

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE GOIÁS
ESCOLA POLITÉCNICA E DE ARTES
Projeto Final de Curso

MARCELO HENRIQUE FERNANDES FELISBINO
MARIANA CARNEIRO VAZ PELÁ COUTINHO

SISTEMA DE CONTROLE ROBÓTICO BASEADO EM LEITURA DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICO

Trabalho Final de Curso como parte dos requisitos para
obtenção do título de bacharel em Engenharia de
Controle e Automação apresentado à Pontifícia
Universidade Católica de Goiás.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Antônio Marcos Melo Medeiros – Orientador. PUC-GO.
Prof. Dr. Luiz Murilo Martins de Araújo – PUC-GO.
Prof. Me. Carlos Alberto Vasconcelos Bezerra – Coordenador. PUC-GO.

Goiânia, 09 de Junho de 2026

Sistema de Controle Robótico Baseado em Leitura de Sinais Eletromiográficos

M.H.F. Felisbino e M.C.V.P. Coutinho

A.M.M. Medeiros; L.M.M. Araújo; C.A.V. Bezerra

Resumo— Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de controle para um manipulador robótico de eletromiografia de superfície (EMG). O objetivo geral consiste em captar a atividade elétrica muscular do braço humano e traduzi-la em comandos específicos de movimentação robótica. A pesquisa possui natureza aplicada, experimental e quantitativa, estruturando-se na integração de hardware de instrumentação, sistemas embarcados e algoritmos de processamento digital. O referencial teórico baseia-se na fisiologia da contração muscular, onde o sinal de EMG representa o somatório espacial e temporal dos potenciais de ação das unidades motoras. A metodologia compreende a captação não invasiva via eletrodos de superfície, seguida pelo condicionamento analógico do sinal, que utiliza um sensor de instrumentação (AD8832) com alta taxa de rejeição de modo comum (CMRR) para mitigar ruídos. A etapa de filtragem emprega filtros passa-banda (frequências de 10 a 500 Hz) para isolar a faixa de maior energia do sinal e eliminar sinais residuais de movimentos. Após a digitalização via conversor analógico-digital (ADC) em um microcontrolador, o sinal é processado para extração de características, utilizando métricas como Root Mean Square (RMS) e Mean Absolute Value (MAV) para quantificar a intenção de força do usuário. A classificação de padrões associa esses valores a limiares (thresholds) que disparam comandos enviados ao braço robótico via protocolos de comunicação. Os resultados obtidos demonstram o desenvolvimento de um sistema capaz de realizar a leitura do sinal eletromiográfico, processá-lo em tempo real e, por meio do cálculo de um limiar (threshold), determinar e enviar os parâmetros de comando correspondentes para a operação do robô.

Palavras Chaves— Eletromiografia; Manipulador Robótico; Condicionamento de Sinais; Sistemas Embarcados; Integração Homem-Máquina.

Abstract— This work presents the development of a control system for a robotic manipulator through surface electromyography (EMG) signals. The overall objective is to capture the electrical muscle activity of the human arm and translate it into specific robotic movement commands. The research is applied, experimental, and quantitative in nature, structured around the integration of instrumentation hardware, embedded systems, and digital processing algorithms. The theoretical framework is based on the physiology of muscle contraction, where the EMG signal represents the spatial and temporal summation of action potentials from physical movements. The methodology comprises non-invasive capture via surface electrodes, followed by analog conditioning of the tension, which employs an instrumentation sensor (AD8832) with a high common-mode rejection ratio (CMRR) to mitigate noise. The filtering stage uses band-pass filters (frequencies from 10 to 500 Hz) to isolate the frequency range of the highest energy in the signal and eliminate residual movement signals. After digitization via an analog-to-digital converter (ADC) in a microcontroller, the signal is processed for feature extraction, utilizing metrics such as Root Mean Square (RMS) and Mean

Absolute Value (MAV) to quantify the user's force intent. Pattern classification associates these values with thresholds that trigger commands sent to the robotic arm via communication protocols. The results obtained demonstrate the development of a system capable of reading the EMG signal, processing it in real time, and, through threshold calculation, determining and sending the corresponding command parameters for the robot's operation..

Keywords: *Electromyography; Robotic Manipulator; Signal Conditioning; Embedded Systems; Human-Machine Interface.*

I. INTRODUÇÃO

A evolução tecnológica atual, inserida no contexto da Indústria 4.0, busca a integração profunda entre sistemas físicos e digitais, onde a integração homem-máquina desempenha um papel central para aumentar a eficiência e a adaptabilidade dos processos industriais. Nesse cenário, a robótica deixa de ser apenas uma ferramenta isolada em ambientes estruturados e passa a interagir de forma mais sinérgica com o operador. [1,8]

O conceito de interfaces mioelétricas surge como uma ponte fundamental para essa interação, permitindo que sinais biológicos gerados pela atividade muscular sejam captados e transformados em comandos para dispositivos artificiais. A eletromiografia (EMG), que consiste no registro gráfico da atividade elétrica dos músculos, tem também sido amplamente aplicada no controle de próteses e dispositivos robóticos, possibilitando que a intenção de movimento do usuário seja traduzida em ações mecânicas. [12,18]

A relevância acadêmica e tecnológica deste projeto reside na aplicação de técnicas avançadas de processamento de sinais e instrumentação eletrônica para criar um sistema de controle intuitivo e biomimético. O problema de pesquisa concentra-se em como realizar a aquisição e classificação precisa de sinais EMG de superfície, que são inerentemente ruidosos e estocásticos, para garantir a repetibilidade e a segurança no comando de um manipulador industrial de alta precisão. [18]

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver e integrar um sistema de aquisição mioelétrica capaz de controlar os movimentos de um braço robótico. Os objetivos específicos incluem: projetar o hardware de condicionamento de sinal, implementar algoritmos de extração de características (como RMS e MAV) em microcontroladores e estabelecer a comunicação via protocolos industriais ou de rede com o controlador do robô. A justificativa baseia-se na busca por métodos de controle mais naturais, reduzindo a carga cognitiva do operador e expandindo as possibilidades de uso da robótica industrial em tarefas colaborativas e assistivas. [1, 18,17].

