



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DE CASTANHAL
BACHARELADO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

KLEU WILLIAN RIBEIRO DOS SANTOS BATISTA

SISTEMA EMBARCADO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS MIOELÉTRICOS

CASTANHAL-PA

2022

KLEU WILLIAN RIBEIRO DOS SANTOS BATISTA

SISTEMA EMBARCADO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS MIOELÉTRICOS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito para obtenção de grau de Bacharel em Engenharia de Computação pela faculdade de Computação - FACOMP da Universidade Federal do Pará.

Orientador: Prof. Dr. João Cláudio Chamma Carvalho.

CASTANHAL-PA

2022

KLEU WILLIAN RIBEIRO DOS SANTOS BATISTA

SISTEMA EMBARCADO PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS MIOELÉTRICOS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito para obtenção de grau de Bacharel em Engenharia de Computação pela faculdade de Computação - FACOMP da Universidade Federal do Pará.

Data da Avaliação: ____/____/____

Conceito:_____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. JOÃO CLÁUDIO CHAMMA CARVALHO
(Orientador - UFPA)

Prof. Dr. CLENILSON RODRIGUES DA SILVEIRA
(Membro interno - UFPA)

Prof. Dr. DIOGO LOBATO ACATAUASSÚ NUNES
(Membro interno - UFPA)

Em memória de Francisca Ribeiro dos Santos Batista, minha mãe, que sempre teve orgulho de ter um filho na faculdade, mas que infelizmente não conseguiu estar comigo no final de minha graduação.

AGRADECIMENTO

Agradeço primeiramente a Deus pelo dom da vida e pela sabedoria em minhas escolhas e forças para bem fazê-las e à minha família pelo apoio incondicional, especialmente meus pais que me proporcionaram a educação necessária para estar aqui.

Agradeço também a todas as pessoas que contribuíram para a minha formação, em especial aos meus amigos Andercley Hyury, Bruno Alexander, Francisca Claudine, Tatiane Rodrigues e Sara Mercês pelo apoio que me deram durante todo o curso, eu não conseguiria chegar até aqui sem vocês.

E ao meu orientador, Dr. João Claudio Chamma Carvalho que não mediu esforços para me auxiliar na elaboração deste trabalho.

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um protótipo de um sistema embarcado, o qual seja capaz de realizar a aquisição de sinais mioelétricos provenientes da fibra muscular por meio de técnica não invasiva. O sistema também realiza o processamento do sinal usando filtros analógicos e amplificadores operacionais em configurações padrões na literatura. O sistema completo é gerenciado por um microcontrolador PIC 18f4550, o qual faz a conversão do sinal de analógico para digital e armazena os dados obtidos em um cartão micro SD. Simulações e testes práticos são realizados, de forma que o sistema alcance resultados satisfatórios nos dados finais coletados minimizando-se os erros de implementação do protótipo. Os resultados deste trabalho podem contribuir para o desenvolvimento de outras aplicações tecnológicas tais como o desenvolvimento de dispositivos para monitorar diversos tipos de miopatias e auxiliar em seu tratamento, ou ainda desenvolvimento de dispositivos como próteses, braços robóticos, entre outros.

Palavras-chave: Biosinais. Sinais mioelétricos. Sistema embarcado.

ABSTRACT

This work aims to develop a prototype of an embedded system, which is able to perform the acquisition of myoelectric signals from the muscle fiber through a non-invasive technique. The system also performs signal processing using analog filters and amplifiers operational at standard configurations in the literature. The complete system is managed by a PIC 18f4550 microcontroller, which converts the signal from analog to digital and record the data obtained on a micro SD card. Simulations and practical tests are carried out, so that the system reaches the satisfactory result in the final data recorded minimizing errors in the prototype implementation. The results of this work can contribute to the development of other technological applications, such as development of devices to monitor different types of myopathies and help in their treatment, or even for devices such as prostheses, robotic arms and others.

Keywords: Biosignals. Myoelectric signal. Embedded system.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Contração e relaxamento dos músculos	13
Figura 2 - Estrutura do músculo esquelético	14
Figura 3 - Interação entre os filamentos de actina e de miosina	14
Figura 4 - Unidade motora	15
Figura 5 - Bomba de sódio e potássio.....	16
Figura 6 - Etapas do potencial de ação de uma célula.....	17
Figura 7 - Junção neuromuscular e sinapse.....	18
Figura 8 - Eletrodo intramuscular tipo agulha.....	19
Figura 9 - Exemplos de eletrodos de superfície	20
Figura 10 - Diagrama de blocos do projeto	22
Figura 11 - Posicionamento dos eletrodos em testes práticos	23
Figura 12 - Posicionamento dos eletrodos sobre a fibra muscular.....	24
Figura 13 - Amplificador de instrumentação AD620	26
Figura 14 - AD620 com ganho $G=100$	26
Figura 15 - Circuito básico do amplificador de instrumentação	27
Figura 16 - Símbolo do amplificador operacional	28
Figura 17 - Pinagem do TL072.....	28
Figura 18 - Estrutura básica <i>Sallen Key</i>	31
Figura 19 - Filtro passa alta <i>Butterworth</i> de segunda ordem.....	32
Figura 20 - Filtro passa baixa <i>Butterworth</i> de segunda ordem.....	33
Figura 21 - Osciloscópio e gerador de funções usados nos testes	35
Figura 22 - Sinal sem atenuação dos filtros passa alta e passa baixa	35
Figura 23 - Frequência menor que 20 Hz com amplitude de sinal atenuada	36
Figura 24 - Sinal acima de 500 Hz com frequência atenuada.....	37
Figura 25 - Esquema do filtro notch em duplo T.....	38
Figura 26 - Filtro notch com corte em 60 Hz	39
Figura 27 - Teste de saída de filtro notch no osciloscópio	40
Figura 28 - Atenuação da amplitude na frequência de 60 Hz	41
Figura 29 - Circuito do amplificador não inversor	42
Figura 30 - Resposta do teste prático do amplificador no osciloscópio.....	43
Figura 31 - Distribuição do filtro completo com o amplificador	44

Figura 32 - Diagrama de bloco do circuito interno do conversor A/D	47
Figura 33 - Microcontroladores PIC.....	48
Figura 34 - Pinagem do PIC 18f4550	49
Figura 35 - Barramento da comunicação SPI.....	50
Figura 36 - Módulo para cartão micro SD	51
Figura 37 - Circuito de conexão entre PIC e cartão micro SD.....	51
Figura 38 - Botões e LEDs	52
Figura 39 - Placa com circuito eletrônico do projeto.....	54
Figura 40 - Circuito de fonte simétrica usando OPAMP	55
Figura 41 - Circuito de duas fontes simétricas	55
Figura 42 - Circuito regulador de tensão para o microcontrolador	56
Figura 43 - Resultado do sinal mioeletrico	57
Figura 44 - Exemplo de sinal mioelétrico da literatura.....	58
Figura 45 - Dados armazenados no cartão micro SD	58
Figura 46 - Case para organização do sistema.....	60

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Representação dos filtros passivos	30
Gráfico 2 - Resposta de frequência dos filtros passa baixa e passa alta	34
Gráfico 3 - Resposta de frequência do filtro notch	40
Gráfico 4 - Resposta de frequência para o filtro completo, mais o amplificador.....	44
Gráfico 5 - Exemplo de conversão analógico-digital	45
Gráfico 6 - Dados do cartão micro SD plotados no GNU <i>Octave</i>	59

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
1.1. Motivação e Justificativa	11
1.2. Objetivos	12
1.2.1. Objetivo Geral	12
1.2.2. Objetivo Específico	12
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	13
2.1. Conceitos Básicos de Sinais Mielétricos	13
2.2. Conceitos de Aquisição do Sinal Mielétrico	19
3. METODOLOGIA.....	22
3.1. Aquisição do Sinal	22
3.1.1. Amplificadores de Instrumentação.....	25
3.2. Filtragem e Amplificação do Sinal Analógico	29
3.2.1. Filtros Passa Alta e Passa Baixa	31
3.2.2. Filtro <i>Notch</i>	38
3.2.3. Circuito Amplificador.....	42
3.3. Conversor A/D.....	45
3.4. Microcontrolador PIC 18f4550.....	47
3.5. Armazenamento no Cartão micro SD.....	49
3.6. Montagem da Placa e Alimentação	53
4. RESULTADOS	57
5. CONCLUSÃO	61
5.1. Trabalhos Futuros.....	61
REFERÊNCIAS.....	62
APÊNDICE A - Código Fonte do Projeto.....	65
APÊNDICE B - Placa do Sistema Embarcado.....	67
APÊNDICE C - Circuito do Sistema	68

1. INTRODUÇÃO

O movimento do corpo é afetado por diversos tipos de doenças, relacionadas diretamente aos músculos e articulações, onde as desordens musculares podem ser subdivididas em miopatia, quando a patologia é confinada ao músculo sem nenhuma anormalidade estrutural no nervo periférico, e neuropatia na qual a fraqueza muscular é secundária à alteração do nervo periférico, isto é, da ponta anterior da medula até a junção neuromuscular (CARVALHO, 2005). Dentre uma gama de miopatias podemos citar algumas tais como esclerose lateral amiotrófica, esclerose múltipla, amiotrofia muscular espinhal, distrofias musculares, as quais constituem um grupo heterogêneo de doenças musculares congênitas caracterizadas por enfraquecimento muscular severo, atrofia, elevação dos níveis séricos de enzimas musculares e alterações citoarquitônicas destrutivas das fibras musculares (DALAKAS, 2011). Há ainda doenças provenientes de outras partes do corpo que acabam se refletindo na função motora do ser humano.

Diversos tipos de exames de diagnóstico por imagem podem ajudar os médicos a identificar doenças musculoesqueléticas, tais como radiografia, cintilografia óssea, tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM), absorciometria de raios X de dupla energia e ultrassonografia. Outros procedimentos que ajudam os médicos a diagnosticar essas doenças são artroscopia, aspiração articular e os exames nos nervos e músculos (VILLA-FORTE, 2020). Dentre os exames de nervos e músculos destaca-se a eletromiografia (EMG). Nesse sentido, muitas doenças são possíveis de serem identificadas através do monitoramento dos biosinais obtidos na musculatura através do eletromiograma (EMG).

A eletromiografia é um procedimento simples e seguro, que ajuda a diagnosticar tanto sintomas comuns, como formigamentos, fraquezas musculares, dores e câibras, bem como doenças sérias, que afetam as células nervosas ou os nervos periféricos. Por isso, o exame de eletromiografia é muito solicitado por várias áreas da saúde como medicina, odontologia, fisioterapia, fonoaudiologia e educação física. Na área da medicina, por meio da eletromiografia, médicos podem identificar se as disfunções musculares são de origem inflamatória ou degenerativa e também

diagnosticar precocemente doenças graves que atingem primeiramente os nervos e os músculos (MIOTEC, 2017).

A precisão e agilidade nos diagnósticos das graves miopatias citadas anteriormente se devem principalmente ao aperfeiçoamento e progresso nos exames, os quais se beneficiam dos resultados de pesquisas (envolvendo diretamente ou indiretamente a natureza elétrica dos biosinais) na área de processamento de imagem, teorias de campos elétricos e magnéticos, etc. Além dos diagnósticos, os estudos da natureza elétrica dos sinais musculares servem também para o desenvolvimento de uma série de tecnologias, as quais são de extrema importância na reabilitação dos pacientes com essas patologias (ECARD, 2017).

1.1. Motivação e Justificativa

Apesar do avanço no estudo da natureza elétrica dos sinais musculares, essa área ainda tem um enorme potencial para o desenvolvimento de tecnologias, as quais podem inovar tanto na parte de diagnósticos quanto na reabilitação.

Nesse contexto, esse trabalho pretende desenvolver um protótipo de um sistema embarcado, o qual terá a finalidade de detectar os sinais mioelétricos das partes do braço de um indivíduo. Os resultados desse estudo podem contribuir futuramente para o desenvolvimento de próteses mecânicas e outros dispositivos, os quais podem beneficiar indivíduos com braços amputados ou auxiliar na reabilitação de indivíduos com lesões musculares. Também são importantes para o desenvolvimento de tecnologias que auxiliem na detecção de diversas miopatias e neuropatias.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho será a construção de um protótipo de um sistema embarcado, o qual fará a captura e o armazenamento dos sinais mioelétricos responsáveis pelo movimento de um membro do corpo, sinais esses que serão obtidos através da musculatura responsável por tal movimento, neste trabalho serão feitos testes nos músculos do braço e antebraço para o monitoramento do movimento do antebraço e da mão. A partir do sinal obtido pelo sistema deverá ser possível o acionamento de dispositivos, estudo dos sinais para fins médicos, auxiliar no monitoramento de pessoas com alguma dificuldade motora ou onde mais se fizer necessário o uso do mesmo.

1.2.2. Objetivo Específico

Este trabalho tem como objetivo específico:

- Desenvolver um sistema de aquisição capaz de obter os biosinais da fibra muscular;
- Desenvolver filtros analógicos para atenuar sinais indesejados no circuito;
- Realizar a amplificação do sinal obtido buscando adequá-lo para o microcontrolador;
- Fazer processamento do sinal obtido em um microcontrolador PIC;
- Armazenar os sinais obtidos em um cartão SD.

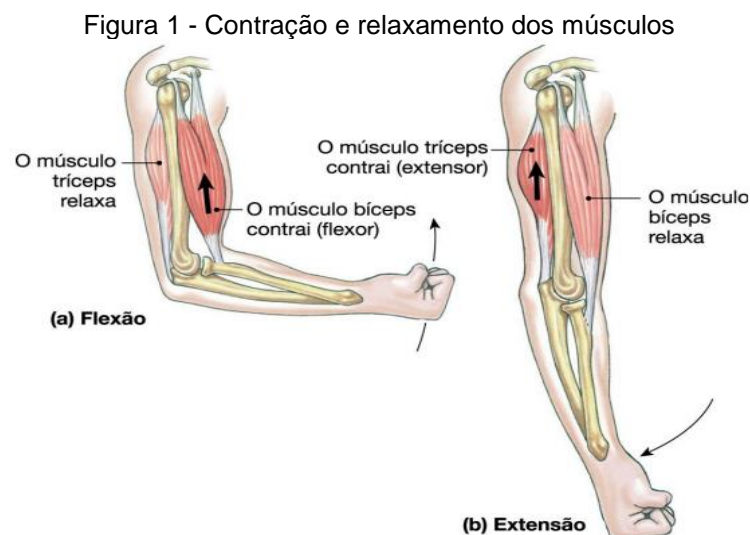
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Conceitos Básicos de Sinais Mioelétricos

Para compreendermos o que são os sinais mioelétricos precisamos antes entender um pouco o que são os músculos, os órgãos de onde serão obtidos tais sinais.

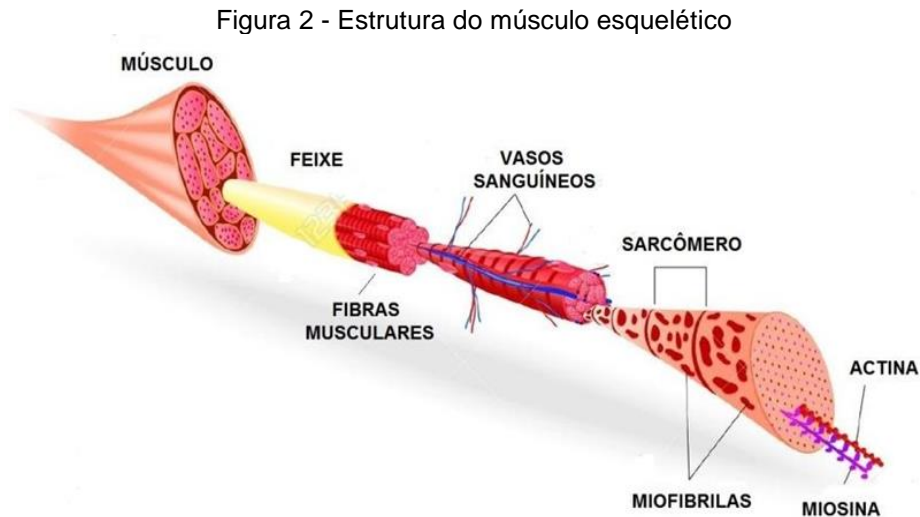
Sabemos que membros como pernas e braços podem suportar pesos e pressões que até mesmo barras de ferro, muitas vezes, não suportariam. Isso se deve ao fato de nossos ossos e cartilagens serem auxiliados pelos músculos que funcionam como “amortecedores” para impactos sofridos nesses membros e também possibilitam a força necessária para nos movimentarmos.

O movimento de cada braço, perna ou até mesmo do dedo em nosso corpo é controlado por nosso cérebro que envia mensagens para nossos músculos quase que instantaneamente. Os movimentos do corpo humano são possíveis graças à contração e relaxamento dos músculos do membro em questão. Na Figura 1, movimentos diferentes são provocados pela contração de alguns músculos e relaxamento de outros, como exemplificado em: (a) Flexão: o músculo bíceps é contraído e o músculo tríceps é relaxado. (b) Extensão: o músculo tríceps é contraído e o músculo bíceps é relaxado.



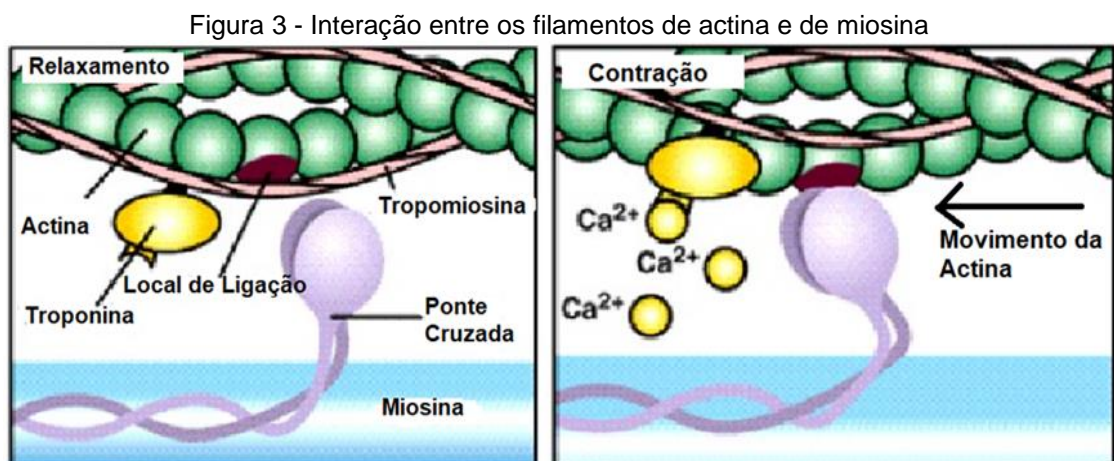
Fonte: SILVERTHORN, 2010 p. 379.

O músculo esquelético é composto por diversos feixes de fibras musculares. A Figura 2 representa a estrutura do músculo esquelético, que recebe esse nome por estar ligado ao osso através de tendões.



