

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

HIGOR LOHAN CASTAGNA STACHIN

**PROJETO DE PLACA DE CAPTURA EMG COM MICROCONTROLADOR
EMBARCADO PARA O USO EM PRÓTESES MIOELÉTRICAS**

CAMPO MOURÃO

2023

HIGOR LOHAN CASTAGNA STACHIN

**PROJETO DE PLACA DE CAPTURA EMG COM MICROCONTROLADOR
EMBARCADO PARA O USO EM PRÓTESES MIOELÉTRICAS**

**EMG capture board project with embedded microcontroller for use in
myoelectric prosthesis**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação
apresentado como requisito para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia Eletrônica
do Curso de Engenharia Eletrônica da
Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Hübner

Coorientador: Prof. Dr. André Luiz Regis
Monteiro

CAMPO MOURÃO

2023



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Esta licença permite compartilhamento, remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

HIGOR LOHAN CASTAGNA STACHIN

**PROJETO DE PLACA DE CAPTURA EMG COM MICROCONTROLADOR
EMBARCADO PARA O USO EM PRÓTESES MIOELÉTRICAS**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação
apresentado como requisito para obtenção do
título de Bacharel em Engenharia Eletrônica
do Curso de Engenharia Eletrônica da
Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Data de aprovação: 06/junho/2023

Rodrigo Hübner
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Marcio Rodrigues da Cunha
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Frank Helbert Borsato
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

André Luiz Regis Monteiro
Doutorado
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

CAMPO MOURÃO

2023

AGRADECIMENTOS

Gostaria de aproveitar este espaço para expressar minha gratidão a todas as pessoas que contribuíram para a realização deste trabalho. Em primeiro lugar, agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Rodrigo Hübner e meu coorientador Prof. Dr. André Luiz Monteiro, por terem me guiado com paciência, incentivo e sabedoria ao longo de todo o processo. Seu comprometimento e dedicação foram essenciais para que eu pudesse alcançar este objetivo.

Também gostaria de agradecer aos professores da banca examinadora do TCC 1, Prof. Dr. Márcio Rodrigues da Cunha e Prof. Me. Paulo César Gonçalves, por terem avaliado meu trabalho com tanta atenção e rigor, e por terem proporcionado valiosas contribuições que ajudaram a aprimorá-lo.

Não poderia deixar de mencionar meus familiares, amigos e, principalmente, meu pai e minha mãe, Eliseu e Sandra, que me apoiaram incondicionalmente em toda a jornada da faculdade e neste trabalho. Seus incentivos, palavras de ânimo e compreensão foram fundamentais para que eu pudesse superar as dificuldades e seguir em frente.

Por fim, agradeço a todas as pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para este trabalho. Espero que os resultados aqui apresentados possam ser úteis e contribuam para o avanço do conhecimento em nossa área.

Muito obrigado(a) a todos!

RESUMO

A eletromiografia é uma técnica que permite a avaliação da atividade elétrica dos músculos esqueléticos em repouso e durante a contração muscular. A prótese mioelétrica utiliza sinais elétricos gerados pelos músculos do usuário para controlar o movimento da prótese. Este trabalho tem como propósito desenvolver uma placa de captura de sinais de eletromiografia com microcontrolador embarcado para uso em próteses mioelétricas. A placa de captura é responsável por capturar os sinais elétricos gerados pelos músculos do paciente e enviá-los para o microcontrolador, que, por sua vez, processa os sinais e envia os comandos para o controle da prótese. O projeto envolve o desenvolvimento de um circuito eletrônico para aquisição dos sinais de eletromiografia, utilizando amplificadores operacionais e amplificadores de instrumentação, além de um conversor analógico-digital integrado ao microcontrolador. O microcontrolador utilizado no projeto é o Atmega 328p. Este trabalho visa aprimorar o controle de próteses mioelétricas por meio do processamento dos sinais elétricos gerados pelo músculo do usuário. A utilização de um microcontrolador permite a implementação de algoritmos de tratamento dos dados capturados, e a utilização de dois canais permite ter um controle maior, além de manter o estado de extensão de mão e flexão, tornando a prótese com resultados mais expressivos. Essa abordagem diferenciada dos circuitos comuns obtém resultados muito expressivos para realizar o controle da prótese. A transmissão de dados do sistema é eficiente, sem atrasos na comunicação pela porta serial. O circuito permite a análise em tempo real do movimento executado, tornando-o adequado para esse propósito. O desenvolvimento desse protótipo, com um microcontrolador embutido, pode ser aplicado em outras áreas, como monitoramento médico e desenvolvimento atlético. Além de cumprir outras propostas, o sistema apresenta boa resposta e integração dos componentes, desde a captação de dados até a exibição gráfica, proporcionando resultados expressivos e facilitando o monitoramento dos grupos musculares.

Palavras-chave: sinais elétricos; controle de próteses; dois canais; microcontrolador ; processamento de sinais elétricos.

ABSTRACT

Electromyography is a technique that allows the evaluation of the electrical activity of skeletal muscles at rest and during muscle contraction. The myoelectric prosthesis uses electrical signals generated by the user's muscles to control the movement of the prosthesis. This work aims to develop an embedded microcontroller-based electromyography signal capture board for use in myoelectric prostheses. The capture board is responsible for capturing the electrical signals generated by the patient's muscles and sending them to the microcontroller, which in turn processes the signals and sends commands for prosthesis control. The project involves the development of an electronic circuit for electromyography signal acquisition, using operational amplifiers and instrumentation amplifiers, as well as an analog-to-digital converter integrated into the microcontroller. The microcontroller used in the project is the Atmega 328p. This work aims to enhance the control of myoelectric prostheses through the processing of electrical signals generated by the user's muscles. The use of a microcontroller allows the implementation of algorithms for processing the captured data, and the use of two channels allows for greater control, as well as maintaining the hand extension and flexion state, resulting in more expressive prosthesis outcomes. This differentiated approach to common circuits achieves highly significant results for prosthesis control. The data transmission of the system is efficient, with no delays in communication through the serial port. The circuit enables real-time analysis of the executed movement, making it suitable for this purpose. The development of this prototype, with an embedded microcontroller, can be applied in other areas such as medical monitoring and athletic development. In addition to fulfilling other proposals, the system demonstrates good response and integration of components, from data capture to graphical display, providing expressive results and facilitating the monitoring of muscle groups.

Keywords: electrical signals; prosthetic control; two channels; microcontroller; electrical signal processing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Curso temporal do potencial de ação muscular	15
Figura 2 – Modelos de eletrodos	17
Figura 3 – (a) Símbolo esquemático para um amp-op; (b) circuito equivalente de um amp-op	18
Figura 4 – Amplificador de instrumentação ina129 e ina128	18
Figura 5 – Retificador de meia onda	19
Figura 6 – Retificador de onda completa	20
Figura 7 – Integrador	20
Figura 8 – amplificador de ganho fixo	21
Figura 9 – Ilustração de um microcontrolador	21
Figura 10 – Representação do circuito EMG	22
Figura 11 – Eletrodo	23
Figura 12 – Amplificador de instrumentação INA128	24
Figura 13 – Amplificador de Operacional TL084	24
Figura 14 – ICL7660	25
Figura 15 – Ilustração do ATMEGA328p	25
Figura 16 – Circuito de alimentação	26
Figura 17 – Circuito de aquisição	27
Figura 18 – Circuito retificador completo	28
Figura 19 – Circuito integrador	29
Figura 20 – Circuito de ganho variavel	29
Figura 21 – Circuito Completo	30
Figura 22 – Primeiro protótipo	31
Figura 23 – Músculo de posicionameto	31
Figura 24 – Movimentos Selecionados	32
Figura 25 – Grafico flexão de pulso no tempo	33
Figura 26 – Gráfico flexão de mão no tempo	34
Figura 27 – Gráfico extensão de mão no tempo	34
Figura 28 – Grafico Extensão de pulso no tempo	35
Figura 29 – Grafico flexão de pulso na frequência	36

Figura 30 – Grafico flexão de mão na frequência	37
Figura 31 – Grafico extensão de mão na frequência	37
Figura 32 – Grafico extensão do pulso na frequência	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros do amplificador de instrumentação	24
Tabela 2 – Parâmetros do amplificador operacional	24
Tabela 3 – Parâmetros de funcionamento do circuito	25
Tabela 4 – Parâmetros do microcontrolador atmega328	26

LISTAGEM DE CÓDIGOS FONTE

Listagem 1 – Coleta de dados	43
Listagem 2 – Taxa de amostragem	44
Listagem 3 – Coleta de dados Flexão de mão	46
Listagem 4 – Coleta de dados Fechamento de mão	47
Listagem 5 – Coleta de dados Mão esticada	48
Listagem 6 – Coleta de dados Extensão de mão	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Siglas

EMG	Eletromiografia
In-Amp	Amplificador de instrumentação

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	OBJETIVO	14
1.1.1	Objetivos específicos	14
1.2	Justificativa	14
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICO	15
2.1	Eletromiografia	15
2.1.1	Amostragem de sinal	16
2.1.2	Eletrodos	16
2.2	Amplificador	17
2.2.1	Retificadores de precisão	19
2.2.2	Circuito integrador	20
2.2.3	Circuito de ganho	20
2.3	Microcontrolador	21
2.4	Operacionalização do conjunto	22
3	MATERIAIS E METODOS	23
3.1	Materiais	23
3.1.1	Eletrodo	23
3.1.2	Amplificador de instrumentação INA128	23
3.1.3	Amplificador operacional TL084	24
3.1.4	ICL7660	25
3.1.5	Microcontrolador Ateмега328p	25
3.2	Alimentação	26
3.3	Aquisição do sinal	26
3.4	Retificação do sinal	27
3.5	Integração do sinal	28
3.6	Ganho	29
3.7	Arduino Nano	29
3.8	Base de aquisição	30
3.9	Simulação de aquisição de EMG	31
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	33

5	CONCLUSÃO	39
	REFERÊNCIAS	40
	APÊNDICE A CÓDIGOS DE TAXA DE AMOSTRAGEM E COLETA DE DADOS DOS MOVIMENTOS	45
	APÊNDICE B CÓDIGO DE PROCESSAMENTO DE DADOS USADO NO MATLAB.	46

1 INTRODUÇÃO

A Eletromiografia (EMG) é uma técnica que estuda a função muscular por meio de sinais bioelétricos (GARY, 2010). Sua história remonta a 1791, quando Luigi Galvani descobriu a relação entre eletricidade e músculos usando pernas de sapos. Em 1792, Alessandro Volta desenvolveu um equipamento capaz de gerar pulsos elétricos e aplicá-los aos músculos, marcando a primeira eletroestimulação. Desde então, várias descobertas contribuíram para o estudo da eletromiografia até os dias atuais. (SILVA, 2005)

A finalidade da eletromiografia é analisar o sinal muscular e seu espectro do tempo, permitindo avaliar características, como potência muscular, tempo de ativação muscular e outros parâmetros (RASH, 2004). Para estudar melhor esse sinal, são utilizados eletrodos para captar os sinais musculares. Existem dois modelos principais: eletrodos de superfície, que são colocados na pele, sendo um método não invasivo; e eletrodos de agulha, que captam um número menor de unidades motoras, considerados mais precisos, porém invasivos e, portanto, menos utilizados (NODA; MARCHETTI, 2014).

A eletromiografia é utilizada em várias áreas da saúde, como medicina, fisioterapia, odontologia, fonoaudiologia e educação física. Ela é empregada na reabilitação de atletas, identificação de lesões musculares e *biofeedback* muscular (NODA; MARCHETTI, 2014). Além dessas aplicações, a eletromiografia pode ser utilizada no desenvolvimento de próteses mioelétricas. No entanto, embora a tecnologia da eletromiografia esteja avançada, a produção de equipamentos nacionais é limitada e os custos são elevados, resultando na necessidade de importação (BECHELI, 2017), da maior parte dos componentes utilizado principalmente a placa de aquisição EMG.

Atualmente, muitas pessoas com membro superior amputado necessitam de uma prótese (GAUCHE., 2013); no entanto, o custo de fabricação desse equipamento é muito elevado (BECHELI, 2017). Portanto, este trabalho elabora um sistema completo de eletromiografia EMG com um microcontrolador embutido, para aplicações em próteses mioelétricas. A utilização da EMG em próteses é essencial para garantir uma boa precisão e sensibilidade na captação dos sinais elétricos gerados pelos músculos do paciente. Além disso, a construção de um circuito eletrônico eficiente tendo resultados expressivos.