II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A. Tipo de Pesquisa

Este trabalho possui natureza aplicada, pois objetiva gerar conhecimentos para aplicação prática direta. A abordagem é quantitativa e experimental, baseada na coleta e processamento de dados numéricos dos sinais EMG e testes de movimentação robótica. Os objetivos são exploratórios e descritivos, visando detalhar o comportamento do sistema de integração mioelétrica. [3,18]

B. Eletromiografia (EMG)

Os fundamentos fisiológicos da contração muscular baseiam-se na propriedade de excitabilidade das células musculares pelos neurônios. O mecanismo de contração inicia-se com potencial de ação que se propaga pelo sarcolema e penetram na fibra através do sistema de túbulos T (transversos). Esse evento elétrico desencadeia a liberação de íons cálcio (Ca^{2+}) do retículo sarcoplasmático, permitindo que os filamentos de actina e miosina deslizem entre si, resultando no encurtamento do sarcômero e consequentemente na contração muscular [12].

A captura do sinal de EMG envolve a transdução da atividade iônica tecidual em corrente eletrônica mensurável por sistemas de instrumentação. Os sensores de EMG captam a diferença de potencial elétrico gerada na superfície da pele pela atividade das fibras musculares subjacentes. Eles detectam a atividade de múltiplas unidades motoras simultaneamente, resultando em um sinal complexo e interferencial. [26]

Os sinais mioelétricos captados por eletrodos representam a soma temporal e espacial desses potenciais de ação de diversas unidades motoras. A EMG de superfície é um método não invasivo onde os eletrodos são posicionados sobre a pele, sendo ideal para estudos de movimento e controle robótico, ao passo que a EMG intramuscular (agulha) é invasiva e utilizada para avaliar fibras profundas ou diagnósticos clínicos específicos. Durante a captação, o sinal enfrenta ruídos e interferências, principalmente da rede elétrica (60 Hz), traços de movimentos dos cabos e interferências de músculos adjacentes (cross-talk). [7,12,18]

O sinal de eletromiografia (EMG) manifesta-se como uma medida da atividade elétrica gerada pelas fibras musculares durante os processos de contração e relaxamento. Do ponto de vista técnico, esse sinal apresenta baixa amplitude, com tensões que variam tipicamente entre a escala de microvolts (μV) e poucos milivolts (mV), sendo captadas por eletrodos que registram o campo elétrico criado pelos potenciais de ação no ambiente circundante. Além da magnitude reduzida, o sinal de EMG possui uma natureza ruidosa e não estacionária, visto que é um sinal inerentemente complexo cujas propriedades estatísticas oscilam ao longo do tempo. Essa complexidade decorre das interações de sinais de múltiplas unidades motoras coletadas simultaneamente pelo detector, além de influências da anatomia e de alterações na geometria muscular durante a execução de movimentos. [26]

A tradução da contração muscular em variações de tensão elétrica está intrinsecamente ligada aos mecanismos de controle do sistema nervoso central, especificamente pelo recrutamento de unidades motoras e pelo incremento na frequência de disparo, processo conhecido como somação temporal. Fisiologicamente, um único comando neural

resulta em um abalo muscular isolado, mas a repetição rápida desses estímulos permite que as respostas mecânicas se sobreponham no tempo, gerando um trabalho muscular mais eficiente e forte. Consequentemente, quanto maior a demanda de força exigida de um músculo, mais unidades motoras são ativadas e maior é a frequência dos potenciais de ação disparados, o que se reflete diretamente em um aumento na amplitude e na densidade espectral do sinal de EMG captado pelos sensores. [26, 22]

A fidelidade do sinal adquirido pode ser comprometida por diversas variáveis, sendo o posicionamento dos eletrodos um dos fatores de influência mais críticos para a precisão da medição. A localização exata do sensor em relação à zona de inervação e ao eixo longitudinal das fibras musculares afeta drasticamente tanto a amplitude quanto o conteúdo de frequência da informação coletada. O posicionamento inadequado ou uma baixa impedância de contato podem resultar em distorções severas e na produção de dados pouco confiáveis, o que impacta negativamente o desempenho de algoritmos de processamento e reconhecimento de padrões. Por essa razão, a adoção de protocolos rigorosos de colocação e a normalização dos sinais são etapas fundamentais para minimizar a variabilidade e garantir a qualidade na aquisição dos dados eletromiográficos. [26]

C. Fisiologia do Sinal Eletromiográfico (EMG)

A eletromiografia (EMG) é a técnica de registro e análise das variações de potenciais elétricos gerados pelas membranas das fibras musculares durante os processos de contração e relaxamento. Do ponto de vista fisiológico, o sinal de EMG representa a soma a temporal e espacial dos potenciais de ação das unidades motoras (MUAP) que se propagam sob os eletrodos de detecção. [26]

Processo do Estímulo Neural à Contração

O fenômeno tem início no sistema nervoso central, que coordena a ativação muscular através de neurônios motores (motoneurônios) localizados na medula espinal ou no tronco cerebral. [22, 26]

Geração do Potencial de Ação no Neurônio Motor: O impulso elétrico viaja pelo axônio mielinizado até atingir a terminação pré-sináptica na junção neuromuscular. [28]

Transmissão Sináptica: A despolarização da terminação nervosa provoca a liberação do neurotransmissor acetilcolina (ACh) na fenda sináptica. A ACh liga-se a receptores nicotínicos na placa motora da fibra muscular, aumentando a permeabilidade da membrana aos cátions. [22, 28]

Despolarização da Fibra Muscular: Ocorre um influxo de íons sódio (Na^+) e efluxo de potássio (K^+), gerando o potencial de placa motora. Quando o limiar da membrana é atingido, um potencial de ação muscular é disparado e se propaga por todo o sarcolema. [22, 28, 25]

Geração da Atividade Elétrica e Movimento Iônico

A atividade elétrica muscular é sustentada pelo movimento transmembrana de íons:

Fluxo de Na^+ e K^+ : Responsáveis pela fase de despolarização e repolarização do potencial de ação. [22]

Papel do Ca^{2+} : O potencial de ação propaga-se para o interior da fibra através dos túbulos transversos (túbulos T), atingindo o retículo sarcoplasmático. Isso provoca a liberação massiva de íons cálcio (Ca^{2+}) no sarcoplasma, que se ligam à troponina C, permitindo a interação entre actina e miosina

(teoria dos filamentos deslizantes) para a geração de força mecânica. [22,25,27,28]

Propagação do Sinal Elétrico

O sinal elétrico não permanece estático, ele viaja longitudinalmente ao longo da fibra muscular a partir da zona de inervação em direção às extremidades tendinosas. Esta propagação cria um campo elétrico no ambiente circundante que atravessa os tecidos biológicos (que atuam como um filtro passivo de volume) até atingir a superfície da pele. [26]

