrumentação da Texas Instruments, modelo INA118. Esse dispositivo funciona como um amplificador diferencial, frequentemente usado para aplicações com rejeição de comum, tratamento de sinais sensíveis a ruídos e instrumentação médica em geral. No caso do modelo escolhido, segundo os dados do datasheet: opera com tensões de $\pm 1,35V$ a $\pm 18V$ e tem uma elevada taxa de rejeição do comum, da ordem de 110dB. Além de poder ter seu ganho de amplificação variado entre 1 e 10000, apenas com a variação de um resistor e é utilizado em aparelhos de instrumentação médica. (21)

Dessa forma, em um primeiro momento, foi realizada uma implementação simplificada do INA118 a partir de amplificadores operacionais comuns, o esquema para essa adaptação está presente no datasheet do fabricante e pode ser visto na Figura 7.

Figura 7 – Esquemático simplificado do Amplificador de Instrumentação INA118.



Fonte: Datasheet INA118, fabricante Texas Instruments. (21)

Logicamente, o esquemático acima não possui todos os componentes do circuito integrado(CI) INA118, porém, ele foi implementado na protoboard para analisar seu comportamento na rejeição de modo comum e amplificação. Nesse caso, os eletrodos de captação devem ser conectados aos pinos 2 e 3, apresentados Figura 7, enquanto o eletrodo de referência é conectado ao pino 5. O circuito foi alimentado com uma fonte simétrica de $\pm 5V$ nas entradas 7 e 4. Entre os pinos 1 e 8, foi posicionado um potenciômetro de $20k\Omega$, para ajustar o ganho durante as medições, uma vez que os sinais podem variar para diferentes pessoas ou movimentos. Por fim, o pino 6 é a saída desse primeiro estágio e será ligado nos próximos, descritos na sequência.

2.1.3 Filtros ativos

Após a rejeição de modo comum, utilizando o amplificador de instrumentação, o sinal irá passar por filtros ativos, que irão amplificar a amostra capturada e excluir as frequências que ficam fora do espectro correspondente ao sinal eletromiográfico, uma vez que

grande parte dele concentra-se entre as frequências de 5 e 500Hz. Nessa etapa serão aplicados três filtros, na seguinte ordem:

- a) Passa alta de primeira ordem com amplificação;
- b) Rejeita faixa, para excluir as interferências da rede elétrica;
- c) Passa baixa de primeira ordem.

2.1.3.1 Filtro Passa Alta de Primeira Ordem

O filtro passa alta permite a passagem de sinais com frequências superiores à frequência de corte (F_c). No caso de um filtro de primeira ordem, no qual existe apenas um elemento armazenador de energia, as frequências serão suprimidas na ordem de -20dB por década, para valores menores que o de corte.

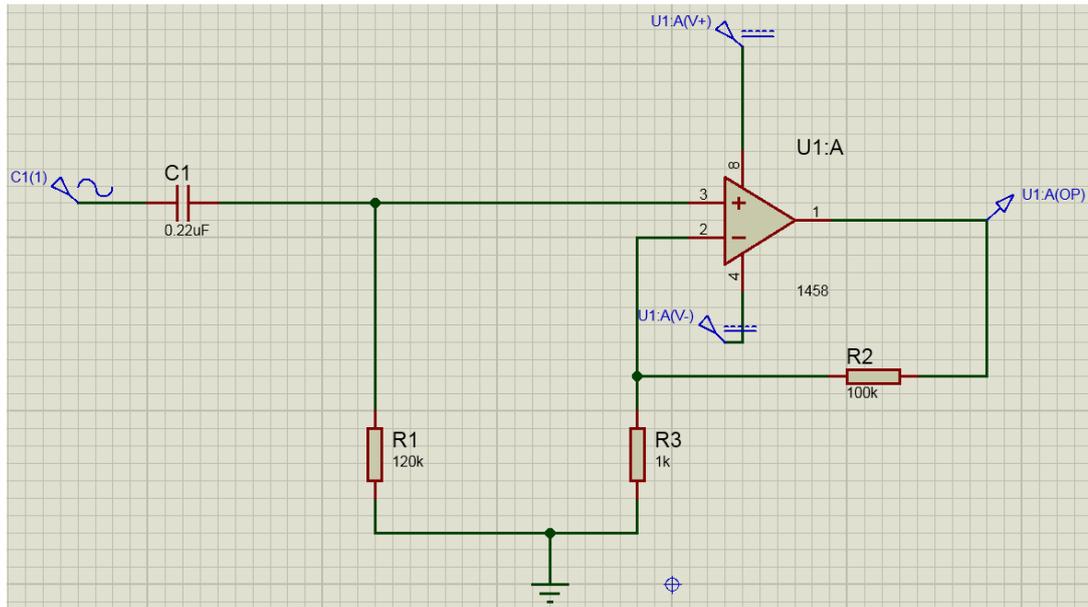
A frequência de corte deve ficar em torno de 5Hz, e o seu cálculo em um filtro passa alta RC é feito através da seguinte equação:

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

No entanto, nem sempre é possível encontrar valores desejados de resistência e capacitância, esses valores estão limitados a existência de um valor comercial. Dessa forma, foi assumido um capacitor de 0,22uF de poliéster. E calculado o valor de resistência para a frequência de corte ficar o mais próximo dos 5Hz, a partir da equação (1), encontra-se um valor de resistência de 120kΩ. Dessa forma, a frequência de corte fica em torno de 6Hz.

Nesse estágio, foi adicionado ainda um ganho de 101 vezes, pois a amplificação da etapa anterior não foi suficiente para a elevação do sinal a um nível que permita sua digitalização com boa precisão. Isso é feito com um amplificador não inversor, que atua juntamente ao filtro passa alta. A Figura 8 irá mostrar o circuito utilizado nessa primeira etapa de filtro.

Figura 8 – Filtro passa alta, com frequência de corte de 6Hz e amplificação de 101 vezes.



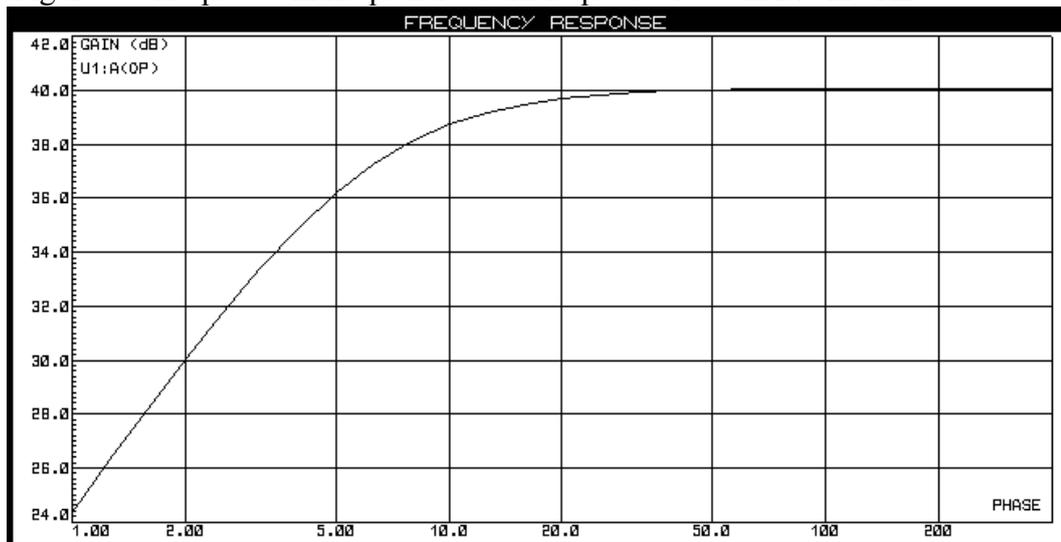
Fonte: Próprio autor.

O cálculo do ganho é feito a partir da fórmula a seguir, onde $R_2 = 100\text{k}\Omega$ e $R_3 = 1\text{k}\Omega$ são mostrados na Figura 8,

$$G = \left(1 + \frac{R_2}{R_3}\right) = 101 \quad (2)$$

A resposta em frequência foi simulada no software Proteus, e pode ser analisada na Figura 9.

Figura 9 – Resposta em frequência do filtro passa alta com F_c em 6Hz.



Fonte: Próprio autor.

Devido ao estágio de amplificação, as frequências abaixo de 5Hz não ficaram tão suprimidas, como foi visto na Figura 9. Portanto, foi alterado o resistor do filtro, de $120\text{k}\Omega$ para $100\text{k}\Omega$, dessa forma a frequência de corte passou a ser de 7,2Hz, o que suprimiu um pouco mais

as baixas frequências. Portanto, o filtro passa alta ficou como mostrado na Figura 8, com a única alteração da substituição de R1 para 100kΩ.

2.1.3.2 Filtro Passa Baixa de Primeira Ordem

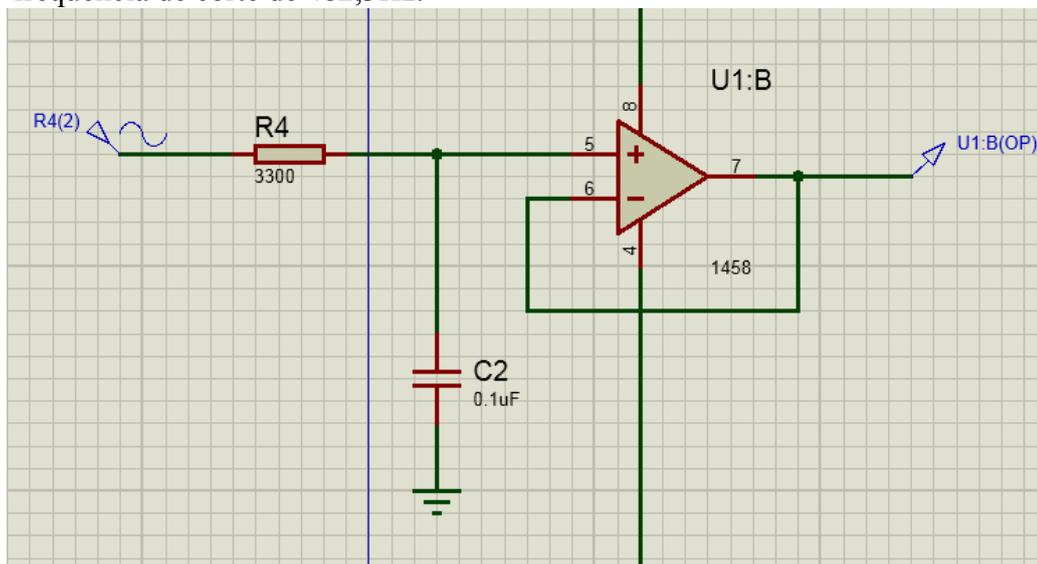
O filtro passa baixa é o terceiro estágio, após o rejeita faixa. Porém, será demonstrado logo, uma vez que para o entendimento do filtro rejeita faixa implementado, é necessário compreender o funcionamento do passa alta e do passa baixa. Dessa forma, foi tomada a liberdade de adiantar sua explicação.

Esse filtro funciona de modo semelhante ao passa alta, no entanto, ele irá suprimir as frequências acima da frequência de corte. Para isso, as posições do resistor R1 e capacitor C1, mostrados na Figura 8, irão inverter-se. Sua frequência de corte deverá ser próxima de 500Hz, pois essa é a frequência máxima presente na contração muscular. Novamente, foi assumido o valor da capacitância, definindo um capacitor de poliéster de 0,1uF. Utilizando a equação (1), foi encontrado um valor comercial de resistência de 3,3kΩ. Deste modo, o cálculo da frequência de corte é apresentado a seguir:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \times 3,3 \times 10^3 \times 0,1 \times 10^{-6}} = 482,3\text{Hz}. \quad (3)$$

Com essa frequência um pouco menor de 500Hz, garante-se que as frequências acima serão suprimidas de modo eficiente. A Figura 10 apresenta o desenho deste filtro, sabendo que neste estágio não haverá amplificação.

Figura 10 – Simulação de um filtro passa baixa de primeira ordem, com frequência de corte de 482,3Hz.



Fonte: Próprio autor.

Como explicado, o resistor e o capacitor trocaram de lugar, em comparação ao passa alta. Essa é a distinção dos dois filtros. Uma vez que o capacitor na entrada resulta em uma impedância grande, em baixas frequências, impedindo a passagem dessas frequências. Enquanto o capacitor no ramo em derivação resulta em pequena impedância para altas frequências, o que faz essas frequências serem suprimidas. A resposta em frequência do filtro passa baixa utilizado, é mostrada na Figura 11.

Figura 11 – Resposta em frequência do filtro passa baixa com F_c em 482,3Hz.



Fonte: Próprio autor.

Nesta resposta em frequência fica bem claro que na frequência de corte a atenuação é de 3dB, suprimindo as frequências acima disso.

2.1.3.3 Filtro Rejeita Faixa

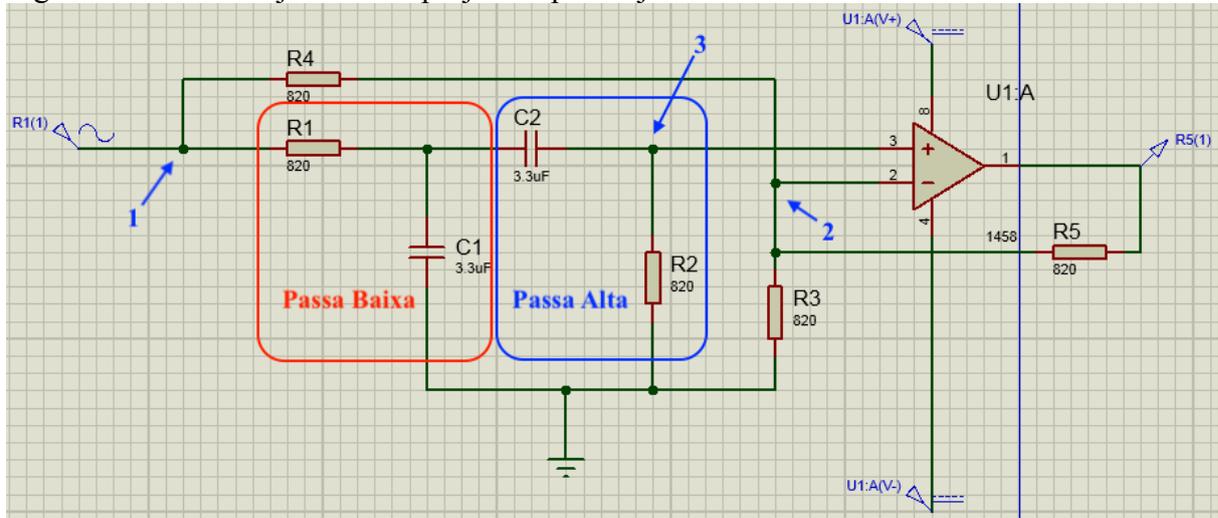
O último filtro a ser apresentado é o rejeita faixa. Utilizado para retirar, do sinal captado pelos eletrodos, as interferências da rede elétrica, portanto, foi projetado para suprimir a frequência de 60Hz.

Um filtro rejeita faixa pode ser realizado com a junção de dois outros filtros: um passa alta e um passa baixa. No caso deste trabalho, será feita a união desses dois filtros, com um amplificador diferencial. Como só é desejado rejeitar uma frequência e não uma faixa, a frequência de corte do passa alta e do passa baixa serão as mesmas. Para montar esses filtros, foram utilizados capacitores de poliéster de 3,3uF e resistores de 820Ω. Dessa forma, o cálculo da frequência de corte, para os dois filtros, será:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \times 820 \times 3,3 \times 10^{-6}} = 58,8Hz. \quad (4)$$

O filtro é mostrado na Figura 12, para um melhor entendimento.

Figura 12 – Filtro Rejeita Faixa projetado para rejeitar 60Hz.



Fonte: Próprio autor.

Na Figura 12, o sinal de entrada passa pelo filtro passa baixa e passa alta em cascata, dessa forma, as frequências superiores e inferiores a 58,8Hz serão atenuadas. Ficando o nó 3, apenas com os sinais próximos de 60Hz com representação significativa. Enquanto o nó 2 possui o sinal original, sem atenuação de nenhuma frequência. Aplicando análise nodal em 2, tem-se que:

$$\frac{V_1 - V_2}{820} = \frac{V_2}{820} + \frac{V_2 - V_{saída}}{820}. \quad (5)$$

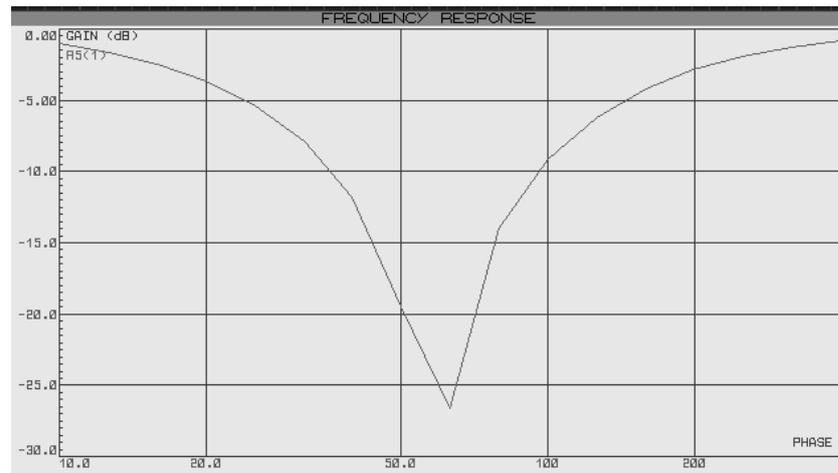
Sabendo que, pela propriedade do amplificador operacional, a tensão em 3 é igual a tensão em 2, V_2 será trocado por $V_{1_{60Hz}}$, que representa a tensão de saída dos filtros passa baixa e passa alta em cascata, ou seja, contendo apenas as frequências próximas de 60Hz. Enquanto V_1 representa o sinal de entrada do filtro, portanto:

$$V_{saída} = -(V_1 - 3 * V_{1_{60Hz}}). \quad (6)$$

Dessa forma, como a faixa de 60Hz está nos dois sinais da equação (6), elas se subtraem, resultando em um sinal sem esta faixa de 60Hz e com fase deslocada de 180° em relação a entrada.