Fonte: MERLO, 2014, traduzido pelo autor.

A estrutura do músculo é composta de fibras musculares e cada fibra é composta de estruturas como sarcômeros e miofibrilas. Como podemos observar ainda na Figura 2, também se destacam os filamentos de miosina e actina. Sobre esses, Merlo (2014) diz que o mecanismo básico da contração muscular é o deslizamento dos filamentos de actina sobre os de miosina, mediado por íons de cálcio. A interação entre os filamentos de actina e de miosina pode ser observada na Figura 3:

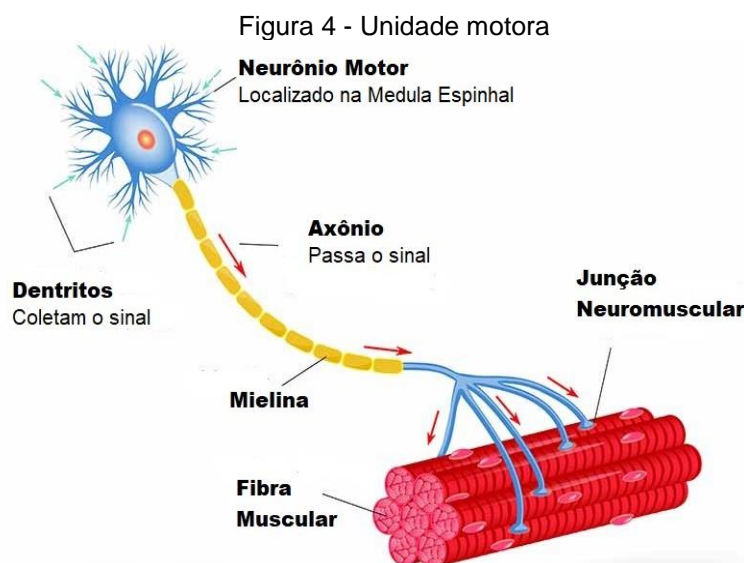


Fonte: LIMEIRA, 2014. Traduzido pelo autor.

Mas para que os filamentos de miosina e actina interajam e ocorra o movimento é necessário que esses filamentos sejam estimulados.

As células nervosas e musculares são descritas como tecido excitável devido às suas habilidades de propagarem sinais elétricos rápidos como resposta a um estímulo. A habilidade das células musculares e neurônios de enviar um sinal elétrico constante por uma longa distância é característico da sinalização elétrica nesses tecidos (SILVERTHORN, 2010, p. 236). Desse modo, músculos são estimulados por pulsos elétricos vindos do cérebro que chegam às fibras musculares através da unidade motora.

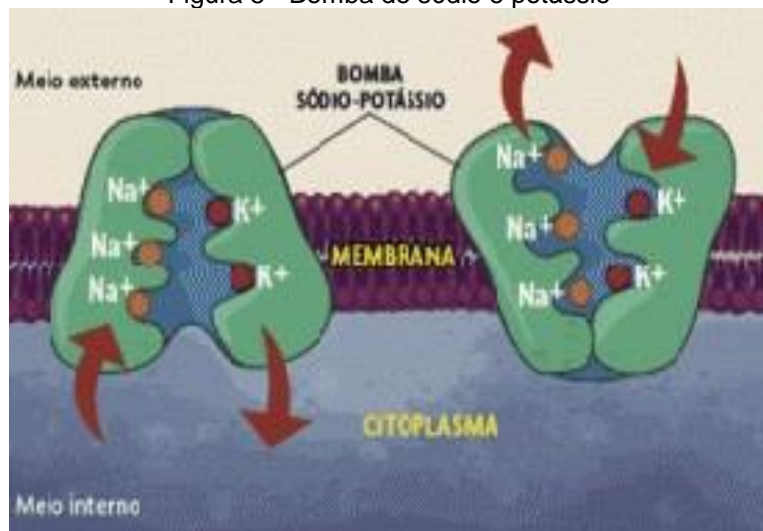
O sinal chega à unidade motora através do neurônio motor localizados na medula espinhal e cujo axônio se ramifica para os músculos. Konrad (2005) descreve a unidade motora como a menor unidade funcional responsável pelo controle neural do processo de contração muscular. O corpo celular e dendritos de um neurônio motor, os múltiplos ramos de seu axônio e as fibras musculares que o inervam definem a unidade motora. O termo unidade descreve o comportamento de todas as fibras musculares de uma determinada unidade motora que agem como uma só. Podemos observar a ilustração da unidade motora através da Figura 4:



Fonte: SABINO, 2017. Traduzido pelo autor.

As células nervosas e musculares, que fazem parte da unidade motora, geram sinais bioelétricos que são o resultado de alterações eletroquímicas dentro e entre as células. Se um nervo ou célula muscular é estimulado forte o suficiente para atingir um limiar necessário, a célula gerará um potencial de ação (ENDERLE; BRONZINO, 2012, p.668). O potencial de ação ou impulso nervoso se inicia nas membranas dos neurônios quando elas recebem um estímulo para desencadeá-lo. O potencial de ação é uma corrente elétrica que se propaga pelas membranas das células e é gerado em decorrência da alteração da concentração de Sódio (Na^+) e Potássio (K^+) dentro e fora da célula, o que altera a diferença entre as cargas nesses locais. Isso ocorre porque, durante o potencial de repouso da membrana da célula, a concentração de Sódio (Na^+) no exterior da célula é muito maior que no interior, enquanto que a concentração de Potássio (K^+) é muito maior no interior da mesma. Essa concentração é mantida através das bombas de sódio e de potássio existentes na membrana celular (SANTOS, c2021). A Figura 5 ilustra as bombas de sódio e potássio que agem no transporte ativo de íons desses elementos entre o exterior e o interior da célula.

Figura 5 - Bomba de sódio e potássio

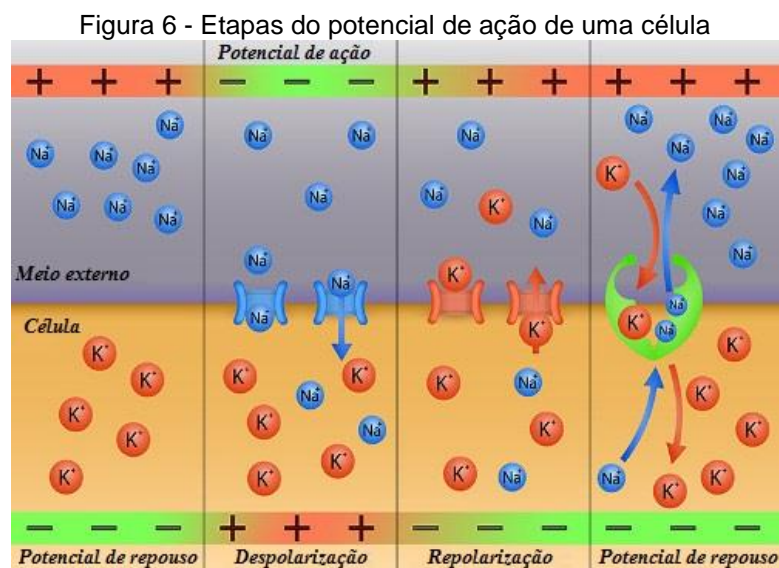


Fonte: SILVA, 2014.

Na condição de potencial de repouso, a diferença de potencial é de aproximadamente -70 mV entre o exterior e o interior da célula.

Quando ocorre o estímulo, há uma entrada de grande quantidade de íons de Na^+ para o interior da célula, o que provoca a alteração da diferença de potencial

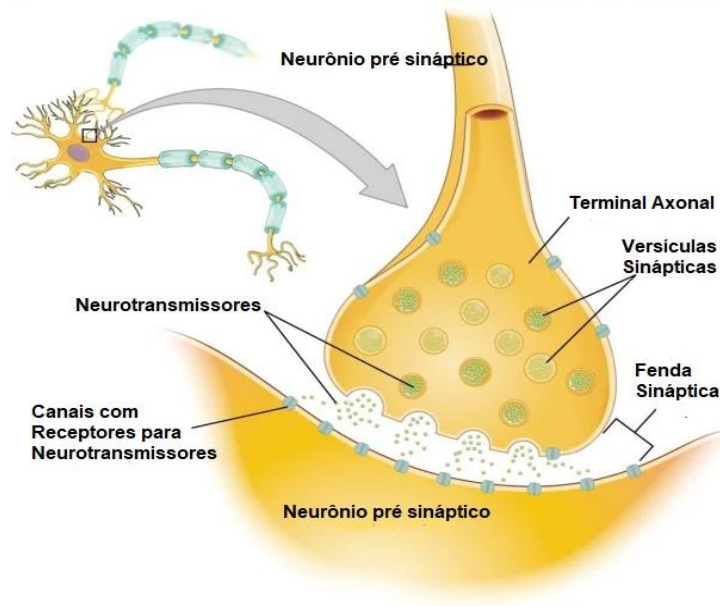
para aproximadamente +20 mV e também promove a saída de íons de K⁺ para o exterior, chamada de repolarização. O efeito da alteração das cargas é a propagação dessa corrente elétrica entre os neurônios e as células dos músculos e nervos (SANTOS, c2021). Todo esse processo é realizado em um espaço muito curto de tempo e termina com a célula voltando ao potencial de repouso, como podemos observar na Figura 6.



Fonte: SANTOS, c2022.

Quando o potencial de ação chega a uma sinapse (espaço entre dois neurônios ou entre neurônio e músculo) libera uma substância química conhecida como neurotransmissor (SANTOS, c2022). Podemos observar na Figura 7 a representação dos neurotransmissores agindo na sinapse entre dois neurônios.

Figura 7 - Junção neuromuscular e sinapse



Fonte: SIGNIFICADOS, c2022.

Os neurotransmissores têm relação direta, não somente com o movimento provocado pelos músculos, mas com várias ações vitais no nosso corpo, como o desenvolvimento dos ossos, os batimentos cardíacos e até o controle da ansiedade.

Sua principal função é a comunicação entre os neurônios na sinapse e existem diversos tipos de neurotransmissores que podem ser simplesmente construídos a partir de aminoácidos, enquanto outros são moléculas mais complexas (SIGNIFICADOS, c2022).

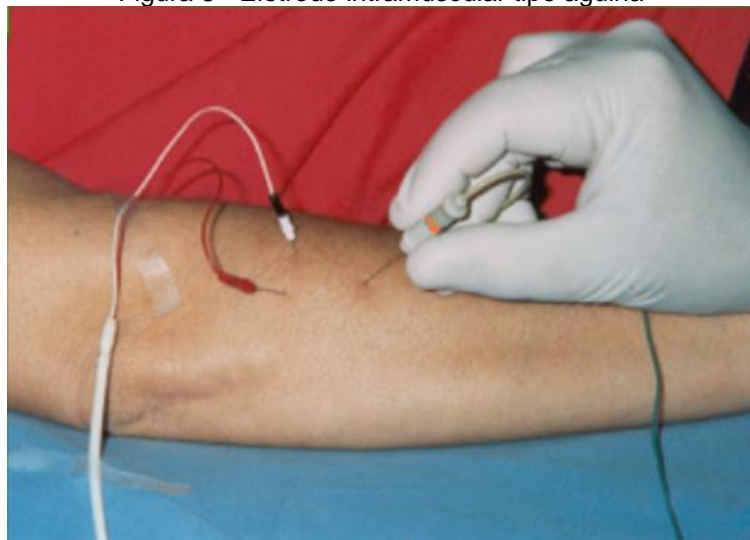
O fluxo de íons através da membrana celular provocado pelo potencial de ação dá origem ao sinal mioelétrico, o qual pode ser medido através de eletrodos (ENDERLE; BRONZINO, 2012, p.668).

Através da aquisição dos sinais elétricos emanados pelos músculos é possível realizar uma gama de exames e conseqüentemente diagnósticos. Um exemplo disso é o exame de eletromiografia, o qual serve para estudo e diagnósticos de patologias relacionadas à função motora (BEVENGNÚ; SOUZA, 2015). Entretanto, a aquisição desses biosinais pode ser desafiadora devido ao fato dos mesmos serem gerados internamente no organismo e estarem misturados com diversos outros sinais gerados pelo corpo, dificultando a obtenção do sinal “puro”. Neste contexto, faz-se necessário o uso de técnicas de aquisição, as quais envolvem uso de materiais específicos como abordaremos no tópico a seguir.

2.2. Conceitos de Aquisição do Sinal Mioelétrico

Existem algumas técnicas para a aquisição de sinais mioelétricos, as quais fazem uso de eletrodos, sendo algumas de forma invasiva e outras de forma não invasiva. As técnicas invasivas de aquisição de sinais mioelétricos são aquelas em que o eletrodo precisa estar dentro do tecido muscular, o chamado eletrodo intramuscular. A seguir temos um exemplo da utilização de um eletrodo intramuscular do tipo agulha, como mostra a Figura 8:

Figura 8 - Eletrodo intramuscular tipo agulha



Fonte: GARBINO, 2010, p. 351.

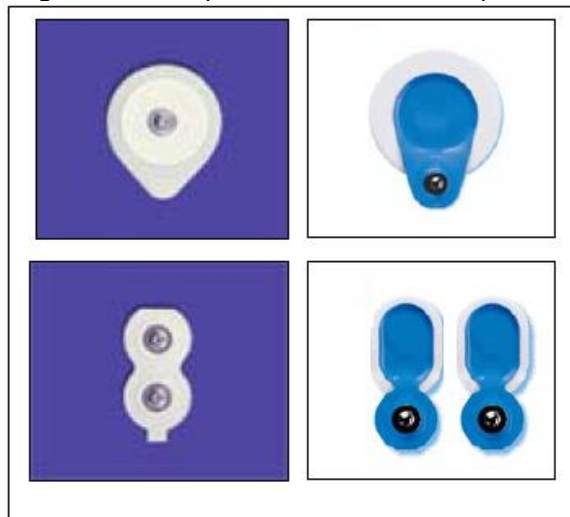
Essa técnica é realizada por profissionais especializados a partir da introdução de eletrodos de agulha ou do tipo *fine Wire* fixados na membrana muscular e apresenta uma grande vantagem em relação à técnica que utiliza eletrodos de superfície (abordada mais adiante) por minimizar a captação da atividade de músculos vizinhos e interferências no sinal. Tendo em vista que a sua fixação é feita diretamente no interior do músculo em estudo, fica isenta de interferências provenientes da pele e de um possível deslocamento do eletrodo. A técnica invasiva também é recomendada para áreas como a face e o pescoço, pois existe uma maior probabilidade de captação de *crosstalk* (atividade dos músculos vizinhos) quando utilizado eletrodos de superfície (BELO et al, 2016). Por toda a

vantagem da utilização dos eletrodos intramusculares, esse método é mais direto para a obtenção do sinal mioelétrico, entretanto, exige um conhecimento profissional maior por quem o executa.

As outras técnicas de aquisição utilizadas para a obtenção do sinal mioelétrico são as não invasivas. Essas fazem uso de eletrodos de superfície, os quais são fixados sobre a pele, na direção do músculo do qual se deseja obter o sinal. Os eletrodos de superfície podem medir a mudança do potencial de ação que se propagam pelas células através dos axônios e células adjacentes durante o movimento de um membro, e quando muitas células são excitadas é gerado um campo elétrico que se propaga através do tecido biológico e que chega até a superfície do tecido, lugar onde é usado o eletrodo (ENDERLE; BRONZINO, 2012, p.668).

Vários tipos diferentes de eletrodos de biopotenciais são usados no registro de sinais eletromiográficos (EMG) de diferentes músculos do corpo. A Figura 9 mostra quatro modelos de eletrodos de superfície:

Figura 9 - Exemplos de eletrodos de superfície



Fonte: KONRAD, 2005, p. 15.

Os eletrodos mais comuns usados para registro EMG de superfície e estudos de condução nervosa são discos circulares, com cerca de 1 cm de diâmetro, feitos de prata ou platina. Esse eletrodo é composto por certos tipos de polímeros ou elastômeros ao qual é adicionado um pó fino de carbono ou metal que os torna

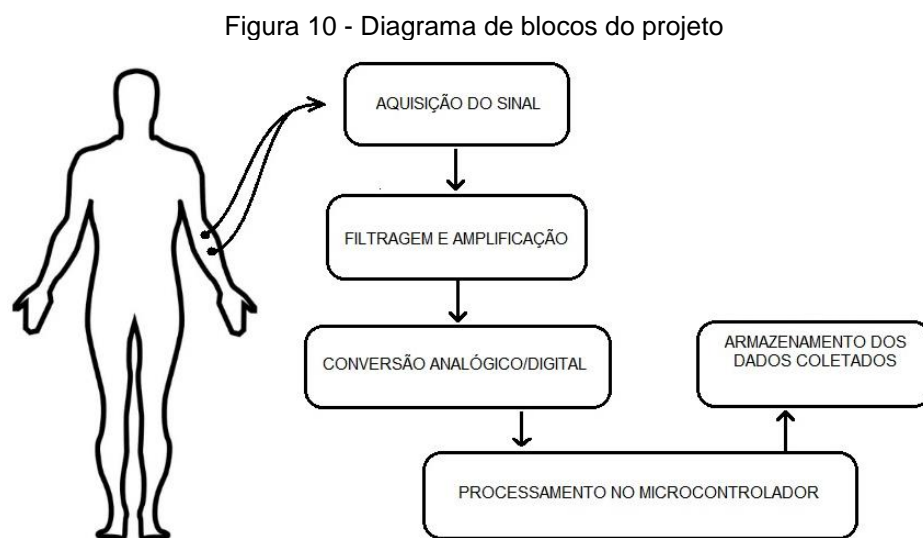
eletricamente condutivos. Eles estão disponíveis com gel AgCl pré-fabricado para aplicação rápida e fácil na pele usando um fita adesiva destacável.

O tipo mais comum de eletrodo de biopotencial é o eletrodo de prata / cloreto de prata (Ag / AgCl), que é formado pela adição eletroquímica de uma camada muito fina de cloreto de prata em um eletrodo de prata. Esses eletrodos são recuados da superfície da pele e embutidos em uma espuma que foi embebida em uma pasta de eletrólito para fornecer um bom contato elétrico com a pele. Essa espuma com a pasta de eletrólitos também evita que um possível movimento do eletrodo produza interferência no biosinal registrado, o que pode degradar gravemente a medição (ENDERLE; BRONZINO, 2012, p.619). É importante ressaltar que este trabalho faz uso somente de técnicas não invasivas, utilizando-se de eletrodos de superfície.

A partir do conhecimento teórico, começaremos a construir o protótipo do sistema embarcado seguindo as etapas que serão descritas no tópico a seguir.

3. METODOLOGIA

Cada etapa deste trabalho foi elaborada através de muita pesquisa relacionada ao tema e teste de simulação para avaliar o resultado prévio do projeto antes de ser construído o protótipo em uma placa de circuito impresso. O diagrama de blocos na Figura 10 mostra as etapas que iremos elaborar neste trabalho:



Fonte: Elaborado pelo autor.