D.Integração com a Robótica

Um manipulador robótico industrial é composto por uma estrutura mecânica (elos e juntas), atuadores, sensores e um controlador. A cinemática básica estuda a relação entre a posição da garra no espaço cartesiano (posição e orientação) e os ângulos das juntas do braço. O sistema de controle gerencia as trajetórias e velocidades de cada junta para executar tarefas com alta repetibilidade. A interface com o braço geralmente ocorre via rede industrial, recebendo comandos de alto nível processados pelo microcontrolador mioelétrico. Para realização da integração, as leituras dos valores adquiridos por meio dos sensores devem ser traduzidas para valores do espaço geométrico do robô utilizado. [1, 9]

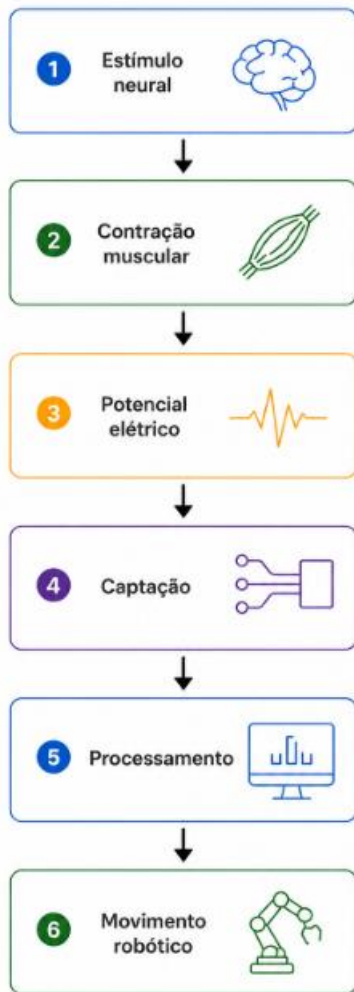


Figura 1 – Fluxograma do funcionamento do sistema de controle mioelétrico para acionamento robótico
Fonte: Elaborada pelos autores utilizando ChatGPT (OpenAI, 2026).

III. METODOLOGIA

A. Aquisição de Sinais

O posicionamento dos eletrodos seguiu pontos anatômicos precisos representados na [Figura 1] [Figura 2], definidos como o ventre muscular do flexor ulnar do carpo e braquiorradial para captação de valores referentes a toque, bíceps braquial e tríceps braquial para deslocamento no eixo Y, deltoide acromial e deltoide espinal para descolamento no eixo Z, garantindo a captação da maior densidade de potenciais de ação.[29]

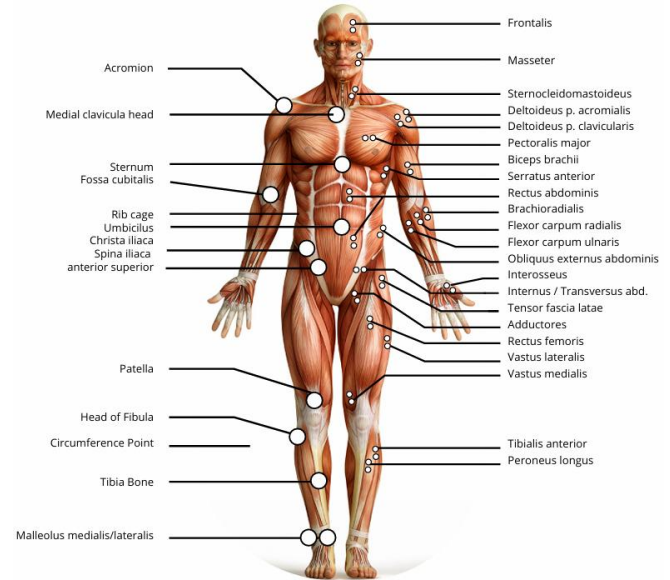


Figura 2 – Mapa de posicionamento do sensor frontal
Fonte: MyoWare v2 Advanced Guide (2022) [29].

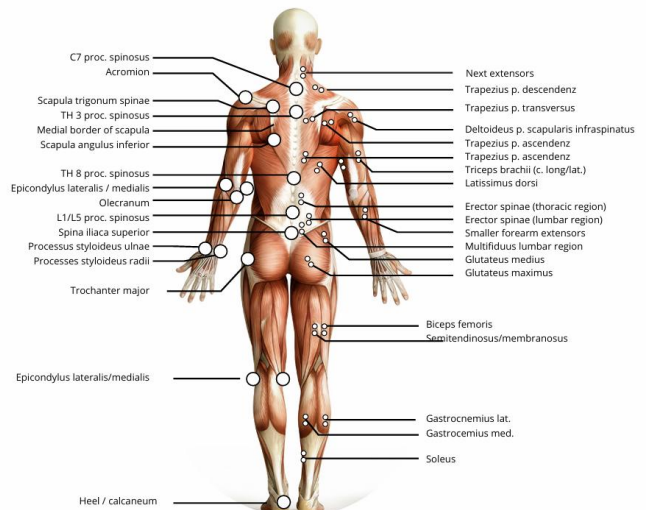


Figura 3 - Mapa de posicionamento do sensor posterior
Fonte: MyoWare v2 Advanced Guide (2022) [29].

O procedimento de coleta envolveu a limpeza da pele com álcool para reduzir a impedância. Os parâmetros de amostragem serão fixados em 1000 Hz para garantir a reconstrução fiel das frequências de até 500 Hz. [3,12,18,19]

B. Funcionamento do Sensor de sinal

Princípios de Funcionamento

O sensor utiliza uma abordagem de entrada diferencial de três terminais. Ele mede a diferença de potencial elétrico entre dois pontos do músculo (através de eletrodos) e utiliza

um terceiro eletrodo como referência de aterramento no corpo. O sinal bruto (RAW) passa por estágios de amplificação (usando componentes como o AD8832), retificação e suavização antes de ser enviado ao controlador

Retificação e suavização do sinal

Diferente do sinal de EMG bruto, que oscila de forma complexa e rápida, o sensor entrega um sinal processado para facilitar a leitura por conversores analógico-digitais (ADC)

- Retificado: O sinal original (bidirecional como uma onda senoidal) é convertido para uma polaridade única através de retificação de onda completa.
- Suavizado: O sinal retificado passa por um filtro que remove as oscilações rápidas, criando um "envelope" que representa o nível de intensidade da contração muscular

Etapas para conectar em um Microcontrolador

1. Alimentação do Sensor: O sensor requer uma fonte de alimentação dupla (positiva, negativa e terra)[Figura 3]. Uma forma comum é usar duas baterias de 9V conectadas em série para criar as tensões +Vs, -Vs e GND.