A elaboração do sistema completo de EMG com um microcontrolador embutido segue alguns passos. Para obter um sinal utilizável, é essencial definir a frequência a ser usada para elaborar filtros ou outros métodos de redução de ruído. A abordagem deste projeto consiste em utilizar dois canais de coleta de sinal por meio de eletrodos de superfície, que são interligados a um amplificador de instrumentação para a captação de sinais. Além disso, é necessário usar amplificadores operacionais para construir os retificadores de precisão e os integradores, que eliminam os ruídos e suavizam o sinal, tornando-o retificado e limpo para uso em microcontroladores.

A elaboração desse projeto, com a utilização de dois canais de coleta de sinal, demonstra ser mais eficaz, permitindo um controle mais preciso do estado, extensão e flexão. Isso resulta em resultados expressivos no auxílio aos pacientes. Durante o processo de elaboração do circuito, foi realizado um estudo de cada fase do projeto, desde a compreensão dos modelos de eletrodos até a definição dos retificadores e integradores para eliminar os ruídos.

1.1 OBJETIVO

Objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema microcontrolados de eletromiografia com dois canais, que irá coletar dados de um grupo muscular, com intuito de aplicar em próteses mioelétricas.

1.1.1 Objetivos específicos

Para que o objetivo geral citado seja alcançado, é necessário que o conjunto de objetivos seja cumprido:

- Desenvolver um protótipo funcional, integrando hardware e software;
- Verificar funcionalidade do circuito condicionador de sinal;
- Monitorar os grupos musculares via EMG de superfície.
- Utilizar baterias para eliminação de fios e ruídos provenientes da rede elétrica.

1.2 Justificativa

Este trabalho viabiliza a construção de próteses mioelétricas por meio do desenvolvimento de um placa de captura completo de eletromiografia com microcontrolador embutido. A placa é capaz de captar e processar os sinais elétricos gerados pelos músculos, permitindo o controle e a ativação das próteses mioelétricas.

Essa tecnologia tem um impacto positivo, considerando o alto número de pessoas com amputações no Brasil. Estudos indicam que cerca de 1 milhão de pessoas perdem seus membros a cada ano, sendo que 20% dessas amputações envolvem membros superiores (GAUCHE., 2013).

Na área médica, essas placas podem ser utilizadas na identificação de doenças nervosas e musculares, bem como no auxílio a tratamentos de fisioterapia e no acompanhamento do progresso dos pacientes. Através da coleta e análise dos sinais elétricos gerados pelos músculos, as placas podem fornecer informações valiosas sobre a atividade muscular, permitindo a detecção de padrões anormais que podem indicar condições como neuropatias, lesões ou disfunções musculares (NODA; MARCHETTI, 2014).

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICO

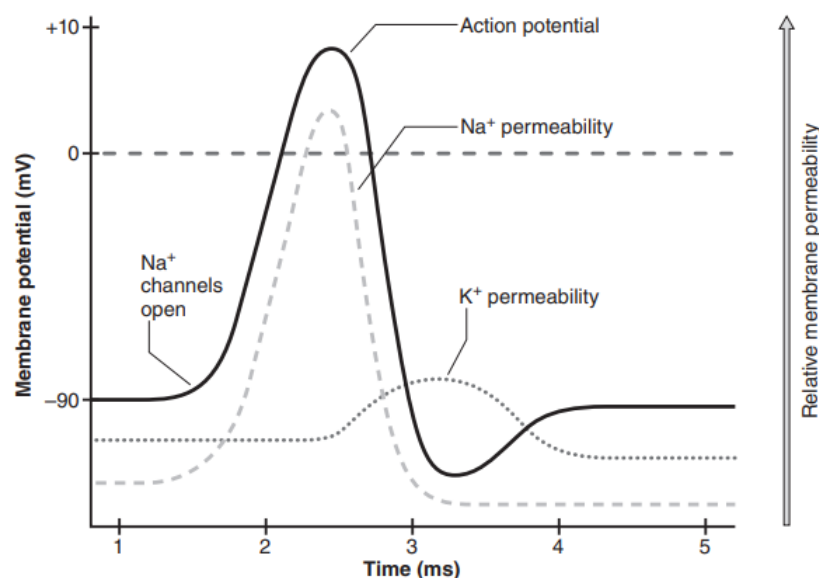
Esta seção apresenta alguns conceitos importantes para a compreensão deste trabalho, tais como ou tipo de eletrodos, amplificadores de instrumentação e operacionais, além de retificadores e integradores.

2.1 Eletromiografia

Entender e captar o sinal de eletromiografia (EMG) é uma técnica valiosa para estudar o movimento humano neuromuscular, de acordo com Gary (2010). No entanto, essa área apresenta várias armadilhas na aquisição de dados.

Existem duas formas de capturar o sinal de eletromiografia. A primeira é a eletromiografia de superfície, um método não invasivo que utiliza eletrodos na superfície sobre a pele. A segunda é a eletromiografia de profundidade, um método invasivo que utiliza eletrodos em forma de agulha para obter um contato mais direto com o músculo, sendo assim mais preciso do que o eletrodo de superfície (RODRIGUEZ-AÑEZ., 2000).

Figura 1 – Curso temporal do potencial de ação muscular



Fonte: Gary (2010).

Quando mencionamos o sinal muscular utilizando eletrodos, é possível obter diferentes valores de tensão. Ao usar um eletrodo de superfície, é possível obter um pico de tensão de até 5mV. No caso do eletrodo de profundidade, é possível obter até 10mV, com uma banda de frequência muscular que geralmente varia de 0Hz a 1kHz (VELLOSO, 2004). A Figura 1 apresenta valores de tensão muscular para uma melhor compreensão.

As fibras musculares são tecidos excitáveis e, quando despolarizadas em cerca de 10 mV, geram um potencial de ação muscular de maneira repetitiva e previsível. Esses potenciais

de ação musculares são gerados na junção neuromuscular e se propagam em ambas as direções ao longo da fibra muscular. Durante a fase do potencial de ação muscular, ocorre a entrada de Na⁺ nas células, invertendo a polaridade e elevando a tensão em até 10 mV. Conforme o Na⁺ continua a entrar na célula, a permeabilidade da membrana aumenta e ocorre o fluxo de K⁺, levando o potencial de ação muscular de volta ao estado de repouso (GARY, 2010).

Uma forma de obter esse sinal é por meio de duas combinações de posicionamento dos eletrodos na superfície da pele, utilizando um eletrodo ativo e um referencial, ou dois eletrodos ativos e um referencial. No primeiro método, é possível adquirir o sinal de forma mais limpa, evitando artefatos e garantindo a geração de um sinal de qualidade (RASH, 2004).

2.1.1 Amostragem de sinal

A amplitude do sinal eletromiográfico é geralmente baixa e apresenta uma ampla faixa de frequência. De acordo com Luca (2002), a amplitude do sinal pode variar de 0 a 10 mV (pico a pico) ou 1,5 mV (rms). A energia do sinal está concentrada na faixa de frequência de até 500 Hz, sendo que a energia dominante está na faixa de 50 a 150 Hz. Por outro lado, Becheli (2017) menciona que a frequência pode variar de 5 Hz a 10 kHz, destacando que a maior parte do sinal se encontra entre 0 e 500 Hz. No entanto, Hermens *et al.* (2012) complementam afirmando que as harmônicas até 400 Hz representam 95% da energia do sinal, sendo as harmônicas entre 400 Hz e 450 Hz as mais relevantes.

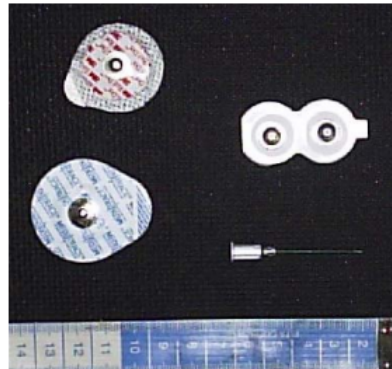
Para obter uma boa amostragem do sinal eletromiográfico, é necessário seguir o teorema de Nyquist, que estabelece que a taxa de amostragem de um sinal deve ser pelo menos duas vezes maior do que a frequência máxima presente no sinal de amostragem, ou seja, $F_s \geq F/2$ (PROAKIS, 1996).

Segundo Konrad (2006), aplicando o teorema de Nyquist a uma frequência de 500 Hz, seria necessária uma frequência de amostragem de pelo menos 1000 Hz, ou até mesmo 1500 Hz, para evitar a perda do sinal e permitir a reconstrução completa do sinal EMG.

2.1.2 Eletrodos

Existem quatro tipos de eletrodos utilizados na captação de sinal, como pode ser observado na Figura 2. No entanto, o mais comum é o eletrodo de superfície, que realiza a captação de grandes grupos musculares, mas apresenta menor precisão em comparação com o eletrodo de agulha, que é o segundo mais utilizado e permite a captação das menores unidades motoras, proporcionando maior precisão. O eletrodo de superfície é amplamente utilizado devido à sua não invasividade, não sendo necessário perfurar o paciente, o que resulta em um procedimento mais confortável. Além disso, sua aplicação é simples e possui um custo mais baixo (NODA; MARCHETTI, 2014).

Figura 2 – Modelos de eletrodos



Fonte: Marchetti (2006).

Os eletrodos são sistemas simples compostos por uma área de captação, que pode ou não estar envolvida em um material isolante. Os materiais mais comumente utilizados na fabricação desses tipos de eletrodos são o cloreto de prata, prata e ouro, entre outros. Eles podem ter formato redondo com diâmetro entre 8 e 10 mm, que são os mais utilizados, além de existirem formatos retangulares, quadrados e ovais (FORTI, 2005)

A função do eletrodo é captar o sinal. Dependendo do posicionamento dos eletrodos, essa captação pode ser realizada de duas maneiras diferentes:

- **Monopolar:** nesse método, um eletrodo é colocado sobre a área muscular de interesse, e o segundo eletrodo (também conhecido como eletrodo referencial) é posicionado em uma área diferente da região muscular desejada. Isso permite a medição do potencial entre esses pontos (RODRIGUEZ-AÑEZ., 2000).
- **Bipolar:** esse método envolve o uso de dois eletrodos sobre a região muscular desejada, e um terceiro eletrodo (também chamado de referencial ou terra) em uma região não afetada pela região desejada. Nesse caso, mede-se a diferença de potencial elétrico entre os dois pontos na região muscular desejada (RODRIGUEZ-AÑEZ., 2000).

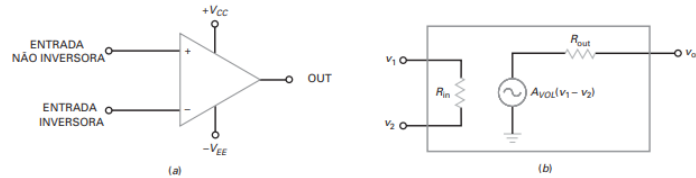
2.2 Amplificador

Para realizar a captação do sinal de Eletromiografia (EMG), é necessário compreender dois tipos de amplificadores: amplificadores operacionais e amplificadores de instrumentação. Os amplificadores operacionais (Amp-Op) são amplificadores diferenciais com ganho muito alto, alta impedância de entrada e baixa impedância de saída. Sua utilização no circuito resulta em amplificação do sinal de tensão (BOYLESTAD, 2013). Além disso, os Amp-Op podem ser empregados para desenvolver filtros ativos, buffers, comparadores, somadores, entre outros (VELLOSO, 2004).

O amplificador operacional possui duas entradas e uma saída, sendo uma entrada inversora e a outra não inversora, conforme ilustrado na Figura 3. Além disso, a saída do amplificador

operacional pode ser modificada dependendo da configuração dos componentes passivos na entrada (VELLOSO, 2004).

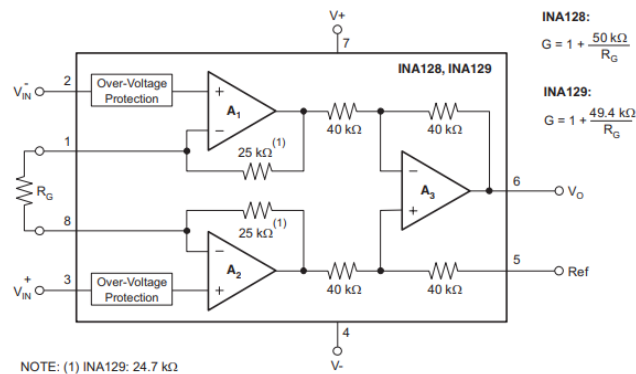
Figura 3 – (a) Símbolo esquemático para um amp-op; (b) circuito equivalente de um amp-op



Fonte: MALVINO (2016).