Essas etapas especificadas no diagrama de blocos serão descritas nos tópicos a seguir, mostrando tudo o que foi feito e os métodos utilizados em cada uma delas. As próximas seções tratam de cada um desses tópicos no nível suficiente para a execução e compreensão deste trabalho. Desta forma, começaremos com a etapa da aquisição.

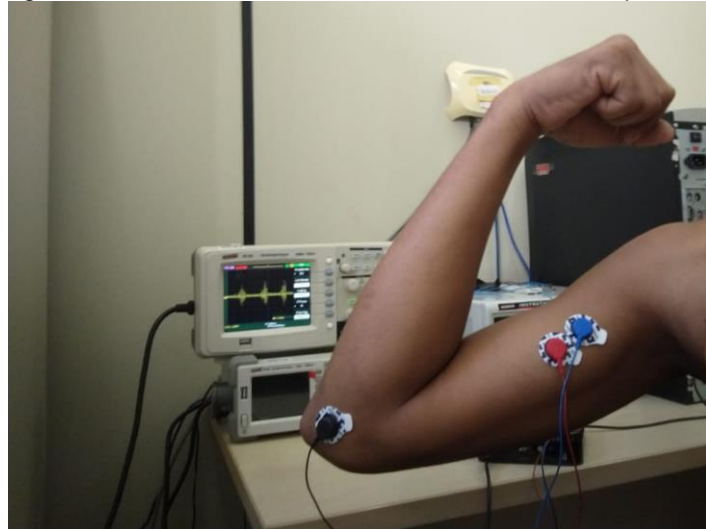
3.1. Aquisição do Sinal

A etapa da aquisição é referente ao procedimento realizado para abstrair o sinal mioelétrico do músculo de modo que ele possa ser processado pelo restante do sistema. É o processo de ligação entre o meio biológico (músculo) e o restante do

circuito eletrônico. Essa é uma etapa muito importante, pois quanto melhor o sinal captado pelo circuito de aquisição, melhor será o resultado no restante de todo o sistema.

Para a captura do sinal, foram utilizados eletrodos de superfície como podemos observar na Figura 11:

Figura 11 - Posicionamento dos eletrodos em testes práticos



Fonte: Acervo pessoal do autor.

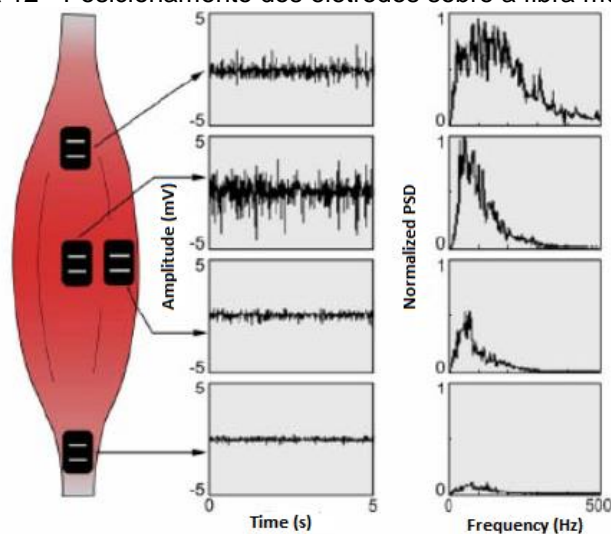
As características dos sinais EMG registrados dependem da propriedade elétrica dos eletrodos e do local de aquisição. Para a aquisição dos sinais, o posicionamento dos eletrodos sobre a pele devem seguir algumas regras para que o resultado seja o melhor possível. Como podemos observar na Figura 11, serão utilizados três eletrodos, o primeiro é o eletrodo de referência que deve ser colocado sobre uma superfície livre de tecido muscular (cotovelo ou pulso, por exemplo), o eletrodo de referência está ligado pelo conector de cor preta, e os dois outros eletrodos foram colocados sobre o músculo, a uma distância de 2 cm um do outro, aproximadamente.

Contudo, a superfície da pele apresenta alguns desafios para a aquisição de sinais mioelétricos da musculatura ao utilizar os eletrodos de superfície. Essas limitações incluem: suscetibilidade ao ruído elétrico gerado pelo ambiente, captura de atividade elétrica emanada de outros músculos adjacentes ao eletrodo,

movimento dos eletrodos na superfície da pele e transpiração da pele alterando a impedância elétrica (PASQUINA et al, 2014). Por esse motivo, a preparação adequada da pele, que normalmente envolve a limpeza da mesma com álcool ou a aplicação de uma pequena quantidade de uma pasta de eletrólito, ajuda a minimizar a impedância da interface pele-eletrodo e melhorar consideravelmente a qualidade da aquisição do sinal (ENDERLE; BRONZINO, 2012, p.619).

Outro fator importante que implicará na captação do sinal mioelétrico é o local exato onde o eletrodo será disposto sobre o músculo. “O mau posicionamento dos eletrodos na área de detecção implica na obtenção errônea dos sinais, de forma que esses podem não representar com fidelidade a realidade, podendo provocar dessa forma avaliações errôneas” (BARROS, 2005). Na Figura 12, vemos alguns resultados de amplitude e resposta de frequência de acordo com o posicionamento do par de eletrodos sobre a fibra muscular:

Figura 12 - Posicionamento dos eletrodos sobre a fibra muscular



Fonte: Barros, 2005.

É possível notar na Figura 12 que as posições centrais da fibra muscular têm melhores resultados de valores em amplitude (mV), pois sinais de melhores amplitudes são mais fáceis de serem capturados pelos eletrodos de superfície. E também se apresentam com maior intensidade em frequências (Hz) que serão captadas pelo sistema. Nos testes realizados durante este trabalho foram escolhidas sempre as partes centrais da fibra muscular por ser a posição onde o sinal confirmou

ter características melhores. Também foram feitos testes em diversos músculos para que fosse possível observar o comportamento do sinal em diferentes movimentos do braço e da mão.

Além da escolha do posicionamento dos eletrodos, a preparação do local onde eles foram colocados também foi importante, como a limpeza e retirada dos pelos para que o sinal captado fosse o melhor possível.

Os sinais nos eletrodos são captados pelo chamado amplificador de instrumentação que é indicado para aquisição de biosinais como o dos músculos e sinais cardíacos. No tópico a seguir veremos as propriedades desse componente eletrônico e o seu papel neste trabalho. A partir daqui, iniciaremos a construção do circuito eletrônico do nosso projeto.

3.1.1. Amplificadores de Instrumentação

Um amplificador, como o nome sugere, tem a função de aumentar a tensão de um sinal qualquer. Para isso, o amplificador utiliza uma alimentação própria que seja capaz de suprir a necessidade do circuito. A relação entre o sinal de entrada e a resposta do circuito é denominada função de transferência e a magnitude dessa relação é chamada de ganho do amplificador. Neste trabalho, serão usados dois tipos de amplificadores: os amplificadores de instrumentação que será abordado neste tópico e que será usado na aquisição do sinal mioelétrico e os amplificadores operacionais que serão usados na filtragem, amplificação e também na fonte simétrica que abordaremos adiante.

“No que se refere a coletar/acoplar pequenos sinais de baixa intensidade a circuitos de processamento e controle, o amplificador de instrumentação é se não o melhor, o candidato mais indicado nessas horas” (MANEGUINI, 2017). O sinal mioelétrico captado pelos eletrodos tem valor de tensão muito baixo, seu valor máximo tem em torno de 10 mV (BEVENGNÚ; SOUZA, 2015). Com isso, há necessidade da utilização de um amplificador de instrumentação.

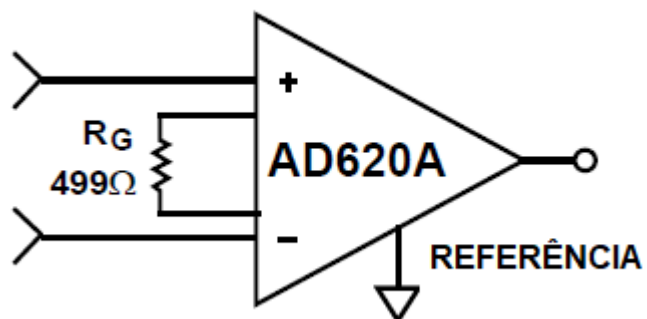
Neste trabalho usaremos o amplificador de instrumentação AD620 da fabricante *Analog Devices*. O mesmo apresentado na Figura 13.

Figura 13 - Amplificador de instrumentação AD620



Fonte: Acervo pessoal do autor.

O AD620 foi escolhido para o projeto, pois é um amplificador de instrumentação de baixo custo e alta precisão que requer apenas um resistor externo para definir ganhos de 1 a 10.000 (ANALOG DEVICES, 2011). Como pode-se observar na Figura 14 que mostra a representação do amplificador de instrumentação, o componente consegue desempenhar sua função e gerar um ganho elevado com apenas um resistor (R_G) externo. Neste trabalho foi usado um resistor de $470\ \Omega$ para um ganho próximo ao do exemplo.

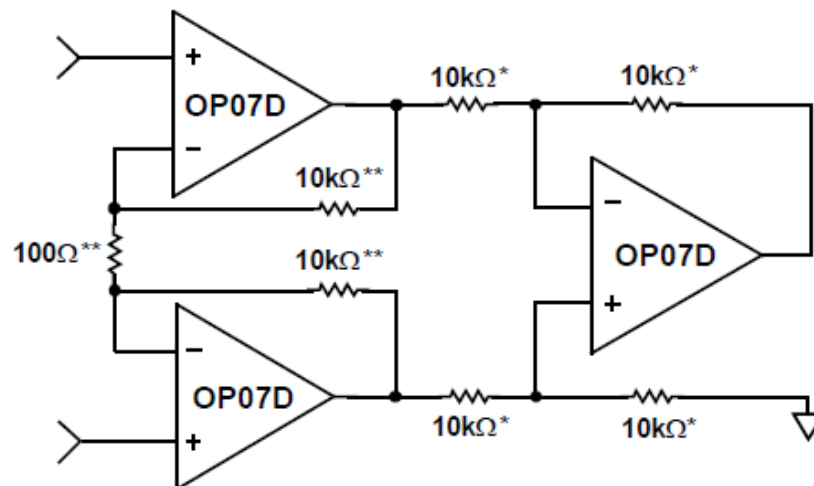
Figura 14 - AD620 com ganho $G=100$ 

Fonte: Analog Devices, 2011.

O amplificador de instrumentação pode amplificar uma pequena diferença de tensão entre sinais colocados em suas duas entradas. O esquema base consiste na montagem de um circuito subtrator para se comparar os sinais bioelétricos gerados.

O circuito interno básico de um amplificador de instrumentação é dado pela seguinte ilustração na Figura 15.

Figura 15 - Circuito básico do amplificador de instrumentação



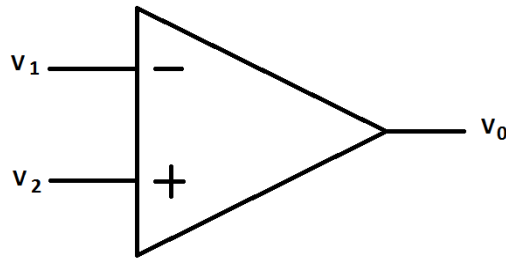
Fonte: Analog Devices, 2011.

Na Figura 15 podemos observar que o circuito interno de um amplificador de instrumentação é composto por amplificadores operacionais, um componente muito importante e bastante utilizado neste projeto.

O amplificador operacional, identificado muitas vezes como OPAMP, é um circuito amplificador, como o nome sugere, e que tem como características principais o elevadíssimo ganho de tensão, a elevadíssima impedância de entrada e a baixíssima impedância de saída. É utilizado não só na função amplificadora, mas também em diversas outras funções, inclusive operações matemáticas como soma, subtração, multiplicação, derivação e integração (MATTEDE, 2014).

A Figura 16 mostra o símbolo usado para representar o amplificador operacional. A entrada V_1 é inversora, pois a saída V_0 terá tensão correspondente defasada em 180° em relação a V_1 , e a entrada V_2 é não inversora, pois apresentará a mesma fase de V_0 , nas médias frequências (PEDRONI, 1986, p. 282).

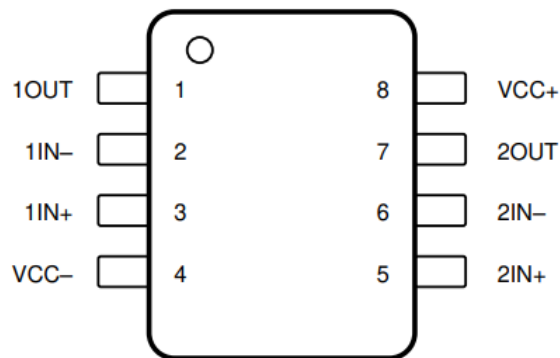
Figura 16 - Símbolo do amplificador operacional



Fonte: PEDRONI, 1986.

O amplificador operacional é apresentado na forma de um circuito integrado, com encapsulamento plástico, cerâmico ou metálico, de 8, 10, 14 ou 20 pinos (PEDRONI, 1986, p.282). Neste projeto foram utilizados amplificadores operacionais TL072 da fabricante *Texas Instruments* que tem uma alta impedância de entrada ($10^{12} \Omega$) e baixo ruído ($18 \text{ nV}\sqrt{\text{Hz}}$). Cada circuito integrado OPAMP TL072 possui dois amplificadores como podemos observar na Figura 17 que mostra a pinagem no mesmo.

Figura 17 - Pinagem do TL072



Fonte: TEXAS INSTRUMENTS, 2021.

Mesmo após todo o processo realizado na etapa da aquisição, o sinal obtido ainda é cheio de interferências indesejadas, causado pelo meio externo e pelo próprio corpo. Além disso, o sinal ainda possui baixos valores de tensão para ser processado pelo microcontrolador. Dessa forma, é necessário que os sinais obtidos na aquisição passem pelos processos de filtragem e amplificação do sinal analógico.

Para isso, a próxima etapa do protótipo do sistema tratará da filtragem do sinal e amplificação do mesmo.

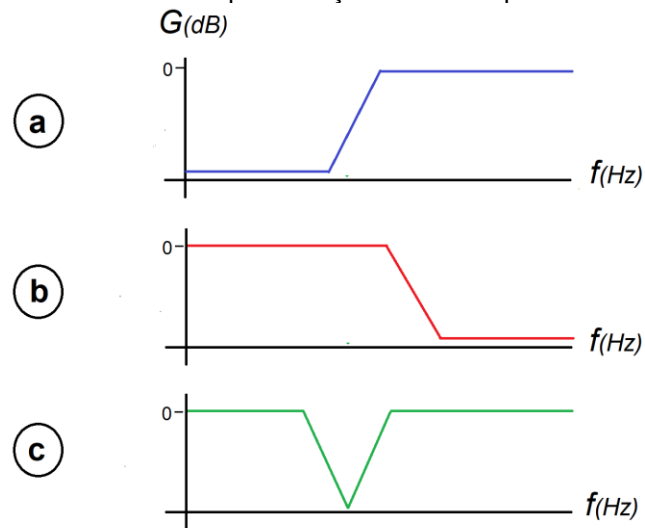
3.2. Filtragem e Amplificação do Sinal Analógico

Os sinais biológicos são geralmente de amplitude muito baixas e geralmente contêm interferências indesejadas. Essa interferência tem o efeito prejudicial de ocultar informações relevantes que podem estar disponíveis no sinal medido. O ruído pode ser de natureza espúria, resultante de fontes externas ao corpo, como ruído térmico em sensores ou ruído de 60 Hz nos componentes do sistema eletrônico do sistema de aquisição. O ruído também pode ser intrínseco aos meios biológicos, significando que pode surgir de tecidos ou órgãos adjacentes (ENDERLE; BRONZINO, 2012, p. 674). Um ruído no sinal pode estar sendo captado em inúmeras faixas de frequência e um primeiro passo seria bloquear as faixas de frequência de onde o ruído é proveniente. Como não temos como saber a faixa de frequência da maioria dos ruídos, a primeira opção é selecionar a banda passante em que se encontram os biosinais dos músculos e impedir que todo o restante seja captado pelo sistema, para isso faz-se o uso dos filtros analógicos.

Os filtros são uma classe especial de sistemas lineares amplamente utilizados para manipular as propriedades de um sinal biológico. Conceitualmente, um filtro permite ao usuário remover seletivamente uma ou mais componentes (ou uma faixa) de frequência pertencentes ao sinal indesejado, preservando ou aprimorando algum componente de interesse (ENDERLE; BRONZINO, 2012, p. 706). Além disso, os filtros ajudarão a limitar a faixa de frequência da qual será obtido o sinal que chegará ao restante do sistema embarcado.

Para isso, existem algumas técnicas de filtragem na frequência do sinal, dentre elas, destacamos três que serão usadas no projeto, cujas características estão exemplificadas no Gráfico 1 e que mostram a atenuação na amplitude do sinal em relação à frequência do sinal de acordo com o tipo de filtro passivo:

Gráfico 1 - Representação dos filtros passivos



Fonte: Elaborado pelo autor.

a) Filtro Passa Alta – Este filtro permite a passagem das frequências que estão acima da frequência de corte e atenua as frequências que estão abaixo.

b) Filtro Passa Baixa – Em oposição ao filtro passa alta, este filtro permite a passagem dos sinais abaixo, e atenua as frequências que estão acima da frequência de corte.

c) Filtro *Notch* (Rejeita Faixa) – O filtro *notch* tem a função de atenuar uma determinada faixa de frequência.

Antes de começarmos a implementação dos filtros analógicos, é importante conhecer a faixa de frequência em que os sinais EMG têm melhor amplitude.

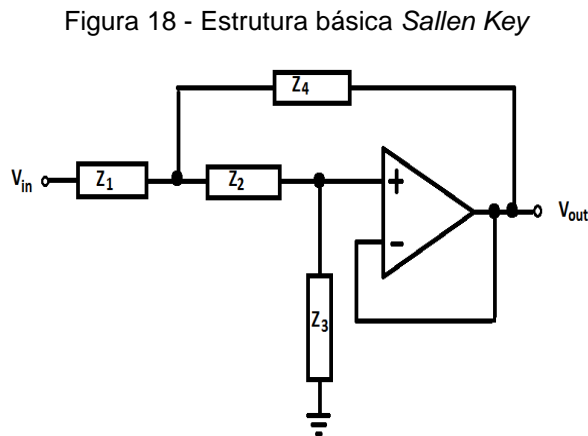
Apesar dos sinais emitidos pelos músculos poderem ser identificados em uma faixa maior de frequência, os sinais mais relevantes podem ser obtidos entre 20 Hz e 500Hz (BEVENGNÚ; SOUZA, 2015). Com isso, Serão inicialmente utilizados dois filtros: Um filtro passa alta com frequência de corte em 20 Hz e um filtro passa baixa cuja frequência de corte utilizada é de 500 Hz para evitar ruídos e limitar a banda passante, visto que acima desta frequência não há sinais mioelétricos relevantes para a eletromiografia.

Deste modo, cria-se uma faixa de frequência exclusiva para que o sistema possa trabalhar e exclui todo o restante, diminuindo drasticamente o ruído externo.