2. Conexão dos Eletrodos:

Coloque um eletrodo no meio do corpo do músculo alvo

Coloque um segundo eletrodo em uma das extremidades do músculo

Coloque o terceiro eletrodo em uma parte óssea ou não muscular próxima ao alvo.

3. Interface com ESP32:

Conecte o pino SIG do sensor a um pino analógico do microcontrolador.

Conecte o pino GND do sensor ao pino GND do microcontrolador.

Esquemático de Ligação

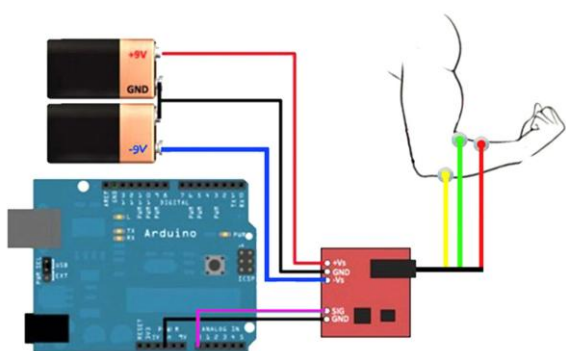


Figura 4 - Esquema De ligação

Fonte: Muscle Sensor v3: user's manual (2013) [20].

Tensão de Operação e Requisitos

- Tensão: O sensor opera com uma tensão de alimentação (Vs) que varia de um mínimo de $\pm 3V$ até um máximo de $\pm 30V$, sendo o valor típico de $\pm 5V$.
- Sinal de Saída A tensão do sinal de saída (SIG) varia entre $0V$ e $+Vs$.
- Necessário para operar: É fundamental limpar a pele antes de aplicar os eletrodos para garantir uma boa leitura e tomar precauções contra descargas

eletrostáticas (ESD), que podem danificar o dispositivo.

Filtragem do sinal

O sensor utiliza circuitos integrados (como o TL084) configurados para realizar a retificação e a suavização. O esquema eletrônico indica o uso de diodos para retificação e capacitores/resistores para filtragem e suavização, permitindo que a saída seja uma representação linear da força muscular exercida [Figura 4]. Além disso, o sensor possui um ganho ajustável via potenciômetro para calibrar a sensibilidade conforme a necessidade [20]

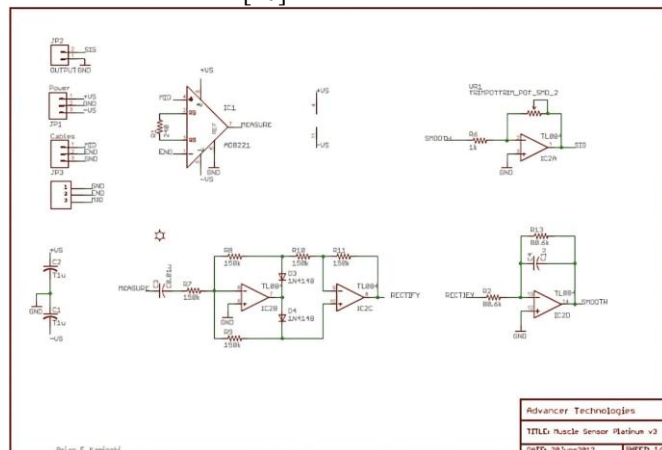


Figura 5 - Esquemático do Circuito

Fonte: Muscle Sensor v3: user's manual (2013) [20].

C. Condicionamento e Amplificação de Sinal

Devido à baixíssima amplitude dos sinais EMG (na faixa de microvolts a milivolts), o uso de sensores de instrumentação (como o AD8832) é obrigatório. Esses componentes possuem alta Taxa de Rejeição de Modo Comum (CMRR), essencial para cancelar ruídos que atingem os eletrodos simultaneamente. [18]

A filtragem é a etapa seguinte, utilizando filtros passa-banda para limitar o sinal à faixa de maior energia (geralmente entre 20 Hz e 500 Hz). O filtro notch de 60 Hz pode ser empregado para eliminar o ruído da rede elétrica, embora deva ser usado com cautela para não remover informações vitais do sinal muscular. A relação sinal-ruído (SNR) deve ser maximizada através de circuitos de proteção e isolamento galvânico para garantir a segurança do usuário conectado aos eletrodos. [18, 19]

D. Microcontroladores

A arquitetura básica de sistemas embarcados modernos, como o Arduino (ATmega328) ou ESP32 -DEVKIT, integra processamento e periféricos em um único chip. O conversor ADC (Analógico-Digital) é o componente responsável por amostrar o sinal condicionado; para sinais EMG, recomenda-se uma taxa mínima de amostragem de 1000 Hz para respeitar o teorema de Nyquist (para evitar distorções). O processamento de sinais embarcado realiza cálculos em tempo real, enquanto a comunicação serial e protocolos. [9,18]

E. Processamento Digital

O algoritmo seguiu as etapas de:

- Retificação: Transformação de valores negativos em positivos.
- Envelope Linear: Suavização do sinal para representar a

intenção de força.

- Classificação: Lógica baseada em limiares (thresholds) ou mapeamento proporcional para associar a intensidade da contração muscular à velocidade e posição do braço robótico. [12,19]

F. Integração com o Braço Robótico

A comunicação foi estabelecida via rede local utilizando comunicação serial, enviando pacotes de dados formatados com as coordenadas ou comandos de junta. A estrutura de comandos será baseada na biblioteca de controle do robô, e os testes realizados validarão o tempo de latência entre a contração muscular e o início do movimento mecânico. [1,2,10,18]