A resposta em frequência desse filtro rejeita faixa é mostrada na Figura 13, onde fica claro que o sinal de saída atenuará essas frequências próximas de 60Hz.

Figura 13 – Resposta em frequência do filtro rejeita faixa.

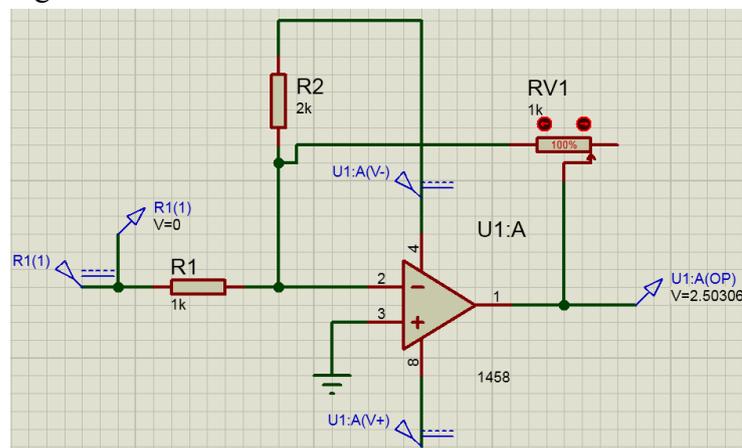


Fonte: Próprio autor.

2.1.4 Somador de nível contínuo de tensão

Com o sinal filtrado, resta apenas uma etapa para finalizar o circuito de condicionamento, que é um somador de tensão contínua. Isso é usado pois o sinal captado pelo eletrodo, e condicionado pelo circuito, fica em torno de 0V, saindo desse nível quando há uma contração. No entanto, o microcontrolador utilizado para fazer a conversão analógica/digital, que será apresentado na seção 2.2, lê valores na faixa de 0 a 5V. Dessa forma, para não perder nenhuma parte da informação, foi somado um nível de tensão em torno de 2,5V, de forma que o sinal captado possa crescer ou decrescer a partir desse nível e não haja nenhuma perda de informação. Uma outra forma seria a utilização de um retificador, no entanto, isso não permitiria distinguir sinais positivos de negativos, que será um fator importante. O circuito utilizado para fazer isso foi um simples somador amplificador, com ganho 1. A Figura 14 mostra sua representação.

Figura 14 – Circuito somador de tensão contínua.



Fonte: Próprio autor.

Neste circuito da Figura 14, para encontrar a tensão de saída $V_{saída}$, será aplicado análise nodal no ponto 2 da Figura 14, considerando V_1 a tensão de entrada e V_2 a tensão no ponto 2, lembrando que o amplificador operacional está alimentado com tensão simétrica de $\pm 5V$. Portanto, a análise nodal no ponto 2 é vista a seguir:

$$\left(\frac{V_1 - V_2}{R_1} = \frac{V_2 - (-5)}{R_2} + \frac{V_2 - V_{saída}}{RV1} \right). \quad (7)$$

Lembrando que, pela propriedade dos amplificadores operacionais, V_2 será igual a zero, pois a porta 3 do CI funciona como terra virtual. E $R_1 = 1k\Omega$, $R_2 = 2k\Omega$ e $RV1$ é um potenciômetro de $1k\Omega$, desenvolvendo (7), tem-se:

$$2V_1 = 5 - 2V_{saída}; \quad (8)$$

$$V_{saída} = \frac{5 - 2V_1}{2} = 2,5 - V_1. \quad (9)$$

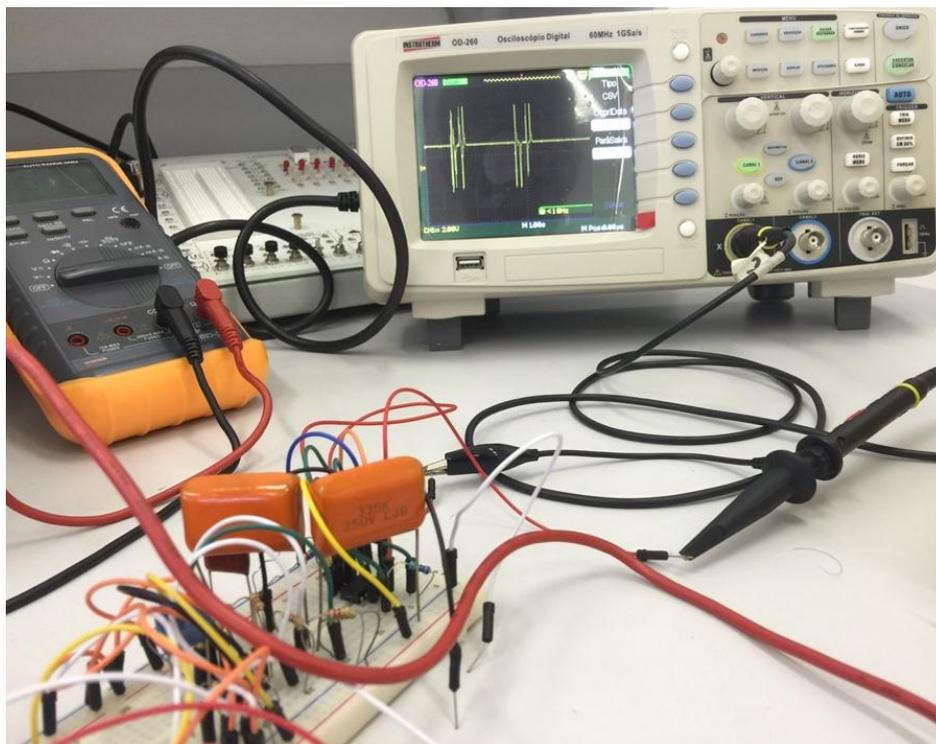
Dessa forma, como visto na equação (9), o sinal de saída terá um nível contínuo em 2,5V, provando o que foi visto na simulação da Figura 14. Esse nível pode ser ajustado pela variação da resistência do potenciômetro $RV1$, conforme necessidade.

2.1.5 Montagem do circuito

2.1.5.1 Protoboard

Uma vez descrita cada etapa da solução de condicionamento do sinal, será demonstrada como foi realizada a confecção em laboratório. Inicialmente, o circuito foi montado em uma protoboard, pois durante a etapa de prototipagem, houveram diversas modificações para a melhor adequação do sinal. Dessa forma, através da protoboard é mais fácil realizar essas alterações e verificar os resultados. A Figura 15 mostra um dos primeiros testes, com o osciloscópio marcando duas contrações musculares. Lembrando que o circuito está alimentado com uma fonte simétrica de $\pm 5V$ da bancada do laboratório. No entanto, o circuito também foi projetado para funcionar com tensões de 9V, que permitam sua utilização em ambientes que não possuem fontes ajustáveis de corrente contínua.

Figura 15 – Coleta de amostras eletromiográficas com o circuito montado na protoboard.



Fonte: Próprio autor.

Neste protótipo demonstrado na Figura 15, ainda não era utilizado nenhum microcontrolador para fazer a conversão analógica/digital, todos os dados eram coletados diretamente no Osciloscópio e salvos através da porta USB, para uma posterior análise, todos os esforços estavam concentrados na confecção do circuito que captasse os sinais eletromiográficos.

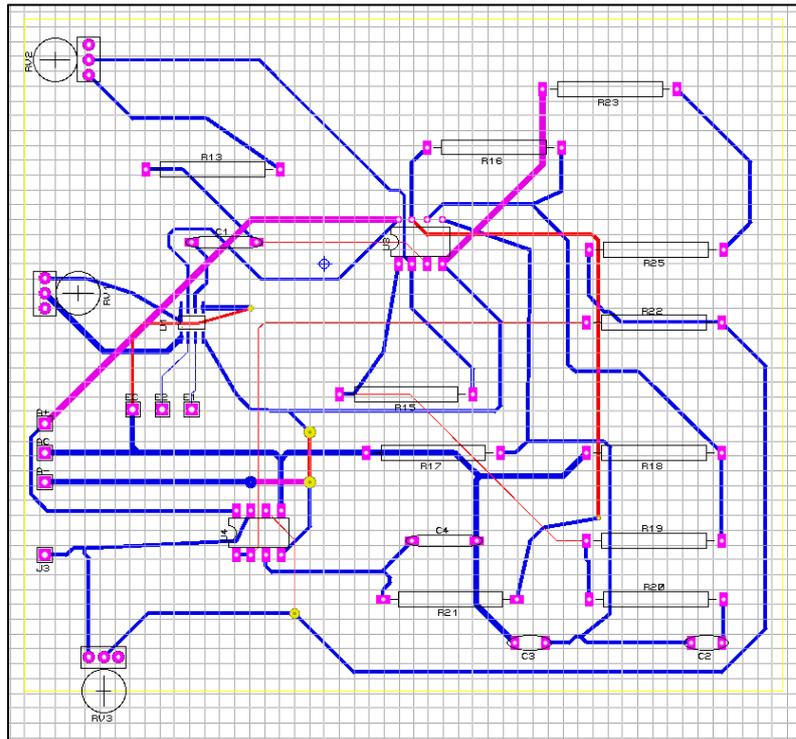
2.1.5.2 Placa de Circuito Impresso

Após a verificação e ajustes do circuito na protoboard, a próxima etapa foi a confecção de uma placa de circuito impresso (PCI), devido a falta de confiabilidade nas conexões da protoboard para a coleta de amostras.

A primeira etapa da fabricação é o desenho da placa. O circuito, descrito ao longo de todo esse capítulo, foi desenhado no software Proteus, em uma camada única. Para reduzir a dimensão do circuito, a etapa referente a rejeição do comum, descrito na seção 2.1.1, foi substituído pelo próprio CI INA118, em sua versão de montagem em superfície (SMD). Já oferecendo um ganho de desempenho, pois o CI é mais completo que sua montagem simplificada efetuada anteriormente.

Com a placa desenhada, foi utilizado o método de transferência térmico. No qual o desenho da placa é impresso em um papel específico, como o couchê, e transferido para uma placa de cobre, através do calor. Após a transferência, é feita a corrosão desse cobre, utilizando uma solução de percloroeto. O desenho da placa, no software Proteus, é mostrado na Figura 16 abaixo.

Figura 16 – Desenho da Placa de Circuito Impresso.

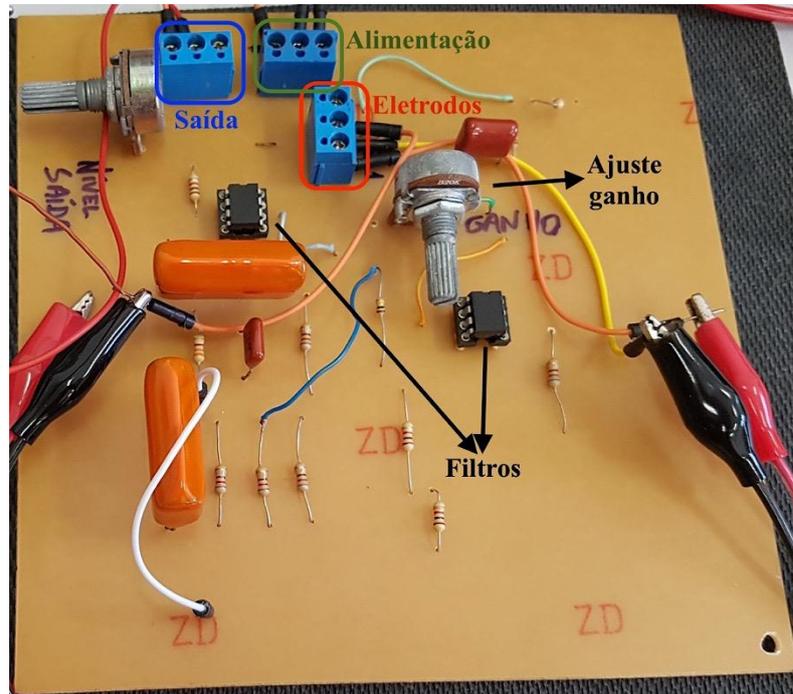


Fonte: Próprio autor.

A placa produzida, com todos os componentes, é mostrada na Figura 17. O circuito com todos os componentes e conectores foi confeccionado em uma placa de cobre de 15cm por 15cm. Que produziu os resultados esperados, como serão demonstrados na seção 4.

Com isso, é finalizada a prototipagem do circuito de condicionamento dos sinais eletromiográficos. Que é composto por um amplificador de instrumentação, filtros ativos e um somador de tensão. Este hardware terá como entrada o sinal dos eletrodos, os quais dois estarão posicionados no músculo a ser analisado e o terceiro em um outro músculo de referência. Enquanto a saída do circuito será um sinal com nível contínuo em 2,5V, variando de 0 a 5V.

Figura 17 – Placa de Circuito Impresso, para aquisição do sinal eletromiográfico.



Fonte: Próprio autor.

2.2 Microcontrolador

Com o circuito de captação montado e testado, o próximo passo é um meio de digitalizar o sinal de saída deste circuito. Durante os testes iniciais, isso estava sendo feito através do Osciloscópio do laboratório de Eletrônica Analógica, transferindo os dados pela porta USB, e analisando-os em um computador. No entanto, a ideia é fazer um sistema independente, que possa ser utilizado em qualquer lugar.

Para isso, será utilizado um microcontrolador, que será responsável por realizar a conversão analógica/digital do sinal de saída do circuito e enviar esses dados a um computador, para armazenamento e estudo.

Dessa forma, o microcontrolador adequado deve possuir as características a seguir:

- Conversor A/D com precisão de 0,5% na faixa de 0 a 5V;
- Comunicação USB, pois, dessa forma pode ser ligado a qualquer computador;
- Taxa de amostragem de ao menos 1000Hz, uma vez que devido ao teorema de Nyquist, para garantir que não haja perda de informação, a taxa de amostragem deve ser ao menos duas vezes a frequência da amostra, que no caso do sinal eletromiográfico a maior frequência do seu espectro é de 500Hz. (22)

Portanto, foi escolhido o Arduino Uno para esta aplicação, porque atende a todos os requisitos citados anteriormente, além de ter um preço acessível e possuir uma linguagem simples, com diversas bibliografias disponíveis. Algumas características desse dispositivo são listadas:

- a) Tensão de operação de 5V;
- b) 14 entradas/saídas digital e 6 portas analógicas;
- c) Conversor A/D de 10 bits, permitindo uma precisão de 4,9mV para um sinal de 0 a 5V, permitindo aproximadamente 0,1% de precisão na digitalização; (23)
- d) Amostragem máxima de 10kHz. (23)

Portanto, o Arduino foi programado para a execução de duas rotinas básicas: conversão A/D e comunicação serial, porém, ao longo dos estudos ele foi utilizado também para a aplicação de um filtro média móvel.

2.2.1 Conversão Analógica/Digital

O sinal analógico de saída do circuito de condicionamento precisa ser amostrado para o armazenamento e análise em um computador. A escolha do intervalo de discretização é de fundamental importância, uma vez que para um tempo muito elevado, pode ocorrer perda de informações, ou seja, o sinal a ser digitalizado pode variar diversas vezes no intervalo de duas medidas, perdendo a informação dessa variação. Enquanto para um intervalo muito pequeno, ocorre superposição, distorcendo a onda, além de sobrecarregar o microcontrolador. Dessa forma, a frequência de amostragem utilizada foi de 1000Hz, que é o dobro da maior frequência pertencente ao espectro do sinal de contração muscular. Essa escolha obedece ao teorema de amostragem de Nyquist(22) e garante que o sinal seja discretizado de maneira correta. Esta frequência escolhida é suportada tranquilamente pelo dispositivo utilizado, não sobrecarregando-o.

O Arduino UNO já possui esse conversor A/D de 10 bits integrado ao seu hardware, que permite uma variação do sinal por 1024 níveis, de 0 a 1023. Com uma ressalva que para esse dispositivo fazer essa conversão, o sinal precisa estar dentro do intervalo de 0 a 5V. Isso justifica a utilização do circuito somador de tensão, explicado no item 2.1.3, pois o Arduino não captura valores negativos. Através da utilização desse circuito, o sinal de saída ficará em torno de 2,5V, permitindo a coleta de dados positivos e negativos, em relação a essa referência. Dessa forma, a saída do circuito de condicionamento será conectada a uma porta analógica do Arduino e os dois devem estar na mesma referência, logicamente.

A conversão do valor de tensão lido, na entrada analógica, para o valor digital convertido pelo Arduino, é realizada utilizando a seguinte equação:

$$D_{\text{arduino}} = V_{\text{analógica}} \times \left(\frac{1023}{5}\right). \quad (10)$$

Onde D_{arduino} representa o valor digital convertido pelo Arduino, e $V_{\text{analógica}}$ a tensão lida na porta analógica do Arduino. Por critérios de aprimoramento de velocidade, optou-se por manter o valor digital, ou seja, o Arduino sempre trabalhará com esse valor de 0 a 1023, não será trabalhado com valores de tensão. Isso foi definido para evitar cálculos com valores flutuantes.