Um Amplificador de instrumentação (In-Amp) é um circuito construído a partir de amplificadores operacionais. Ele é composto por três amplificadores operacionais, conforme mostrado na Figura 4. Esse circuito proporciona uma alta taxa de rejeição de modo comum. O In-Amp é projetado para medir a diferença de tensão entre dois pontos e fornecer uma saída ampliada proporcional a essa diferença, resultando em maior precisão na captação de um sinal (VELLOSO, 2004). Além disso, o In-Amp possui um buffer na entrada, que evita o casamento de impedância de entrada, tornando-o um excelente dispositivo para medição. Possui também um offset DC muito baixo, baixa *drift*, baixo ruído e um alto ganho em malha aberta (INSTRUMENTS, 2022).

Figura 4 – Amplificador de instrumentação ina129 e ina128



Fonte: Instruments (2022).

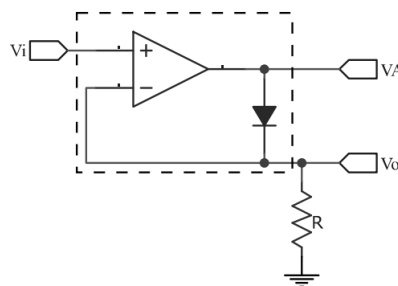
O funcionamento do amplificador de instrumentação é dividido em dois estágios. No primeiro estágio, as entradas são amplificadas e em cada uma delas há um amplificador não-inversor. Na segunda etapa, temos um amplificador diferencial, onde as entradas são as saídas dos amplificadores não-inversores (VELLOSO, 2004)..

2.2.1 Retificadores de precisão

O circuito retificador de precisão, também conhecido como superdiodo, é considerado uma classe especial de circuito com aplicação em sistemas de instrumentação (SEDRA, 2007). Esse tipo de circuito é amplamente utilizado em conversores A/D presentes em alguns microcontroladores, uma vez que esses conversores não suportam níveis de tensão negativa na entrada, exigindo condicionamento do sinal antes de seu uso.

A implementação desse circuito pode ser vista na Figura 5, onde R representa a resistência de carga do retificador, que pode ser qualquer valor desejado. Quando uma tensão negativa é aplicada à entrada do circuito, ocorre um curto-circuito virtual, em que o diodo atua como um circuito aberto, impedindo a passagem de corrente para a carga e resultando em uma saída igual a zero. Por outro lado, quando a tensão é positiva (v_1), a saída do circuito (v_a) também é positiva e o diodo conduz corrente, estabelecendo um laço de realimentação que retorna ao terminal negativo do amplificador operacional (SEDRA, 2007).

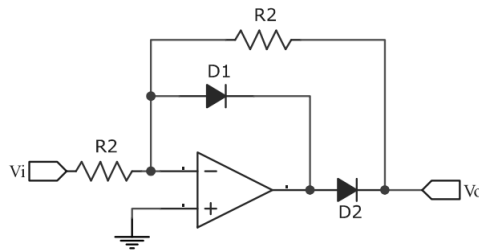
Figura 5 – Retificador de meia onda



Fonte: Autoria própria (2023).

A configuração básica apresentada na Figura 5, apresenta um pequeno problema: quando a entrada do circuito se torna ligeiramente negativa, o amplificador opera em malha aberta, resultando na saturação da saída. Caso a entrada volte a ser positiva, o circuito deve sair da saturação antes que ocorra a amplificação positiva. Essa transição gera distorção, perceptível em pulsos de curta duração, o que reduz a resposta em frequência do circuito (SEDRA, 2007).

Uma alternativa para corrigir esse problema, pode ser observada na Figura 6. Esse circuito utiliza dois diodos. Quando a entrada é maior que zero, o D1 não conduz, permitindo que o D2 conduza. Dessa forma, a saída é mantida em zero, uma vez que o resistor R2 está conectado a um terra virtual, onde não há corrente circulando por ele. Quando a entrada se torna menor que zero, ocorre o inverso: o D1 não conduz e o D2 conduz, resultando em uma saída semelhante à entrada. A vantagem desse circuito é que ele evita a saturação, sendo assim, a taxa de variação do amplificador operacional (*slew rate*) e a resposta em frequência dele limitarão o desempenho em altas frequências, especialmente para sinais de baixo nível (SEDRA, 2007).

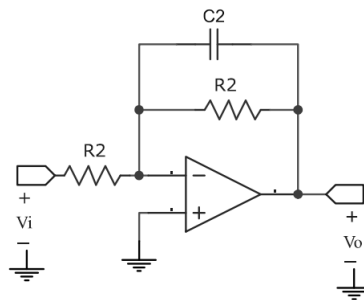
Figura 6 – Retificador de onda completa

Fonte: Autoria própria (2023).

2.2.2 Circuito integrador

O circuito integrador tem a função de integrar o sinal de entrada em uma determinada faixa de frequência, levando em consideração a constante de tempo do circuito e a largura de banda do amplificador. O sinal de entrada é aplicado à entrada não inversora, resultando em uma saída que é inversamente proporcional ao sinal de entrada (SEDRA, 2007).

No entanto, é importante destacar que o circuito integrador pode apresentar instabilidade e saturar em seus limites de alimentação, dependendo da tensão aplicada. Para solucionar esse problema, é comum adicionar um resistor de realimentação R_2 , como mostrado na Figura 7. Esse resistor desempenha a função de integração e permite uma operação estável em corrente contínua (CC) (INSTRUMENTS, 2019).

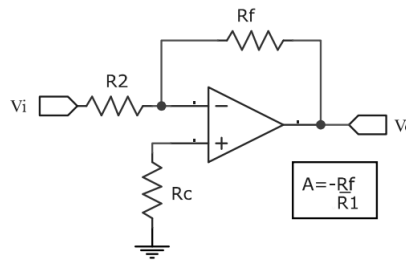
Figura 7 – Integrador

Fonte: Autoria própria (2023).

2.2.3 Circuito de ganho

Conforme mencionado por Boylestad (2013), o circuito multiplicador de ganho é um dos mais utilizados com amplificadores operacionais. Esse tipo de circuito pode ser utilizado para obter um ganho desejado, dependendo das necessidades da aplicação. A Figura 8 ilustra uma configuração típica desse circuito de ganho.

Figura 8 – amplificador de ganho fixo

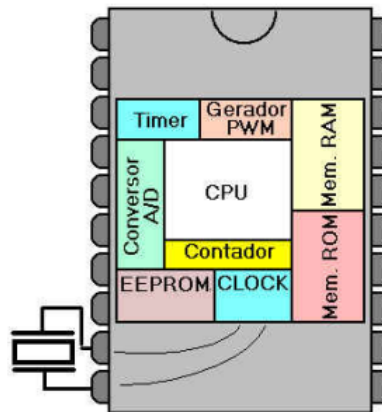


Fonte: Autoria própria (2023).

2.3 Microcontrolador

Conforme destacado por Kerschbaumer (2018), um microcontrolador é um dispositivo que inclui todos os componentes internos necessários para seu funcionamento, dependendo apenas de uma fonte de alimentação. Os microcontroladores são programáveis e possuem a unidade central de processamento, memória RAM, memórias sólidas, entradas e saídas. Além disso, alguns microcontroladores também possuem periféricos, como conversor analógico-digital, PWM (Modulação por Largura de Pulso), módulos de comunicação e outros recursos, conforme ilustrado na Figura 9.

Figura 9 – Ilustração de um microcontrolador



Fonte: Oki e Mantovani (2013).

A indústria eletrônica oferece uma ampla variedade de modelos de microcontroladores fabricados por diferentes empresas. Cada fabricante possui seus próprios recursos e características específicas para seus microcontroladores. Além disso, existem placas de prototipação que incorporam esses microcontroladores. Alguns dos modelos disponíveis atualmente incluem Atmel, Intel, ESP32, entre outros (OKI; MANTOVANI, 2013).

Os microcontroladores são circuitos completos que não requerem muitos componentes externos, o que reduz o custo de fabricação e os torna atrativos para uma variedade de projetos. É possível desenvolver uma infinidade de aplicações, dependendo do software carregado

no microcontrolador. Uma vantagem significativa dos microcontroladores é a capacidade de atualizar constantemente o software, algo que não é possível em circuitos analógicos e digitais convencionais (KERSCHBAUMER, 2018).

2.4 Operacionalização do conjunto

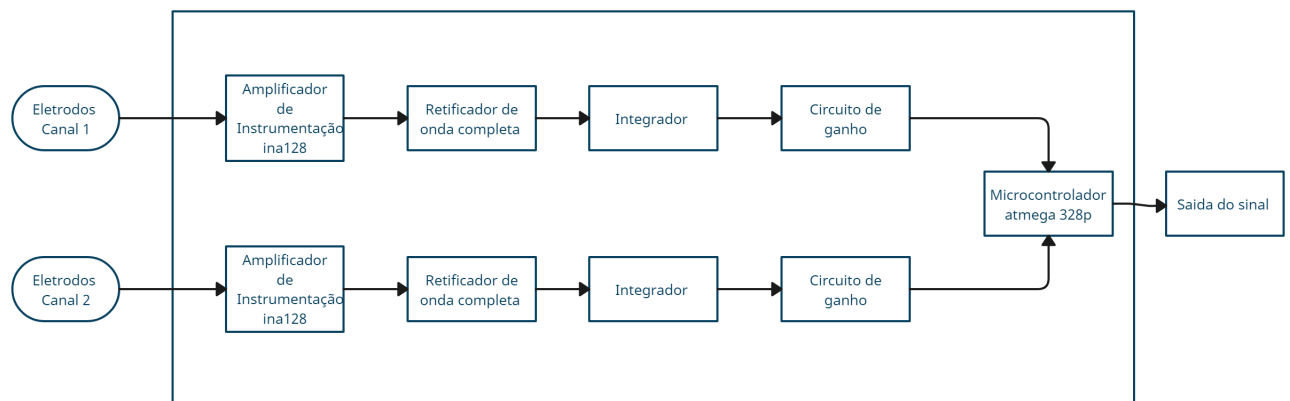
Para obter um sinal limpo que possa ser utilizado em diversas aplicações, é necessário seguir alguns passos na coleta de um sinal de eletromiografia. A coleta começa com o posicionamento dos eletrodos de superfície na região muscular desejada. Quando a estimulação é realizada, são gerados sinais, mas estes podem carregar ruídos, tornando necessário o tratamento do sinal para que ele possa ser utilizado em um microcontrolador.

Para capturar o sinal, é utilizado um amplificador de instrumentação. Em seguida, é necessário realizar o tratamento do sinal para eliminar os ruídos, utilizando retificadores e integradores. O primeiro passo é utilizar um retificador de onda completa, cujo objetivo é retificar o sinal e eliminar os ruídos provenientes dos eletrodos e das altas frequências.

Além dos processos mencionados, é necessário converter o sinal analógico para o digital. O microcontrolador que será utilizado possui um conversor analógico-digital embutido, que converte o sinal analógico de grandeza infinita para bits. No entanto, como a faixa de bits é finita, o conversor realiza a conversão do sinal analógico por faixa de bits utilizando o método de complemento de dois. É importante ressaltar que o valor analógico desejado em bits pode ser considerado ruído, exigindo a calibração da faixa de bits (INSTRUMENTS, 1995).

Ao final deste capítulo do Referencial Teórico, podemos compreender o funcionamento do circuito e alguns de seus conceitos, que foram detalhadamente descritos nos textos apresentados. Para uma visualização mais clara, a Figura 10 ilustra um diagrama de blocos do circuito construído, proporcionando uma melhor compreensão do sistema em sua totalidade.

Figura 10 – Representação do circuito EMG



Fonte: Autoria própria (2023).

3 MATERIAIS E METODOS

3.1 Materiais

O processo de construção da placa de captura de eletromiografia é detalhado em várias subseções, que abrangem desde a alimentação até a utilização do microcontrolador. Entre elas, destacam-se a seleção e configuração dos amplificadores de instrumentação e operacionais.