A seguir, veremos os testes em simulação e montagem prática de cada um dos filtros analógicos citados acima.

3.2.1. Filtros Passa Alta e Passa Baixa

Os filtros passa alta e passa baixa escolhidos para o projeto são do tipo *Butterworth* de segunda ordem e serão implementados na topologia *Sallen Key*. Essa topologia utiliza um OPAMP, dois capacitores e dois resistores para cada filtro. A estrutura básica dos filtros Sallen Key é ilustrada na Figura 18, onde Z1, Z2, Z3 e Z4 correspondem às posições dos resistores e capacitores que são alternados de acordo com cada filtro:



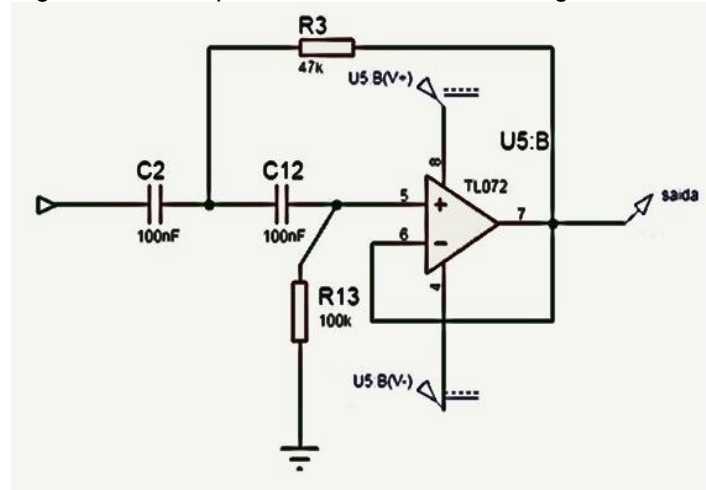
Fonte: Elaborado pelo autor.

Seguindo as especificações da banda passante do sinal mioelétrico, foi implementado o filtro passa alta com o corte em 20 Hz. A frequência de corte f_c para o filtro passa alta, descrito na Figura 19, na topologia Sallen Key é dada por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} \quad (1)$$

Os valores de impedância e resistência escolhidos se aproximam o máximo possível de 20 Hz dentro dos valores comerciais disponíveis. Para isso, foram utilizados um OPAMP TL072, dois resistores (um de 47 kΩ e outro de 100 kΩ) e dois capacitores de 100 nF como pode ser observado na Figura 19:

Figura 19 - Filtro passa alta *Butterworth* de segunda ordem



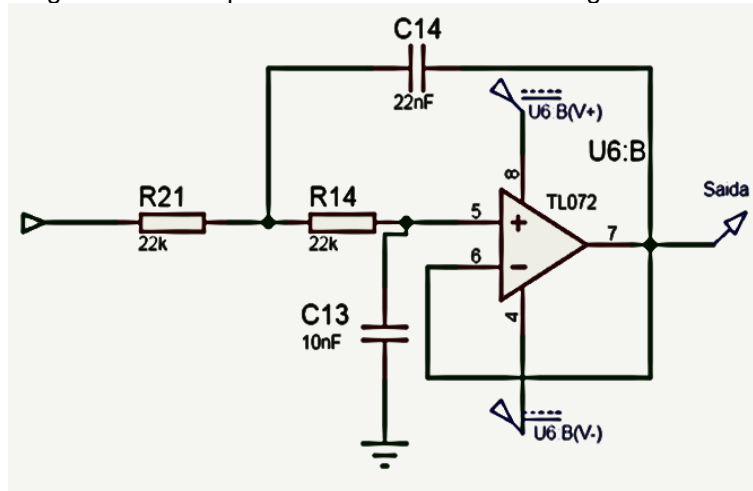
Fonte: Simulador Proteus, implementado pelo autor.

A frequência de corte alcançada com os valores é dada pela equação:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{47000 \times 100000 \times 100 \times 10^{-9} \times 100 \times 10^{-9}}} = 23,215 \quad (2)$$

O filtro passa baixa utilizado no projeto segue as mesmas características topológicas do filtro passa alta. A diferença está na disposição dos capacitores e resistores no circuito como podemos observar na Figura 20.

Figura 20 - Filtro passa baixa *Butterworth* de segunda ordem



Fonte: Simulador Proteus, implementado pelo autor.

A frequência de corte f_c para o filtro passa baixa é dada por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (3)$$

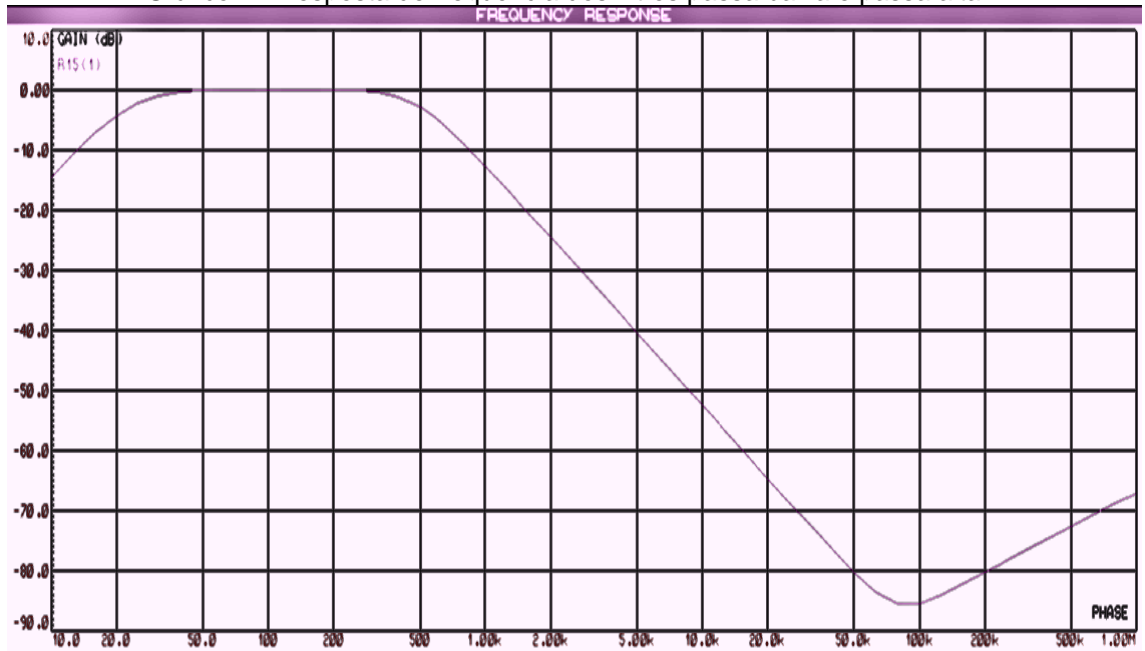
Como especificado anteriormente, a frequência de corte deve estar próxima de 500 Hz. Com os valores indicados na Figura 20 escolhidos para este filtro e que são valores disponíveis no mercado chegamos ao seguinte resultado para a frequência de corte:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{22000 \times 22000 \times 22 \times 10^{-9} \times 10 \times 10^{-9}}} \quad (4)$$

$$f_c = 487,737$$

O resultado dos testes no simulador Proteus para a resposta de frequência dos filtros passa alta e passa baixa pode ser observado abaixo na Gráfico 2.

Gráfico 2 - Resposta de frequência dos filtros passa baixa e passa alta



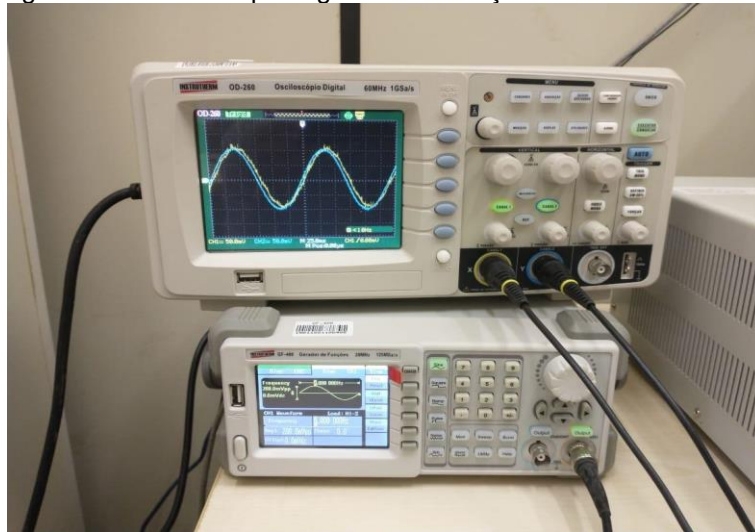
Fonte: Simulador Proteus, Elaborado pelo autor.

No Gráfico 2, podemos observar que o sinal tem ganho negativo antes dos 20 Hz e depois dos 500 Hz, isso influencia na amplitude do sinal original, levando a tensão de amplitude para próximo de zero quando em frequências muito altas ou muito baixas. Isso mostra que os filtros passa alta e passa baixa estão respondendo bem às expectativas na simulação.

Tendo os resultados esperados na simulação, passou-se à parte de testes práticos e implementação do circuito.

Primeiro, o circuito foi projetado em *protoboard* e posteriormente em uma placa de fenolite perfurada. Para os testes práticos foram utilizados os equipamentos presentes nos laboratórios de computação da FACOMP UFPA campus Castanhal, e para testar os filtros foram usados um gerador de funções modelo GF-400 e um osciloscópio modelo OD-260, ambos da fabricante *Instrutherm* como mostra a Figura 21:

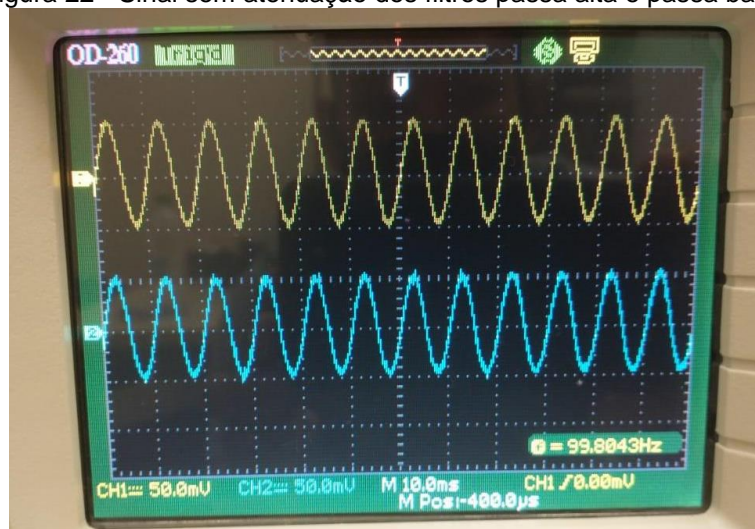
Figura 21 - Osciloscópio e gerador de funções usados nos testes



Fonte: Acervo pessoal do autor

Para os testes dos filtros, foi configurado o gerador de funções com uma amplitude de 100 mV e inicialmente com frequência em 100 Hz como podemos observar na Figura 22, nela vemos o sinal em amarelo que representa a entrada do circuito e o sinal em azul que representa a saída do circuito.

Figura 22 - Sinal sem atenuação dos filtros passa alta e passa baixa

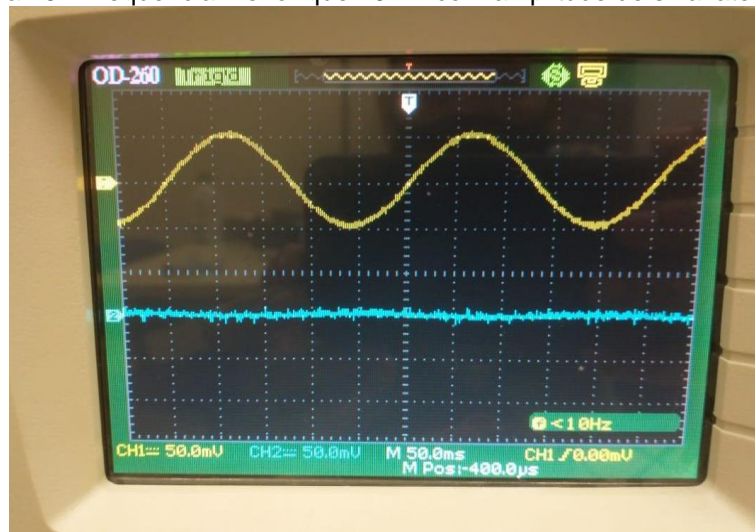


Fonte: Acervo pessoal do autor

Note que o sinal de saída não está sofrendo atenuação em relação ao sinal de entrada, pois o valor de 100 Hz está dentro da banda passante do filtro.

Para testar o filtro passa alta, baixou-se gradativamente o valor de frequência no gerador de funções. À medida que os valores de frequência se aproximaram de 20 Hz a amplitude do sinal diminui e quanto menor a frequência, mais próximo de zero fica a amplitude como podemos observar na Figura 23 em um teste com uma frequência um pouco menor de 10 Hz.

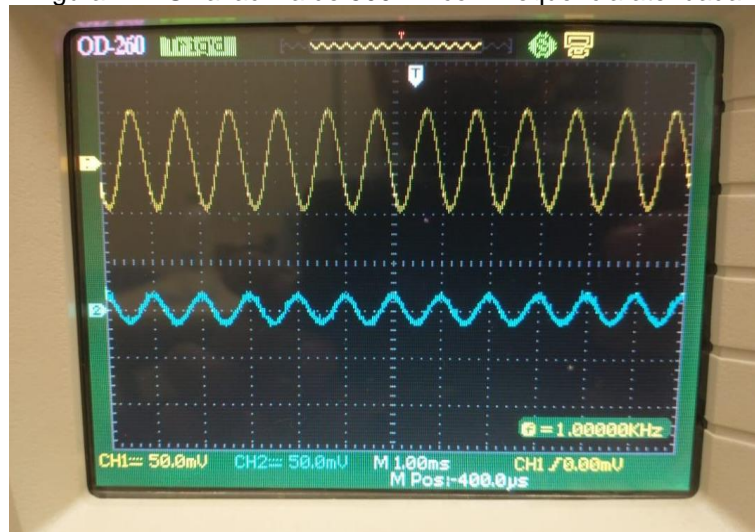
Figura 23 - Frequência menor que 20 Hz com amplitude de sinal atenuada



Fonte: Acervo pessoal do autor

Da mesma forma como a amplitude caiu quando os valores de frequência se aproximaram de 20 Hz, ao chegar em 500 Hz também houve atenuação do sinal, validando o funcionamento do filtro passa baixa com frequência de corte em 500 Hz. De modo que, elevando gradativamente o valor de frequência no gerador de funções foi possível observar a atenuação na amplitude do sinal. Acima de 500 Hz, quanto maior o valor de frequência, menor foi a amplitude do sinal na saída do circuito. A seguir, a Figura 24 mostra a diferença entre o sinal de saída em azul, em relação ao sinal de entrada em amarelo:

Figura 24 - Sinal acima de 500 Hz com frequência atenuada



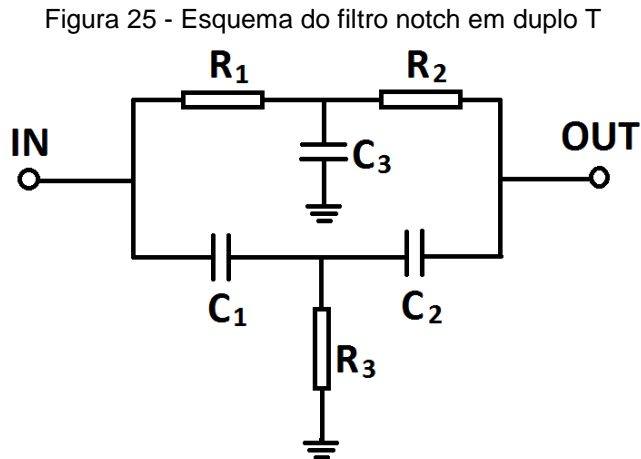
Fonte: Acervo pessoal do autor

Na Figura 24, o sinal atenuado está em 1 kHz. Como pode ser observado nos testes, a atenuação não ocorre de forma imediata, havendo uma margem onde os sinais de frequências mais altas ainda têm amplitude que podem ser captadas pelo restante do circuito, o mesmo ocorre com o filtro passa alta com frequências baixas mas ainda próximas de 20 Hz. Entretanto, essa pequena interferência não prejudicou de forma significativa o resultado dos testes.

Além dos filtros passa alta e passa baixa que limitam a banda de frequência passante entre 20 Hz e 500 Hz, houve a necessidade de eliminar a faixa de frequência em 60 Hz, pois é uma faixa que provoca muito ruído no sistema por ser gerada por diversos meios incluindo a rede elétrica e até mesmo pelo próprio corpo humano. Para isso será implementado o filtro *notch* com corte em 60 Hz.

3.2.2. Filtro *Notch*

O circuito do filtro *notch* segue o esquema em duplo T dado pela Figura 25:



Fonte: Elaborado pelo autor.

Onde os valores de resistência e capacitância são dados por:

$$R_1 = R_2 = 2R_3 \quad (5)$$

$$C_1 = C_2 = \frac{1}{2}C_3 \quad (6)$$

No filtro *Notch* em esquema duplo T, como observado na Figura 25, o valor do resistor R_3 ligado ao GND deve ser a metade do valor individual dos demais resistores do circuito que têm valores iguais e a impedância do Capacitor C_3 ligado ao GND deve ser o dobro da impedância individual dos outros capacitores do circuito que também têm valores iguais.