2.2.2 Filtro Média Móvel

O filtro média móvel é um tipo de filtro digital, utilizado para diminuir a presença de ruído em um sinal, consiste em calcular uma média de M valores. Para uma melhor compreensão, a seguir é ilustrada a equação utilizada para este cálculo:

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i + j]. \quad (11)$$

Onde o vetor 'x' é correspondente ao vetor de valores medidos, a variável 'i' irá percorrer todas as posições do vetor 'x', 'M' é a quantidade de valores utilizados para calcular a média e o vetor 'y' corresponde ao resultado desta equação. Esse método tem a característica de suavizar o sinal, permitindo exclusão de grandes saltos em pequenos intervalos de tempo, que podem representar erros de medição.

Como essa implementação é relativamente simples, dependendo apenas de operações básicas de matemática, esse filtro será implementado diretamente no código de captação do Arduino, que está trabalhando sem sobrecargas, uma vez que seu hardware suporta até dez vezes a velocidade de processamento que está sendo utilizada(23). Para esta implementação, a variável 'M' foi definida igual a 30. Deste modo, um exemplo da aplicação da equação _____ para a posição 'i=20' será:

$$y[20] = \frac{x[20]+x[21]+x[22]+\dots+x[47]+x[48]+x[49]}{30}. \quad (12)$$

O código utilizado no Arduino para realizar a leitura analógica, filtro média móvel e envio dos dados é apresentado no Apêndice A.

2.2.3 Comunicação Serial

Para enviar os dados coletados na porta analógica e os calculados a partir do filtro média móvel, é necessário um meio de transmissão. Dessa forma, foi utilizada a comunicação serial para conectar o microcontrolador a um computador, através de uma porta USB. Uma vez que o Arduino UNO já possui essa comunicação integrada e a porta USB é o padrão mais comum de conexão da atualidade. Isso permite utilizar qualquer outro dispositivo, além de um computador, desde que possua essa conexão e suporte a comunicação serial, como um Raspberry Pi.

Neste tipo de transmissão a informação é enviada, ou recebida, bit a bit. Para suportar a taxa de transferência de 1000Hz, foi necessário iniciar a comunicação serial do microcontrolador a uma taxa de transferência (baud rate) de 115200 bits por segundo. (24)

Alguns ajustes foram efetuados para melhorar a estabilidade do processo de medição e garantir que o microcontrolador efetue seu ciclo de funcionamento no período adequado. O primeiro, já explicado na seção 2.2.1, que foi trabalhar com valores inteiros no processo de medição, sem a conversão para o valor em tensão. Já o outro cuidado foi o envio dos valores de cada ciclo, medido na porta analógica e calculado pelo filtro média móvel, em apenas uma linha e separados por vírgula. Isso reduz o número de quebras de linha na comunicação serial, que torna a transmissão mais eficiente.

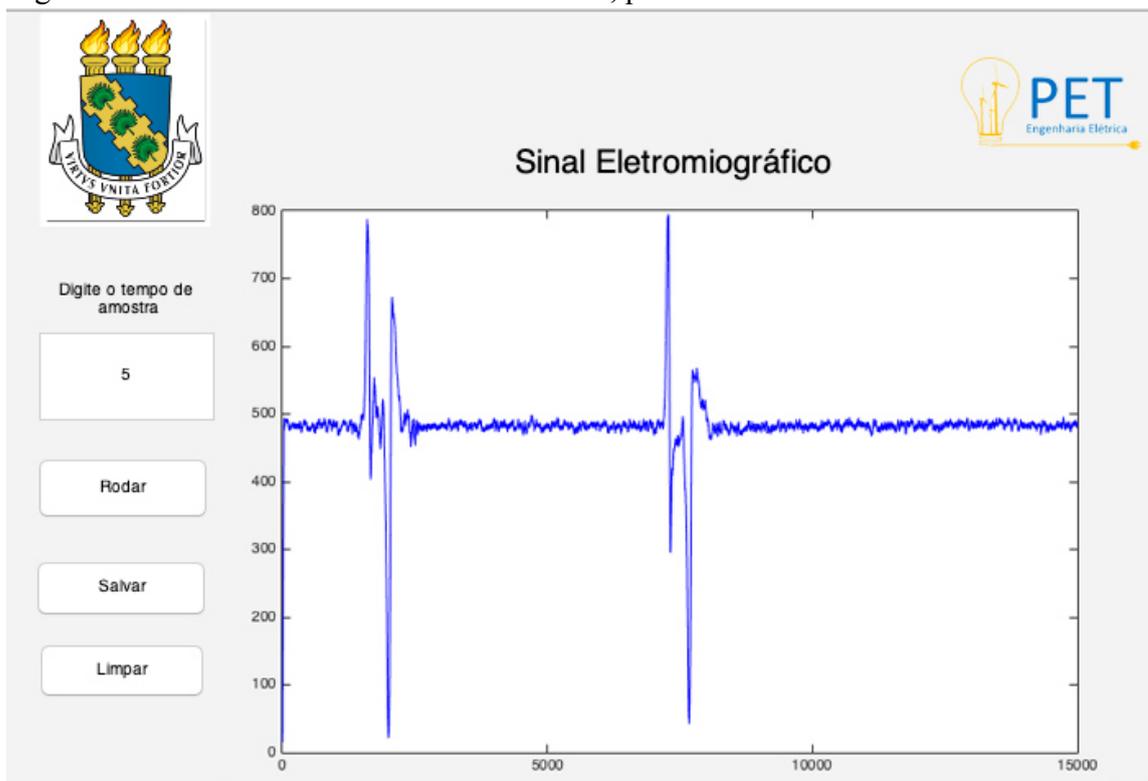
2.3 Ambiente de Visualização e Armazenamento dos Dados

Com o envio dos dados pelo Arduino, através da porta serial, é necessário que haja um receptor desses dados. Para fazer essa recepção, foi utilizado o Software Matlab Versão de Estudante, que permite a comunicação serial e a criação de uma interface gráfica, para tornar a captura mais amigável ao usuário comum, que não entende de linhas de programação.

Com essa interface gráfica, ao rodar o algoritmo no Matlab, o usuário precisará apenas digitar quantos segundos de amostra deseja colher, e posteriormente iniciar a medição. Portanto, após receber os dados, é mostrado ao usuário o gráfico do sinal coletado, e ele tem a opção de armazenar ou descartar esses dados, pelos botões “salvar” e “limpar”, respectivamente. A interface gráfica desenvolvida, juntamente com o sinal coletado, é apresentada na Figura 18. Posteriormente serão demonstradas e analisadas várias capturas, de natureza distintas.

É importante ressaltar que a leitura de tensão do circuito feita pelo Arduino, como será visto no eixo das ordenadas da Figura 18, é enviada como um valor que varia de 0 a 1023. Enquanto em relação ao eixo das abcissas, tem-se a quantidade de amostras coletadas, como é coletada uma amostra a cada 1ms, esse eixo também será referente ao tempo de coleta, em milissegundos.

Figura 18 – Interface Gráfica criada no Matlab, para coleta de amostras.



Fonte: Próprio Autor.

Um fator importante a ser observado, é o sincronismo da comunicação serial entre os valores enviados pelo Arduino e os lidos pelo Matlab, é necessário haver este sincronismo para o Matlab saber onde armazenar cada valor recebido do microcontrolador. Deste modo, no Arduino os valores são enviados sempre na mesma sequência de três valores por linha. Enquanto no Matlab, é utilizada a função “fgetl” para receber uma linha da porta serial e armazenar em um vetor, posteriormente, a função “strsplit” é utilizada para separar as vírgulas da linha recebida, de forma que a primeira posição será referente ao valor lido na porta analógica, a segunda posição o valor calculado pelo filtro média móvel e a terceira posição é o estado do botão de prova, utilizado para determinar o tempo do movimento. Uma outra observação importante, para o critério de velocidade da comunicação, é a criação de todas as variáveis e vetores, no início do código. Apesar do Matlab não requerer essa inicialização, quando o usuário faz este procedimento, o código terá seu tempo de ciclo aprimorado.

3 AMBIENTE DE CAPTURA COM SENSOR PIEZOELÉTRICO

Neste capítulo será apresentado um outro cenário para a captura de sinais miográficos, no qual os eletrodos foram substituídos por sensores piezoelétricos. Esse estudo será realizado para comparar os dois métodos e verificar se a mudança de topologia é possível e válida, que é um dos objetivos deste trabalho.

Lembrando que essa troca foi proposta devido aos problemas enfrentados com os eletrodos, pois eles não podem ser reutilizados e com poucas horas de uso eles perdem as propriedades iniciais(25), modificando a característica do sinal de saída, além da necessidade da utilização de 3 eletrodos para a captura de um movimento simples.

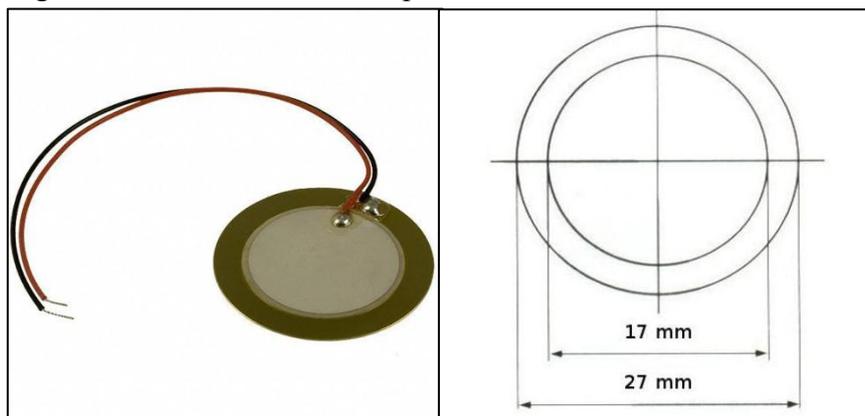
Dessa forma, foram estudados sensores que pudessem substituir os eletrodos, abordando principalmente o extensômetro e o piezoelétrico. O extensômetro é uma resistência que tem seu valor alterado à medida que sofre deformações, porém, o sensor era bem difícil de ser adaptado para este tipo de aplicação, danificando-se com frequência nos processos de medição. Já o piezoelétrico, que possui a propriedade de gerar uma tensão elétrica, ao sofrer uma pressão mecânica, demonstrou-se mais apropriado para o uso requerido neste trabalho. Uma vez que não foi necessária nenhuma adaptação no sensor, para utilizá-lo no corpo humano.

Portanto, nas próximas etapas será descrito como foi capturada uma contração muscular a partir da utilização do sensor piezoelétrico, desde os primeiros estudos até a montagem do hardware definitivo.

3.1 Sensor Piezoelétrico

Para esse estudo foram utilizados sensores piezoelétricos cerâmicos no formato de disco, com 27mm de diâmetro externo e 17mm de diâmetro interno, como o apresentado na Figura 19 a seguir.

Figura 19 – Modelo do sensor piezoelétrico utilizado.



Fonte: Autor Angelo, Componentes Eletrônicos, Transdutor Piezoelétrico. Site SQUIDS Arduino.

Diferente do Eletrodo, que já possui uma cola adesiva para fixar na pele, o piezo precisa ser adaptado para ficar em contato com o músculo. Neste primeiro momento, o sensor foi revestido com um adesivo plástico e o lado que entra em contato com o músculo é o oposto ao que possui os fios, vistos na Figura 19. Para prender este sensor na pele, está sendo utilizada uma fita adesiva simples, que mantenha o contato. Nesse caso, o músculo estudado continuou sendo o bíceps.

Foram realizados diversos testes em que o piezo conseguiu detectar uma contração muscular utilizando apenas um sensor, diferente dos três utilizados anteriormente. Além disso, mesmo sem nenhum circuito de amplificação ou filtragem, apenas conectando o osciloscópio aos terminais de saída do sensor, foi possível detectar uma mudança neste sinal que possa caracterizar o movimento de contração, com amplitude pico de cerca de $\pm 0,1V$, dependendo da força e velocidade da contração. No entanto, essa amplitude ainda é pequena para uma boa precisão da conversão A/D do microcontrolador, ademais, é necessário condicionar o sinal para ser possível capturar sua faixa de tensão negativa.

Uma vez que foi optado por mudar o sensor, conseqüentemente, será trocado o circuito de condicionamento. Enquanto o ambiente de conversão A/D, comunicação serial, filtro média móvel e armazenamento permanecerão inalterados, podendo receber os dados de qualquer circuito. Portanto, faz-se necessária apenas a confecção de um novo circuito de tratamento do sinal, específico para o sensor piezoelétrico.

3.2 Circuito de Condicionamento

Nesta seção será detalhado o condicionador do sinal capturado pelo sensor piezoelétrico. Quando este transdutor está fixado ao músculo e ocorre uma contração, a

amplitude resultante é de até $\pm 0,1V$. Deste modo, é necessário amplificar este sinal para obter uma maior precisão na conversão do microcontrolador, pois ele detecta mudanças de $0,0049V$. Além disso, o Arduino Uno não detecta sinais negativos, sendo necessária uma tratativa para isto, como ocorreu com os eletrodos, explicado na seção 2.1.4. Portanto, o circuito de condicionamento para transdutores piezoelétricos, terá dois estágios apenas:

- a) Amplificador Diferencial;
- b) Somador de Tensão.

3.2.1 *Amplificador Diferencial*

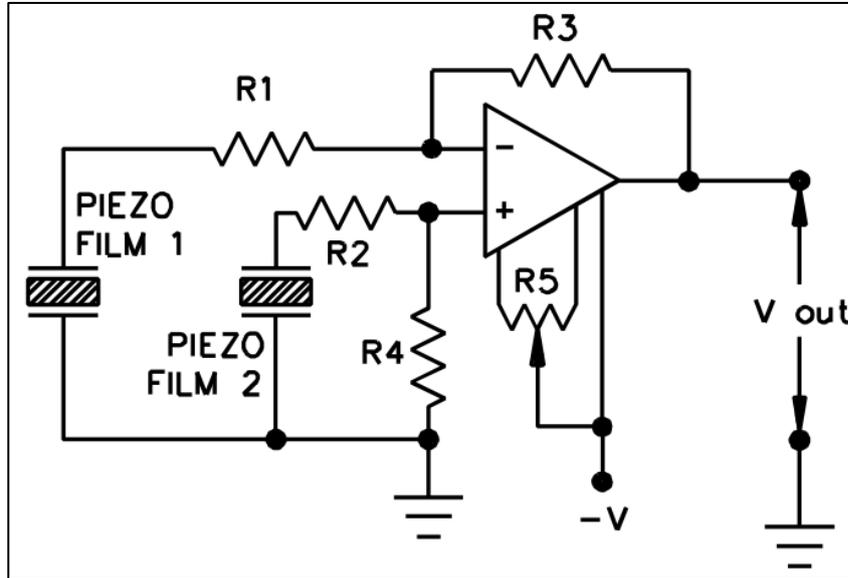
Foram estudadas, e testadas, diversas topologias para amplificar o sinal de um sensor piezoelétrico, presentes no manual do fabricante *Measurement Specialties* (10). A topologia escolhida foi a de amplificação diferencial, este método possui dois canais de entrada, de forma que o sinal de entrada em um canal é subtraído do outro, isso permite três casos:

- a) Posicionamento dos sensores em dois músculos complementares, onde pode ser captado a contração de dois músculos distintos, como no bíceps e no antebraço, para o estudo de um movimento mais complexo;
- b) Posicionando um piezo no músculo a ser estudado, captando seu sinal. E o outro em um músculo que não será movimentado, como nas costelas, para servir como sinal de referência, excluindo vibrações que estimulem ambos os sensores;
- c) A outra situação é a utilização de apenas um dos canais, deixando o outro aterrado. Pela função de transferência desse amplificador, apresentada mais adiante, pode-se concluir que isso pode ser feito sem nenhum problema.

Para o trabalho atual, foi escolhida a opção ‘c)’, pois nesse primeiro momento será estudado apenas o movimento de contração do bíceps, descartando o item ‘a)’. Inicialmente, estava sendo utilizado um sensor piezoelétrico como referência, para excluir o ruído captado, que representa o item ‘b)’. No entanto, foi visto que a retirada do sensor de referência não traz grandes dificuldades na análise do sinal, pois o filtro média móvel consegue retirar boa parte dos ruídos que seriam excluídos por este piezoelétrico de referência. Uma vez que esse filtro será aplicado de qualquer forma, pode-se simplificar o processo de captura, reduzindo um sensor, ficando apenas com o sensor para detectar a contração, em contrapartida aos três eletrodos utilizados anteriormente.

Portanto, na Figura 20 a seguir, é apresentado o esquema deste amplificador diferencial, retirado da página 41 do manual do fabricante citado anteriormente. (10)

Figura 20 – Topologia de um Amplificador Diferencial.