3.1.1 Eletrodo

Para este projeto, é utilizado um eletrodo de superfície feito de cloreto de prata (AgCl). Esse eletrodo será conectado ao circuito por meio de um cabo P2 com um botão de conexão. Ele será posicionado sobre a pele na região muscular escolhida para a aquisição do sinal. A escolha desse tipo de eletrodo permite uma melhor interface com o circuito. Essa informação pode ser visualizada na Figura 11.

Figura 11 – Eletrodo

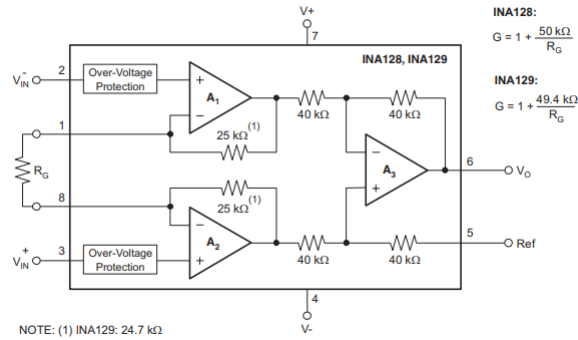


Fonte: Meditrace (2017).

3.1.2 Amplificador de instrumentação INA128

Para realizar a interface com o eletrodo, é utilizado o amplificador de instrumentação INA128. Esse amplificador é conhecido por ter uma alta impedância de entrada, o que significa que é projetado para medir a diferença de tensão entre dois pontos e fornecer uma saída amplificada proporcional a essa diferença. Isso garante uma maior precisão na captação do sinal muscular. A Figura 12 mostra o circuito interno e a pinagem do INA128, enquanto a Tabela 1 detalha seus parâmetros de funcionamento.

Figura 12 – Amplificador de instrumentação INA128



Fonte: Instruments (2022).

Tabela 1 – Parâmetros do amplificador de instrumentação

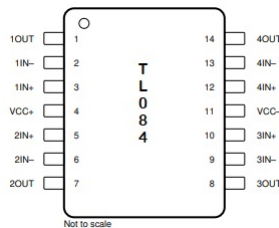
Parâmetros	Min.	Nominal	Max.	Unidade
Fonte de alimentação	+ -2.25	+ -15	+ -18	V
Faixa de tensão de modo comum de entrada			+ -2	v
Temperatura de operação TA INA128-HT	-55		175	°C

Fonte: Instruments (2022).

3.1.3 Amplificador operacional TL084

Para realizar o tratamento do sinal muscular, é utilizado o amplificador operacional TL084 juntamente com componentes passivos em diferentes configurações. Esse amplificador recebe a saída do INA128 e remove possíveis ruídos. Na Tabela 2, é possível verificar alguns dos parâmetros do TL084, enquanto a Figura 13 apresenta a pinagem deste amplificador.

Figura 13 – Amplificador de Operacional TL084



Fonte: adaptado instruments (2021).

Tabela 2 – Parâmetros do amplificador operacional

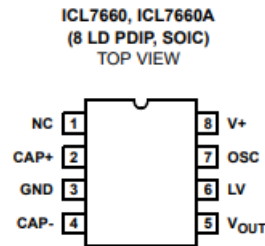
Parâmetro	Min.	Max.	Uni
Tensão de alimentação	0	42	V
Tensão comum	-0.5	+0.5	V
Tensão diferencial		0.2	V
Corrente	-10	10	mA
Temperatura de operação	-55	150	°C

Fonte: instruments (2021).

3.1.4 ICL7660

Para alimentar o circuito que foi construído, utiliza-se o CI ICL7660, capaz de gerar uma saída simétrica. Essa alimentação simétrica é necessária, uma vez que o sinal de EMG apresenta informações tanto em tensões positivas quanto negativas. A Figura 14 mostra a pinagem do CI, enquanto a Tabela 3 apresenta seus parâmetros.

Figura 14 – ICL7660



Fonte: Renesas (2010) .

Tabela 3 – Parâmetros de funcionamento do circuito

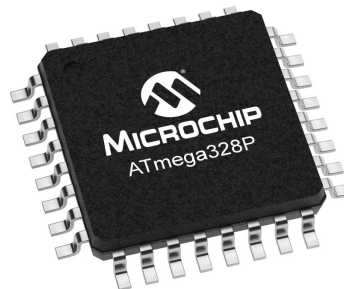
Parâmetro	Mín.	Máx.
Supply Current I (μ A)	170	500
Supply Voltage Range	1.5V	3.5V
Supply Voltage Range	3.0V	10.0V

Fonte: Renesas (2010).

3.1.5 Microcontrolador Atemega328p

Para converter o sinal analógico em digital e realizar o processamento necessário para movimentar a prótese, utiliza-se o microcontrolador ATmega328P. Esse microcontrolador possui uma porta de leitura analógica de 10 bits de resolução, um clock de 16 MHz e 32KB de memória flash. Ele recebe a saída do circuito TL084. A Figura 15 apresenta uma ilustração deste microcontrolador, enquanto a Tabela 4 detalha alguns de seus parâmetros relevantes.

Figura 15 – Ilustração do ATMEGA328p



Fonte: MICROCHIP (2020).

Tabela 4 – Parâmetros do microcontrolador atmega328

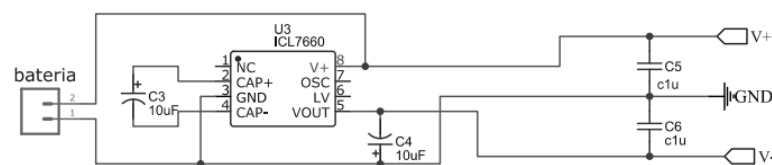
Parâmetro	Min.	Max.	Uni.
Tensão de operação	1.8	5.5	V
Bites de conversão AD	-	10	bit
Consumo	0.0001	0.2	mA
Faixa de temperatura	-40	85	°C

Fonte: Atmel (2020).

3.2 Alimentação

Para a elaboração do sensor de eletromiografia, foram utilizados diversos conjuntos de circuitos que, combinados, conseguem captar o sinal muscular. Esses conjuntos são compostos pelo circuito de alimentação, circuito de aquisição, circuito retificador de onda completa, circuito integrador e circuito de ganho.

Como o objetivo dessa placa é sua aplicação em próteses mioelétricas, todo o circuito deve ser alimentado por baterias. No entanto, a alimentação desse circuito precisa ser simétrica, uma vez que o sinal de EMG possui informações em tensões positivas e negativas. Para resolver esse problema, foi utilizado o circuito integrado ICL7660 e alguns outros componentes para elaboração da alimentação simétrica. Podemos entender melhor como funciona o circuito com o esquemático da figura 16, no qual temos a entrada da bateria que pode ser alimentada de 3,3 a 5 V. Ao final do circuito, temos as saídas V+, V- e Gnd que alimentam a placa.

Figura 16 – Circuito de alimentação

Fonte: Autoria própria (2023).

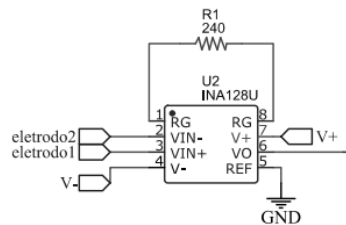
3.3 Aquisição do sinal

A aquisição do sinal é feita por meio de eletrodos de superfície que estão conectados ao amplificador de instrumentação, responsável pela amplificação do sinal proveniente dos eletrodos. Para garantir uma boa qualidade na aquisição do sinal, é necessário utilizar um componente que atenda aos padrões aceitáveis. Conforme mencionado por Konrad (2006), é desejável um alto nível de rejeição de modo comum (CMRR) para eliminar sinais de interferência e melhorar o desempenho. Recomenda-se uma CMRR acima de 95 dB, uma impedância de entrada superior a 10 MΩ e alta imunidade a ruídos. Com base nessas características, foi escolhido o amplificador de instrumentação INA128.

O amplificador de instrumentação selecionado possui as entradas VIN+ e VIN-, que correspondem às entradas dos eletrodos, e o resistor R1, que determina a amplificação do sinal. A amplificação é calculada pela Equação (1), sendo que neste projeto foi adotado um resistor de 240Ω , resultando em um ganho de 200 vezes. Todas essas informações é transmitidas para a próxima etapa de processamento do sinal. Para melhor visualizando a Figura 17 apresenta o circuito de aquisição de sinais.

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_g} \quad (1)$$

Figura 17 – Circuito de aquisição



Fonte: Autoria própria (2023).

3.4 Retificação do sinal

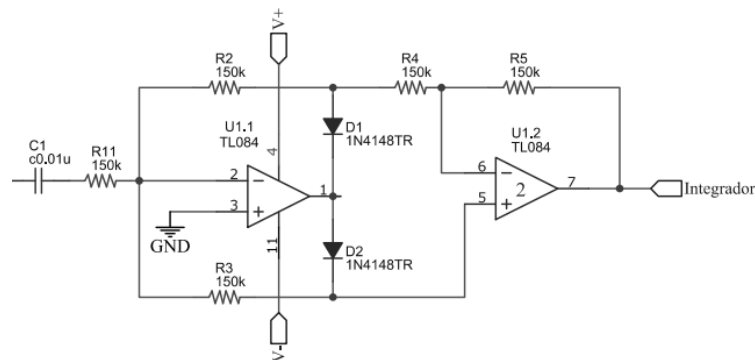
A etapa de processamento de sinal desempenha um papel fundamental na qualidade dos dados obtidos durante a etapa de aquisição. Nesse sentido, o sinal proveniente do amplificador de instrumentação passa por uma etapa de retificação, que tem como objetivo assegurar que os limites de tensão sejam sempre respeitados. É importante ressaltar que, em situações de teste, pode ser necessário utilizar entradas com amplitude maior do que a dos sinais mioelétricos. No entanto, é preciso ter cuidado para evitar interferências inesperadas, como a remoção brusca dos eletrodos da pele, que pode resultar em uma saída elevada após a amplificação do sinal. Isso pode comprometer o desempenho do conversor analógico-digital e gerar ruídos indesejados.

Na construção do circuito retificador, foram utilizados amplificadores operacionais do modelo TL084 e diodos 1N4148. A Figura 18 apresenta o esquema da etapa de retificação, na qual é possível observar um capacitor e um resistor no início do circuito, formando um filtro passa-alta. Esse filtro permite a passagem apenas de frequências acima de um determinado valor, que no caso é 106,1 Hz, conforme demonstrado pela Equação (2). Isso significa que as frequências abaixo desse valor são atenuadas, enquanto as frequências acima são passadas sem grandes alterações. Dessa forma, o filtro passa-alta contribui para eliminar ruídos eletrostáticos indesejados que possam estar presentes no sinal de EMG.

Em seguida, temos o retificador de onda completa, cujo objetivo é tornar o sinal contínuo, eliminando a componente de potência negativa e permitindo que o sinal seja unidirecional mente positivo. Esse retificador é composto pelos diodos 1N4148, que atuam como chaves, permitindo a passagem da corrente apenas em um sentido. Ao eliminar a componente negativa do sinal, o retificador de onda completa facilita a detecção pelo microcontrolador, que trabalha com sinais unidirecionais e geralmente requer um sinal contínuo para processamento adequado.

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

Figura 18 – Circuito retificador completo



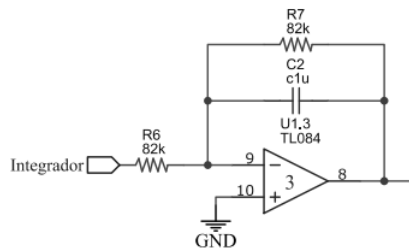
Fonte: Autoria própria (2023).

3.5 Integração do sinal

O circuito integrador é uma ferramenta fundamental para converter um sinal de entrada em uma tensão contínua proporcional à área sob a curva desse sinal ao longo do tempo. Ele é composto por um amplificador operacional e um capacitor, que é carregado ou descarregado de acordo com o sinal de entrada.

Na Figura 19, é possível visualizar a montagem do circuito integrador utilizando o amplificador operacional TL084 e outros componentes. Esse circuito representa a topologia de configuração inversora, na qual o sinal de entrada é aplicado ao terminal inversor do amplificador operacional através de um resistor. O sinal de saída é obtido no terminal de saída do amplificador.