O cálculo da frequência de corte para o filtro *notch* em duplo T é dada por:

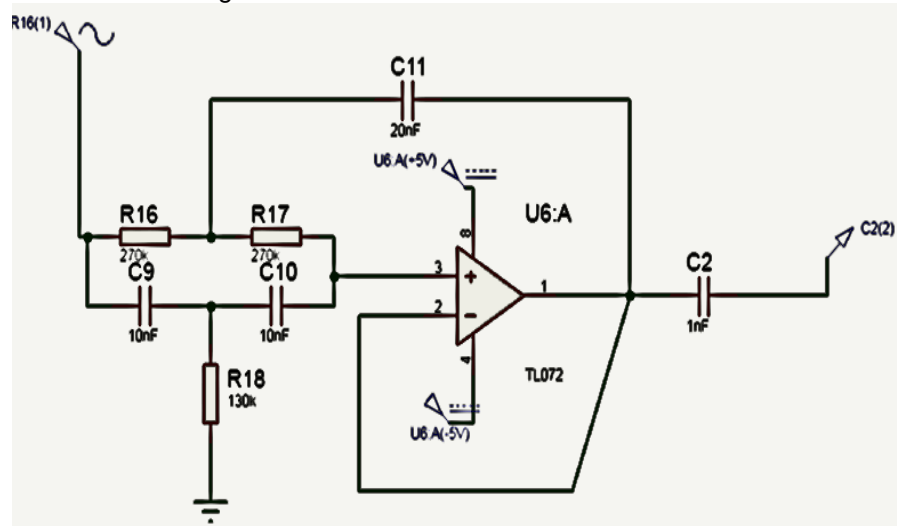
$$f_c = \frac{1}{2\pi \times R_1 \times C_1} \quad (7)$$

Utilizando-se de capacitores com 10 nF e tendo por finalidade eliminar a frequência em 60 Hz, foi possível calcular o valor dos resistores:

$$R_1 = \frac{1}{2\pi \times 60 \times 10 \times 10^{-9}} = 265258,238 \quad (8)$$

O valor de resistor presente no mercado que mais se aproxima do valor obtido é 270 kΩ. Podemos observar na Figura 26 o esquema do circuito utilizado no projeto utilizando o duplo T com um OPAMP TL072:

Figura 26 - Filtro notch com corte em 60 Hz

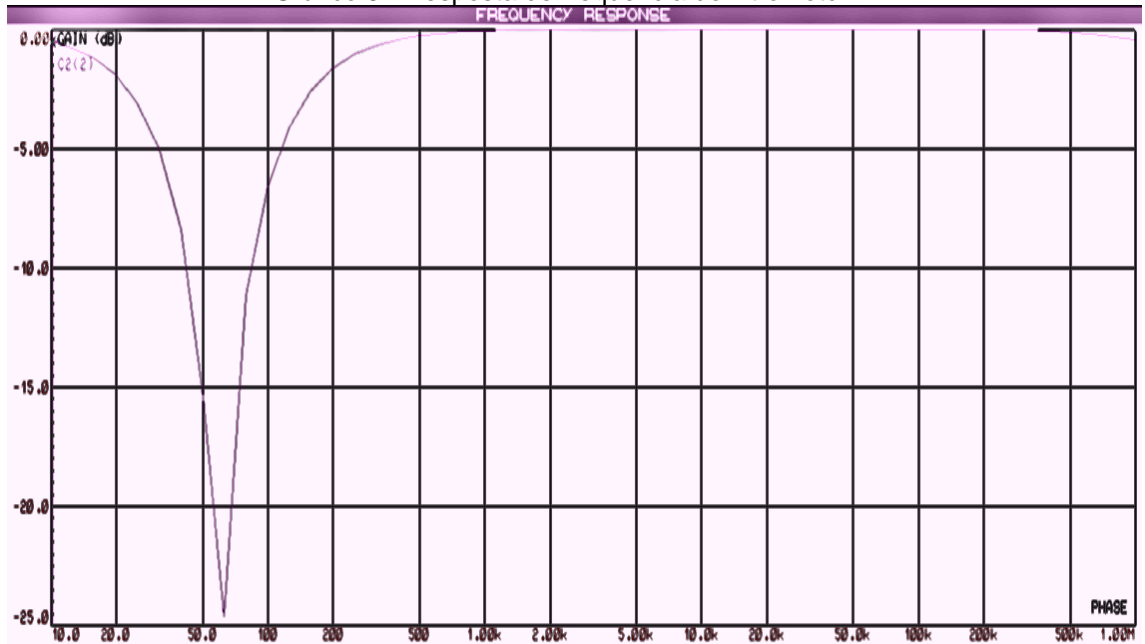


Fonte: Simulador Proteus, Elaborado pelo autor.

O circuito da Figura 26 foi simulado no Proteus, ele provoca uma atenuação na amplitude do sinal quando sua frequência se aproxima de 60 Hz e assim torna os sinais ruidosos dessa frequência incapazes de prejudicar a captura dos biosinais.

A resposta do sinal em relação à frequência é dada pelo Gráfico 3, onde é possível observar que ao se aproximar de 60 Hz o sinal tem ganho negativo, o que faz a tensão de amplitude sofrer atenuação:

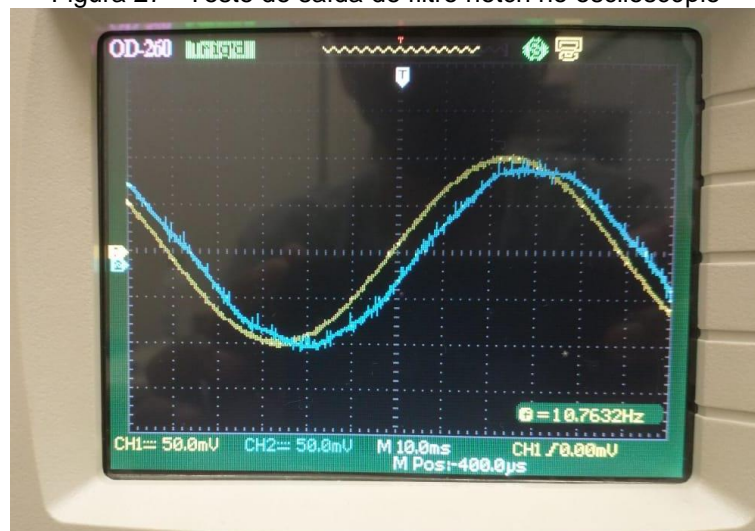
Gráfico 3 - Resposta de frequência do filtro notch



Fonte: Simulador Proteus, Elaborado pelo autor.

Para o teste prático do circuito do filtro *notch* foi usado o mesmo equipamento dos testes nos filtros passa alta e passa baixa. Para este teste foi usada uma amplitude de 200 mV e inicialmente com uma frequência de 10 Hz. É importante frisar que para este teste foi usado apenas o circuito do filtro *notch* sem estar conectado aos filtros anteriores. A Figura 27 mostra as configurações iniciais com o sinal de entrada em amarelo e o sinal de saída em azul.

Figura 27 - Teste de saída de filtro notch no osciloscópio



Fonte: Acervo pessoal do autor

Nota-se uma pequena defasagem do sinal de saída em relação ao sinal de entrada. Essa defasagem não interferiu na confiabilidade do sinal gerado pelo circuito.

Como o filtro *notch* está configurado para cortar as frequências em 60 Hz, que é uma frequência que apresentou muita interferência nos testes do circuito completo sem esse filtro, foi ajustado o valor de frequência para 60 Hz no gerador de funções e o resultado pode ser observado na Figura 28:

Figura 28 - Atenuação da amplitude na frequência de 60 Hz



Fonte: Acervo pessoal do autor

É possível notar que o sinal de saída do circuito, em azul, se aproximou de zero quando a frequência estava em 60 Hz, validando o funcionamento do filtro.

Tanto os filtros passivos (passa alta e passa baixa) como o filtro notch tiveram bons resultados tanto nas simulações quanto nos testes práticos, mas ao serem aplicados ao sinal mioelétrico captado a partir do circuito de aquisição notou-se que a tensão máxima obtida não chegou a 1 V. Dessa forma, após a filtragem do sinal mioelétrico foi necessário que o mesmo fosse amplificado, pois, sinais de baixa amplitude de tensão dificultam sua interpretação por um microcontrolador, que é o objetivo deste trabalho.

A amplificação dos sinais analógicos torna-os proporcionais ao sinal de origem, entretanto com amplitude elevada. Dessa forma, o sinal obtido na aquisição que antes variava em torno de milivolts, após a amplificação poderá alcançar os

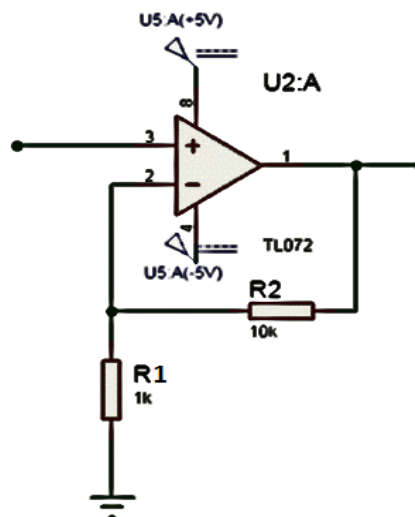
valores esperados nas entradas analógicas de um microcontrolador (0 V a 5 V para o microcontrolador usado neste trabalho) e assim poder ser processado pelo mesmo. Esse processo de amplificação do sinal será detalhado no tópico a seguir.

3.2.3. Circuito Amplificador

Na aquisição acontece uma pré-amplificação do sinal EMG, mas para o sinal alcançar uma amplitude ideal para ser processado por um microcontrolador, como faremos e abordaremos o tema mais adiante neste trabalho, foi necessária a utilização de um circuito amplificador para sinal.

Neste trabalho, a amplificação foi feita através de um OPAMP TL072, o mesmo utilizado nos filtros do sinal analógico. O esquemático do circuito amplificador será apresentado na Figura 29:

Figura 29 - Circuito do amplificador não inversor



Fonte: Simulador Proteus, Elaborado pelo autor.

Como podemos observar na Figura 29, foi implementado um amplificador não inversor (não apresenta defasagem no sinal de saída), o sinal de entrada é conectado ao terminal não inversor (+), um resistor conecta o terminal inversor (-) ao aterramento e outro conecta a saída do amplificador operacional ao terminal inversor, funcionando como realimentação,

Os dois resistores definem o ganho do circuito que pode ser calculado a partir da seguinte equação:

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 \quad (9)$$

A partir dos valores dos resistores observados na Figura 29, temos um ganho de onze vezes o sinal de entrada:

$$G = \frac{10000}{1000} + 1 = 11 \quad (10)$$

Após a implementação do circuito amplificador, o teste prático se mostrou idêntico ao teste simulado e correspondeu às expectativas. A Figura 30 mostra o resultado mostrado no osciloscópio:

Figura 30 - Resposta do teste prático do amplificador no osciloscópio

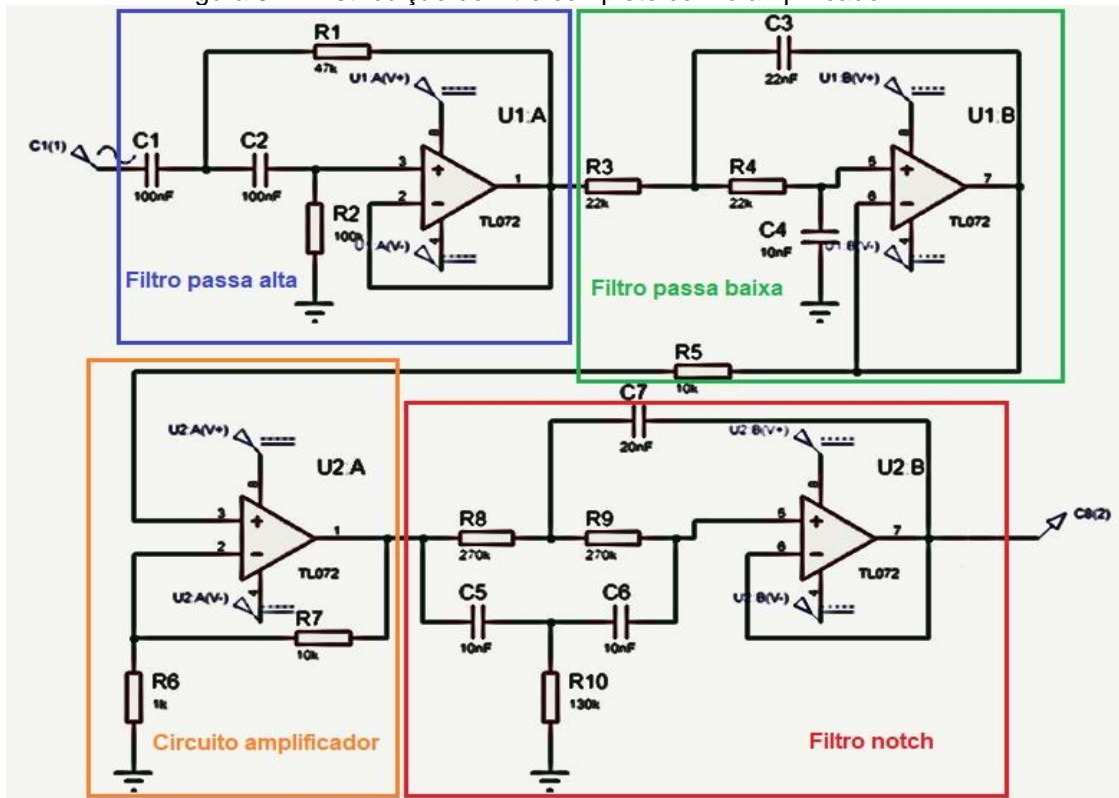


Fonte: Acervo pessoal do autor.

Na Figura 30 podemos observar o sinal de entrada do amplificador em amarelo e o sinal de saída em azul com um ganho de 11 vezes.

Com isso, as etapas de testes dos filtros e do amplificador foram finalizadas. O circuito na Figura 31 mostra o esquema usado nos testes. Nele, os filtros passa alta e passa baixa se ligam ao filtro *notch* com o circuito amplificador entre eles.

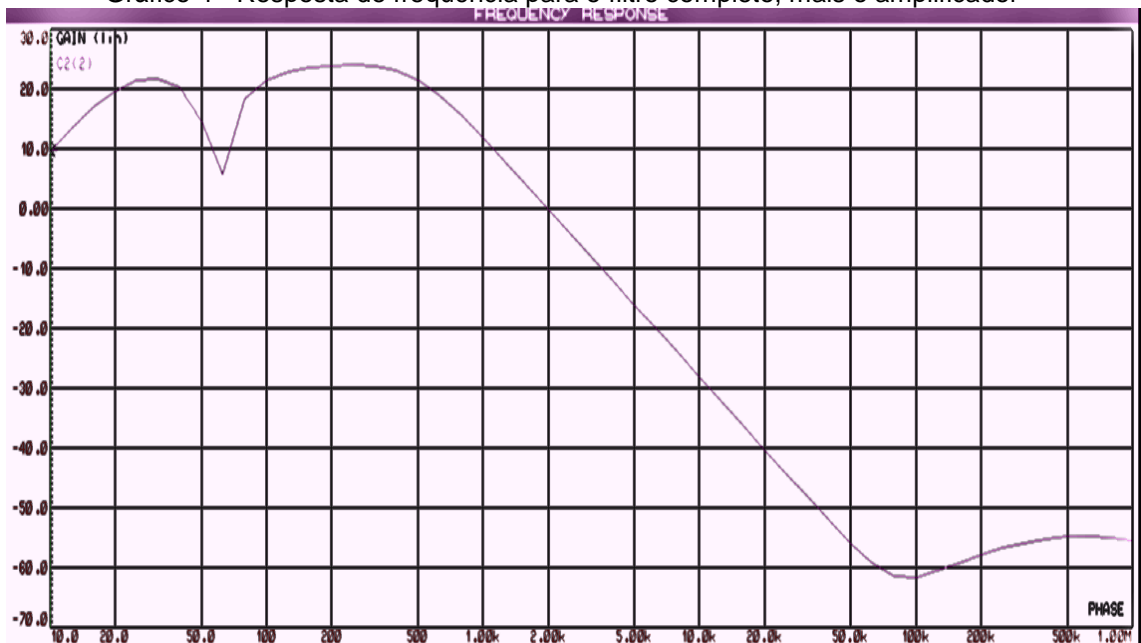
Figura 31 - Distribuição do filtro completo com o amplificador



Fonte: Simulador Proteus, Elaborado pelo autor.

A resposta de frequência de todos os filtros passantes usados neste trabalho juntamente com o amplificador pode ser observada no Gráfico 4:

Gráfico 4 - Resposta de frequência para o filtro completo, mais o amplificador



Fonte: Simulador Proteus, Elaborado pelo autor.

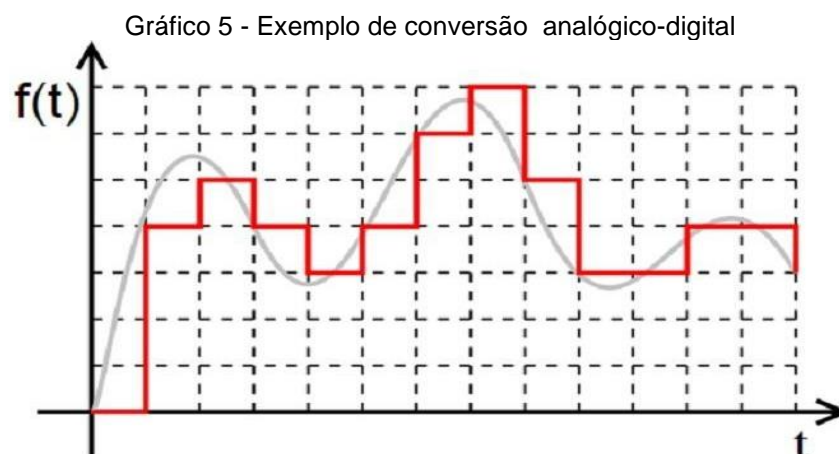
Após a aquisição, filtragem e amplificação do sinal, foi necessário fazer a conversão do sinal analógico para sinal digital (A/D), tornando-o possível de ser interpretado pelo microcontrolador. Essa etapa será descrita no tópico a seguir.

3.3. Conversor A/D

O conversor A/D transforma o sinal analógico contínuo em um sinal digital discreto. O sinal discreto consiste em uma sequência de números que podem ser facilmente armazenados e processados em um computador digital (ENDERLE; BRONZINO, 2012).

Segundo Rodrigues (2011, p 35), a conversão analógica-digital é a etapa, em processamento de sinais, que permite passar de um sinal analógico, geralmente contínuo no tempo e em amplitude, para um sinal discreto no tempo (amostrado) e em amplitude (quantizado).

A etapa da amostragem do sinal define a quantidade de vezes que o sinal terá sua informação coletada. No Gráfico 5, a amostragem do sinal pode ser identificada como as linhas tracejadas verticais. O sinal digitalizado, ilustrado em linha vermelha, permanece constante até que haja uma nova amostragem do sinal analógico (linha cinza).



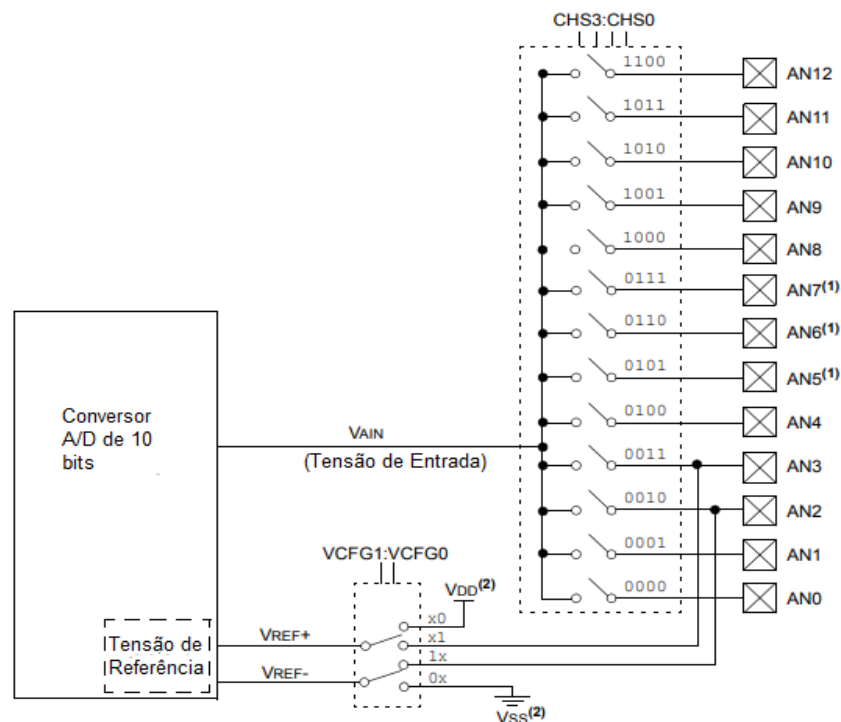
Deste modo, a taxa de amostragem do sinal é definida pela quantidade de amostragens em um determinado período de tempo, uma taxa de amostragem maior significa uma maior confiabilidade em relação ao sinal analógico original, no entanto, requer um maior processamento por parte do sistema.