Fonte: Manual Técnico Piezo Film Sensors. (10)

Chamando as tensões sobre os Piezo 1 e 2 de V_{P1} e V_{P2} , respectivamente. A tensão de saída de V_s e a tensão nas entradas do amplificador operacional de V_x , pode-se aplicar análise nodal em ambos os nós de entrada deste dispositivo:

$$\frac{V_{P1} - V_x}{R_1} = \frac{V_x - V_s}{R_3}; \quad (13)$$

$$\frac{V_{P2} - V_x}{R_2} = \frac{V_x}{R_4}. \quad (14)$$

Isolando V_x em (14) e substituindo em (13), tem-se:

$$V_x = \frac{R_4 V_{P2}}{(R_2 + R_4)}; \quad (15)$$

$$V_s = \frac{V_x (R_1 + R_3) - V_{P1} R_3}{R_1}; \quad (16)$$

$$V_s = \frac{\frac{R_4 V_{P2}}{(R_2 + R_4)} (R_1 + R_3) - V_{P1} R_3}{R_1}; \quad (17)$$

$$V_s = \frac{R_4 (R_1 + R_3)}{R_1 (R_2 + R_4)} V_{P2} - \frac{R_3}{R_1} V_{P1}. \quad (18)$$

Sabendo a relação da saída com os dois canais de entrada, foram escolhidos valores para R_1 , R_2 , R_3 e R_4 , de acordo com os melhores sinais de saída, obtidos nos testes executados. Portanto, ficou:

- a) $R_1 = 50k\Omega$
- b) $R_2 = 50k\Omega$
- c) $R_3 = 100k\Omega$
- d) $R_4 = 200k\Omega$

Dessa forma, substituindo os valores de resistência na equação final, tem-se a relação da saída com as entradas:

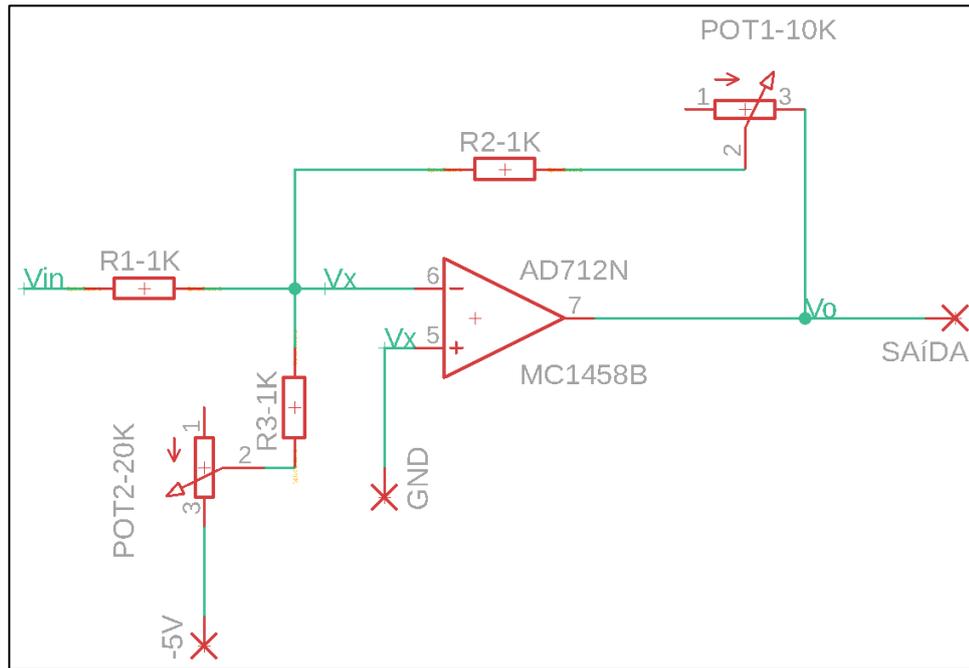
$$V_S = 2,4V_{P2} - 2V_{P1}. \quad (19)$$

Portanto, resumindo pela equação (19), o amplificador diferencial irá amplificar duas entradas separadamente, e subtraí-las. Dessa forma, pode-se usar um piezo para captação e o outro de referência, de forma que o de referência capte os sinais que não representam movimento, podendo excluí-los da saída. Esta é uma das situações, porém, nos testes realizados este ruído foi removido com um filtro média móvel, permitindo usar apenas um sensor, conectado ao canal 1, para a captura do movimento do bíceps.

3.2.2 Somador de Tensão

Já a segunda etapa de condicionamento será bem similar ao visto na seção 2.1.4, no entanto, neste caso também haverá uma amplificação do sinal de entrada. Além de somar o nível de 2,5V de tensão contínua, com a mesma justificativa anterior, de possibilitar a medição de sinais positivos e negativos a partir do Arduino Uno. A Figura 21 apresenta o circuito utilizado neste processo.

Figura 21 – Circuito Amplificador e Somador de Tensão Contínua.



Fonte: Próprio Autor.

Realizando análise nodal na entrada inversora do amplificador operacional, da Figura 21:

$$\frac{V_{in} - V_x}{R_1} = \frac{V_x - (-5)}{R_3 + Pot_2} + \frac{V_x - V_o}{R_2 + Pot_1}. \quad (20)$$

Sabendo que as resistências tem seus valores mostrados na Figura 21, e os potenciômetros de 10 e 20kΩ ficaram ajustados para 9 e 19kΩ, respectivamente, substituindo todos os valores em (20) e sabendo que $V_x = 0V$, tem-se que a relação da saída e entrada fica:

$$V_o = 2,5 - 10V_{in}. \quad (21)$$

Dessa forma, a saída terá um nível de 2,5V e amplificará a entrada em dez vezes, bem semelhante ao do circuito utilizado para o eletrodo, porém, lá não existia essa amplificação, era apenas a adição do nível de 2,5V contínuo.

Portanto, combinando as equações (19) e (21), que correspondem ao amplificador diferencial e o somador de tensão, respectivamente, a relação da saída do piezo (V_{P1} e V_{P2}) com a saída final do circuito (V_s) será:

$$V_s = 2,5 - 10(2,4V_{P2} - 2V_{P1}); \quad (22)$$

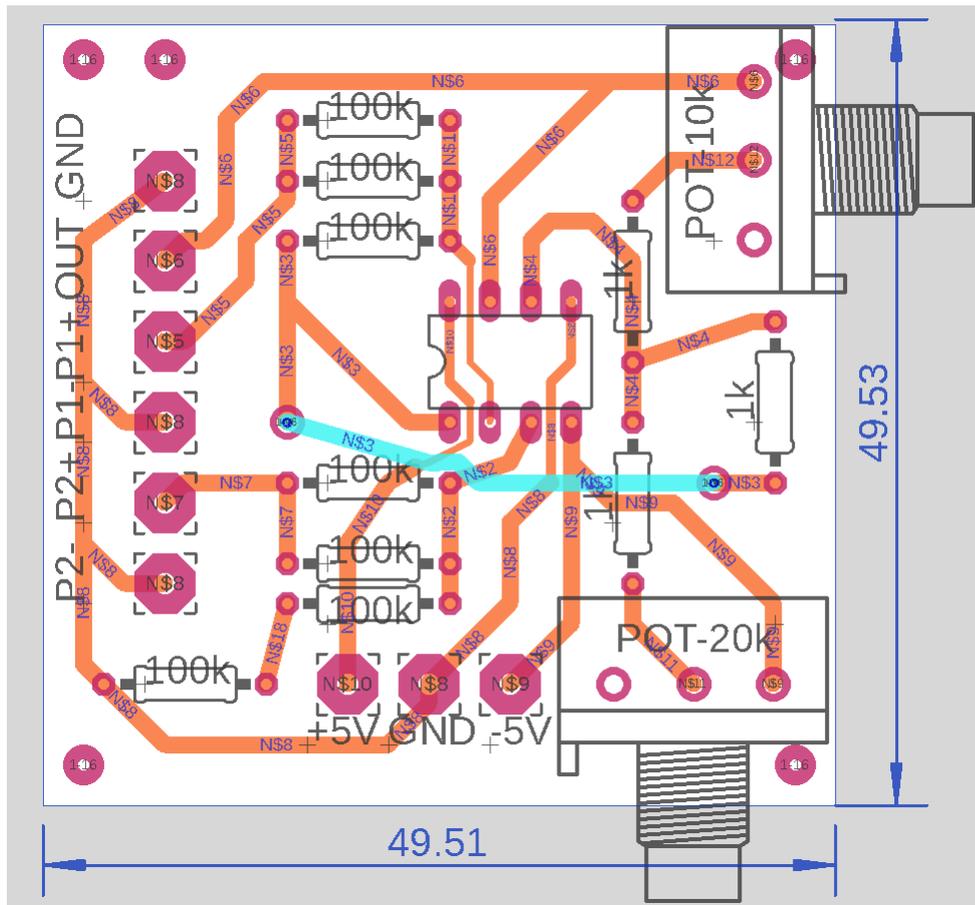
$$V_s = 2,5 - 24V_{P2} + 20V_{P1}. \quad (23)$$

Com isso, o circuito final amplificará em 20 vezes o canal 1 e em 24 vezes o canal 2, enquanto soma um nível de 2,5V. Então, fica claro que este circuito é bem mais simples que o utilizado anteriormente, com os eletrodos.

3.2.3 Placa de Circuito Impresso

O circuito descrito e apresentado nesta seção, foi desenhado no software Eagle, para a confecção de uma placa de circuito impresso, com o intuito de reduzir o circuito e eliminar possibilidades de falhas que ocorrem na protoboard. O método utilizado foi o térmico, o mesmo explicado na seção 2.1.5.2, seu desenho é mostrado na Figura 22 abaixo.

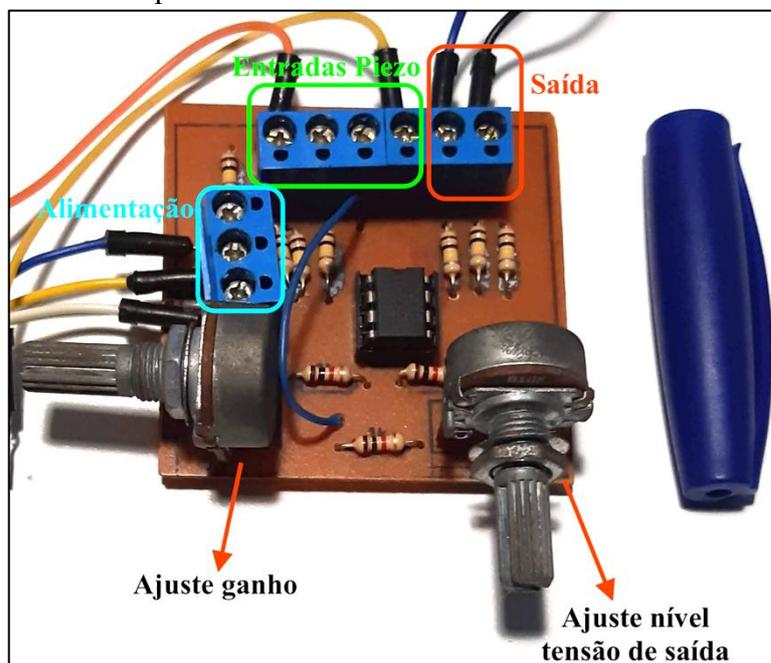
Figura 22 – Desenho da PCI para o sensor piezoelétrico.



Fonte: Próprio autor.

Esta placa ficou mais compacta em relação à confeccionada para os eletrodos, uma vez que seu circuito é bem mais simples e a técnica de confecção da placa já estava mais aprimorada, ficando apenas com dimensões de 5cm por 5cm. A placa montada pode ser vista na Figura 23, a seguir, com as especificações dos pontos de alimentação, entradas de sensores, saída do circuito, ajustes de nível e ganho.

Figura 23 – Montagem da placa de condicionamento para o transdutor piezoelétrico.



Fonte: Próprio autor.

Isso encerra o processo de prototipagem e confecção do circuito de condicionamento de sinais miográficos utilizando sensores piezoelétricos. Enquanto a conversão e comunicação, ficam iguais ao explicado para os eletrodos, dessa forma, será poupada a sua explicação. No próximo capítulo será discutido sobre os resultados e explicado um pouco sobre o sinal captado, para as duas topologias.

4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Neste capítulo serão apresentados e discutidos os resultados obtidos, para as soluções desenvolvidas, baseadas em ambos os transdutores: eletrodo e piezoelétrico. com os dois tipos de transdutores utilizados: eletrodos e o piezoelétrico. Todas as amostras foram colhidas em um indivíduo do sexo masculino, com 1,70m de altura e 62kg. Capturando o sinal de contração do bíceps em situações distintas, que foram listadas na seção 1.5.

Portanto, em todas as situações a captura foi realizada em uma pessoa sentada. Na qual, o primeiro conjunto de movimentos foi executado com o braço suspenso para frente, enquanto no outro conjunto, o braço estava para baixo, com o cotovelo em 90° e apoiando o antebraço sobre uma mesa, estes dois movimentos estão ilustrados na Figura 4 e Figura 5, respectivamente. Para cada caso foi feito um teste com contração rápida e outro com contração mais longa. Além disso, em duas situações foi feito o levantamento de uma carga, com massa de 4,25kg.

Em cada tipo de contração foram capturadas 10 repetições contendo as mesmas características de movimento, as quais foram separadas em dois conjuntos denominados de ajuste e validação do algoritmo, cada conjunto contendo cinco repetições de cada movimento. Em uma sessão única foram capturados os movimentos com a topologia que utiliza os eletrodos, totalizando 60 amostras colhidas. Enquanto em outra, foram repetidos os mesmos movimentos, porém, utilizando o piezoelétrico. Foi tomado esse cuidado, de fazer em sessões separadas, devido a presença da fadiga muscular, por conta do esforço realizado, que pode interferir no processo de medição.

É importante lembrar que foi utilizado um “botão de prova”, que é pressionado no início da contração e permanece dessa forma até o braço voltar ao estado inicial. Deste modo é possível visualizar, a resposta pressionada pelo botão, no mesmo gráfico do sinal de contração capturado, permitindo um entendimento mais claro da amostra coletada. Posteriormente, com esses gráficos, será implementado um algoritmo, a fim de identificar exclusivamente através do sinal de média móvel, as características de início e fim do movimento capturado.

Independente do circuito utilizado, o Arduino sempre enviará três valores para o computador, através da comunicação serial: a leitura atual do circuito, o valor do filtro média móvel desse sinal(conforme especificado em 2.2.2) e a leitura do estado do botão de prova. Foram enviados, pela comunicação serial, o sinal original de saída do circuito de condicionamento e o sinal tratado a partir do filtro média móvel. Pois com a manutenção do sinal puro de saída, é possível estudar diversos cenários de filtros, que podem ser

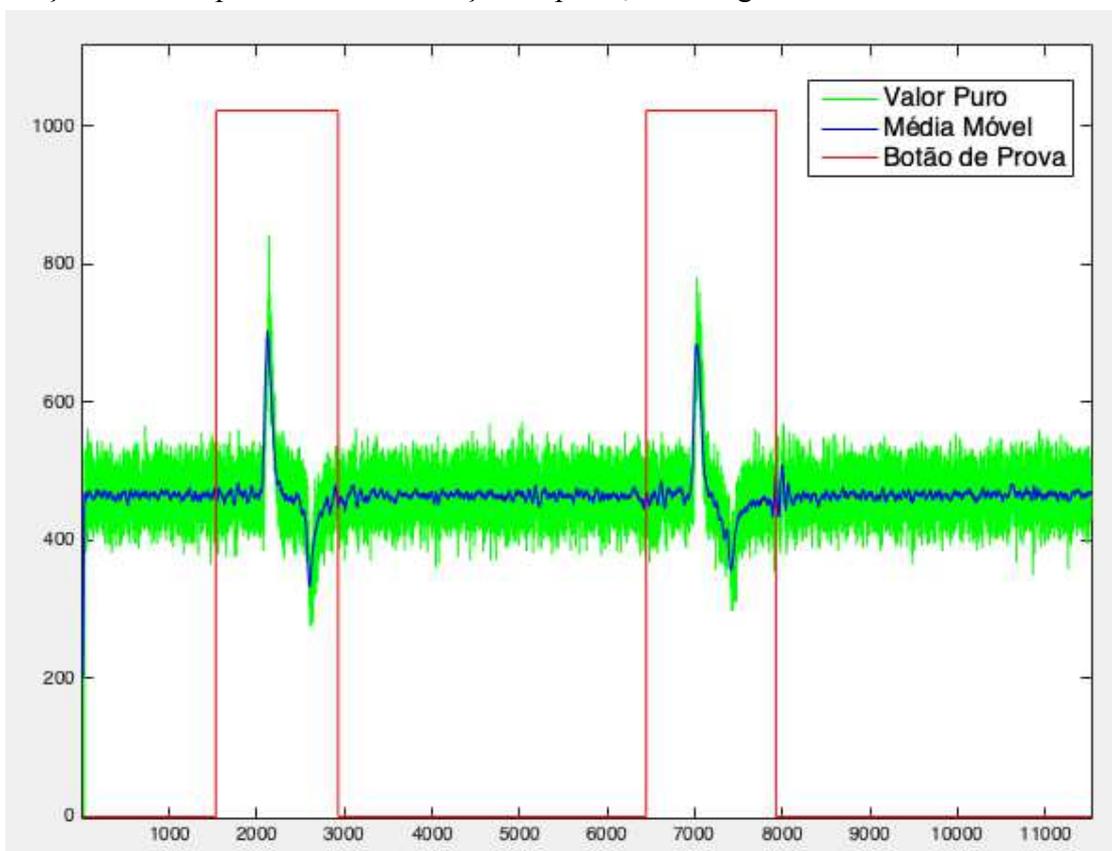
implementados diretamente no microcontrolador, posteriormente. Além de avaliar a eficácia do filtro digital aplicado, comparando a saída real com o sinal do média móvel.

4.1 Ensaios baseados em transdutores do tipo Eletrodo

4.1.1 Análise no tempo

Para o circuito de captura que utiliza eletrodos, explicado em detalhes na seção 2, o sinal é adquirido através de três eletrodos, dois de captação e um terceiro de referência. Os eletrodos de captação são posicionados no bíceps, no centro do músculo com uma distância de 5cm entre o centro dos eletrodos. O de referência é posicionado no antebraço, um pouco abaixo do cotovelo, algo parecido com o visto na Figura 6. Já a Figura 24, a seguir, é referente a uma amostra de duas contrações rápidas com braço estendido para frente e ilustra os três sinais recebidos pelo computador, que foram explicados anteriormente.

Figura 24 – Captura com eletrodo. Sinal referente a duas contrações, movimento com braço estendido para frente e contrações rápidas, sem carga.



Fonte: Próprio Autor.