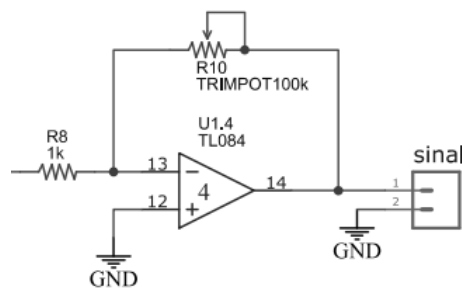
No circuito, o capacitor está conectado entre o terminal inversor do amplificador operacional e o terminal de saída. Conforme o sinal de entrada varia, o capacitor é carregado ou descarregado através do resistor. Isso resulta em uma integração do sinal de entrada ao longo do tempo, pois a tensão no capacitor é proporcional à integral do sinal de entrada

Figura 19 – Circuito integrador

Fonte: Autoria própria (2023).

3.6 Ganho

Depois de todas as etapas de condicionamento do sinal no eletrodo, é necessário aplicar um pequeno ganho e reinverter esse sinal, já que logo após a etapa de integração há uma pequena perda. Para isso, foi elaborado um circuito de ganho variável, que permite ajustar o ganho de amplificação desse sinal e invertê-lo.

Figura 20 – Circuito de ganho variável

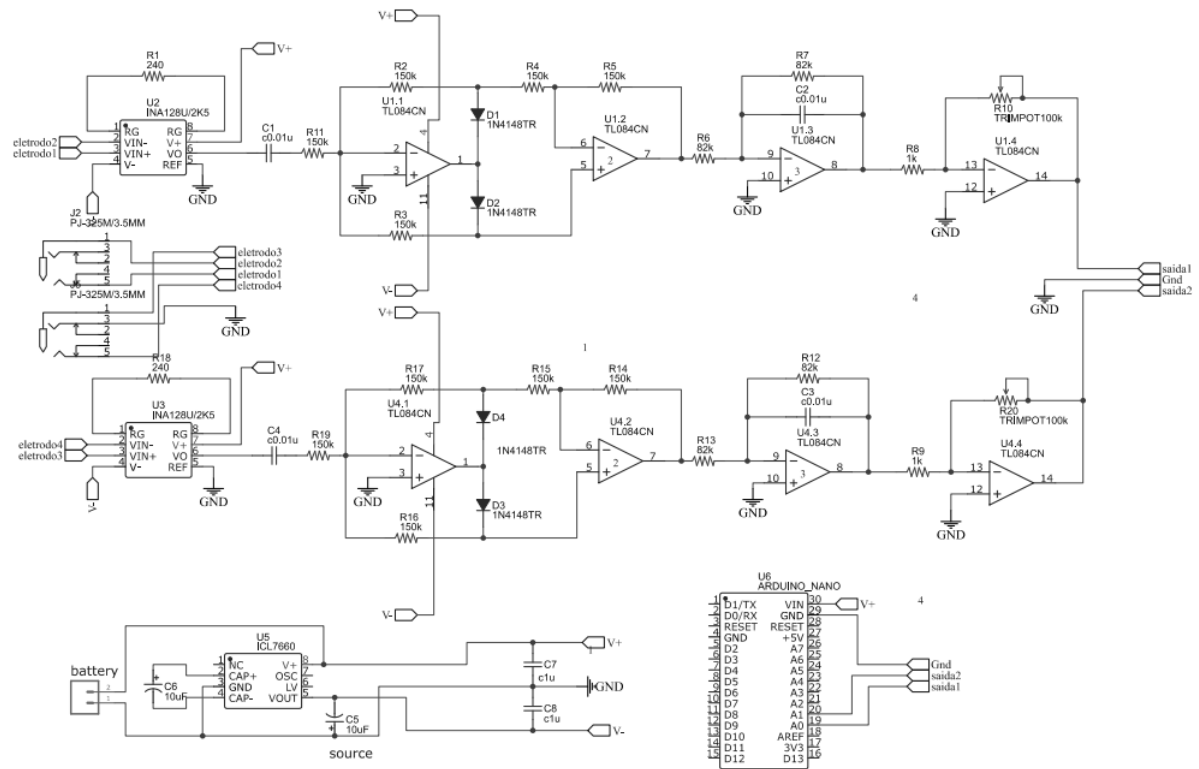
Fonte: Autoria própria (2023).

3.7 Arduino Nano

Após o tratamento analógico do sinal, o microcontrolador assumiu a responsabilidade de adquirir o sinal. Para otimizar o espaço, optou-se pelo uso do Arduino Nano, equipado com o microcontrolador ATmega328P. O Arduino Nano possui uma porta de leitura analógica de 10 bits de resolução, um clock de 16 MHz e 32KB de memória flash. O circuito é ilustrado na Figura 21.

O Arduino Nano possui interface USB, facilitando a comunicação com o computador para utilização de softwares de análise de sinal. Além disso, seu tamanho compacto permite uma integração mais fácil com a prótese, ocupando menos espaço. A plataforma Arduino é de código aberto, o que permite a contribuição da comunidade no desenvolvimento de novas funcionalidades e soluções para problemas encontrados no projeto.

Figura 21 – Circuito Completo



Fonte: Autoria própria (2023).

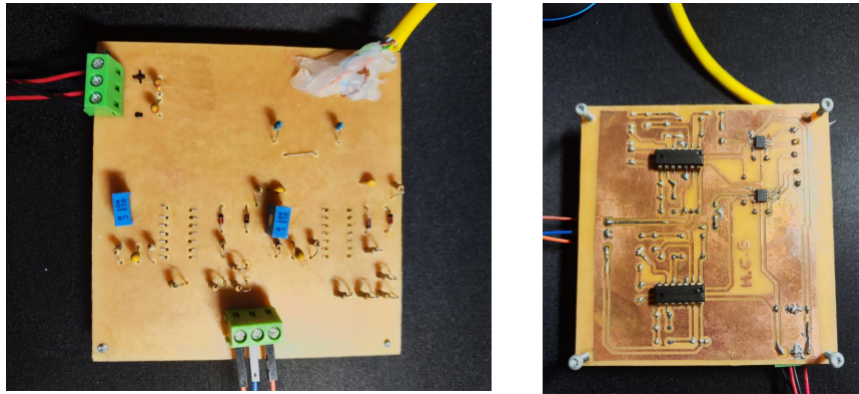
3.8 Base de aquisição

A coleta de dados foi realizada utilizando o Arduino, que estava conectado a um leitor de cartão SD para armazenar todas as informações coletadas durante os testes, juntamente com o primeiro protótipo mostrado na Figura 22. Esses dados foram posteriormente utilizados no programa Matlab para facilitar a visualização do gráfico de cada movimento, o que nos permitiu analisar melhor as informações de funcionamento ao longo do tempo e na frequência.

Além da coleta de informações de movimentos, o Arduino também foi utilizado para coletar a taxa de amostragem do sinal de eletromiografia. Esse valor de taxa de amostragem foi utilizado para analisar o sinal no domínio da frequência, e para isso foi elaborado um código no Arduino para obter essa informação. No entanto, é importante mencionar que o Arduino possui uma limitação em suas portas analógicas, o que resultou em uma taxa de amostragem de apenas 8920 Hz. Essa taxa de amostragem é suficiente para obter informações relevantes do sinal de eletromiografia, porém, ela está limitada pela capacidade do próprio Arduino.

Os códigos para a taxa de amostragem e aquisição do sinal podem ser visualizados no Apêndice A.

Figura 22 – Primeiro protótipo

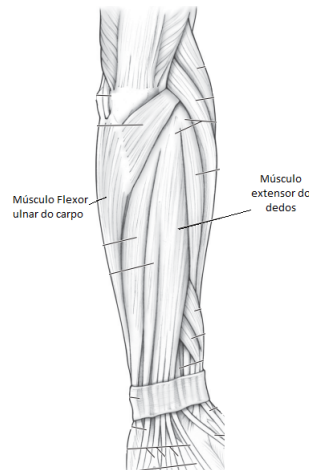


Fonte: Autoria própria (2023).

3.9 Simulação de aquisição de EMG

Para realizar os testes no sistema, foi criado um protocolo simples para aquisição de EMG (eletromiografia) nos músculos do antebraço, tanto na musculatura anterior quanto na posterior. No primeiro canal, os eletrodos foram posicionados sobre o músculo flexor radial do carpo, enquanto no segundo canal, eles foram colocados ao longo do músculo extensor ulnar do carpo. A distância entre os eletrodos de cada canal foi de 2 cm, e o eletrodo de referência foi colocado no cotovelo. Podemos visualizar melhor a localização dos músculos na Figura 23.

Figura 23 – Músculo de posicionamento

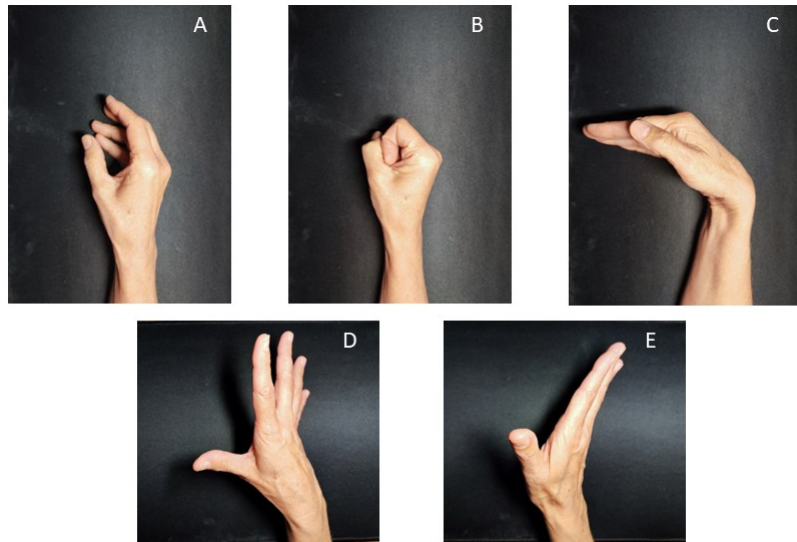


Fonte: Adaptado Netter (2010) .

Foram escolhidos quatro movimentos: relaxamento da mão (a), flexão da mão (b), flexão de pulso (c), extensão de mão (d), e extensão de pulso (e). Na Figura 24, é mostrado como cada movimento foi executado, com um tempo de execução de 2 segundos para cada um.

Devido ao fato do movimento de relaxamento (a) possuir uma atividade muscular quase nula, ele foi utilizado entre os outros movimentos para facilitar a identificação de cada atividade,

Figura 24 – Movimentos Seleccionados



Fonte: Autoria própria (2023).

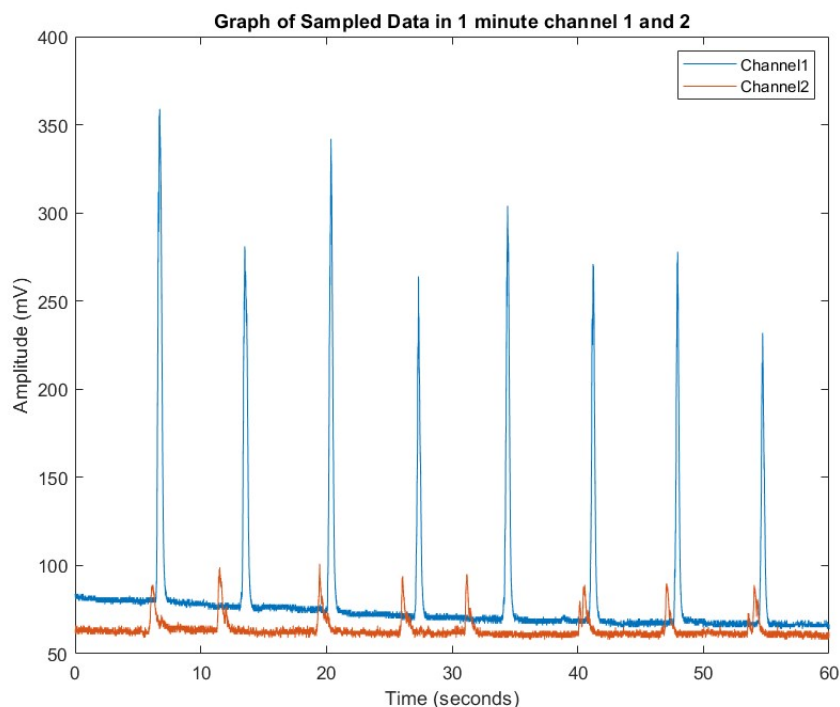
além de ser utilizado para a calibração da placa. Dessa maneira, o tempo de aquisição para cada movimento foi definido em 1 minuto.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Ao realizar o protocolo e coletar todos os dados no protótipo, foram construídos oito gráficos nos quais é possível visualizar o sinal tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência. No domínio do tempo, é possível compreender a detecção de eventos, medir sua duração e identificar características transitórias. Já no espectro de frequência, é possível analisar características específicas do sinal e identificar padrões.