FLUXOGRAMA DO ALGORITMO

Sistema de Controle Mioelétrico do Robô

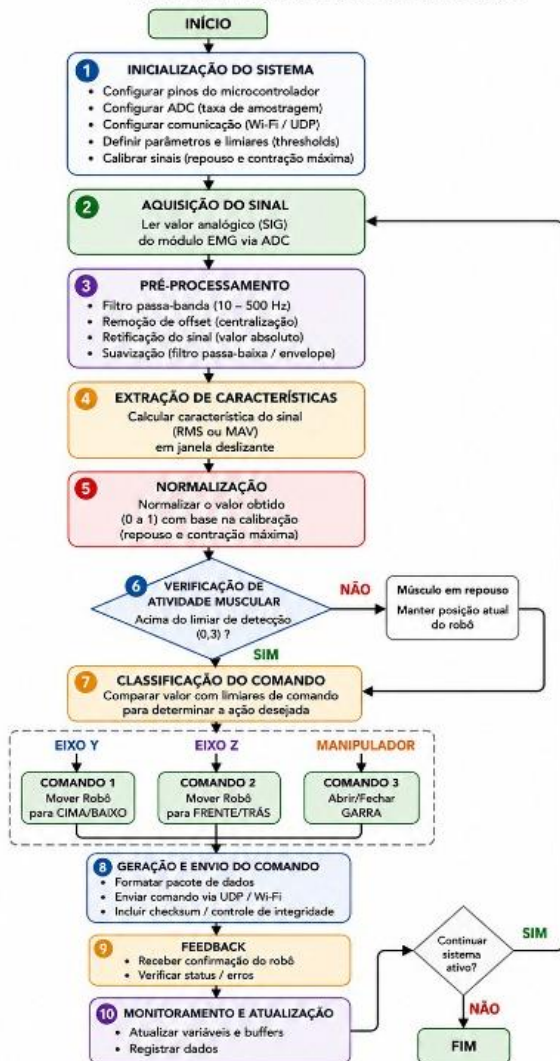


Figura 6 – Fluxograma metodológico do sistema de controle mioelétrico

Fonte: Elaborada pelos autores utilizando ChatGPT (OpenAI, 2026).

G. Arquitetura do Sistema

O sistema é estruturado em um diagrama em blocos que compreende [Figura 5]:

1. Captação: Eletrodos de superfície Ag/AgCl.
2. Condicionamento: Sensor de instrumentação.
3. Processamento: Microcontrolador com ADC de 12 bits.
4. Interface de Saída: Comunicação via protocolo UDP ou

serial com o braço. [3,18]

H. Critérios de Validação

A eficácia do sistema foi avaliada pelos seguintes critérios:

- Precisão: Conformidade entre o movimento muscular intencionado e o movimento robótico executado.
- Tempo de Resposta 1000ms: Medição da latência total do sistema, buscando um atraso visualmente imperceptível (tempo real).
- Repetibilidade: Capacidade do sistema de executar o mesmo comando de forma idêntica sob as mesmas condições de sinal.
- Taxa de Erro: Percentual de comandos falsos-positivos ou falhas na identificação do padrão de contração. [2,18].

IV. RESULTADOS

A. Processamento e Classificação de Sinais

Para transformar o sinal bruto em comando, utilizamos a extração de características. As métricas mais comuns no domínio do tempo são o RMS (Root Mean Square), que reflete a potência do sinal, e o MAV (Mean Absolute Value), que é computacionalmente mais simples. [19]

As técnicas de reconhecimento de padrões envolvem o mapeamento desses valores para a

ções específicas do robô. Isso pode ser feito através de algoritmos supervisionados, onde o sistema é treinado para reconhecer padrões pré-definidos de contração, ou lógicas de limiar (threshold) simples, onde uma ação é disparada quando a intensidade do sinal ultrapassa um valor crítico. [17, 18]

B. Extração de Características

Para cada parâmetro de comando para movimento dentro de um espaço geométrico, foram realizados múltiplos testes avaliando valores para determinar a amplitude do threshold. Foram determinados diferentes padrões de movimentos, utilizando dois eixos e um manipulador.

Conforme o procedimento quantitativo, foram realizadas leituras referentes ao comportamento da corrente nas fibras musculares em cenários de contração leve, contração forte, repouso e contração contínua.

Movimento do Manipulador

O controle do manipulador é orientado para aplicação constante e suave de força. Por meio da leitura eletromiográfica do músculo braquioradial, no qual é possível fazer um controle contínuo em um intervalo de tempo curto. [Figura 6]

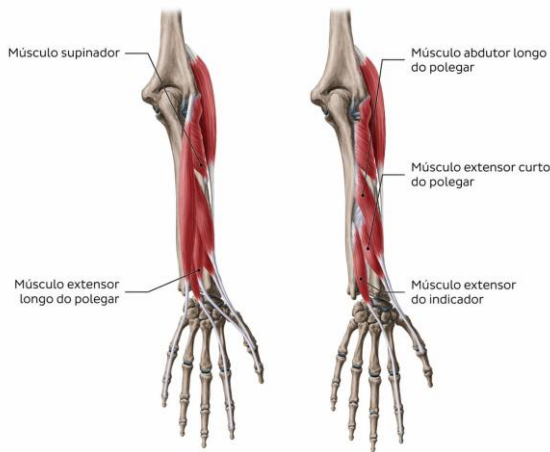


Figura 7 - Esquemática musculatura

Fonte: *Antebraço e cotovelo: Anatomia, músculos, ossos (2023) [21]*.

No regime de repouso, o sinal permanece estável e com baixa amplitude, próximo de zero. Pequenas variações podem ocorrer devido a movimentos involuntários ou ruídos musculares. [Figura 7]

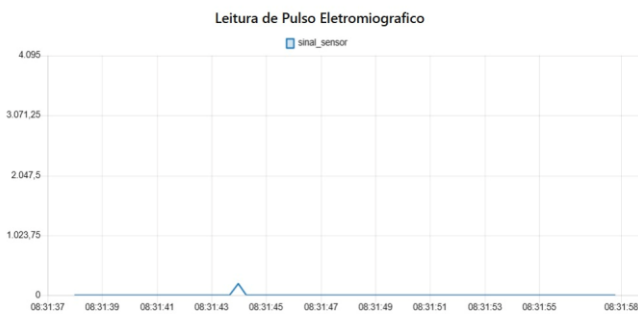


Figura 8 – Valor do manipulador em repouso

Fonte: *Elaborada pelos autores (2026)*.

Em condição de contração leve, o sinal mioelétrico captado no músculo braquiorradial apresenta valor de amplitude entre 60 e 1600, indicando baixa ativação muscular. Nessa faixa, o manipulador realiza movimentos mais suaves e controlados, permitindo ajustes finos na abertura ou fechamento da garra robótica. Os sinais permanecem relativamente estáveis, com pequenas oscilações características da contração moderada. [Figura 8]

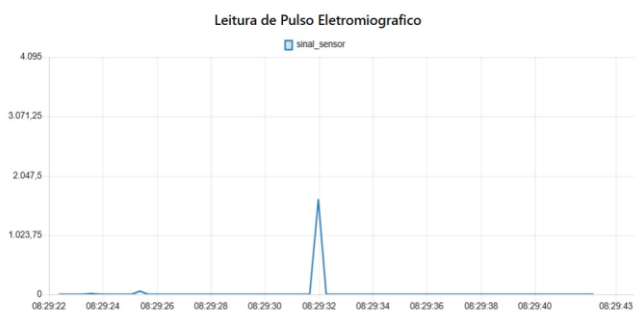


Figura 9 – Valor do manipulador em contração média

Fonte: *Elaborada pelos autores (2026)*.