Algumas informações importantes podem ser retiradas da Figura 24, a primeira, e mais clara, é a importância do filtro média móvel implementado diretamente no Arduino, que

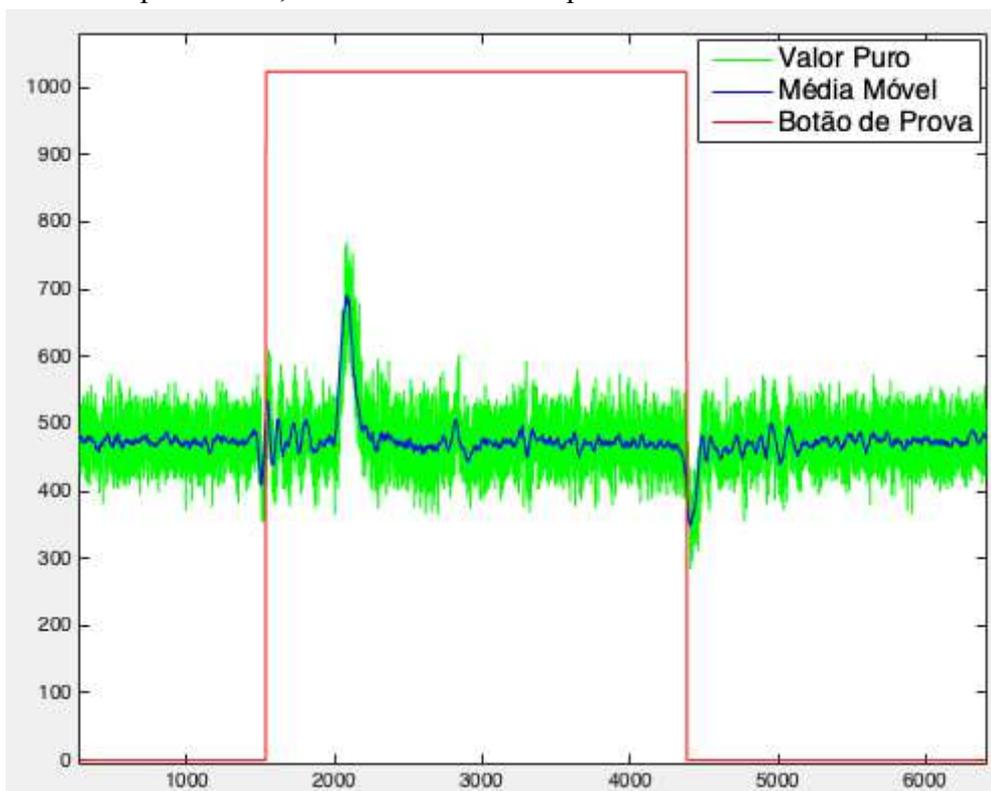
que é plotado em azul, com ele é possível suavizar de maneira significativa o sinal de saída do circuito de condicionamento, que está em verde. A partir dessa forma de onda, do média móvel, já é possível distinguir de forma visual os pontos de início e fim do movimento. E o sinal em vermelho, representa o estado do botão de prova, que permanece com nível lógico 1 enquanto o braço está sendo contraído, e volta ao nível lógico 0 quando o braço retorna ao ponto inicial.

Analisando de maneira mais profunda esse sinal e os de outras amostras de mesma natureza, algumas outras características podem ser observadas. Como no momento de máxima flexão do músculo, há um pico grande de sinal positivo, e quando é iniciado o relaxamento há um pico negativo, em relação a média do sinal. Além disso, há uma pequena, porém significativa, oscilação no sinal ao fim do movimento, que pode ser visto por volta da amostra 8000 na Figura 24.

Para comprovar que o pico negativo é devido ao início do relaxamento, foi feito o seguinte teste: no início da contração o botão de prova foi pressionado e soltado no momento em que foi iniciado o relaxamento. Isso foi feito para cada tipo de movimento, como forma de validar que sempre acontece, porém, será ilustrado para um segundo caso, um sinal de contração prolongada, ainda sem carga e com o braço estendido para frente.

De acordo com a Figura 25 na sequência, é nítido que ao relaxar o braço há um pico negativo, e no fim do movimento, que ocorre por volta da amostra 5000, há uma oscilação do sinal, representando o fim do movimento, da mesma forma que ocorreu na amostra anterior, Figura 24. Ademais, há uma outra observação que pode ser vista neste segundo caso, pode-se notar que o tempo da contração foi bem superior à anterior, como esperado. Enquanto na Figura 24 uma contração demorou cerca de 1,5s, nesta segunda situação a amostra chega a durar cerca de 3,5s. E isso é calculado com a diferença entre o tempo do pico inicial, que ocorreu por volta da amostra 1500 e o pico de encerramento, após a máxima negativa, que ocorreu por volta da amostra 5000, resultando nos 3,5s de movimento.

Figura 25 – Captura com eletrodo. Amostra prolongada, sem carga e braço estendido para frente, liberando o botão de prova no início do relaxamento.

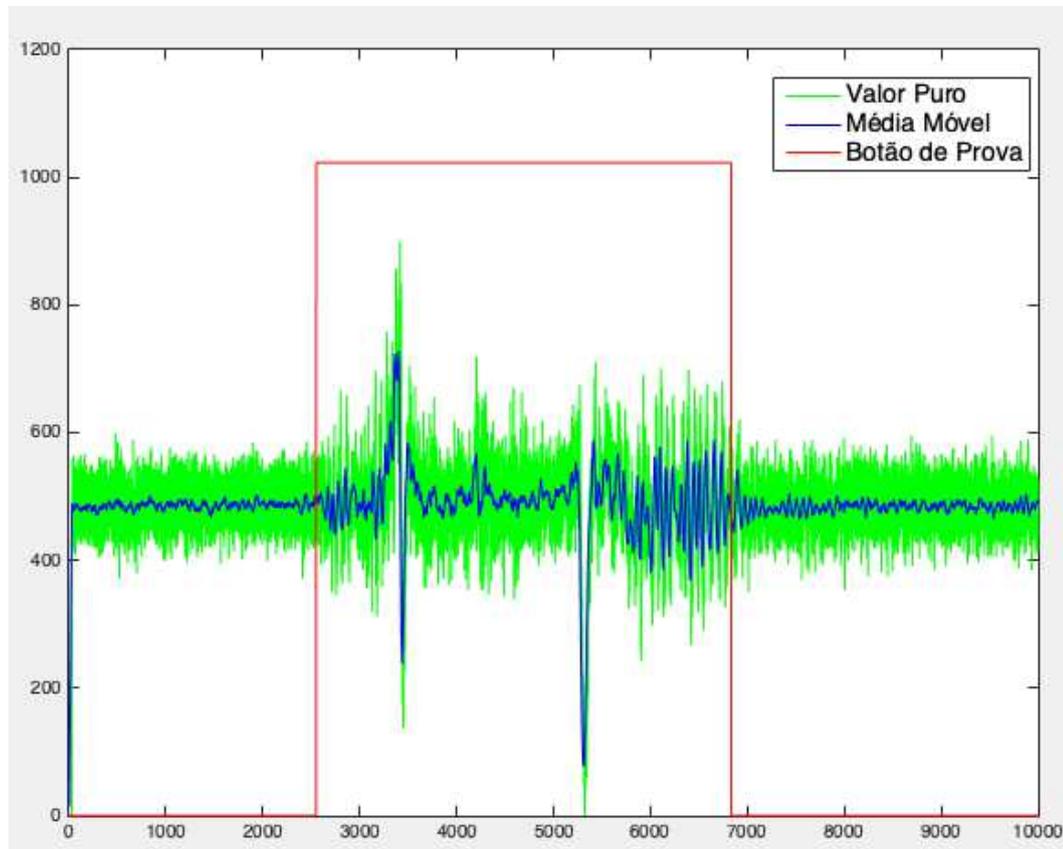


Fonte: Próprio autor.

Há ainda outra variação do sinal, que pode ser observado quando há levantamento de uma massa. Nesta situação, o músculo fará uma força maior, ativando diversas fibras musculares distintas, necessárias para levantar a carga extra (8). Dessa forma, como está sendo captado o sinal elétrico da contração muscular, é esperado que haja uma diferença na forma de onda, em relação ao analisado anteriormente, que estava ocorrendo apenas uma contração normal sem esforços extras. Na Figura 26 a seguir, é ilustrada uma captação com o antebraço sobre a mesa, contração prolongada e levantamento de carga.

Nesta situação, onde há o levantamento de uma carga, o sinal eletromiográfico sofre uma mudança bastante clara, ele começa a variar seu nível de maneira muito mais brusca, o que não ocorreu nos casos sem levantamento de peso, nos quais as curvas são bem mais suaves. Isso já era esperado, devido a ativação de um maior número de fibras musculares para conseguir fazer o levantamento da carga. E essa característica se repete nas outras amostras em que há algum esforço maior no movimento.

Figura 26 – Captura com eletrodo. Quando há levantamento de carga e contração prolongada. Movimento com o braço para baixo, cotovelo em 90° e antebraço sobre uma mesa.



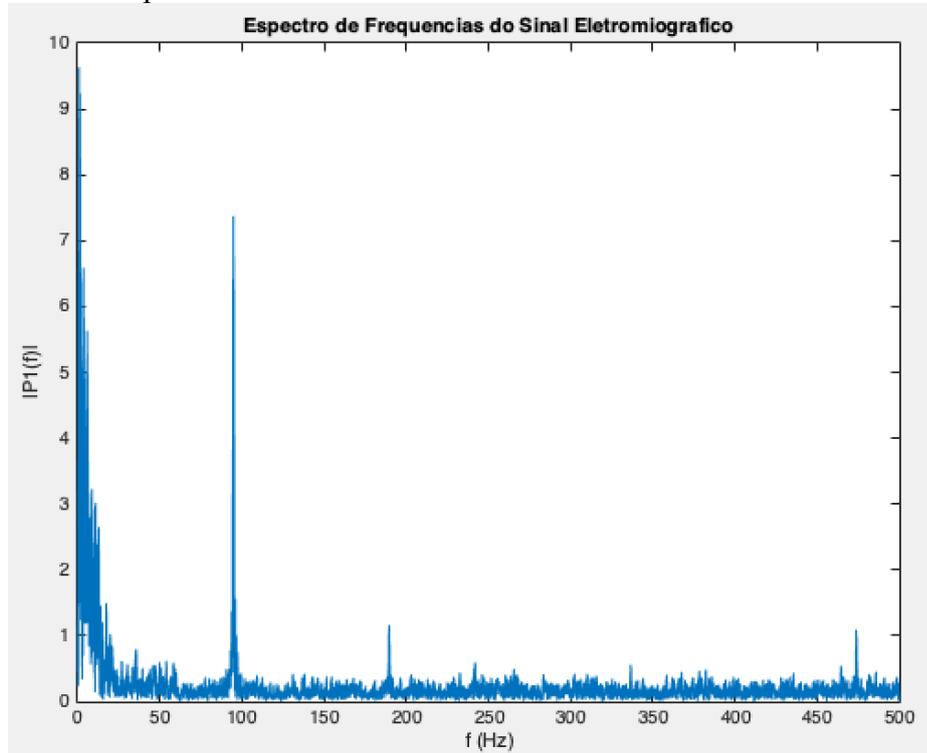
Fonte: Próprio autor.

Dessa maneira, ficam demonstradas as formas de distinguir os movimentos: entre movimentos rápidos e prolongados, além da presença ou não do levantamento de uma carga.

4.1.2 *Análise Espectral*

Entendendo a análise no tempo do sinal recebido, é aplicada transformada de Fourier para verificar o espectro de frequências do mesmo. Essa transformada foi aplicada, utilizando o software Matlab, no sinal lido diretamente na porta analógica do Arduino, sem passar por nenhum filtro digital, de forma a entender o seu real espectro. A única adaptação feita, foi a retirada do nível de tensão contínua, que este possui, pois caso não fosse retirada, essa componente seria predominante em relação as outras, prejudicando a análise visual. E como este nível de tensão contínua não representa nenhum movimento, é apenas um artifício para captar os dados com o Arduino, pode ser retirado sem nenhum problema. A Figura 27, a seguir, mostra o espectro de frequências para uma amostra rápida, sem levantamento de carga, com o braço para frente, cuja análise no tempo foi vista na Figura 24.

Figura 27 – Análise de Frequências do sinal capturado com eletrodo, em contração rápida, sem levantamento de carga e com o braço estendido para frente.



Fonte: Próprio autor.

Portanto, analisando a Figura 27, é comprovado o que foi explicado anteriormente sobre o espectro de frequências do sinal eletromiográfico, que o sinal está compreendido desde as baixas frequências até 500Hz. No caso acima, a maior parte do sinal está compreendida até 70Hz, aproximadamente. Havendo um pico próximo de 100Hz e outros dois próximos a 200 e 470Hz. Além disso, é comprovado também que a taxa de amostragem de 1kHz é suficiente para discretizar o sinal, e que os filtros do circuito estão dimensionados de acordo com o sinal esperado.

4.1.3 Algoritmo para detecção do movimento

Nesta seção será demonstrado um algoritmo simples, para detecção dos momentos de início e fim do movimento, bem como o início do relaxamento. Este algoritmo será estudado utilizando cinco amostras coletadas, de cada movimento e posteriormente será validado utilizando as cinco amostras restantes. Optou-se por utilizar um código simples, que permita sua implementação diretamente no microcontrolador, posteriormente.

O algoritmo será baseado no nível de tensão do sinal de saída, estudando individualmente os diversos sinais coletados pelo eletrodo, elevou-se de 30 para 40 o número

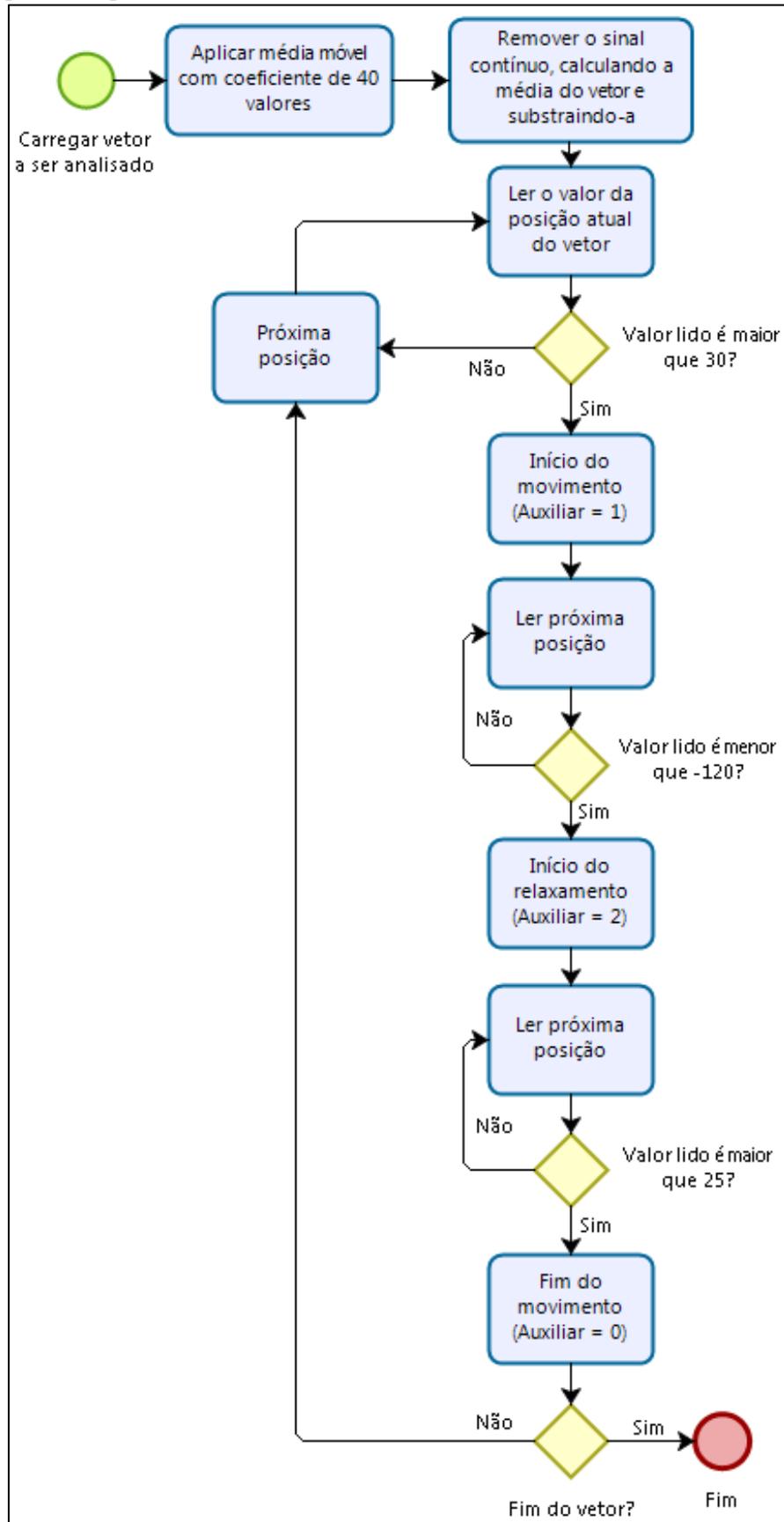
de amostras que são utilizadas para fazer a média do filtro média móvel, de modo a aumentar a suavização do sinal, permitindo de forma mais clara a distinção dos pontos de contração. No entanto, como existem movimentos diversos, não é possível fazer um único algoritmo para detectar todas as contrações. Isso é necessário pois todas as amostras foram capturadas com o mesmo ganho, justamente para detectar diferenças entre as distintas contrações. Para usar apenas um algoritmo, que pode ser até uma melhoria futura, pode-se alterar o ganho mudando a posição do potenciômetro presente na placa de circuito impresso, utilizando um ganho adequado para cada movimento. Mas para entender estes casos, primeiro foi necessário capturar todas com o mesmo ganho.