Na Figura 25, são mostradas as formas de onda dos dois canais ao realizar o movimento de flexão de pulso.

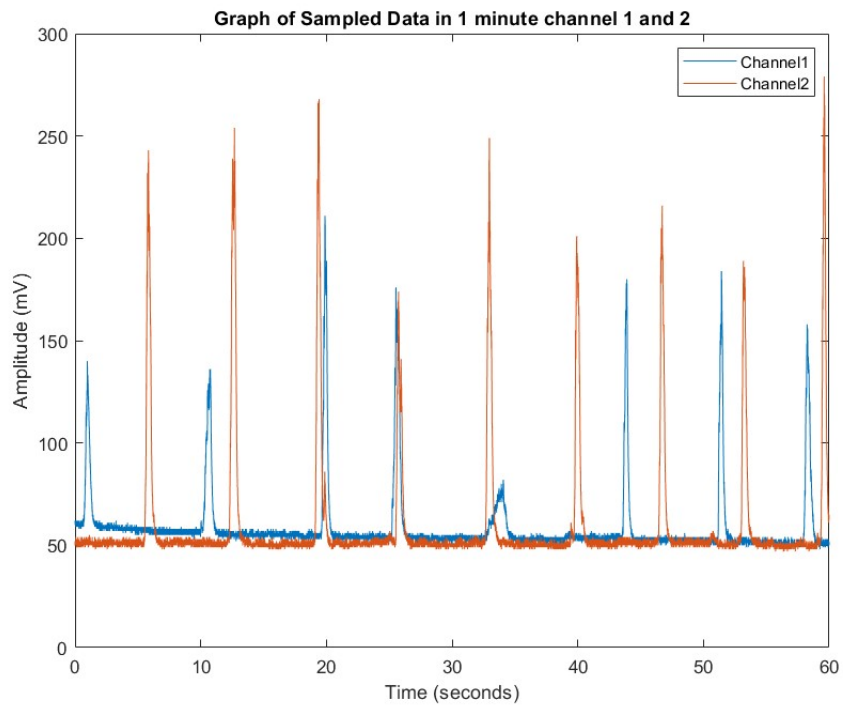
Figura 25 – Grafico flexão de pulso no tempo



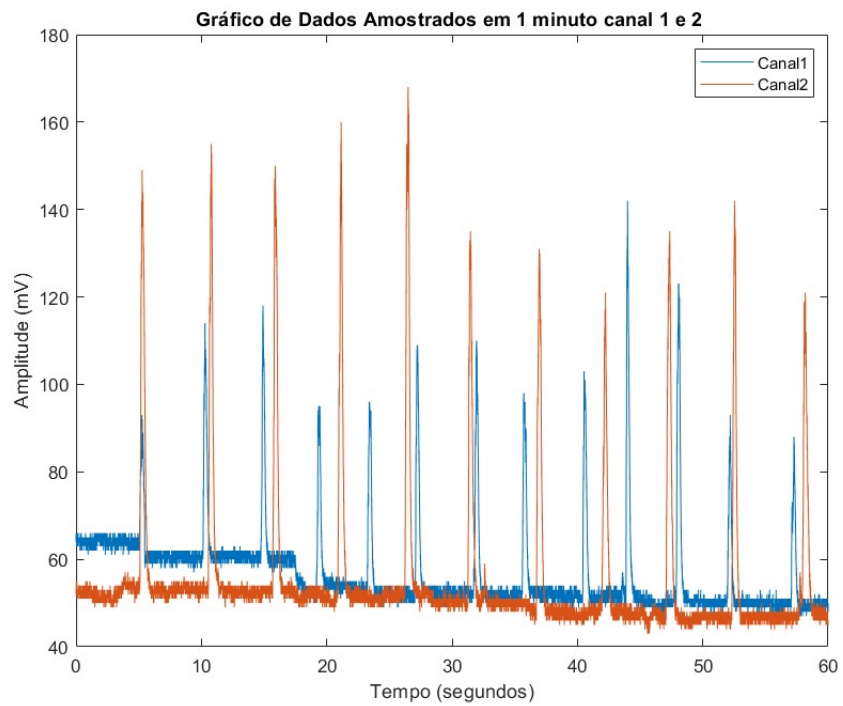
Fonte: Autoria própria (2023).

Ao analisar o sinal da Figura 25, é possível observar a atividade da musculatura e notar que, em ambos os canais, a intensidade varia de acordo com o movimento realizado. De forma geral, é perceptível que o canal 1 apresenta uma amplitude maior. Isso pode ser explicado pelo fato de que os eletrodos deste canal estão posicionados sobre uma região de músculos flexores, que tendem a gerar uma atividade muscular mais intensa durante os movimentos executados.

De maneira semelhante, nos movimentos de flexão de mão, flexão de pulso e extensão de pulso, ocorre uma maior ativação no canal 2. Isso se deve ao fato de que os eletrodos desse canal estão posicionados sobre os músculos extensor ulnar envolvidos nesses movimentos. Podemos observar com mais clareza essa diferença de amplitude nas Figuras 26, 27 e 28, onde a atividade muscular nos músculos extensores ulnar é mais evidente em comparação aos músculos extensores de dedos, refletindo-se nas amplitudes do sinal registradas.

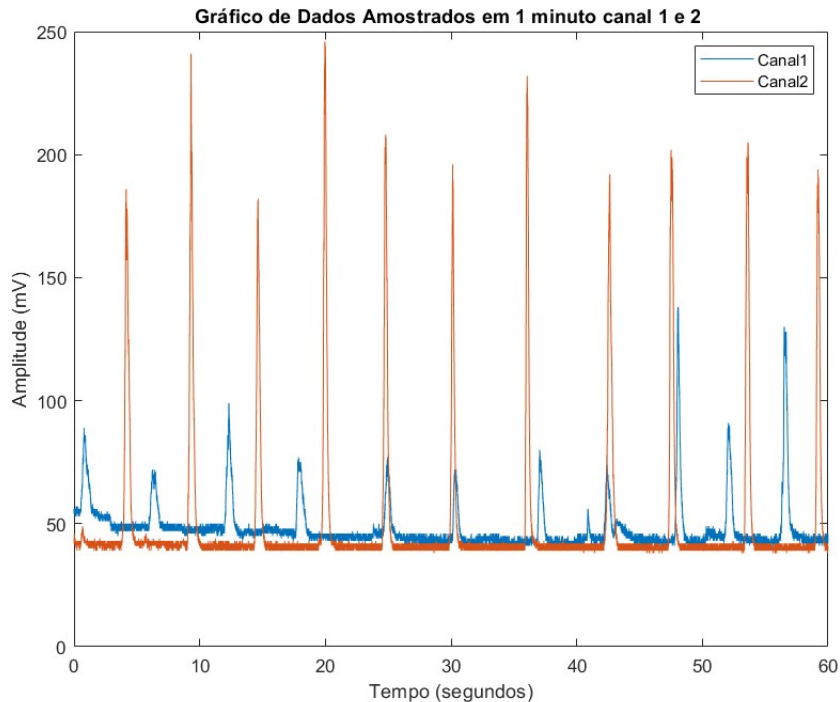
Figura 26 – Gráfico flexão de mão no tempo

Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 27 – Gráfico extensão de mão no tempo

Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 28 – Grafico Extensão de pulso no tempo



Fonte: Autoria própria (2023).

A análise no domínio do tempo e a compreensão das características de amplitude nos diferentes canais possibilitam a criação de bancos de dados que auxiliam no controle e relaxamento do movimento de próteses mioelétricas. Esses bancos de dados são construídos a partir da identificação das intensidades específicas de cada movimento, obtidas pela análise das amplitudes do sinal em diferentes canais.

Essas informações permitem o desenvolvimento de um sistema de reconhecimento de padrões, no qual a detecção da intensidade do sinal muscular é utilizada para identificar o movimento em execução. Isso possibilita uma maior precisão e controle na ativação da prótese, permitindo ao usuário relaxar e realizar movimentos de forma mais natural e intuitiva, melhorando sua qualidade de vida e funcionalidade.

Para realizar o estudo no domínio da frequência, utilizamos a função *pwelch*. Essa função tem como objetivo estimar a densidade espectral de potência do sinal. Ela emprega a técnica de Welch, que divide o sinal em segmentos menores e calcula a média das estimativas de espectro de potência de cada segmento (MATHWORKS, 2023).

Com a função *pwelch*, é possível analisar a distribuição de energia em diferentes faixas de frequência presentes no sinal. Ela fornece uma representação visual do espectro de frequência, revelando as intensidades relativas em cada frequência e identificando picos, bandas largas ou características específicas do sinal (MATHWORKS, 2023).

A análise no domínio da frequência, por meio da função *pwelch*, oferece informações valiosas sobre as características de frequência do sinal, permitindo a compreensão de padrões,

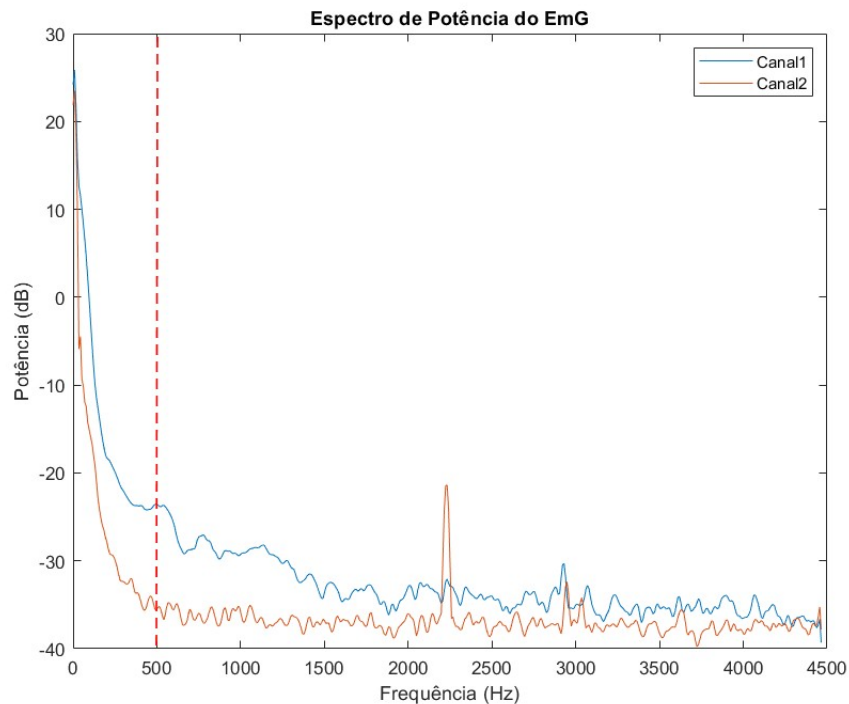
identificação de componentes relevantes e uma análise mais detalhada do comportamento do sinal.