Além da amostragem, outra etapa do processo de conversão A/D é a quantização. Ainda no Gráfico 5, as linhas tracejadas horizontais representam os valores discretos que poderão ser interpretados pelo computador. Da mesma forma que a amostragem, uma quantidade maior de níveis de valores possíveis atribuídos na quantização significa uma precisão maior em relação ao sinal original, entretanto, requer um número maior de alocação de memória no computador que irá processar esse sinal digitalizado. Neste trabalho, após a conversão do sinal ele será direcionado à memória do microcontrolador PIC.

O microcontrolador PIC 18f4550, que será usado neste projeto, possui entradas analógicas que levam a um conversor A/D interno. Dessa forma, utilizaremos esse conversor interno em nosso projeto.

O módulo conversor analógico-digital (A/D) do microcontrolador tem 13 entradas nos dispositivos de 40/44 pinos da família PIC 18f. Este módulo permite a conversão de um sinal de entrada analógico para um sinal digital de 10 bits correspondente (MICROCHIP TECHNOLOGY Inc, 2009, p. 265). Dessa forma, o sinal analógico que será captado pelo sistema será discretizado em 1024 níveis diferentes de valores (0 a 1023) a serem interpretados pelo microcontrolador e a frequência de amostragem será de 1 kHz. O diagrama da Figura 32 mostra o esquema interno do conversor A/D no PIC 18f4550.

Figura 32 - Diagrama de bloco do circuito interno do conversor A/D



Fonte: MICROCHIP TECHNOLOGY Inc (2009, p. 268), traduzido pelo autor.

Este módulo de conversão também incorpora um tempo de aquisição programável, permitindo que um canal seja selecionado e uma conversão iniciada sem precisar esperar por um período de amostragem, e assim, reduzir a sobrecarga do código (MICROCHIP TECHNOLOGY Inc, 2009, p. 8). No tópico a seguir será mais bem abordado o microcontrolador PIC 18f4550 e seu papel na construção desse projeto na etapa pós-conversão.

3.4. Microcontrolador PIC 18f4550

“O microcontrolador consiste em um único circuito integrado que reúne um núcleo de processador, memórias voláteis e não voláteis e diversos periféricos de entrada e de saída de dados” (CARDOSO, 2020). Dessa forma, um microcontrolador é considerado um pequeno computador, mas com uma capacidade de processamento e armazenamento muito menor que um computador convencional. Dentre os diversos tipos de microcontroladores será destacada a linha de microcontroladores PIC.

“O fabricante dos microcontroladores PIC é a empresa americana *Microchip Technology*. Atualmente ela é um dos maiores fabricante mundiais de microcontroladores de 8, 16 e 32 bits, além de possuir uma ampla linha de memórias e componentes analógicos” (EXSTO TECNOLOGIA, 2009, p. 35). A Figura 33 mostra alguns exemplos de microcontroladores PIC.

Figura 33 - Microcontroladores PIC

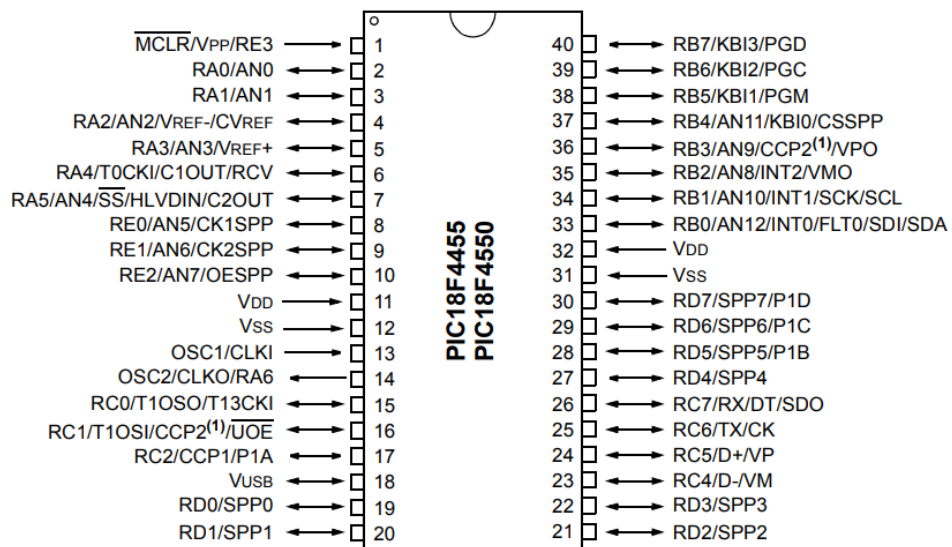


Fonte: SÁNCHEZ, 2013.

O PIC 16f877a foi o microcontrolador usado na fase inicial do projeto por ser o mesmo encontrado na bancada de testes XM116 da marca EXSTO que se encontra a disposição dos alunos nos laboratórios da UFPA Campus Castanhal, o que facilitou na fase de testes suprindo a necessidade de uma montagem prévia do circuito do microcontrolador, mas isso não o torna menos importante para este trabalho, pois as suas características contribuíram para o projeto.

Após a montagem do circuito, houve a necessidade de mudar o microcontrolador para o PIC 18f4550, pois o microcontrolador anterior não tem suporte para a comunicação com o cartão SD que será usado para armazenamento de informação e será abordado mais adiante neste trabalho. A Figura 34 mostra a pinagem do PIC 18f4550.

Figura 34 - Pinagem do PIC 18f4550



Fonte: MICROCHIP TECHNOLOGY (2009).

Os microcontroladores PIC usados nos testes tem pinagem parecida, como o número de pinos e a posição dos pinos usados na gravação do mesmo. Essa ultima tornou possível a substituição do microcontrolador sem a necessidade de mudança na conexão com a placa.

A gravação do microcontrolador foi feita com um gravador Pickit3 através do software de gravação do mesmo. Já o código fonte usado foi escrito no software mikroC específico para programação do microcontrolador PIC e se encontra disponível no APÊNDICE A.

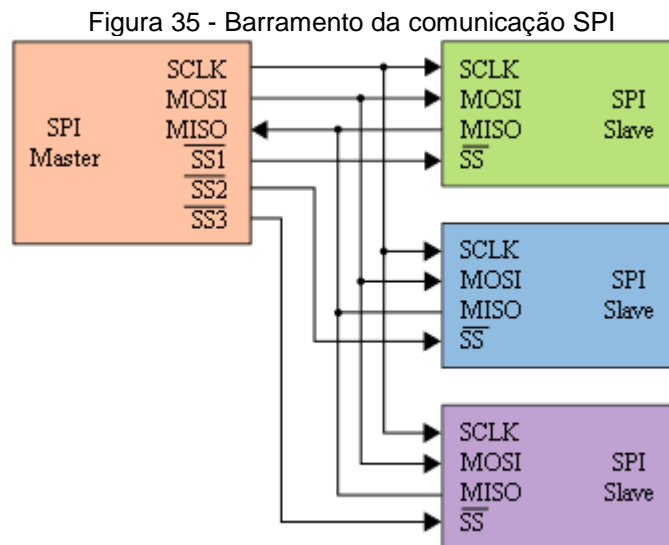
Após os dados serem processados pelo microcontrolador, serão enviados para o cartão SD, onde serão armazenados. Essa etapa do projeto será abordada a seguir.

3.5. Armazenamento no Cartão micro SD

A conexão entre o microcontrolador PIC 18f4550 e o cartão micro SD foi feita através da comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*). Essa comunicação serial síncrona é caracterizada pelo conceito de *Master-Slave* (Mestre-Escravo) onde o *master* é o gerador do sinal de sincronismo da comunicação entre ele e o *slave*, podendo estar sincronizado com vários *slaves* (GUIMARÃES, 2019).

A comunicação SPI possui canais de envio e recebimento de dados separados, o que permite que esses processos possam ocorrer simultaneamente. Assim, é possível atingir velocidades maiores de comunicação.

O barramento de ligação da comunicação SPI é dado na Figura 35:



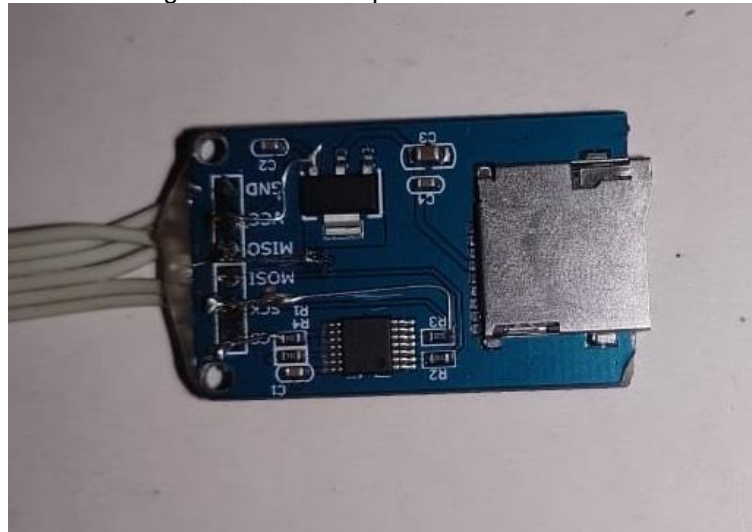
Fonte: GUIMARÃES, 2019.

Podemos observar na Figura 35 que as ligações SPI são constituídas de no mínimo quatro canais entre o *master* e o *slave*:

- **MOSI** (*Master Out Slave In*) é o canal utilizado pelo mestre para enviar dados aos escravos;
- **MISO** (*Master In Slave Out*) é o canal utilizado pelo escravo para enviar dados ao mestre.
- **SCLK** (*Serial Clock*) é o canal utilizado para sincronização da transmissão de dados.
- **SS** (*Slave Select*) é o canal utilizado para a seleção do escravo.

Neste projeto, o *Master* será o microcontrolador PIC 18f4550 e o *Slave* será o cartão micro SD que receberá os dados gerados a partir do movimento dos músculos. Foi utilizado um módulo para cartão micro SD para fazer a conexão como podemos observar na Figura 36:

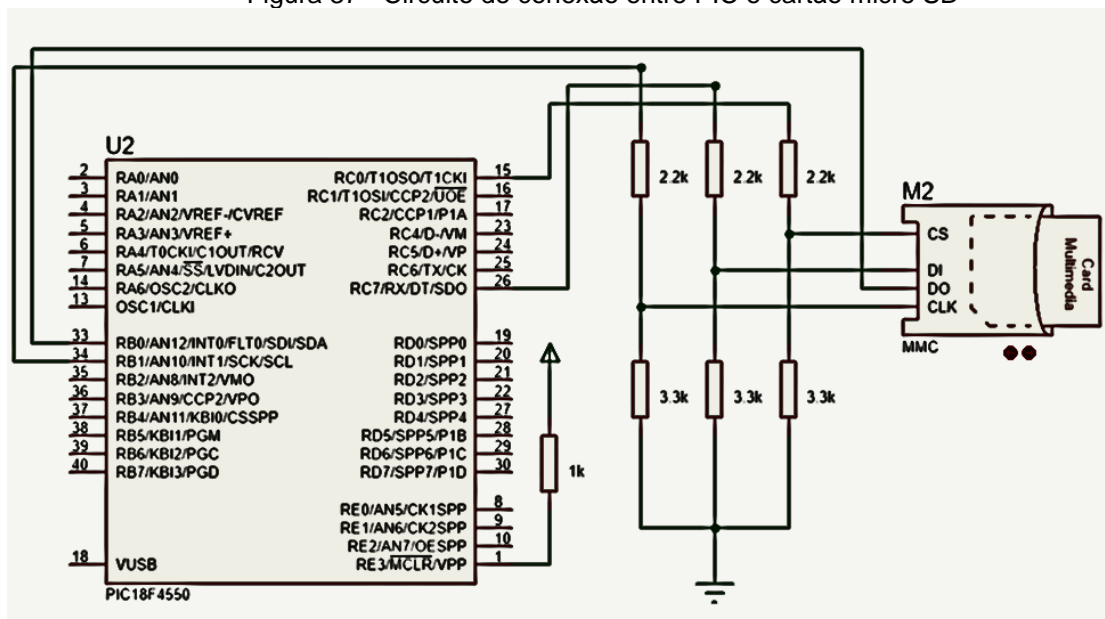
Figura 36 - Módulo para cartão micro SD



Fonte: Acervo pessoal do autor.

O módulo para o cartão micro SD foi importante para a adaptação de tensão entre o microcontrolador que opera com 5 V e o próprio cartão micro SD que opera com tensão próxima de 3 V. A adaptação é importante para não danificar o cartão SD por ocasião do valor elevado da tensão de saída do microcontrolador. A Figura 37 mostra o esquema do circuito de ligação entre o microcontrolador e o cartão micro SD implementado em simulação:

Figura 37 - Circuito de conexão entre PIC e cartão micro SD

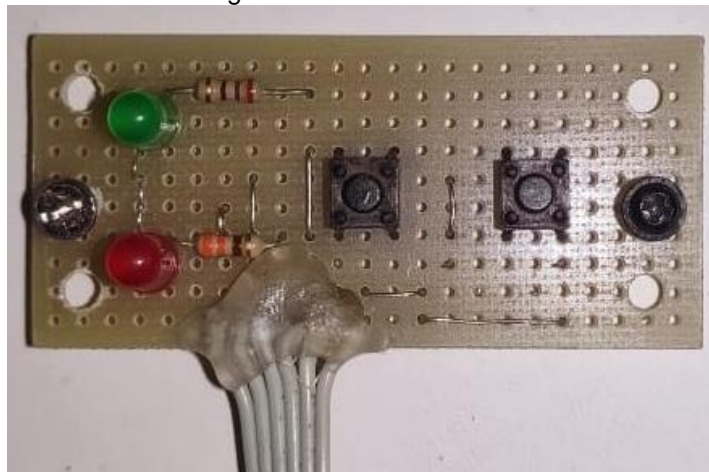


Fonte: Simulador Proteus, Elaborado pelo autor.

Nessa simulação podemos observar que há resistores funcionando como divisores de tensão. Com isso, a tensão de 5 V na saída do microcontrolador chega ao cartão micro SD com valores aproximados de 3 V.

Para auxiliar na gravação dos dados no cartão micro SD foram implementados dois botões e dois LEDs (um verde e um vermelho). Os botões servem para iniciar e finalizar a gravação dos dados e os LEDs funcionam como indicadores do que está ocorrendo na gravação. A Figura 38 mostra a placa com os botões e LEDs que foram usados neste trabalho.

Figura 38 - Botões e LEDs



Fonte: Acervo pessoal do autor.

Na fase de testes, foi implementado no código do projeto (disponível no APÊNDICE A) as indicações, a partir dos LEDs, se o cartão está gravando os dados de forma correta e também indicam os possíveis erros que possam ocorrer com o cartão. Essas indicações também auxiliaram na conexão entre o microcontrolador e o cartão SD na fase de testes.

O cartão micro SD utilizado tem capacidade de 1GB e foi formatado para Fat16.

O processo de gravação dos dados no cartão micro SD se dá da seguinte forma: Ao ligar a placa os dois LEDs acendem indicando o funcionamento do sistema. O primeiro botão é usado para iniciar a gravação, ao ser pressionado, e se tudo ocorrer corretamente, o LED verde pisca uma vez indicando que está tudo certo

com o cartão e depois acende e permanece aceso indicando que a gravação está sendo executada. O segundo botão é usado para interromper a gravação e ao ser pressionado apaga o LED verde (que estava aceso) e pisca o LED vermelho indicando o fim da gravação. Caso ocorra algum problema com o cartão micro SD o LED vermelho indica o erro através do número de vezes que o mesmo pisca ao ser pressionado o botão de gravação. O Quadro 1 lista o tipo do erro que pode ocorrer no cartão e que será indicado pelo LED vermelho.

Quadro 1 – Indicadores de erro da gravação do cartão micro SD

Indicação do LED vermelho	Tipo de erro
Pisca uma vez	Se o setor de inicialização FAT16 não foi encontrado;
Pisca duas vezes	Se o cartão SD não foi detectado;
Pisca três vezes	Se o arquivo não existir e nenhum novo arquivo for criado;
Pisca quatro vezes	Se não houver mais manipuladores de arquivos livres.

Fonte: Elaborado pelo autor.

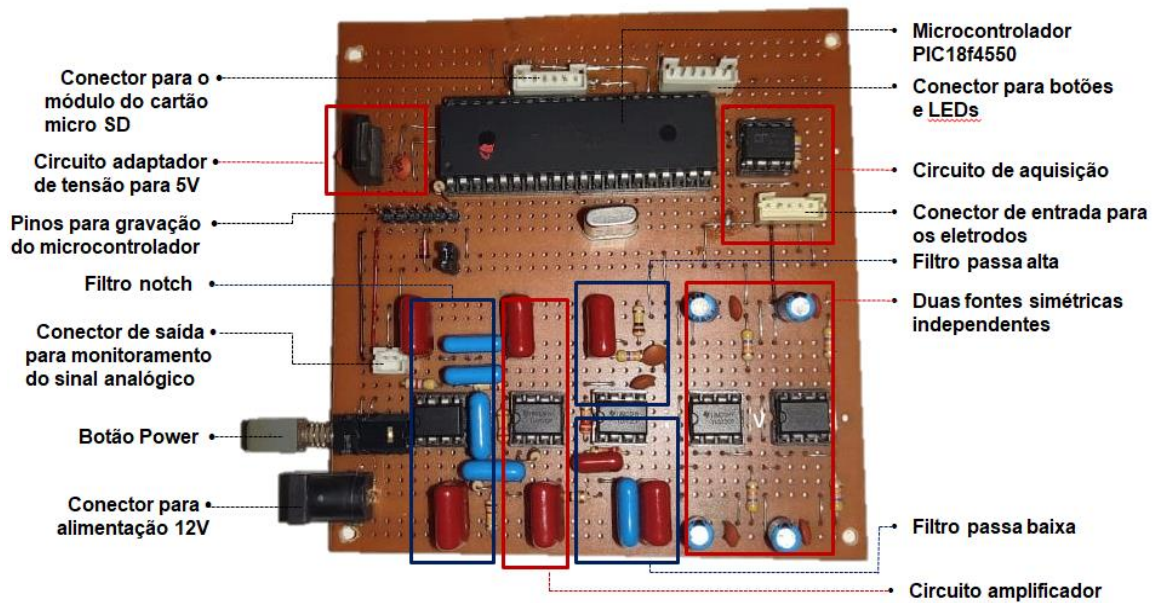
Esses indicadores foram essenciais para os testes de funcionamento do projeto e auxiliaram na identificação dos erros que ocorreram durante a montagem da placa que será abordada no próximo tópico juntamente com a alimentação de todo o projeto.