Quando ocorre uma contração forte, a amplitude do sinal aumenta significativamente, atingindo valores entre 1601 e 4095. Esse comportamento representa elevada ativação muscular, permitindo que o sistema valide a intenção de

executar movimentos mais rápidos ou com maior força no manipulador. Nessa condição, o sinal apresenta maior densidade energética e maior valor RMS, refletindo o aumento da atividade muscular. [Figura 9]

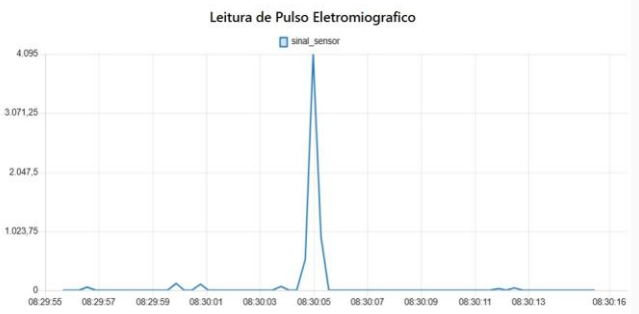


Figura 10 – Valor do manipulador em contração forte

Fonte: *Elaborada pelos autores (2026)*.

Durante uma contração contínua, os valores do sinal tendem a permanecer estabilizados dentro da faixa RMS calculada [Figura 10]. Entretanto, com o passar do tempo, pode ocorrer fadiga muscular, provocando oscilações, redução gradual da amplitude e alterações na estabilidade do sinal EMG.

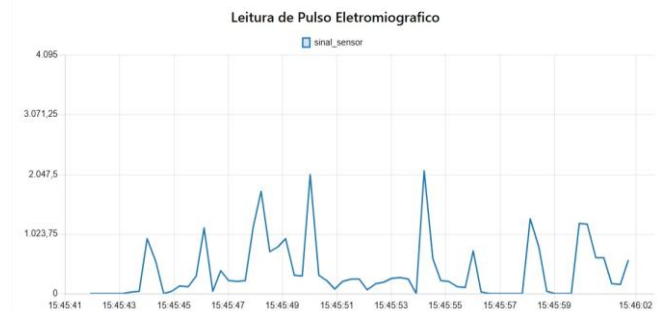


Figura 11 – Valor do manipulador em contração contínua

Fonte: *Elaborada pelos autores (2026)*.

Movimento no Eixo Y

No regime de repouso, o sinal mantém-se constante e baixo, próximo de zero, apresentando apenas pequenas oscilações causadas por movimentos suaves ou contrações involuntárias. [Figura 11]

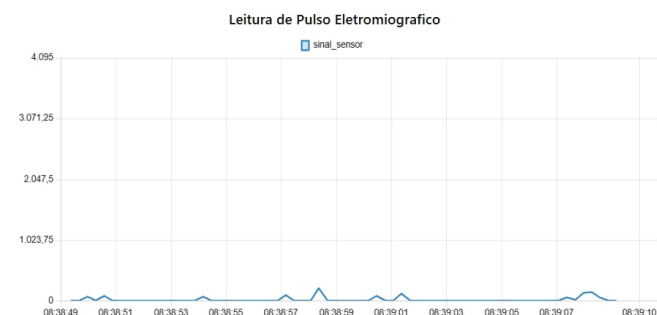


Figura 12 – Valor do eixo Y em repouso

Fonte: *Elaborada pelos autores (2026)*.

Em contração leve, o sinal EMG proveniente do músculo bíceps braquial apresenta valores entre 90 e 1790 [Figura 12]. Essa faixa representa uma ativação muscular moderada, utilizada para movimentos suaves no eixo Y, como deslocamentos controlados para frente e para trás. Nessa condição, o sistema consegue identificar comandos de baixa intensidade, proporcionando maior precisão no posicionamento do robô.

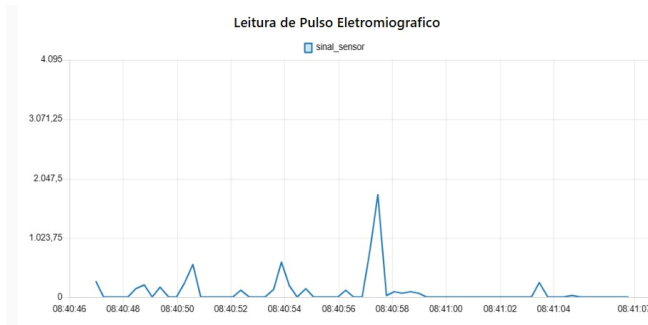


Figura 13 – Valor do eixo Y em contração média

Fonte: Elaborada pelos autores (2026).

Em contração forte, os valores do sinal aumentam para a faixa entre 1791 e 4095, caracterizando elevada ativação do biceps braquial [Figura 13]. Esse aumento na amplitude permite ao sistema reconhecer comandos de maior intensidade, associados a movimentos mais rápidos no eixo Y. O sinal apresenta maior variação de tensão e aumento expressivo do RMS.

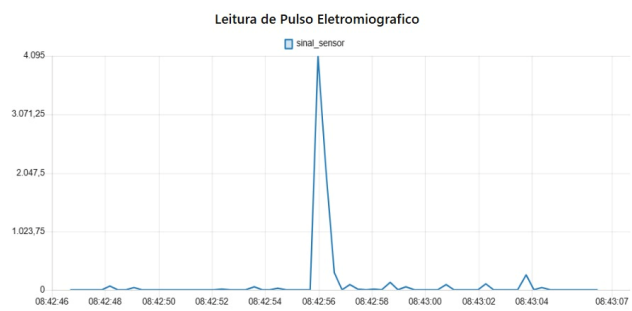


Figura 14 – Valor do eixo Y em contração forte

Fonte: Elaborada pelos autores (2026).

Durante uma contração contínua, os valores permanecem relativamente constantes dentro da faixa RMS até o início da fadiga muscular [Figura 14]. Com a fadiga, podem ocorrer diminuição da amplitude, instabilidade no sinal e redução da eficiência do controle mioelétrico.