Analisando o movimento no domínio da frequência, observamos que o método adotado para o circuito apresenta resultados muito expressivos, pois suavizou o sinal sem perda de informação durante a gravação no Arduino. Além disso, ao analisar o gráfico, podemos constatar que o circuito cumpre o que foi mencionado pela referência (HERMENS *et al.*, 2012), onde é afirmado que a maior intensidade do sinal no domínio da frequência ocorre entre 0 e 500 Hz. Essa informação pode ser observada nos 4 gráficos de frequência

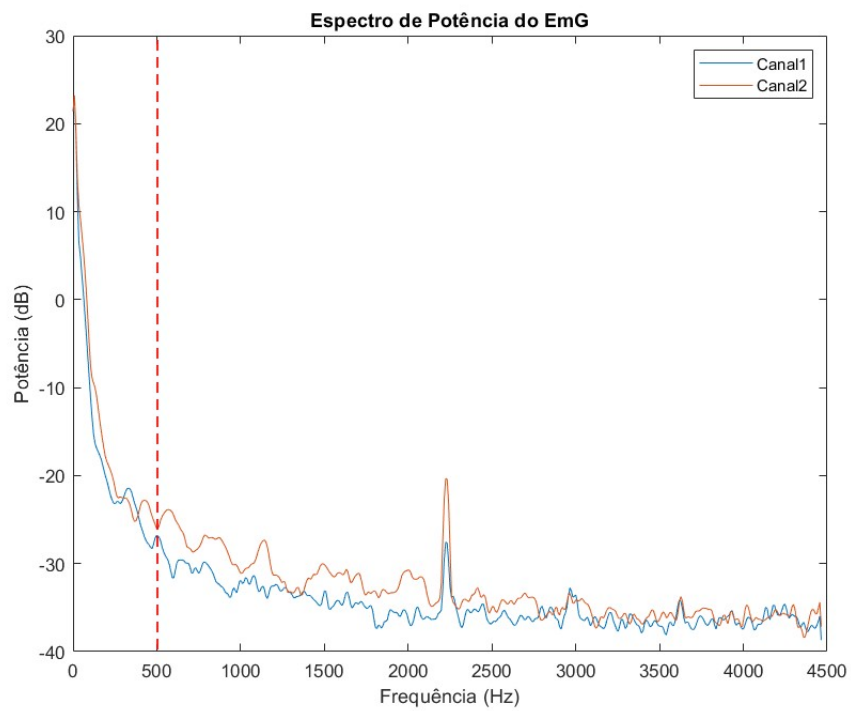
No gráfico, também é possível observar uma pequena interferência na frequência de 2250 Hz. Isso pode ocorrer devido a certos padrões de atividade muscular, que podem resultar em picos de frequência. Essa ocorrência está relacionada à forma como os músculos estão sendo ativados durante uma determinada tarefa ou movimento. É importante ressaltar que cada músculo possui uma frequência natural de oscilação, conhecida como frequência de ressonância, a qual pode variar entre os indivíduos (BERTOLO, 1999). A análise da frequência permite identificar padrões e realizar estudos mais detalhados do músculo. As Figuras 29, 30, 31 e 32 apresentam essas informações.

O código utilizado no Matlab, juntamente com todas as funções necessárias, estará anexado no Apêndice B.

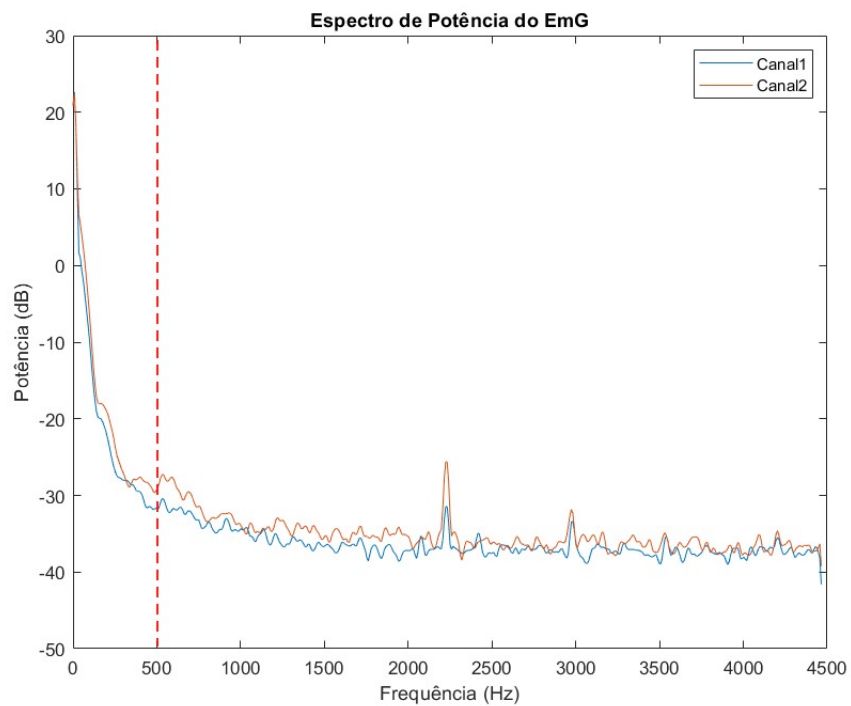
Figura 29 – Grafico flexão de pulso na frequência



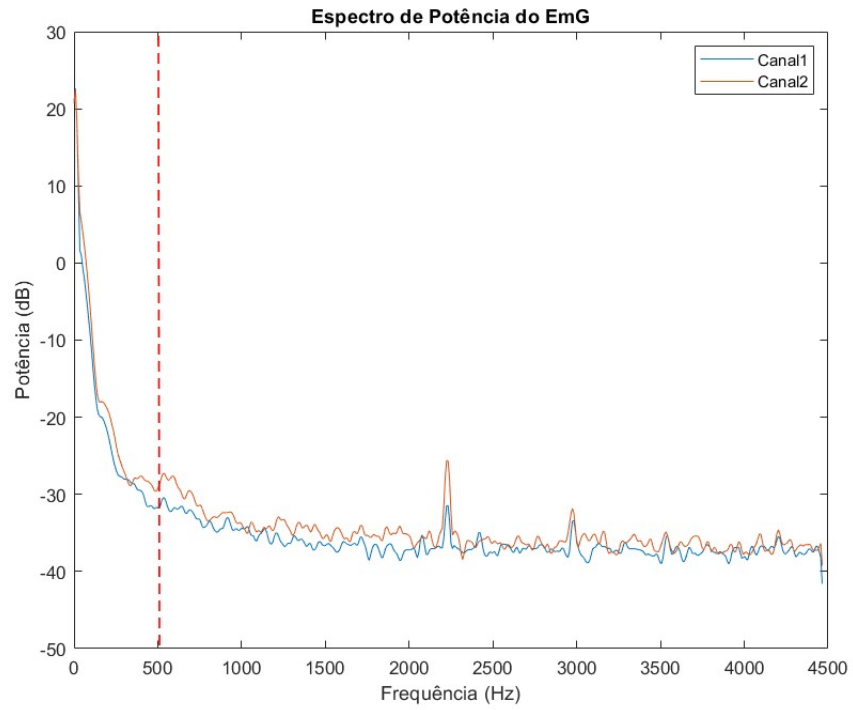
Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 30 – Grafico flexão de mão na frequência

Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 31 – Grafico extensão de mão na frequência

Fonte: Autoria própria (2023).

Figura 32 – Grafico extensão do pulso na frequência

Fonte: Autoria própria (2023).

5 CONCLUSÃO

O objetivo do trabalho é desenvolver um sistema de placa de captura eletromiografia para aplicação em próteses. O circuito demonstrou resultados expressivos ao utilizar retificadores, o que ajudou a reduzir seu tamanho, eliminando a necessidade de filtros ativos somadores.

A transmissão de dados do sistema é eficiente, sem atrasos na comunicação pela porta serial. No entanto, são necessários testes adicionais para aprimorar o desempenho. O circuito permite a análise em tempo real do movimento executado, tornando-o adequado para esse propósito.

O desenvolvimento desse protótipo, com um microcontrolador embutido, pode ser aplicado em outras áreas, como monitoramento médico e desenvolvimento atlético. Além de cumprir outras propostas, o sistema apresenta boa resposta e integração dos componentes, desde a captação de dados até a exibição gráfica, proporcionando resultados expressivos e facilitando o monitoramento dos grupos musculares.

A portabilidade do sistema alimentado por bateria traz benefícios à saúde, permitindo o uso em consultórios médicos e clínicas para exames de atividade muscular.

A inclusão de uma bateria autossuficiente tem o objetivo de aprimorar a usabilidade da prótese mioelétrica, proporcionando praticidade e mobilidade ao usuário, eliminando a dependência de fontes de energia externas. Isso permite o uso da prótese em diversos ambientes sem restrições de conexões ou tomadas.

Para o prosseguimento desse trabalho, pretende-se agregar melhorias. Considerando os resultados obtidos, é de suma importância comparar o sistema desenvolvido neste projeto com aparelhos clínicos validados e realizar ensaios para verificar se o sensor atende às normas ABNT NBR IEC 60601-2, que estabelecem os requisitos de segurança e desempenho para eletromiógrafos. Essa comparação e os ensaios são essenciais para garantir a conformidade do sistema.

Outra melhoria seria a utilização de componentes SMD (Surface Mount Device) para diminuir ainda mais o tamanho do sistema. Essa abordagem permitiria um design mais compacto e otimizado, aumentando a portabilidade e a praticidade do sistema.

Com essas melhorias e a continuação do trabalho, espera-se aprimorar ainda mais o sistema, expandindo suas capacidades e validando sua eficácia. Isso contribuirá para avanços significativos no campo das próteses mioelétricas, proporcionando benefícios aos usuários e impulsionando a pesquisa nessa área. .

REFERÊNCIAS

- ATMEL. **8-bit AVR Microcontroller with 32K Bytes In-System Programmable Flash**. Technology Drive, San Jose, 2020. 653 p. Disponível em: <https://www.microchip.com/en-us/product/ATmega328P#document-table>. Acesso em: 29 mai. 2022.
- BECHELI, M. H. Módulo de eletromiografia. p. 47, 2017. Disponível em: <https://docplayer.com.br/11322549-Prototipo-de-um-eletromiografo-digital.html>. Acesso em: 20 abr. 2022.
- BERTOLO, L. A. Biomecânica - aplicações da mecânica clássica no corpo humano: Forças, equilíbrio e leis de newton. p. 70, 1999. Acesso em: 2 mai. 2023.
- BOYLESTAD, L. N. R. L. **Dispositivos Eletrônicos**. 11. ed. São Paulo: Pearson Educatin, 2013. 784 p. Acesso em: 27 abr. 2022.
- FORTI, F. Análise do sinal eletromiográfico em diferentes posicionamentos tipos de eletrodos, Ângulos articulares e intensidades de contração. p. 146, 2005. Acesso em: 20 abr. 2022.
- GARY, D. G. K. **Essentials of Electromyography**. Estados Unidos da América: Human Kinetics, 2010. v. 1. 281 p. Acesso em: 14 abr. 2022.
- GAUCHE., H. Diretrizes de atenção : a pessoa amputada. **Ministerio da saúde**, v. 1, n. 1, p. 38, 2013. Acesso em: 25 abr. 2022.
- HERMENS, f. *et al.* European recommendations for surface electromyography. **SENIAM project**, 2012. Acesso em: 20 abr. 2022.
- INSTRUMENTS, T. **Understanding data converters**. Texas Instruments Incorporated, 1995. 22 p. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/an/sl0013/sl0013.pdf>. Acesso em: 27 mai. 2022.
- INSTRUMENTS, T. **Analog Engineer's Circuit: Amplifiers**. Texas Instruments Incorporated, 2019. 6 p. Acesso em: 27 mai. 2022.
- INSTRUMENTS, T. **TL08xx FET-Input Operational Amplifiers**. Texas Instruments Incorporated, 2021. 81 p. Disponível em: <https://www.ti.com/product/TL084>. Acesso em: 27 mai. 2022.
- INSTRUMENTS, T. **INA12x PRECISION,LOW POWER INSTRUMENTATION AMPLIFIERS**. Texas Instruments Incorporated, 2022. 29 p. Disponível em: <https://www.ti.com/product/INA129?keyMatch=INA129&tisearch=search-everything&usecase=GPN>. Acesso em: 24 mai. 2022.
- KERSCHBAUMER, R. Microcontroladores. p. 181, 2018. Acesso em: 25 mai. 2022.
- KONRAD, P. **The ABC of EMG**. 2006. 61 p. Dissertação (Mestrado) — European recommendations for surface electromyography, 2006. Acesso em: 20 abr. 2022.
- LUCA, C. J. de. Surface electromyography: Detection and recording. p. 10, 2002. Disponível em: <https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/semg-detection-and-recording.pdf>. Acesso em: 20 abr. 2022.
- MALVINO, D. B. A. **Eletrônica**. 11. ed. Porto Alegre: bookman, 2016. v. 2. 500 p. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/reader/books/9788580555936/pageid/1>. Acesso em: 6 mai. 2022.

MARCHETTI, M. D. P. H. Instrumentação em eletromiografia. p. 29, 2006. Acesso em: 28 mai. 2022.

MATHWORKS. **Pwelch**. The MathWorks, Inc, 2023. Disponível em: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/pwelch.html>. Acesso em: 03 abr. 2023.

MEDITRACE. **Eletrodo Descartável para ECG e EMG**. 2017. Disponível em: <https://www.ortoponto.com.br/produto/eletrodo-descartavel-para-ecg-e-emg-meditrace-kendall-adulto-100-unidades-2223>. Acesso em: 30 mai. 2022.