3.6. Montagem da Placa e Alimentação

A partir dos testes em simulação de todas as etapas deste projeto e de testes práticos realizados em uma *protoboard*, foi possível a construção do circuito eletrônico em uma placa de fenolite perfurada do tipo trilha (quando já há furos interligados por uma liga metálica para auxiliar na soldagem dos componentes eletrônicos). Durante a elaboração deste trabalho foram feitos diversos modelos e diferentes esquemas de circuito eletrônico até que se chegasse ao modelo final que contém todos os componentes necessários no menor espaço possível, levando em

consideração o modelo de placa escolhido para a elaboração da mesma. Na Figura 39, podemos observar a disposição dos componentes e as diversas etapas já descritas neste trabalho:

Figura 39 - Placa com circuito eletrônico do projeto



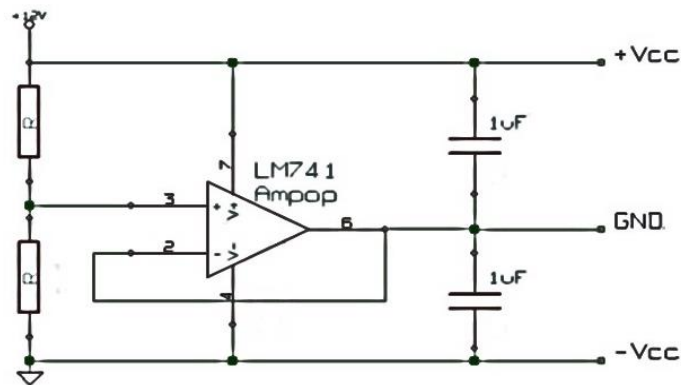
Fonte: Acervo pessoal do autor.

A placa do circuito também está disponível sem as legendas no APÊNDICE B, e o circuito do sistema pode ser visualizado no APÊNDICE C deste trabalho.

A alimentação da placa foi feita com uma fonte de 12 V de tensão e corrente de 5 A.

Como a alimentação dos amplificadores operacionais necessita de tensão simétrica, foi elaborado um circuito que divide a tensão de 12 V em uma fonte simétrica de +6 V e -6 V. O circuito base usado neste projeto para a construção da fonte de tensão simétrica pode ser observado na Figura 40:

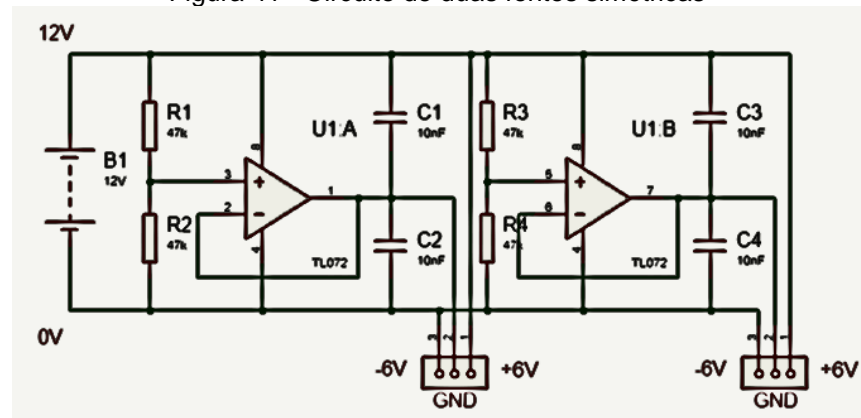
Figura 40 - Circuito de fonte simétrica usando OPAMP



Fonte: SOUSA; MACEDO; JUCÁ (2013).

Através do circuito acima, a tensão é dividida proporcionalmente aos valores dos resistores de forma que se estabeleça uma referência (ground) virtual localizada entre o GND e o Vcc da fonte utilizada para gerar a tensão. As tensões +Vcc e -Vcc são equilibradas com base no divisor de tensão utilizado no circuito de forma que quando as duas resistências são iguais, +Vcc e -Vcc são simétricos (SOUSA; MACEDO; JUCÁ, 2013). Neste trabalho, utilizamos duas fontes simétricas, como pode ser observado na Figura 41, uma para a alimentação do circuito dos filtros e do amplificador e outra para alimentar o circuito de aquisição, pois em testes de bancada e em simulação observou-se interferência nos dados coletados quando usada uma única fonte simétrica. Para cada fonte simétrica foi utilizado um OPAMP TL072 combinado com dois resistores de 47 kΩ e dois capacitores de 10 µF.

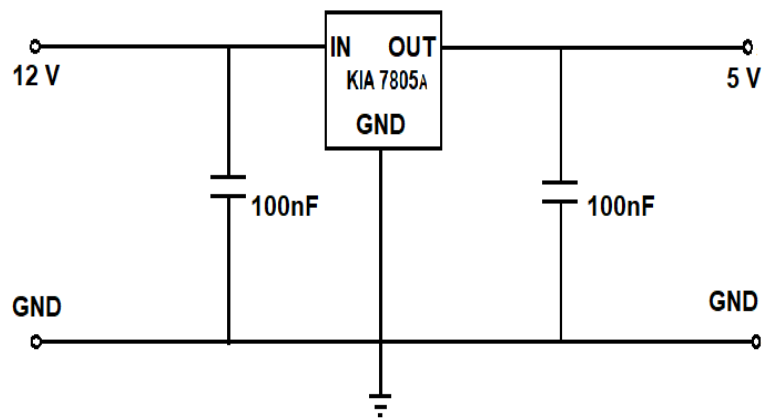
Figura 41 - Circuito de duas fontes simétricas



Fonte: Simulador Proteus, Elaborado pelo autor.

Já o microcontrolador PIC 18f4550 é alimentado com uma tensão de 5 V, dessa forma foi elaborado um circuito utilizando um regulador de tensão 7805 que ajusta a tensão de entrada da placa de 12 V para 5 V. A Figura 42 mostra o circuito regulador utilizado neste trabalho:

Figura 42 - Circuito regulador de tensão para o microcontrolador



Fonte: Elaborado pelo autor.

O módulo do cartão micro SD também é alimentado com esse circuito da Figura 42 e no próprio módulo a tensão de 5 V é adaptada para os valores próximos a 3 V o qual o cartão trabalha. Desse modo, todos os componentes do sistema foram alimentados a partir de uma única fonte de tensão de 12 V.

No tópico a seguir veremos os resultados obtidos depois de finalizadas todas as etapas de construção do protótipo deste trabalho.

4. RESULTADOS

O sinal resultante a partir do sistema implementado pode ser monitorado de duas formas. Além dos dados que são gravados no cartão micro SD, também é possível monitorar o sinal analógico após o mesmo passar pelos filtros e amplificadores com o auxílio de um osciloscópio. O sinal analógico da Figura 43 mostra o resultado de um teste realizado no músculo bíceps onde é possível visualizar a leitura a partir do movimento de contração e relaxamento do mesmo.

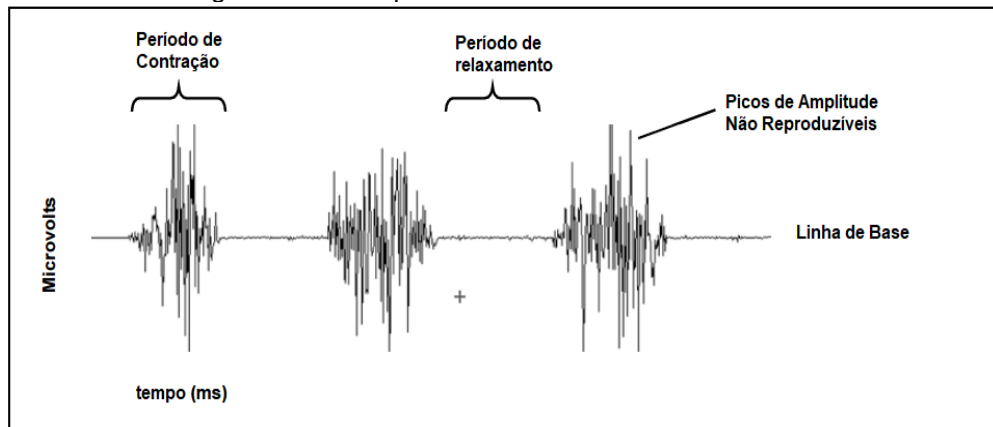
Figura 43 - Resultado do sinal mioeletrico



Fonte: Acervo pessoal do autor.

Neste teste, foi feito três vezes o movimento de esticar o antebraço e encolhê-lo, e durante esse movimento o músculo bíceps (onde estavam os eletrodos de superfície) se contraiu. Como podemos observar na Figura 43, há três momentos em que o sinal aparece com níveis maiores de tensão que são referentes ao momento de contração muscular e quando o músculo está relaxado o sinal permanece com amplitude baixa. Esses dados coletados através do osciloscópio estão de acordo com esperado, como podemos comparar com a Figura 44, onde podemos observar o exemplo de um sinal mioelétrico com três momentos onde há contrações musculares.

Figura 44 - Exemplo de sinal mioelétrico da literatura



Fonte: KONRAD, 2005, p. 10, Traduzido pelo autor.

Os testes no sinal analógico foram usados para validar os dados a serem armazenados no cartão micro SD através do microcontrolador PIC 18f4550. Usando o mesmo movimento e fazendo a aquisição do sinal no músculo bíceps, os dados foram coletados e armazenados em um cartão micro SD e salvos em um arquivo no formato de texto (.txt), como podemos observar na Figura 45.

Figura 45 - Dados armazenados no cartão micro SD

```

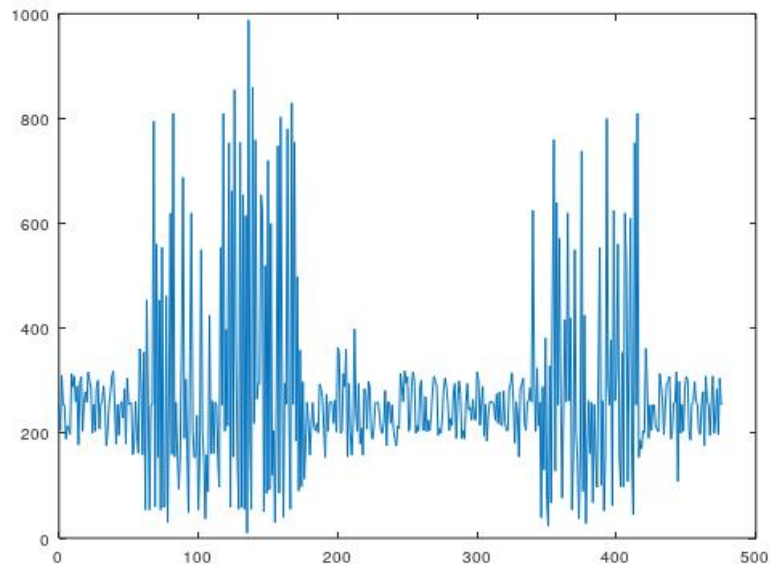
01EMG - Bloco de Notas
Arquivo Editar Formatar Exibir Ajuda
0254,0205,0310,0254,0254,0189,0214,0209,0198,0314,0289,0309,0260,290,0178,0295,0308,0204,0258,0279,
0259,0317,0299,0288,0200,0255,0204,0288,0301,0208,0255,0260,0290,0255,0176,0205,0255,0279,0309,031
9,0259,0179,0255,0196,0255,0260,0229,0285,0179,0305,0255,0257,0258,0159,0178,0261,0198,0162,0361,02
90,0159,0355,0054,0454,0254,0054,0254,0254,0795,0060,0561,0154,0454,0054,0555,0059,0061,0462,0030,0
261,0620,0160,0810,0155,0259,0161,0093,0162,0361,0688,0190,0303,0159,0049,0354,0620,0204,0154,0154,
0234,0054,0154,0550,0200,0150,0037,0159,0089,0425,0161,0262,0161,0259,0255,0154,0097,0554,0254,081
0,0204,0398,0214,0754,0059,0662,0155,0855,0355,0155,0055,0755,0059,0655,0055,0615,0010,0988,0195,00
55,0860,0219,0759,0265,0295,0295,0655,0621,0050,0520,0085,0720,0092,0600,0120,0205,0030,0255,0748,0
086,0803,0355,0040,0295,0255,0780,0255,0055,0830,0255,0755,0185,0498,0090,0359,0098,0298,0113,0180,
0259,0219,0158,0215,0259,0213,0205,0219,0201,0294,0285,0269,0210,0154,0274,0204,0258,0260,0258,021
9,0263,0202,0364,0354,0200,0204,0314,0289,0360,0155,0295,0204,0158,0219,0399,0245,0204,0295,0180,02
10,0158,0285,0275,0208,0299,0289,0202,0189,0215,0259,0259,0259,0233,0205,0200,0219,0282,0176,0260,0
258,0219,0254,0205,0189,0176,0214,0209,0314,0289,0260,0319,0295,0308,0204,0218,0289,0317,0299,200,0
215,0204,0288,0301,0208,0205,0270,0203,0225,0205,0235,0279,0309,0299,0292,0196,0209,0200,0229,0285,
0305,0288,0257,0205,0228,0215,0276,0295,0190,0259,0300,0275,0190,0205,0189,0259,0295,0245,0250,022
5,0265,0229,0225,0317,0299,0215,0259,0289,0195,0255,0185,0235,0259,0261,0259,0255,0225,0275,0219,02
79,0215,0215,0281,0222,0205,0205,0285,0294,0315,0260,0181,0260,0235,0155,0285,0293,0305,0218,0205,0
260,0262,0287,0260,0625,0295,0204,0324,0214,0259,0039,0289,0130,0382,0072,0023,0329,0067,0438,0760,
0128,0640,0254,0572,0254,0076,0259,0417,0260,0620,0262,0420,0054,0154,0550,0200,0150,0037,0159,073
8,0089,0425,0028,0161,0262,0161,0259,0067,0255,0154,0097,0328,0554,0101,0262,0052,0161,0800,0295,02
54,0378,0062,0625,0262,0318,0561,0159,0098,0354,0098,0620,0520,0108,0354,0610,0154,0045,0754,0254,0
810,0154,0187,0170,0205,0201,0362,0290,0190,0254,0205,0254,0254,0214,0209,0203,0314,0289,0260,0197,
0255,0295,0298,0308,0189,0204,0258,0259,0317,0108,0299,0200,0255,0204,0288,0308,0301,0208,0187,025
5,0260,0298,0260,0255,0205,0198,0255,0279,0176,0309,0259,0255,0196,0255,0309,0200,0229,0285,0198,03
05,0255,0257,
Ln 1, Col 2384 100% Windows (CRLF) UTF-8

```

Fonte: Acervo pessoal do autor.

A Figura 45 mostra os dados gerados a partir de duas contrações nos músculos onde estavam os eletrodos, onde cada valor lido nas amostragens do sinal é armazenado e separado por vírgula. O sinal corresponde a cerca de um minuto de gravação onde houve dois momentos em que o músculo permaneceu contraído. Esses valores foram usados para gerar um gráfico através do software GNU *Octave* como podemos observar no Gráfico 6.

Gráfico 6 - Dados do cartão micro SD plotados no GNU *Octave*



Fonte: Elaborado pelo autor.

É possível observar no Gráfico 6 os dois momentos em que o músculo permaneceu contraído através dos níveis elevados de tensão registrados.

É importante ressaltar que os dados gravados no cartão micro SD ainda apresentam interferência devido ao GND não ser comum entre o microcontrolador e o circuito analógico. Para coletar os dados nos testes foi feita a conexão entre os aterramentos dos circuitos, mas notou-se que houve um leve aquecimento no microcontrolador. Escolheu-se usar a tensão de referência do circuito analógico nos pinos RA2 e RA3 (ver Figura 34) para melhorar o resultado dos dados coletados.

Para organizar a placa e os dispositivos de entrada e saída, foi organizado um case de modo a facilitar a utilização do sistema, como podemos observar na Figura 46.

Figura 46 - Case para organização do sistema



Fonte: Acervo pessoal do autor.

Na Figura 46 é possível observar a disposição das conexões de entrada e saída do sistema, botões e LEDs. Também é possível identificar a chave de controle de monitoramento que tem como função determinar se o sinal analógico irá para o microcontrolador PIC ou se vai para o conector de monitoramento do sinal analógico. Essa configuração do circuito é importante para evitar que outras cargas possam ser inseridas na entrada do microcontrolador durante o monitoramento do sinal analógico, podendo danificá-la.

5. CONCLUSÃO

Ao analisar o resultado obtido com esse trabalho podemos dizer que os objetivos iniciais foram todos alcançados. Foi possível obter os sinais advindos do tecido muscular e tratá-los com filtros e amplificadores. Também foi possível fazer o processo de conversão e armazenamento através de um microcontrolador. Isso permitiu a aquisição de dados que podem ser usados para o estudo dos sinais mioelétricos para a área da saúde, acionamento de dispositivos, entre outros.

A escolha pelo desenvolvimento de um protótipo de um sistema embarcado construído do zero e com poucas informações iniciais a respeito do tema de biosinais o deixou mais demorado que o planejado inicialmente. Seu desenvolvimento apresentou desafios nas diversas etapas de sua elaboração, como a escolha e aquisição de componentes eletrônicos, as diversas tentativas e erros na execução das simulações e testes práticos e construção do circuito eletrônico. Entretanto, os desafios foram superados através dos conhecimentos adquiridos durante o curso e durante a elaboração deste trabalho.

Esse trabalho também pode servir de base para a elaboração de diversos outros projetos por conter elementos comuns e importantes para outros temas relacionados à construção de sistemas utilizando circuitos eletrônicos.

5.1. Trabalhos Futuros

Os resultados obtidos com o protótipo desse trabalho são muito importantes, mas para pesquisas futuras, e tendo esse trabalho como base, é interessante a elaboração de um sistema com diversas entradas de dados simultâneos para um estudo melhor do movimento do braço, por exemplo.

Durante os testes verificou-se que os dados ficam melhores alinhados entre o circuito analógico e a entrada analógica com um aterramento comum entre eles, entretanto ao unir o GND houve um pequeno aquecimento no microcontrolador. Por esse motivo, para trabalhos futuros também é importante uma nova configuração no circuito de alimentação para solucionar o aquecimento.

REFERÊNCIAS

ANALOG DEVICES. **Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier; AD620;** Data sheet; Norwood, MA U.S.A. 2011, 20 p.

BARION, D. P. **Aquisição de Sinal Mioelétrico para Acionamento de dispositivos.** 60 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Elétrica com ênfase em Eletrônica). Universidade de São Paulo, SP, 2015.

BARROS, Kety Rosa. **Metodologia para Classificação de Sinais EMG para Controle de Prótese com Baixo Esforço Computacional.** 90 p. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, MG, 2005.