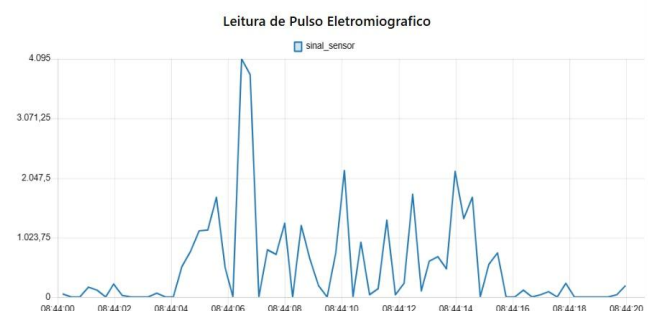


Figura 15 – Valor do eixo Y em contração contínua

Fonte: Elaborada pelos autores (2026).

Movimento no Eixo Z

No regime de repouso, o sinal apresenta baixa amplitude e estabilidade próxima de zero, podendo ocorrer pequenas variações devido a ruídos ou movimentações involuntárias. [Figura 15]

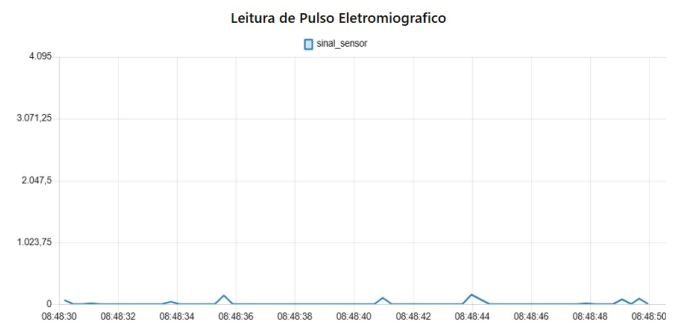


Figura 16 – Valor do eixo Z em repouso

Fonte: Elaborada pelos autores (2026).

Em condição de contração leve, o músculo deltoide acromial gera sinais com amplitude entre 20 e 2200 [Figura 16]. Essa faixa corresponde a movimentos moderados no eixo Z, permitindo deslocamentos suaves para cima e para baixo. Como o músculo pode apresentar respostas mais sensíveis, pequenas ativações já produzem variações perceptíveis no sinal EMG.

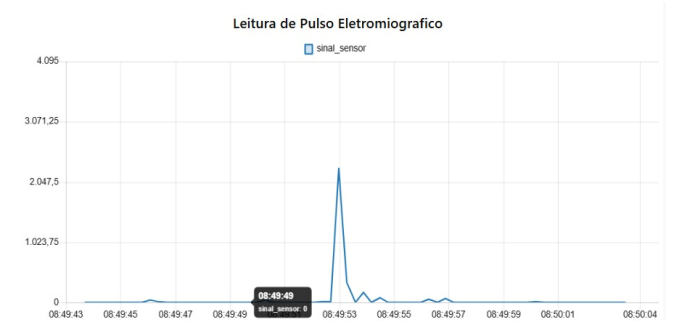


Figura 17 – Valor do eixo Z em contração média

Fonte: Elaborada pelos autores (2026).

Durante uma contração forte, o sinal atinge amplitudes entre 2201 e 4095, indicando alta ativação muscular [Figura 17]. Nessa situação, o sistema interpreta comandos de maior intensidade, possibilitando movimentos mais rápidos e amplos no eixo Z. O aumento do sinal também resulta em maiores valores RMS e maior energia do sinal processado.

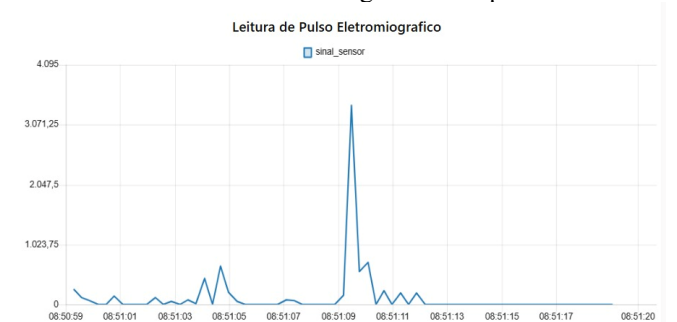


Figura 18 – Valor do eixo Z em contração forte

Fonte: Elaborada pelos autores (2026).

Em regime de contração contínua, os valores permanecem estabilizados dentro da faixa RMS enquanto o músculo mantém sua capacidade de ativação. Conforme ocorre fadiga muscular, podem surgir flutuações no sinal, redução da amplitude e perda gradual da estabilidade do controle. [Figura 18]

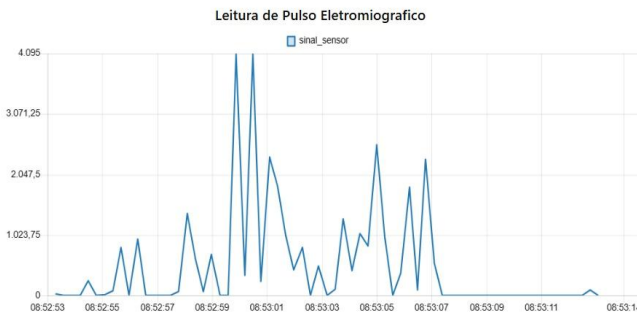


Figura 19 – Valor do eixo Z em contração contínua
Fonte: Elaborada pelos autores (2026).

C. Desempenho do Sistema

O sistema desenvolvido apresentou desempenho compatível com os requisitos propostos para controle mioelétrico aplicado à movimentação robótica. Durante os testes experimentais, observou-se que a comunicação entre o sensor EMG, o microcontrolador e o sistema de processamento ocorreram de forma estável e contínua, permitindo a identificação adequada das contrações musculares e a execução dos comandos correspondentes.

A latência média observada no sistema variou entre 50 ms e 150 ms, valor considerado adequado para aplicações de controle em tempo real. Esse intervalo contempla o tempo necessário apenas para aquisição do sinal e conversão analógica-digital, não considerando processamento matemático e classificação do comando para envio da resposta ao robô. Mesmo com pequenas variações decorrentes do processamento serial e da comunicação sem fio, o sistema apresentou resposta suficientemente rápida para proporcionar sensação de controle intuitivo ao usuário.