Para o algoritmo padrão foi considerado, então, como um ponto de contração um valor que esteja 0,146V acima do sinal médio de saída, que é quando não está havendo movimento. Isso representa uma diferença de 30 níveis, considerando o conversor A/D de 10 bits do Arduino, que varia de 0 a 1023. Dessa forma, quando o valor da saída é 30 níveis acima da média, é marcado como um ponto de início da contração, este valor foi escolhido a partir dos testes de 5 amostras para cada movimento.

Além disso, já foi verificado que existe um pico negativo do sinal, quando é iniciado o relaxamento do músculo. Esse pico é menos pronunciado nos movimentos com o braço para frente, que são os dois primeiros explicados em 1.5, portanto, o algoritmo marca como ponto de relaxamento quando o sinal atinge 60 níveis abaixo da média. Já nos outros movimentos, o início do relaxamento é detectado quando o sinal fica 120 níveis abaixo da média, nestes casos o pico negativo é bem mais pronunciado. Exceto no último movimento, com o braço sobre a mesa, contração prolongada e com peso, onde esse relaxamento é ainda mais pronunciado, e só é detectado quando o sinal fica 250 níveis abaixo da média.

Por último, o final do movimento é marcado quando há um pico 25 níveis acima da média, após a detecção do início do relaxamento. A marcação do início e fim do relaxamento são fixas para qualquer movimento. Portanto, esse algoritmo marca três pontos: início da contração, início do relaxamento e fim do movimento. Relembrando que esses valores citados anteriormente, foram encontrados baseados nas amostras de ajuste do algoritmo, considerando um filtro média móvel com 40 amostras para calcular a média. A seguir, na Figura 28, é apresentado um fluxograma para ilustrar o funcionamento do algoritmo descrito.

Figura 28 – Fluxograma do código de detecção do movimento, para os sinais capturados pelos eletrodos.

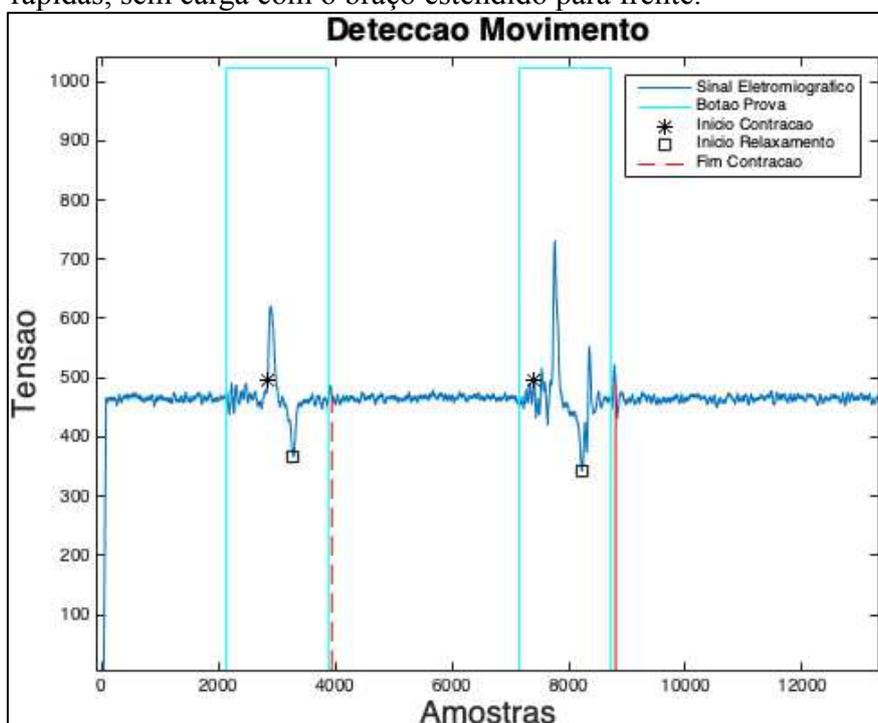


Fonte: Próprio autor.

Este fluxograma, da Figura 28, ilustra o código executado no Matlab, que é utilizado para auditar o funcionamento do circuito desenvolvido, marcando os pontos de início do movimento, início do relaxamento e fim do movimento, para as capturadas com o transdutor do tipo eletrodo. Permitindo comparar os resultados marcados pelo algoritmo, em resposta ao sinal de saída do circuito, e os resultados obtidos através do botão de prova.

Dessa forma, a partir deste momento serão ilustrados os tipos de sinais capturados ao longo dos ensaios. Para exemplificar as diferenças de nível do sinal de relaxamento, que resultam na necessidade de três valores distintos para detecção do relaxamento, como explicado anteriormente. A primeira amostra é de um movimento rápido e sem carga, com o braço para frente, que representa o movimento ‘a)’ descrito na seção 1.5.

Figura 29 – Captura com eletrodo. Detecção de duas contrações rápidas, sem carga com o braço estendido para frente.



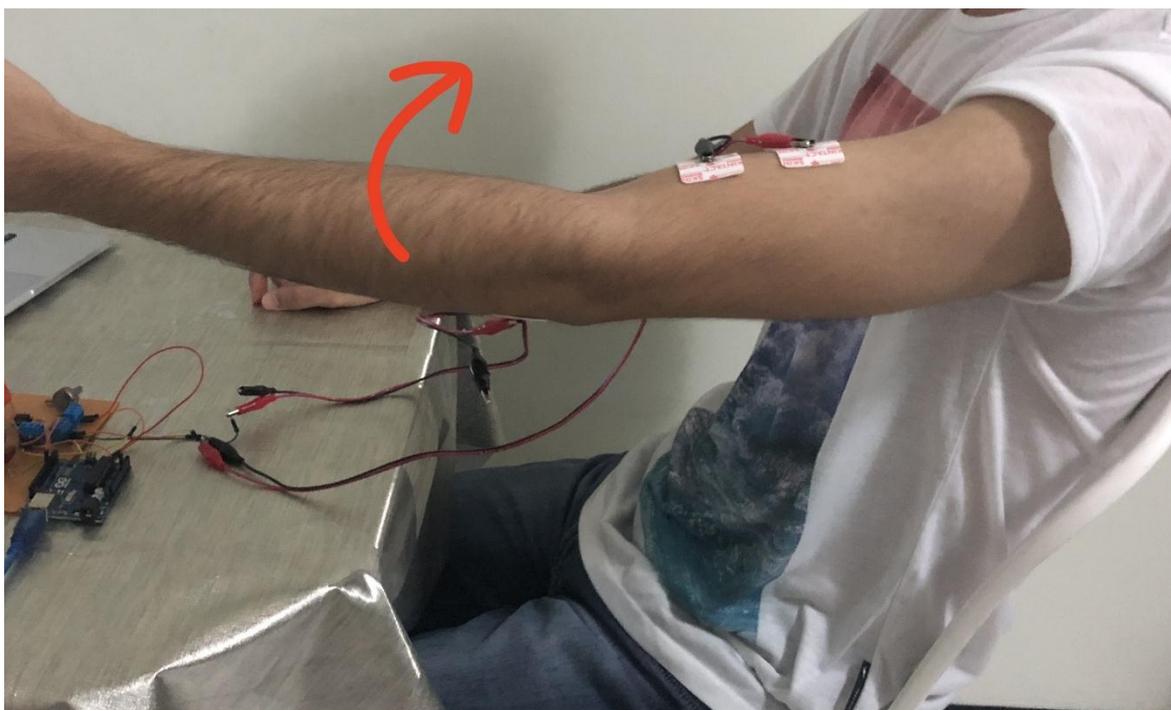
Fonte: Próprio autor.

Nesta Figura 29, em azul tem-se o sinal eletromiográfico, a onda quadrada em azul claro delimita o início e fim do movimento marcado pelo botão de prova, apertado na coleta da amostra. Enquanto o asterisco preto representa o momento do início da contração, detectado pelo algoritmo. Já o quadrado preto, representa o momento que o relaxamento iniciou, marcado pelo algoritmo. E a linha tracejada, em vermelho, mostra o fim do movimento, também escolhido pelo algoritmo.

A princípio, pode parecer que os pontos de detecção do início da contração não estão muito precisos, ao comparar com a onda quadrada, no entanto, transformando isso em

tempo, a diferença entre o início da onda quadrada e o asterisco é de apenas 0,716s para o primeiro movimento e 0,250s para o segundo. Enquanto a diferença na detecção do fim do movimento é de 0,061s para o primeiro movimento e 0,077s para o segundo. Dessa forma, conclui-se que o tempo de detecção da contração está até relativamente alto em alguns movimentos. Já o do fim do movimento está quase perfeito. Isso pode ser devido a diversos fatores, principalmente dois: o reflexo humano entre apertar o botão e o início/fim real do movimento ou ao fato de imprecisões no algoritmo. No entanto, como são pequenos intervalos de tempo, pode-se considerar um resultado coerente. Foi feito um teste prático, de colocar um LED para ligar ao detectar a contração, e desligar no fim do movimento, esse teste mostrou que é praticamente imperceptível esse atraso da detecção. A seguir, a Figura 30, ilustra o tipo de movimento realizado, podendo ser observado também o posicionamento dos eletrodos de captura e referência.

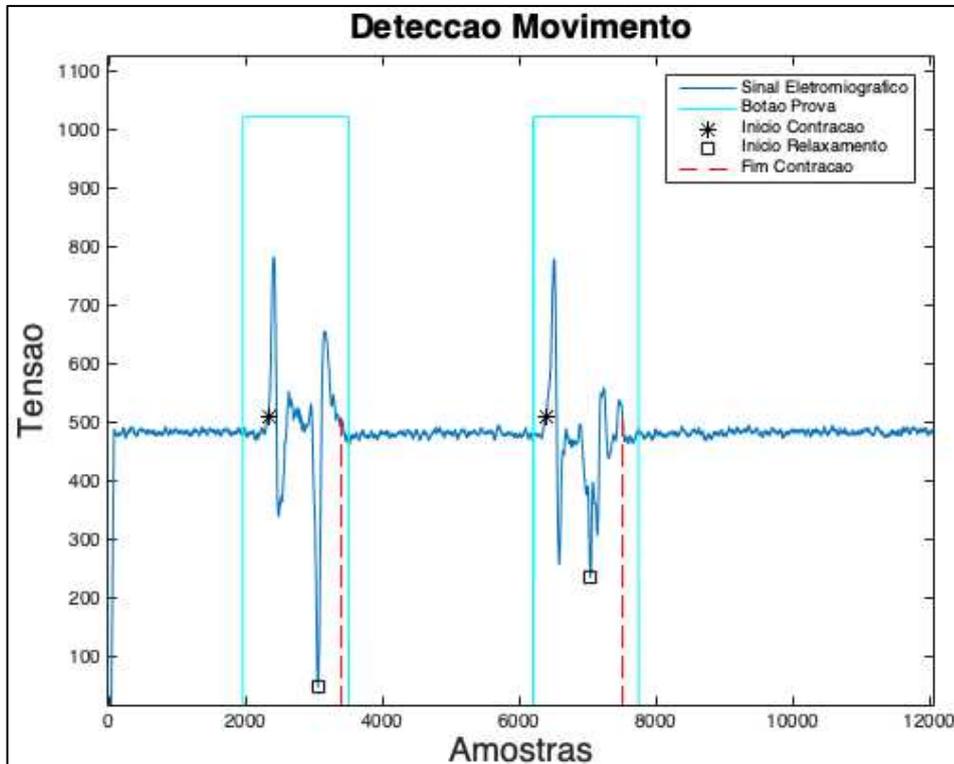
Figura 30 – Movimento realizado na captura de amostra com braço estendido para frente, utilizando eletrodos.



Fonte: Próprio autor.

Agora será mostrado o funcionamento deste algoritmo para um movimento sem carga com contração rápida e cotovelo em 90 graus, com o antebraço apoiado sobre uma mesa, representando o segundo caso do algoritmo, similar ao ilustrado na Figura 5. A diferença desse para o anterior é o estado inicial do braço, que antes estava estendido para frente e agora está para baixo, com o antebraço apoiado na mesa. O estilo de movimento será igual, sem carga e contração rápida.

Figura 31 – Captura com eletrodo. Detecção de duas contrações rápidas, sem carga e braço para baixo, cotovelo em 90° e antebraço apoiado sobre uma mesa.

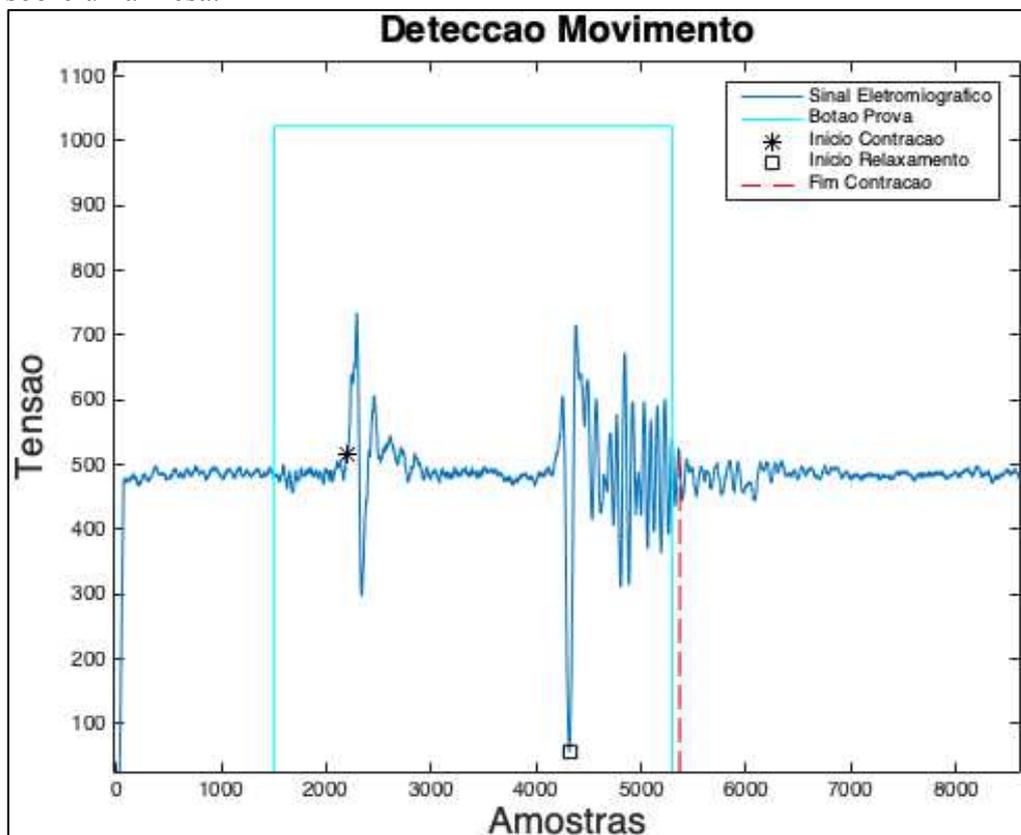


Fonte: Próprio autor.

Como pode ser visto, os níveis de variação do sinal alteraram bastante em relação ao movimento anterior. Isso deve-se ao fato de ter mudado o movimento sem alterar o ganho, por isso a necessidade da alteração dos níveis de detecção do algoritmo.

Por fim, mostrando o último algoritmo necessário, que é para o caso de uma contração prolongada com levantamento de carga, movimento com o braço para baixo e antebraço sobre a mesa inicialmente, movimento 'f)' da seção 1.5. A Figura 32 ilustra esse caso.

Figura 32 – Captura com eletrodo. Algoritmo de detecção de uma contração prolongada, com carga e braço para baixo, cotovelo em 90° e antebraço apoiado sobre uma mesa.



Fonte: Próprio autor.

Nessa situação, da Figura 32, é notável que o ponto do início do relaxamento, marcado com o asterisco preto, é o ponto negativo mais proeminente, caso fosse utilizado o algoritmo anterior, o primeiro pico negativo já seria marcado como início do relaxamento, o que não é verdade. Além disso, o sinal está mais desordenado, por ter um levantamento de carga, como já foi visto anteriormente na Figura 26. A soma das diferenças entre os tempos do botão e o detectado pelo algoritmo, para este caso já considerando início e fim do movimento, foi de 0,762s, quase o total desse tempo foi no atraso da detecção do início do movimento. A seguir, é criada a Tabela 1, que irá mostrar o tempo de início e fim do movimento, marcado pelo botão de prova e pelo algoritmo, bem como a diferença desses tempos. Para verificar essa eficácia do algoritmo nos outros casos, porém, considerando apenas as amostras de prova.

Tabela 1 – Amostras de prova, coletadas com os eletrodos. Diferenças entre tempo contração detectado pelo algoritmo e pelo botão de prova.