BELO, L.R. et al. Contribuições da Eletromiografia de Agulha Para o Estudo da Deglutição em Seres Humanos. Rev. **CEFAC**. São Paulo. v. 18, n. 5. p. 1238-1250, Set-Out de 2016.

BEVENGNÚ, T. SOUZA, J. P. Ferramenta Para Aquisição E Análise De Sinais Mioelétricos. **IX International Conference on Engineering and Computer Education**. Žilina, SLOVAKIA: 55-59 p. 2015.

CARDOSO, Matheus. O que é um Microcontrolador?. **IEEE RAS UFCG – Capítulo estudantil de Robótica e Automação**. 2020. Disponível em: <https://edu.ieee.org/br-ufcgras/o-que-e-um-microcontrolador/> . Acesso em 25 de Abril de 2021.

CARVALHO, A.A.S. Miopatias. **Revista Neurociências**. V13 N3. versão eletrônica – jul/set, 2005. p. 35-38.

DALAKAS, M.C. **Diseases of muscle and the neuromuscular junction**. ACP Medicine. 2011; p. 1-24.

ECARD, Vinícius de Castro. **Investigação das Propriedades de Sinais Eletromiográficos de superfície Utilizando Baricentros Estimados através do Espectro de Potência.** 53 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Elétrica Habilitação em Robótica e Automação Industrial) Universidade Federal de Juiz de Fora. Juiz de Fora – MG. 2017.

ENDERLE, J; BRONZINO, J. **Introduction to Biomedical Engineering;** Third Edition. Academic Press – Elsevier, Trinity College—Hartford, Connecticut. 2012. 1270 p.

EXSTO TECNOLOGIA. **XM116 – Microcontroladores PIC16.** Teoria, caderno de experiências e Manual. Santa Rita do Sapucaí, MG. 2009, 228 p.

GARBINO, J. A. **A Eletromiografia de Fibra Única.** In: Luiz Carlos Pinto; Vera Lucia Rocha Pinho. (Org.). Neurofisiologia Clínica, Princípios Básicos e Aplicações. 2a. ed. Rio de Janeiro: Atheneu, 2010, v. 1, p. 347-355.

GUIMARÃES, F. SPI. **Mundo Projetado**. 2019. Disponível em: <https://mundoprojetado.com.br/spi/> Acesso em: 20 de Maio de 2022.

KONRAD, P. **The ABC of EMG**; A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon INC, U.S.A. versão 1.0. 2005, 60 p.

LIMEIRA, D. M. **Fisiologia da Contração Muscular**. 2014. Apresentação do Power Point. Disponível em: <https://slideplayer.com.br/slide/8759516/> . Acesso em 15 de Maio de 2021.

MANEGUINI, Ângelo. Amplificador Operacional - Amplificador de Instrumentação. **Eletrônica de Garagem**. 2017. Disponível em: <https://eletronicagaragem.blogspot.com/2017/10/amplificador-operacional-amplificador.html> . Acesso em: 05 de Janeiro de 2021.

MATTEDE, Henrique. O que são amplificadores operacionais?. **Mundo da Elétrica**. 2014. Disponível em: <https://www.mundodaeletrica.com.br/o-que-sao-amplificadores-operacionais/> . Acesso em: 05 de Janeiro de 2021.

MERLO, S. Potencial de Ação Muscular. **Sandra Merlo, Fonoaudiologia da Fluência**. 2014. Disponível em: <https://sandramerlo.com.br/potencial-de-acao-muscular/> . Acesso em 30 de Janeiro de 2021.

MICROCHIP TECHNOLOGY INC. **Data Sheet PIC18F2455/2550/4455/4550**: 28/40/44-Pin, High-Performance, Enhanced Flash, USB Microcontrollers with nano Watt Technology; U.S.A. 2009, 436 p.

MIOTEC. Eletromiografia: conheça melhor o procedimento e sua função. **Miotec**. 2017. Disponível em: <https://blog.miotec.com.br/eletromiografia-procedimento-e-funcao/> . Acesso em 15 de Maio de 2021.

PASQUINA, P.F. et al. First-In-Man Demonstration Of A Fully Implanted Myoelectric Sensors System To Control An Advanced Electromechanical Prosthetic Hand. **Journal of Neuroscience Methods** 244. p. 85–93, 2015.

PEDRONI, V. A. **Circuitos Eletrônicos**, Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S. A, 1986. 349 p.

PISTOHL, T. et al. Artificial Proprioceptive Feedback for Myoelectric Control. **IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering**. Reino Unido. 498-507 p. Maio, 2015.

RODRIGUES, S. A. **Conversor Analógico-Digital Assíncrono**. Tese (Ciências no domínio da Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Campina Grande. Campina Grande, PB. 2011.

SABINO, M. Unidades Motoras e Musculação. **Tá Fitness**. 2017. Disponível em: <http://tafitness.net/unidades-motoras-musculacao/> . Acesso em 30 de Novembro de 2021.

SÁNCHEZ, Sergio. Microcontroladores PIC y sus variedades. **Microcontroladores**. Disponível em: <https://microcontroladoresesv.wordpress.com/microcontroladores-pic-y-sus-variedades/> . Acesso em 15 de Abril de 2020.

SANTOS, V. S. Impulso Nervoso. **Mundo e Educação**. c2021. Disponível em: <https://mundoeducacao.uol.com.br/biologia/impulso-nervoso.htm> acesso em: 05 de Dezembro de 2021.

SIGNIFICADOS. Neurotransmissores. **Significados**. c2022. Disponível em <https://www.significados.com.br/neurotransmissores/> . Acesso em 12 de fevereiro de 2022.

SILVA, Débora. Bomba de Sódio e Potássio. **Estudo Prático**. 2014. Disponível em: <https://www.estudopratico.com.br/bomba-de-sodio-e-potassio/> . Acesso em 09 de Dezembro de 2021.

SILVERTHORN, D.U. **Fisiologia humana. Uma abordagem integrada**. Porto Alegre: Artmed, 2010. 992p.

SOUSA, L. S; MACEDO, M. S. G; JUCÁ, S. C. S. **Acionamento de Carga Ca Através de Ondas Sonoras**. Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI), Fortaleza - CE, 2013.

TEXAS INSTRUMENTS. **TL07xx Low-Noise FET-Input Operational Amplifiers**. TL072. Data Sheet. 1978 (Revisado em Dezembro de 2021). Disponível em: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl074.pdf?ts=1670880975133&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FTL074 . Acesso em 25 de janeiro de 2021.

VELLOSO, Felipe. Sinal analógico ou digital? Entenda as tecnologias e suas diferenças. TechTudo. 2014. Disponível em: <https://www.techtudo.com.br/noticias/noticia/2014/12/sinal-analogico-ou-digital-entenda-tecnologias-e-suas-diferencas.html> . Acesso em: 02 de janeiro de 2021.

VILLA-FORTE, A. Testes Para Doenças Musculoesqueléticas. **Manual MDS – Versão Saúde para a Família**. 2020. Disponível em: <https://www.msmanuals.com/pt-br/casa/distúrbios-ósseos,-articulares-e-musculares/diagnóstico-de-doenças-musculoesqueléticas/testes-para-doenças-musculoesqueléticas> . Acesso em: 15 de Maio de 2021.

APÊNDICE A - Código Fonte do Projeto

```

1: sbit Mmc_Chip_Select      at LATC6_bit;
2: sbit Mmc_Chip_Select_Direction at TRISC6_bit;
3:
4: void M_Create_New_File();
5:
6: #define but1 RB3_bit
7: #define but2 RB4_bit
8:
9: unsigned valueADC = 0;
10: int CardOk=0, cont=0, resp=0, pos=0;
11: char filename[10] = "xxEMG.txt";
12: char file_contents[6] = "0000,";
13:
14: void main()
15: {
16:     TRISA = 0xFF;
17:     TRISD = 0x00;
18:     TRISB = 0xFD;
19:     ADCON0 = 0x09;
20:     ADCON1 = 0x3C;
21:     CMCON = 0x07;
22:     INTCON2 = 0x7F;
23:
24:     RD2_bit = 1; RD3_bit = 1; delay_ms(1000);
25:     RD2_bit = 0; RD3_bit = 0;
26:
27:     while(1){
28:         if(!but2){
29:             SPI1_Init_Advanced(_SPI_MASTER_OSC_DIV64, _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE, _SP
PI_CLK_IDLE_LOW, _SPI_LOW_2_HIGH);
30:             resp = Mmc_Fat_Init();
31:             if (resp==0){
32:                 SPI1_Init_Advanced(_SPI_MASTER_OSC_DIV4, _SPI_DATA_SAMPLE_MIDDLE, _S
SPI_CLK_IDLE_LOW, _SPI_LOW_2_HIGH);
33:                 RD3_bit = 1; delay_ms(10);
34:                 RD3_bit = 0; delay_ms(10);
35:                 CardOk = 1;
36:                 M_Create_New_File();
37:             }
38:             else{
39:                 if (resp ==1){
40:                     RD2_bit = 1; delay_ms(200); RD2_bit = 0; delay_ms(200);
41:                 }
42:                 if (resp==255){
43:                     RD2_bit = 1; delay_ms(200);RD2_bit = 0; delay_ms(200);
44:                     RD2_bit = 1; delay_ms(200);RD2_bit = 0; delay_ms(200);
45:                 }
46:                 CardOk = 0;
47:             }
48:         }
49:         delay_ms(50);
50:     }
51: }
52: void M_Create_New_File()
53: {
54:     cont = cont + 1;
55:     filename[0] = cont /10 + 48;
56:     filename[1] = cont %10 + 48;
57:     resp = Mmc_Fat_Assign(&filename, 0xA0);
58:     if(resp==0){
59:         RD2_bit = 1; delay_ms(200);RD2_bit = 0; delay_ms(200);
60:         RD2_bit = 1; delay_ms(200);RD2_bit = 0; delay_ms(200);

```

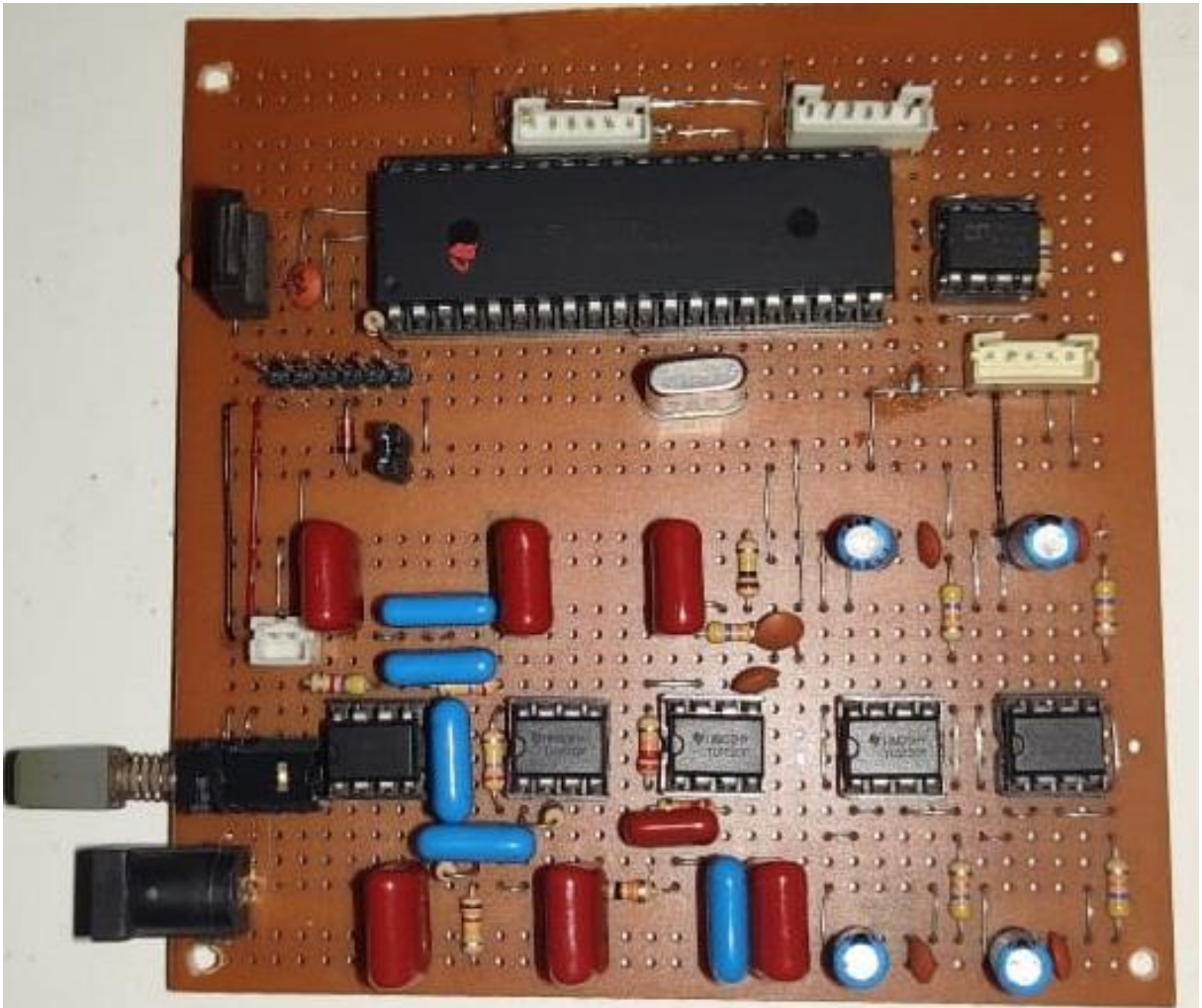
```

61:         RD2_bit = 1; delay_ms(200);RD2_bit = 0; delay_ms(200);
62:     }
63:     if(resp==2){
64:         RD2_bit = 1; delay_ms(200);RD2_bit = 0; delay_ms(200);
65:         RD2_bit = 1; delay_ms(200);RD2_bit = 0; delay_ms(200);
66:         RD2_bit = 1; delay_ms(200);RD2_bit = 0; delay_ms(200);
67:         RD2_bit = 1; delay_ms(200);RD2_bit = 0; delay_ms(200);
68:     }
69:     if(resp==1){
70:         RD3_bit = 1; delay_ms(10);
71:         RD3_bit = 0; delay_ms(10);
72:         RD3_bit = 1; delay_ms(10);
73:
74:         Mmc_Fat_Rewrite();
75:
76:         while(CardOk==1){
77:             valueADC = ADC_Read(0);
78:
79:             pos = valueADC % 1000;
80:             file_contents[0] = valueADC / 1000 + 48;
81:             file_contents[1] = pos / 100 + 48;
82:             pos = pos % 100;
83:             file_contents[2] = pos / 10 + 48;
84:             file_contents[3] = pos % 10 + 48;
85:             Mmc_Fat_Write(file_contents, 5);
86:
87:             if(!but1){
88:                 RD2_bit = 1; RD3_bit = 0;delay_ms(200);
89:                 RD2_bit = 0;
90:                 CardOk=0;
91:             }
92:         }
93:     }
94:
95: }

```

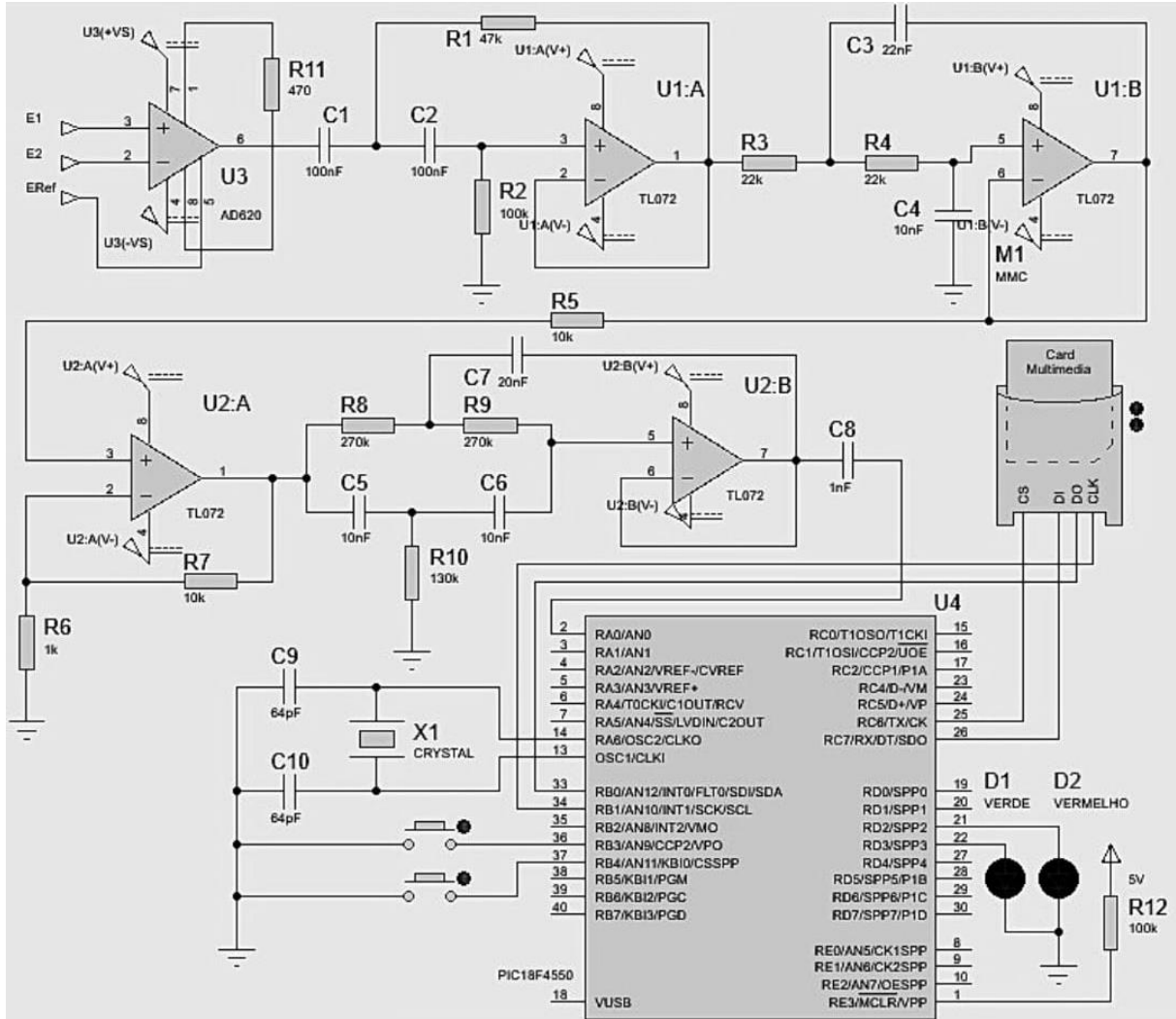
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

APÊNDICE B - Placa do Sistema Embarcado



Fonte: Acervo pessoal do autor.

APÊNDICE C - Circuito do Sistema



Fonte: Arquivo pessoal do autor.