MICROCHIP. **ATmega328P**. 2020. Disponível em: <https://www.microchip.com/en-us/product/ATmega328P#document-table>. Acesso em: 30 mai. 2022.

NETTER, F. H. **Netter Anatomia para Colorir**. 1. ed. Rio de Janeiro: saunders, 2010. Acesso em: 03 abr. 2023.

NODA, P. D.; MARCHETTI, J. A eletromiografia de superfície em estudos relativos à produção de força. **Revista CPAQV - Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida.**, v. 6, n. 3, p. 24, 2014. Acesso em: 21 abr. 2022.

OKI, N.; MANTOVANI, S. C. A. Microcontroladores -pic. p. 18, 2013. Acesso em: 25 mai. 2022.

PROAKIS, D. K. M. J. G. **Digital signal processing: principles, algorithms, and applications**. 3. ed. United States Edition: Pearson, 1996. 1016 p. Acesso em: 14 abr. 2022.

RASH, G. S. Emg fundamentals. fev. 2004. Acesso em: 15 abr. 2022.

RENESAS. **ICL7660, ICL7660A CMOS Voltage Converters**. Renesas Electronics Corporation, 2010. 11 p. Acesso em: 03 abr. 2023.

RODRIGUEZ-AÑEZ., C. R. A eletromiografia na análise da postura. p. 10, 2000. Disponível em: https://portalbiocursos.com.br/ohs/data/docs/51/97-_A_ELETROMIOGRAFIA_NA_ANYLISE_DA_POSTURA.pdf. Acesso em: 14 abr. 2022.

SEDRA, K. C. S. A. S. **Microeletrônica**. 5. ed. São Paulo: Pearson, 2007. v. 1. 848 p. Acesso em: 12 abr. 2013.

SILVA, M. A. M. R. da. Breve histórico sobre eletromiografia. p. 70, 2005. Acesso em: 2 mai. 2023.

VELLOSO, R. P. Protótipo de um eletromiógrafo digital. p. 47, 2004. Disponível em: <https://docplayer.com.br/11322549-Prototipo-de-um-eletromiografo-digital.html>. Acesso em: 15 abr. 2022.

**APÊNDICE A – Códigos de taxa de amostragem e Coleta de dados dos
movimentos**

Listagem 1 – Coleta de dados

```

1 #include <SD.h>
2 #include <SPI.h>
3 File myFile;
4
5 int pinoSS = 10; // Pin 53 para Mega / Pin 10 para UNO
6
7 void setup() { // Executado uma vez quando ligado o Arduino
8
9     Serial.begin(9600); // Define BaundRate
10    pinMode(pinoSS, OUTPUT); // Declara pinoSS como saída
11
12    if (SD.begin()) { // Inicializa o SD Card
13        Serial.println("SD Card pronto para uso."); // Imprime na tela
14    } else {
15        Serial.println("Falha na inicialização do SD Card.");
16        return;
17    }
18    myFile = SD.open("nome do arquivo.txt", FILE_WRITE); // Cria o arquivo.txt
19 }
20
21 void loop() {
22
23     int val;
24
25     // Faz a leitura da porta analógica A0 e armazena o valor em "val"
26     val = analogRead(A0);
27
28     // Envia o valor lido para o Serial Plotter
29     Serial.println(val);
30     myFile.println(val);
31     delay(1);
32
33
34
35     // Para o loop depois de 1 minuto (60 segundos)
36     if (millis() >= 60000) {
37         // Fecha a conexão serial
38         Serial.println("pronto");
39         myFile.close();
40         Serial.end();
41         // Fecha o Arquivo após ler
42
43         while (1);
44     }
45 }

```

Fonte: Autoria própria (2023).

Listagem 2 – Taxa de amostragem

```
1 unsigned long ini , end=0, count=0;
2 const int analogInPin = A0;
3
4 void setup() {
5     Serial.begin(9600);
6 }
7
8 void loop() {
9     end = 0;
10    count = 0;
11    ini = millis();
12    while (end < 1000) {
13        int sensorValue = analogRead(analogInPin);
14        count++;
15        end = millis() - ini;
16    }
17    Serial.println(count);
18 }
```

Fonte: Aatoria própria (2023).

APÊNDICE B – Código de processamento de dados usado no Matlab.

Listagem 3 – Coleta de dados Flexão de mão

```

1 Flexão de mão
2 O primeiro movimento a ser realizado e flexão de mão
3 no tempo e na frequência
4 x1=xlsread("flexao1.csv");
5 x2=xlsread("flexao2.csv");
6 t1 = linspace(0, 60*60*1, 14200); % Cria um vetor de tempo
7 t2 = t1/60; % Converte tempo para minutos
8
9 t3 = linspace(0, 60*60*1, 14429); % Cria um vetor de tempo
10 t4 = t3/60; % Converte tempo para minutos
11
12 plot(t2,x1,t4,x2); % Plota os dados no tempo
13 xlabel('Tempo (segundos)');
14 ylabel('Amplitude');
15 title('Gráfico de Dados Amostrados em 1 minuto');
16 legend(["Canal1","Canal2"])
17
18 fs1 = 8930; % Frequência de amostragem
19 window1 = hann(512); % Janela de Hann de 512 pontos
20 noverlap1 = 256; % Número de pontos de sobreposição entre segmentos
21 nfft1 = 1024; % Número de pontos para a FFT
22 % Estimar o espectro de potência usando o método Welch
23 [Pxx1,F1] = pwelch(x1,window1,noverlap1,nfft1,fs1);
24 Pxx2=10*log10(Pxx1);
25
26 fs2 = 8930; % Frequência de amostragem
27 window2 = hann(512); % Janela de Hann de 512 pontos
28 noverlap2 = 256; % Número de pontos de sobreposição entre segmentos
29 nfft2 = 1024; % Número de pontos para a FFT
30 % Estimar o espectro de potência usando o método Welch
31 [Pxx3,F2] = pwelch(x2,window2,noverlap2,nfft2,fs2);
32 Pxx4=10*log10(Pxx3);
33 % Plotar o espectro de potência
34 plot(F1,Pxx2,F2,Pxx4)
35 xlabel('Frequência (Hz)')
36 ylabel('Potência (dB)')
37 title('Espectro de Potência do EmG')
38 legend(["Canal1","Canal2"])

```

Fonte: Autoria própria (2023).

Listagem 4 – Coleta de dados Fechamento de mão

```

1
2 Fechamento de mão
3 O segundo movimento a ser realizado e Fechamento de mão
4 no tempo e na frequência
5 x1=xlsread("fechado1.csv");
6 x2=xlsread("fechado2.csv");
7 t1 = linspace(0, 60*60*1, 14271); % Cria um vetor de tempo
8 t2 = t1/60; % Converte tempo para minutos
9
10 t3 = linspace(0, 60*60*1, 14205); % Cria um vetor de tempo
11 t4 = t3/60; % Converte tempo para minutos
12
13 plot(t2,x1,t4,x2); % Plota os dados no tempo
14 xlabel('Tempo (segundos)');
15 ylabel('Valor');
16 title('Gráfico de Dados Amostrados em 1 minuto canal 1 e 2 ');
17 % Definir par metros de entrada
18 fs1 = 8930; % Frequência de amostragem
19 window1 = hann(512); % Janela de Hann de 512 pontos
20 noverlap1 = 256; % Número de pontos de sobreposição entre segmentos
21 nfft1 = 1024; % Número de pontos para a FFT
22 % Estimar o espectro de potência usando o método Welch
23 [Pxx1,F1] = pwelch(x1,window1,noverlap1,nfft1,fs1);
24 Pxx2=10*log10(Pxx1);
25
26 fs2 = 8930; % Frequência de amostragem
27 window2 = hann(512); % Janela de Hann de 512 pontos
28 noverlap2 = 256; % Número de pontos de sobreposição entre segmentos
29 nfft2 = 1024; % Número de pontos para a FFT
30 % Estimar o espectro de potência usando o método Welch
31 [Pxx3,F2] = pwelch(x2,window2,noverlap2,nfft2,fs2);
32 Pxx4=10*log10(Pxx3);
33 % Plotar o espectro de potência
34 plot(F1,Pxx2,F2,Pxx4)
35 xlabel('Frequência (Hz)')
36 ylabel('Potência (dB)')
37 title('Espectro de Potência do EmG')
38 legend(['Canal1',"Canal2"])

```

Fonte: Autoria própria (2023).

Listagem 5 – Coleta de dados Mão esticada

```

1
2 Mão esticada
3 O terceiro movimento a ser realizado e Mao estica
4 no tempo e na frequência
5 x1=xlsread("aberta1.csv");
6 x2=xlsread("aberta2.csv");
7 t1 = linspace(0, 60*60*1, 15809); % Cria um vetor de tempo
8 t2 = t1/60; % Converte tempo para minutos
9
10 t3 = linspace(0, 60*60*1, 14263); % Cria um vetor de tempo
11 t4 = t3/60; % Converte tempo para minutos
12
13 plot(t2,x1,t4,x2); % Plota os dados no tempo
14 xlabel('Tempo (segundos)');
15 ylabel('Valor');
16 title('Gráfico de Dados Amostrados em 1 minuto canal 1 e 2 ');
17 % Definir par metros de entrada
18 fs1 = 8930; % Frequência de amostragem
19 window1 = hann(512); % Janela de Hann de 512 pontos
20 noverlap1 = 256; % Número de pontos de sobreposição entre segmentos
21 nfft1 = 1024; % Número de pontos para a FFT
22 % Estimar o espectro de potência usando o método Welch
23 [Pxx1,F1] = pwelch(x1,window1,noverlap1,nfft1,fs1);
24 Pxx2=10*log10(Pxx1);
25
26 fs2 = 8930; % Frequência de amostragem
27 window2 = hann(512); % Janela de Hann de 512 pontos
28 noverlap2 = 256; % Número de pontos de sobreposição entre segmentos
29 nfft2 = 1024; % Número de pontos para a FFT
30 % Estimar o espectro de potência usando o método Welch
31 [Pxx3,F2] = pwelch(x2,window2,noverlap2,nfft2,fs2);
32 Pxx4=10*log10(Pxx3);
33 % Plotar o espectro de potência
34 plot(F1,Pxx2,F2,Pxx4)
35 xlabel('Frequência (Hz)')
36 ylabel('Potência (dB)')
37 title('Espectro de Potência do EmG')
38 legend(['Canal1',"Canal2"])

```

Fonte: Autoria própria (2023).

Listagem 6 – Coleta de dados Extensão de mão

```

1
2 Extensão de mão
3 O Quarta movimento a ser realizado e Extensão de mão
4 no tempo e na frequência
5 x1=xlsread("estencao1.csv");
6 x2=xlsread("estencao2.csv");
7 t1 = linspace(0, 60*60*1, 14363); % Cria um vetor de tempo
8 t2 = t1/60; % Converte tempo para minutos
9
10 t3 = linspace(0, 60*60*1, 14220); % Cria um vetor de tempo
11 t4 = t3/60; % Converte tempo para minutos
12
13 plot(t2,x1,t4,x2); % Plota os dados no tempo
14 xlabel('Tempo (segundos)');
15 ylabel('Valor');
16 title('Gráfico de Dados Amostrados em 1 minuto canal 1 e 2 ');
17 legend(["Canal1","Canal2"])
18 fs1 = 8930; % Frequência de amostragem
19 window1 = hann(512); % Janela de Hann de 512 pontos
20 noverlap1 = 256; % Número de pontos de sobreposição entre segmentos
21 nfft1 = 1024; % Número de pontos para a FFT
22 % Estimar o espectro de potência usando o método Welch
23 [Pxx1,F1] = pwelch(x1,window1,noverlap1,nfft1,fs1);
24 Pxx2=10*log10(Pxx1);
25
26 fs2 = 8930; % Frequência de amostragem
27 window2 = hann(512); % Janela de Hann de 512 pontos
28 noverlap2 = 256; % Número de pontos de sobreposição entre segmentos
29 nfft2 = 1024; % Número de pontos para a FFT
30 % Estimar o espectro de potência usando o método Welch
31 [Pxx3,F2] = pwelch(x2,window2,noverlap2,nfft2,fs2);
32 Pxx4=10*log10(Pxx3);
33 % Plotar o espectro de potência
34 plot(F1,Pxx2,F2,Pxx4)
35 xlabel('Frequência (Hz)')
36 ylabel('Potência (dB)')
37 title('Espectro de Potência do EmG')
38 legend(["Canal1","Canal2"])

```

Fonte: Autoria própria (2023).