		Botão(ms)		Algoritmo(ms)		Módulo da Diferença (ms)	
		Início	Fim	Início	Fim	Início	Fim
Braço para frente, contração rápida e sem carga	Amostra 6	2124	3879	2840	3940	716	61
	Amostra 7	1372	3232	2019	3249	647	17
	Amostra 8	968	3037	1777	3016	809	21
	Amostra 9	1834	3497	2484	3540	650	43
	Amostra 10	2089	3913	2138	3999	49	86
Braço para frente, contração prolongada e sem carga	Amostra 6	2200	6081	2399	6256	199	175
	Amostra 7	3140	7403	3470	7477	330	74
	Amostra 8*	1746	5274	1989	2754	243	2520
	Amostra 9	1355	4259	1873	4454	518	195
	Amostra 10	1680	4875	2049	4998	369	123
Braço para baixo, contração rápida e sem carga	Amostra 6	2323	3509	2607	3383	284	126
	Amostra 7	1965	3714	2416	3377	451	337
	Amostra 8	1780	3435	2185	2976	405	459
	Amostra 9	1956	3503	2324	3397	368	106
	Amostra 10	2244	3873	2632	3509	388	364
Braço para baixo, contração prolongada e sem carga	Amostra 6	1874	5296	2257	5262	383	34
	Amostra 7	2458	5795	2864	5671	406	124
	Amostra 8	2111	6380	2510	5970	399	410
	Amostra 9	2318	6422	2745	6249	427	173
	Amostra 10	2381	7020	2818	6651	437	369
Braço para baixo, contração rápida e com carga	Amostra 6	2319	4556	2714	4132	395	424
	Amostra 7	2166	4610	2736	4168	570	442
	Amostra 8	2405	5210	3030	4934	625	276
	Amostra 9	1229	3914	1380	4764	151	850
	Amostra 10	1204	4220	2178	4052	974	168
Braço para baixo, contração prolongada e com carga	Amostra 6	1501	5295	2190	5368	689	73
	Amostra 7	1736	5103	2537	5263	801	160
	Amostra 8	1489	4868	2018	5517	529	649
	Amostra 9	2009	6336	2542	7134	533	798
	Amostra 10*	1765	5984	2223	3435	458	2549
Média						473	407**
*não foi possível detectar o movimento completo							
**média muda para 255, quando são retiradas as amostras não capturadas por completo.							

Fonte: Próprio autor.

Nesta Tabela 1, todos os tempos estão em milissegundos, que são contados a partir do início da captura dos dados. Foi possível observar que a diferença entre os tempos de detecção e marcação do botão é relativamente pequena, ela é um pouco mais expressiva quando trata-se do início do movimento. No entanto, essas diferenças foram consideradas aceitáveis, devido ao atraso do corpo humano de apertar o botão no exato momento em que o braço começou a se movimentar e erros de precisão do algoritmo. Outro fator que também pode ser considerado para essas diferenças, pode ser um fator fisiológico, ou seja, o sinal eletromiográfico fica expressivo só a partir de certo momento, que não é exatamente quando o braço começa a se mexer, podendo apresentar o sinal apenas quando a contração do bíceps se inicia.

4.2 Ensaios baseados em transdutores do tipo Piezoelétrico

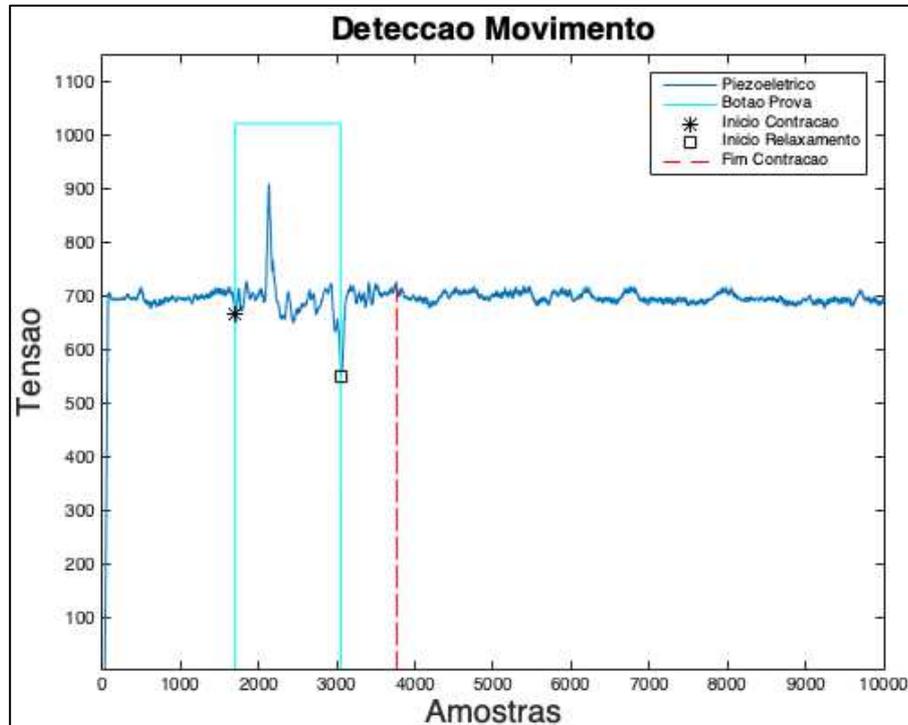
Na seção 4.1 foi demonstrada e analisada a natureza do sinal eletromiográfico, capturado com os eletrodos e seu circuito específico. Já na seção atual, serão analisadas as formas de onda dos sinais capturados utilizando o sensor piezoelétrico. A metodologia utilizada será a mesma, portanto, será apresentado de maneira um pouco mais resumida. Aqui já serão mostrados os sinais com o algoritmo de detecção.

4.2.1 Análise no tempo e algoritmo de detecção

A princípio, a primeira análise a ser feita será a do momento do relaxamento. Pois no caso do piezoelétrico foi observado que, apesar de haver um pico negativo no momento que é iniciado o relaxamento, nem sempre este pico será o predominante, ao contrário do que acontecia com a utilização do eletrodo. Na Figura 33 e Figura 34 a seguir, serão comparados os momentos de relaxamento em duas situações distintas, marcado pelo mesmo algoritmo utilizado anteriormente. Porém, nesta situação será marcado o início da contração quando o valor for 30 níveis acima ou 25 abaixo da média, pois foi visto que em certas amostras o sinal inicia com um pequeno pico negativo e em outros é positivo. Já o início do relaxamento será 100 níveis abaixo da média, e por fim, o término do movimento quando o valor voltar a atingir 25 acima da média, ou voltar ao estado inicial após o pico negativo. Portanto, o algoritmo é bem similar ao utilizado com os eletrodos, podendo ser utilizado o mesmo fluxograma apresentado na Figura 28. Dessa forma, nas amostras da Figura 33 e Figura 34, como foi feito

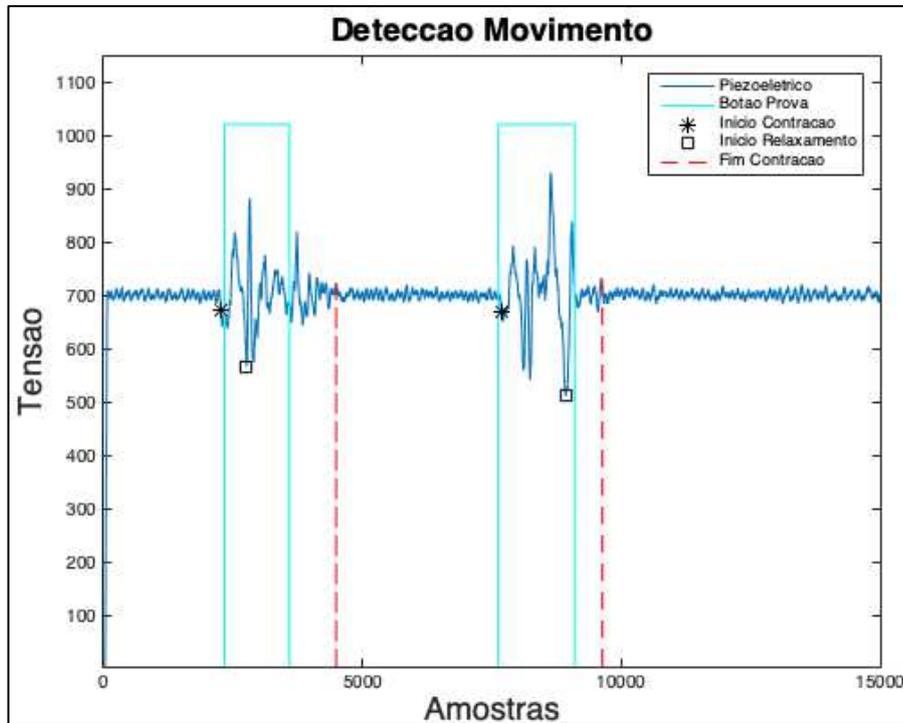
na Figura 25, o botão de prova será liberado no momento em que for iniciado o relaxamento do músculo, para verificar com maior precisão qual sinal representa esse movimento.

Figura 33 – Captura com piezoeletrico. Identificando o momento do relaxamento de uma amostra com braço para baixo, cotovelo em 90° e antebraço sobre uma mesa, contração prolongada e sem carga, representando movimento 'd)' da seção 1.5.



Fonte: Próprio autor.

Figura 34 – Captura com piezoelétrico. Identificando o momento do relaxamento, contrações com braço estendido para frente, contração rápida e sem carga, movimento ‘a)’ da seção 1.5.



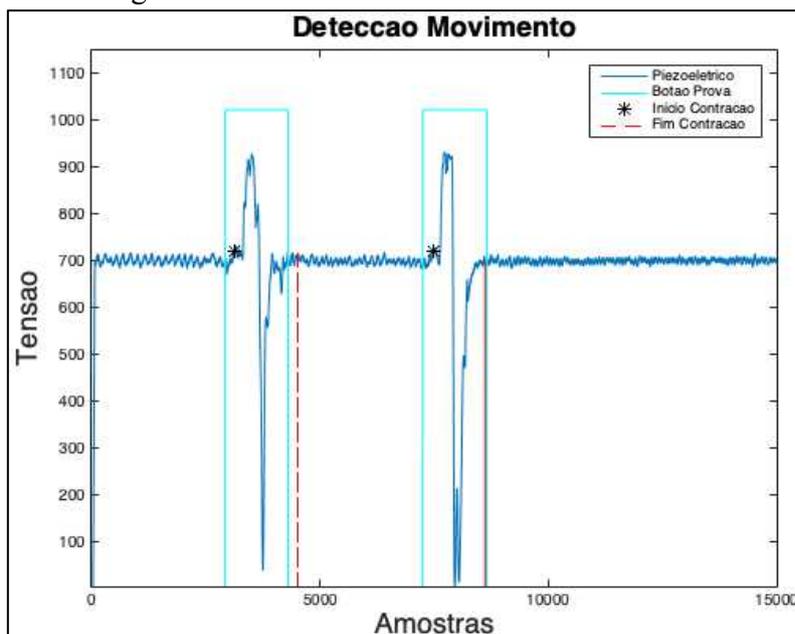
Fonte: Próprio autor.

Na Figura 33 e Figura 34, assim como todas as imagens posteriores de resultados, a legenda continua igual à da seção 4.1, onde o sinal em azul representa o movimento, a onda azul clara representa o sinal do botão de prova, o asterisco preto é o momento do início da contração, enquanto o início do relaxamento é representado pelo quadrado preto e o fim da contração pela linha em vermelho. Na Figura 33, o pico mais negativo representa o ponto de relaxamento, comprovado pelo quadrado preto próximo do fim da onda em azul claro. No entanto, no movimento da Figura 34, fica claro que na primeira contração o fim da onda azul clara não coincide com o quadrado preto, mostrando que o pico negativo mais acentuado não representa o início do relaxamento, fato que também ocorre em outras amostras. Isso se deve pela situação que está sendo medida, anteriormente, estava sendo capturado o sinal elétrico do músculo, deste modo, era de se esperar que houvesse um sinal que represente o relaxamento. Já nesta nova medição, está sendo capturada a vibração do braço, que é a função do sensor piezoelétrico. Dessa forma, não fica garantido que seja medido o momento de relaxamento, pois durante a contração pode haver um movimento que ocasione um pico negativo maior que o do relaxamento. No entanto, com a redução de três eletrodos para um piezoelétrico, ainda é possível medir com precisão os momentos de início e fim do movimento. Outro fato diferente do eletrodo, que já foi explicado no início dessa seção 4.2, é o fato que no início do movimento

há um pequeno pico negativo, em relação a média, e este será o responsável por detectar os pontos do início do movimento com o piezoelétrico. Além disso, como já foi descartada a possibilidade de detectar o momento que se inicia o relaxamento, ao menos neste primeiro momento onde está sendo utilizado apenas um sensor, será necessário apenas um algoritmo para qualquer movimento, simplificando a análise. Serão observados, então, os pontos de início e fim do movimento.

Agora serão analisados outros dois casos, onde o botão de prova foi pressionado normalmente, ou seja, iniciou-se juntamente com a contração muscular do bíceps, e foi liberado no fim do movimento. A Figura 35 mostra a forma de onda, para um movimento sem carga, contração rápida com o braço para baixo e cotovelo em 90°, ou seja, movimento ‘c)’ citado na metodologia, a Figura 5 mostra como se dá este movimento, apresentando também o posicionamento do piezoelétrico no braço. Neste caso, pode ser visto que o algoritmo marca o início, com o asterisco preto, bem próximo do ponto de início marcado pelo botão de prova. Já o fim também fica bem próximo. A diferença entre o tempo do botão de prova e o de detecção pelo algoritmo foi de 0,488s para a primeira contração e de 0,244s para a segunda. Ou seja, assim como no eletrodo, os tempos de detecção ficam bem próximos ao tempo de pressionamento do botão.

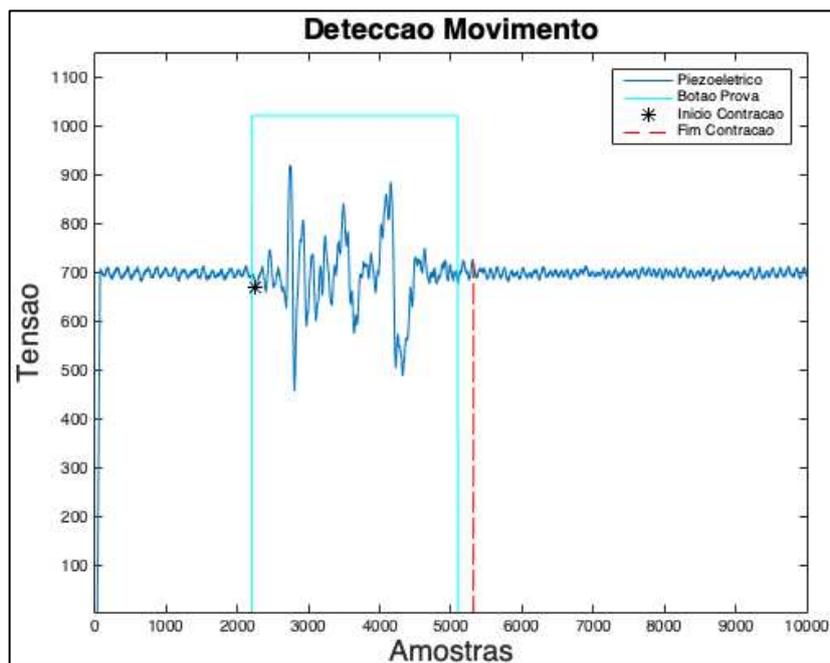
Figura 35 – Captura com piezoelétrico. Detecção dos pontos de início e fim da contração, movimento com braço para baixo, cotovelo em 90° e antebraço sobre uma mesa, contração rápida e sem carga.



Fonte: Próprio autor.

Um outro caso é visto a seguir, para um movimento com o braço para baixo, contração prolongada e com carga. Nesta situação, ilustrada na Figura 36, a diferença entre os tempos de detecção do algoritmo e do botão de prova foi de 0,272s, comprovando que o mesmo algoritmo funciona para detectar os diversos tipos de movimentos capturados.

Figura 36 – Captura com piezoelétrico. Detecção dos pontos de início e fim de uma contração prolongada, com carga e braço para baixo, com cotovelo em 90° e antebraço sobre uma mesa.



Fonte: Próprio autor.

Portanto, é criada a Tabela 2 a seguir, semelhante a Tabela 1. Que irá comparar os tempos de início e fim do movimento, entre o algoritmo e o botão de prova, para a utilização do sensor piezoelétrico.

Analisando a Tabela 2, é perceptível que o momento de detecção do algoritmo ficou bem próximo ao tempo que foi pressionado o botão de prova, com uma diferença média de 150ms para a contração e de 392ms para o relaxamento, média essa do relaxamento que cai para 269ms quando são desconsiderados os casos em que o algoritmo não capturou a amostra completa. Esse problema de não conseguir identificar a amostra completa é natural que aconteça, principalmente quando é considerado um algoritmo para todos os tipos de movimento testados.

Um fator importante a ser observado, ao comparar os resultados do sensor piezoelétrico com os do eletrodo, é o tempo de atraso na detecção do início do movimento pelo algoritmo, comparado com o botão de prova. Para o eletrodo, esse atraso foi em média de 470ms, enquanto com o piezoelétrico foi de 150ms. Isso pode ser explicado pelo fato de no

eletrodo, é considerado como início da contração quando de fato o músculo começa a ser contraído, que não é exatamente no momento que começa o movimento do braço. Uma vez que o braço começa o movimento, porém, apenas momentos depois que de fato as fibras musculares do bíceps se contraem. Enquanto no piezoelétrico, por medir vibrações, no mínimo movimento do braço o sensor já detecta e tem a saída alterada.

Tabela 2 – Comparação dos tempos de contração do algoritmo e botão de prova, para o sensor piezoelétrico.

		Botão		Algoritmo		Módulo da Diferença (ms)	
		Início	Fim	Início	Fim	Início	Fim
Braço para frente contração rápida e sem carga	Amostra 6	1261	2547	1237	2750	24	203
	Amostra 7	2484	4067	2466	4260	18	193
	Amostra 8	2022	3210	1921	3299	101	89
	Amostra 9	3064	4553	3122	4693	58	140
	Amostra 10	2163	3366	2230	3930	67	564
Braço para frente contração prolongada e sem carga	Amostra 6*	2298	5760	2317	4046	19	1714*
	Amostra 7	2219	5474	2383	5330	164	144
	Amostra 8	2144	5638	2212	5838	68	200
	Amostra 9	2466	6549	2662	6498	196	51
	Amostra 10*	2547	5577	2533	4024	14	1553*
Braço para baixo contração rápida e sem carga	Amostra 6	1773	2858	1963	3039	190	181
	Amostra 7	7994	8740	8092	8839	98	99
	Amostra 8	3166	4596	3464	4786	298	190
	Amostra 9	2846	4292	3246	4246	400	46
	Amostra 10	2599	3819	2514	4116	85	297
Braço para baixo contração prolongada e sem carga	Amostra 6	1781	4337	1804	4586	23	249
	Amostra 7	2846	5691	2870	6100	24	409
	Amostra 8	2585	5492	2588	5838	3	346
	Amostra 9	2441	5555	2459	5667	18	112
	Amostra 10	2577	6019	2523	6118	54	99
Braço para baixo contração rápida e com carga	Amostra 6	2805	4732	2772	5440	33	708
	Amostra 7	3193	5768	3188	6070	5	302
	Amostra 8*	2561	4997	2588	4199	27	798*
	Amostra 9*	2491	5346	2682	4103	191	1243*
	Amostra 10	2548	5006	3258	5292	710	286
Braço para baixo contração prolongada e com carga	Amostra 6	1815	4917	2320	5359	505	442
	Amostra 7	2205	5094	2255	5316	50	222
	Amostra 8	2071	4784	2481	4976	410	192
	Amostra 9	1938	4799	2110	5370	172	571
	Amostra 10	2177	5244	2649	5368	472	124
Média						150	392**
*não foi possível detectar o movimento completo.							
**média decresce para 269, quando são retiradas as amostras não capturadas por completo.							

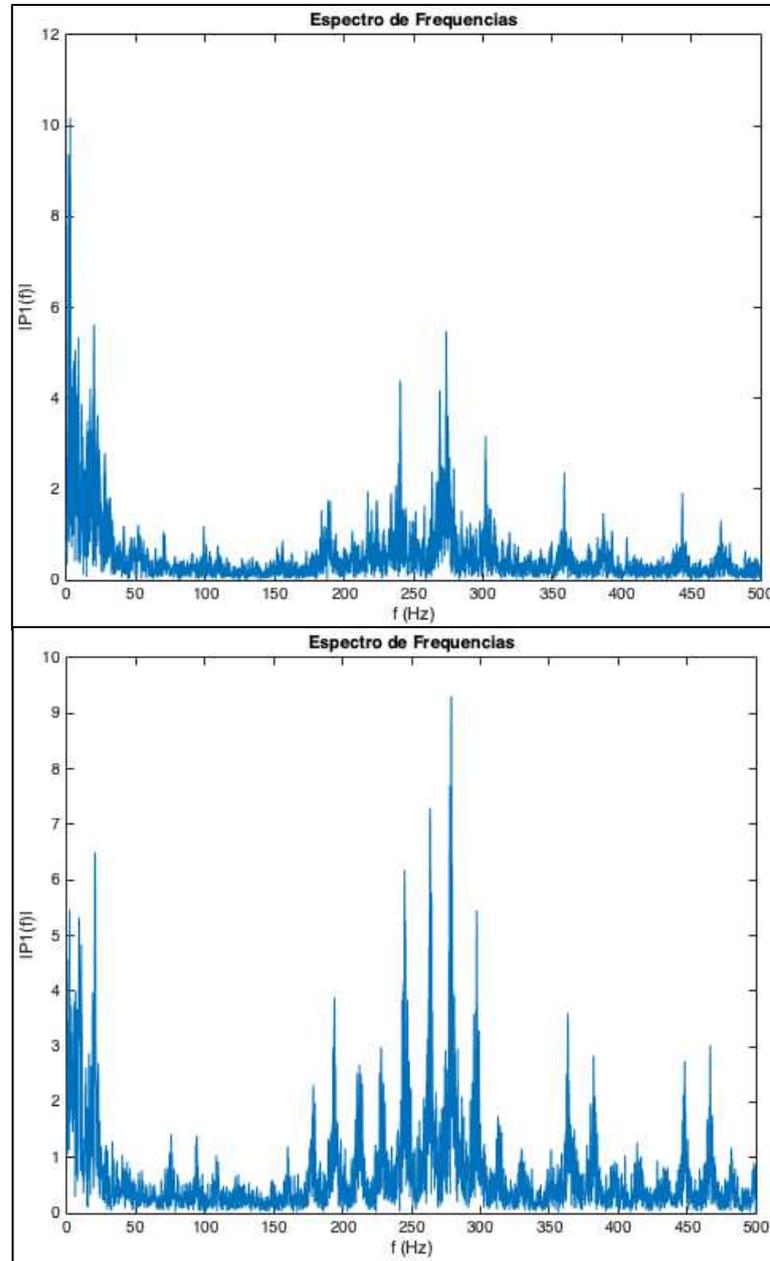
Fonte: Próprio autor.

4.2.2 Análise Espectral

Entendendo a análise no tempo, do sinal capturado pelos sensores piezoelétricos, agora será demonstrado o espectro de frequências para este sinal. Lembrando que para fazer essa análise, é retirada a componente contínua do sinal de saída, pois a mesma não representa movimento e iria mascarar o espectro de frequências, uma vez que seria a mais dominante. Dessa forma, na Figura 37 são demonstrados os espectros para dois movimentos específicos, um referente ao movimento ‘a)’ e o outro ao ‘f)’ descritos na metodologia, para ilustrar o espectro na ausência e na presença do levantamento de uma carga. Sabendo que todas as amostras foram coletadas com uma frequência de amostragem de 1000Hz.

Logo, analisando as componentes espectrais da Figura 37, observa-se que elas são bem parecidas. Com fortes componentes de baixas frequências, até cerca de 30Hz. Após isso, há um novo crescimento entre as componentes de 180 a 320Hz, com a maior componente em 280Hz. No caso da segunda imagem da Figura 37, para o movimento com carga, a componente dominante é esta de 280Hz, no entanto, observando as outras amostras, é visto que não é um padrão, da componente dominante ser a de 280Hz para os movimentos com carga. E não foi possível definir um padrão claro, para distinguir os movimentos, observando apenas as componentes de frequências.

Figura 37 - Espectro de frequências: i) movimento com braço estendido para frente, contração rápida e sem carga. ii) movimento com braço para baixo, contração prolongada e com carga, respectivamente, para amostras capturadas com o piezoelétrico.



Fonte: Próprio autor.

5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

5.1 Conclusão

Ao longo deste trabalho foram demonstradas duas soluções de hardware para adquirir os sinais mioelétricos, utilizando os transdutores do tipo eletrodo e piezoelétrico. Para o eletrodo, o hardware foi composto de um amplificador de instrumentação, filtros ativos e um somador de tensão contínua. Através dos resultados obtidos na análise do domínio do tempo, foi observado que com os eletrodos é possível fazer a distinção clara dos pontos de início do movimento, início do relaxamento e fim do movimento. Para o início do movimento, houve uma diferença média de 473ms entre o momento de pressionamento do botão de prova e o momento em que foi detectada a contração, pelo algoritmo. Enquanto para a detecção do fim do movimento, essa diferença foi de 255ms, quando se exclui os resultados em que não foi possível detectar completamente o movimento. E no que diz respeito ao momento do início do relaxamento, com esta topologia que utiliza eletrodos, foi possível detectá-lo em 85% das amostras coletadas. Em relação a análise do espectro de frequências, o sinal elétrico muscular ficou dentro da faixa descrita na bibliografia média, de 10 a 500Hz, confirmando o funcionamento dos filtros utilizados.

Enquanto com o piezoelétrico, o circuito tornou-se significativamente mais simples, possuindo um amplificador diferencial e um somador de tensão contínua. Além da simplificação do circuito, houve uma redução de três para apenas um sensor utilizado durante a captura do sinal. O que torna mais simples e rápida a coleta, facilitando o processo experimental. Ademais, o piezoelétrico não é descartável e, por não capturar efetivamente o sinal elétrico da contração, não necessita de um preparo da pele. Em relação ao tempo médio entre a detecção do início da contração pelo algoritmo e pelo botão de prova, enquanto para os eletrodos este tempo foi de 473ms, para o piezoelétrico foi de 150ms. Já para o tempo em relação ao fim do movimento, que foi de 255ms para o eletrodo, para o piezoelétrico foi de 269ms, desconsiderando as amostras não identificadas completamente. No entanto, com a utilização de apenas um piezoelétrico é perdida a caracterização do início do relaxamento, que foi detectada em 85% das amostras com eletrodos. Para o piezoelétrico essa porcentagem foi de apenas 52%. O que não inviabiliza a sua utilização, uma vez que existem diversos movimentos em que apenas os momentos de início e fim interessam.

Já em relação a conversão analógica/digital, comunicação serial e filtro média móvel, o Arduino UNO utilizado foi eficiente para a taxa de amostragem de 1kHz. Conseguindo

ler os valores de saída dos circuitos analógicos, fazer a conversão, suavizar o sinal e enviar. Nos resultados foi apresentada a importância da aplicação deste filtro digital diretamente no microcontrolador, já que a partir do sinal bruto é visualmente difícil detectar os pontos de detecção do movimento. Enquanto com o sinal suavizado estes pontos ficam evidentes.

Portanto, o presente trabalho concluiu seu objetivo, de demonstrar dois sistemas de aquisição de sinais miográficos, e apresentar a viabilidade da substituição dos tradicionais eletrodos por sensores piezoelétricos, para fazer medições musculares. Apesar de ter perdido a característica do ponto de início do relaxamento, a simplicidade encontrada no circuito e no número de sensores utilizados na medição, justifica esta mudança.

5.2 Trabalhos Futuros

Sabendo das características e limitações do projeto desenvolvido, é possível a aplicação em algumas áreas distintas, dependendo do tipo de abordagem que será feita. Dessa forma, serão listados a seguir alguns possíveis trabalhos para aplicar este estudo:

- a) Abranger os estudos com o piezoelétrico, com a utilização de um segundo sensor na captura dos movimentos. O circuito de condicionamento atual já é compatível com dois canais, este segundo transdutor poderia ser posicionado no tríceps ou mesmo no antebraço, para conseguir maiores informações acerca da contração realizada, além dos pontos de início e fim;
- b) Construção de uma prótese, para movimentá-la utilizando os sinais já obtidos. Com isso, é possível simular diversos cenários e comprovar qual a melhor forma de capturar os sinais miográficos;
- c) Estudar a possibilidade de utilizar o piezoelétrico para o diagnóstico do bruxismo do sono, com o objetivo de simplificar o exame, no qual o paciente possa realizá-lo de forma menos invasiva e em sua própria casa.

REFERÊNCIAS

- (1) EDUCAÇÃO, Colunista Portal da. Contração muscular. Disponível em: <<https://www.portaleducacao.com.br/conteudo/artigos/conteudo/contracao/10549>>. Acesso em: 05 set. 2018.
- (2) FOCO, Treino em. O que é Eletromiografia? Disponível em: <<http://www.treinoemfoco.com.br/fisiologia-do-treino/o-que-e-eletromiografia/>>. Acesso em: 08 set. 2018.
- (3) DA SILVA, Sara RD; GONÇALVES, Mauro. Análise da fadiga muscular pela amplitude do sinal eletromiográfico. Revista brasileira de ciência e movimento, v. 11, n. 3, p. 15-20, 2008.
- (4) OENNING, Evandro et al. O Uso da polissonografia e da eletromiografia de superfície como meios complementares de diagnóstico do bruxismo do sono. 2005.
- (5) MARCHETTI, Paulo Henrique; DUARTE, Marcos. Instrumentação em eletromiografia. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2006.
- (6) TKACH, Dennis; HUANG, He; KUIKEN, Todd A. Study of stability of time-domain features for electromyographic pattern recognition. Journal of neuroengineering and rehabilitation, v. 7, n. 1, 2010. 21 p.
- (7) VILELA JUNIOR, Dr. Guanis de Barros. FUNDAMENTOS DA ELETROMIOGRAFIA. Disponível em: <<http://www.cpaqv.org/mtpmh/eletromiografia.pdf>>. Acesso em: 10 set. 2018.
- (8) PORTO, C. C. Semiologia Médica. 7ª edição, 2014, 1219 p.
- (9) VAN BOXTEL, A. Optimal signal bandwidth for the recording of surface EMG activity of facial, jaw, oral, and neck muscles. Psychophysiology, v. 38, p. 22-34, 2001.
- (10) Measurement Specialties, Inc. Piezo Film Sensors: Technical Manual. Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Flex/MSI-techman.pdf>>. Acesso em: 04 out. 2018.
- (11) METU, Ankara Dr. Gökhan O. ÖZGEN. MDM 513 Smart Structures and Materials, Fall 2014 - 2015. Chapter 2 – Piezoelectric Materials and Design of simple smart structures with piezoelectric materials.
- (12) DUQUE, Luciano Henrique; ARAÚJO, Robson Mamédio; LÔBO, Pedro Henrique Cantuária. Proposta de reabilitação fisioterapêutica em pacientes com dificuldades em executar movimentos em membros superiores ou inferiores, utilizando-se sinais mioelétricos nos jogos virtuais. Universitas: Gestão e TI, v. 4, n. 2, 2014.
- (13) SANTOS, Lizandra Meire Moreira; DA SILVA SEGUNDO, Francisco Carlos Gurgel; ARRAIS JUNIOR, Ernano. Sistema de Aquisição de Sinal Eletromiográfico (EMG) Para Aplicação em Controle, Universidade Federal Rural do Semi-Árido.

- (14) SOUZA, Pedro Victor Eugênio de. Sistema de Aquisição de Sinais de EMG e ECG para Plataforma Android. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco.
- (15) CARDOSO, Igor Rodrigues. Estudo de aquisição dos sinais eletromiográficos no ambiente MATLAB. Universidade Federal do Ceará, 2016.
- (16) LEITE, Iago Machado Carneiro. Electromyographic Data Acquisition. International Conference on Alive Engineering Education(ICAEEdu), 2017.
- (17) LEITE, Iago Machado Carneiro. Electromyographic Data Acquisition. Capítulo 39 do livro “Alive Engineering Education”, 2017.
- (18) MACHADO, Juliano Costa. Sistema de aquisição, processamento e transmissão sem fio de sinais musculares.
- (19) PROTO, Antonino et al. Measurements of generated energy/electrical quantities from locomotion activities using piezoelectric wearable sensors for body motion energy harvesting. Sensors, v. 16, n. 4, 2016. 524p.
- (20) DE LUCA, Carlo J. Surface electromyography: Detection and recording. DelSys Incorporated, v. 10, n. 2011, p. 36, 2002.
- (21) Texas Instruments. INA118 Precision, Low Power Instrumentation Amplifier, 2016.
- (22) LATHI, Bhagwandas P. Modern digital and analog communication systems. Oxford University Press, Inc., 4a edição, 2009. 302p.
- (23) ARDUINO. AnalogRead(): [Analog I/O]. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/analog-io/analogread/>>. Acesso em: 22 ago. 2018.
- (24) ARDUINO. Serial: begin(). Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Serial/Begin>>. Acesso em: 22 ago. 2018.
- (25) MOSER, Ana Claudia. Desenvolvimento de eletrodos para avaliação do comportamento ingestivo usando sEMG. 2017. 15 p. Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

APÊNDICE A – CÓDIGO UTILIZADO NO ARDUINO DURANTE AS CAPTAÇÕES DAS AMOSTRAS.

O código abaixo faz leitura do valor conectado à porta analógica A0 do Arduino UNO, realiza um filtro média móvel e envia esses dados pela porta serial, para armazenamento em um computador. Em seguida, é apresentado um fluxograma do funcionamento do código, para facilitar o entendimento.

```

int tempo_total = 0; // variável para receber tempo de amostra.
const int numReadings = 30; // quantidade de termos para o média móvel.
int readings[numReadings]; // cria vetor com a quantidade anterior.
int readIndex = 0; // variável utilizada para percorrer o vetor “readings”.
int total = 0; // valor total da soma do média móvel.
int average = 0; // média do média móvel.
int inputPin = A0; // porta analógica a ser lida.
int input_botao = 8; // porta digital para receber botão de prova.
int botao_prova = 0; // variável para armazenar estado do botão de prova.
void setup() {
    pinMode(input_botao,INPUT); // configura a porta do botão como entrada.
    Serial.begin(115200); // inicia a comunicação serial.
    for (int thisReading = 0; thisReading < numReadings; thisReading++) {
        readings[thisReading] = 0; // zera todas as posições do vetor.
    }
}
void loop() {
    tempo_total = Serial.parseInt(); // recebe o tempo da coleta, pela serial.
    if (tempo_total>0){
        aquisicao(tempo_total); // inicia a função de aquisição com o tempo recebido.
        tempo_total = -1;
    }
}
void aquisicao(int tempo){
    int i=0;
    while(i<tempo){
        total = total - readings[readIndex]; // retira o valor passado do média móvel

```

readings[readIndex] = analogRead(inputPin); // lê um novo valor na porta analógica.

```
total = total + readings[readIndex]; // soma o valor lido ao total.
```

```
readIndex = readIndex + 1; // passa para a próxima posição do vetor.
```

```
if (readIndex >= numReadings) {
```

```
    readIndex = 0; // volta para a posição 0, caso atinja a máxima.
```

```
}
```

```
average = total / numReadings; // atualiza a média.
```

```
botao_prova = digitalRead(input_botao); // lê o estado do botão de prova.
```

```
Serial.print(readings[readIndex]); // envia pela serial o valor atual lido na porta
```

analógica.

```
Serial.print(','); // envia pela serial uma vírgula, para efeito de separação no
```

recebimento.

```
Serial.print(average); // envia pela serial o valor da média móvel.
```

```
Serial.print(','); // envia pela serial uma vírgula.
```

```
Serial.println(botao_prova); // envia pela serial o estado do botão de prova.
```

```
delayMicroseconds(850); // atraso de 850us.
```

```
i++;
```

```
}
```

```
}
```

Fluxograma do código apresentado.