A precisão experimental do sistema foi estimada em aproximadamente $\pm 6\%$, considerando as variações naturais dos sinais mioelétricos adquiridos, a presença de ruídos externos, pequenas variações no posicionamento dos eletrodos e diferenças fisiológicas observadas durante as contrações musculares. Além disso, o sistema apresentou uma **repetibilidade média de 90%**, demonstrando capacidade de reconhecer e reproduzir os mesmos comandos em execuções consecutivas sob condições semelhantes de teste.

Para validação experimental, foram realizados ensaios com os próprios autores do trabalho, os quais atuaram como voluntários para a aquisição dos sinais eletromiográficos. Os eletrodos de superfície foram posicionados nos músculos **braquiorradial, bíceps braquial e deltoide acromial**, sendo realizadas **50 iterações experimentais para cada grupo muscular**. Os valores obtidos por meio do conversor analógico-digital (ADC) do microcontrolador foram transmitidos ao terminal serial e posteriormente processados para o cálculo das principais características do sinal EMG, incluindo os parâmetros RMS (Root Mean Square) e MAV (Mean Absolute Value), apresentados nas Tabelas 1, 2 e 3.

Entre os métodos utilizados para análise do sinal destacam-se:

RMS (Root Mean Square): utilizado para representar a energia média do sinal mioelétrico, permitindo identificar o nível de ativação muscular;

MAV (Mean Absolute Value): empregado para calcular a média absoluta do sinal, auxiliando na classificação da intensidade da contração muscular.

Esses parâmetros permitiram estabelecer limiares (thresholds) confiáveis para diferenciação entre repouso, contração leve e contração forte.

A tensão enviada ao microcontrolador referente ao sinal mioelétrico detectado pôde ser definida pela relação entre a amplitude do sinal adquirido e o valor digital convertido pelo ADC de 12 bits, possibilitando resolução de leitura entre 0 e 4095 níveis discretos. Sendo definida por:

Tabela 1
Valores do Manipulador

Contração	RMS (mV)	MAV (mV)
Repouso	12	2
Leve	310	6
Forte	740	190

Tabela 2
Valores do Eixo Y

Contração	RMS (mV)	MAV (mV)
Repouso	26	7
Leve	360	90
Forte	720	180

Tabela 3
Valores do Eixo Z

Contração	RMS (mV)	MAV (mV)
Repouso	19	5
Leve	330	80
Forte	500	140

V. DISCUSSÃO

A. Viabilidade

A viabilidade do sistema mostrou-se positiva principalmente em relação ao método de sensoriamento utilizado. O sensor EMG empregado apresenta baixo custo relativo quando comparado a sistemas médicos industriais, além de possuir fácil integração com microcontroladores e plataformas embarcadas.

Outro fator relevante é a simplicidade de aplicação do sistema. Os eletrodos podem ser posicionados diretamente sobre a pele, dispensando procedimentos invasivos. Isso permite utilização em ambientes acadêmicos, laboratoriais e até aplicações domésticas de prototipagem robótica.

Entretanto, algumas limitações foram observadas. A principal dificuldade está relacionada à disponibilidade de instrumentação específica para aquisição de sinais mioelétricos. Sensores EMG de boa qualidade ainda possuem número reduzido de fornecedores, além de custos elevados em determinadas regiões. Outro desafio está associado à sensibilidade do sinal EMG a ruídos elétricos, interferências externas e posicionamento incorreto dos eletrodos.

Apesar dessas limitações, os resultados obtidos demonstram que o sistema possui potencial de aplicação em projetos de automação assistiva, robótica educacional e interfaces homem-máquina de baixo custo.

B. Programação

O desenvolvimento do software foi dividido em duas etapas principais: aquisição de dados e processamento/classificação dos sinais.

1. Aquisição de Dados

O primeiro programa desenvolvido é responsável pela comunicação entre o sensor EMG e o microcontrolador. Inicialmente, o sistema realiza a configuração do conversor analógico-digital (ADC), responsável por transformar o sinal analógico proveniente do músculo em valores digitais. [Figura 19]

Os sinais captados pelos eletrodos são enviados ao módulo EMG, onde passam por amplificação e filtragem básica. Em seguida, o microcontrolador realiza a leitura contínua desses valores utilizando resolução de 12 bits.

Os dados obtidos são enviados ao terminal serial em tempo real, permitindo monitoramento e projeção gráfica utilizando comunicação por rede IoT entre os programas Visual Studio Code e Node Red para armazenamento das informações coletadas durante os testes.

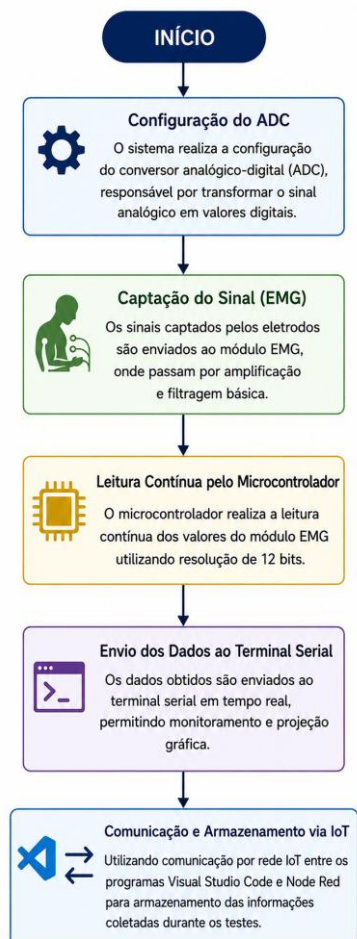


Figura 20 – Fluxograma da etapa 1 do programa
Fonte: Elaborada pelos autores utilizando ChatGPT (OpenAI, 2026).

2. Processamento e Classificação

O segundo programa é responsável pelo tratamento matemático dos sinais adquiridos. Os dados recebidos do terminal passam por algoritmos de processamento digital responsáveis por:

- obtenção de valores
- cálculo do RMS
- cálculo do MAV

- aplicação de thresholds
- identificação da intensidade muscular

Após o processamento, o sistema utiliza estruturas condicionais para classificar o tipo de movimento desejado pelo usuário. [Figura 20]

Cada faixa de ativação muscular corresponde a um comando específico, permitindo controlar:

- movimentação no eixo Y
- movimentação no eixo Z
- acionamento do manipulador robótico

Por fim, o comando classificado é enviado ao robô via comunicação serial ou Wi-Fi, possibilitando execução quase instantânea da ação desejada.

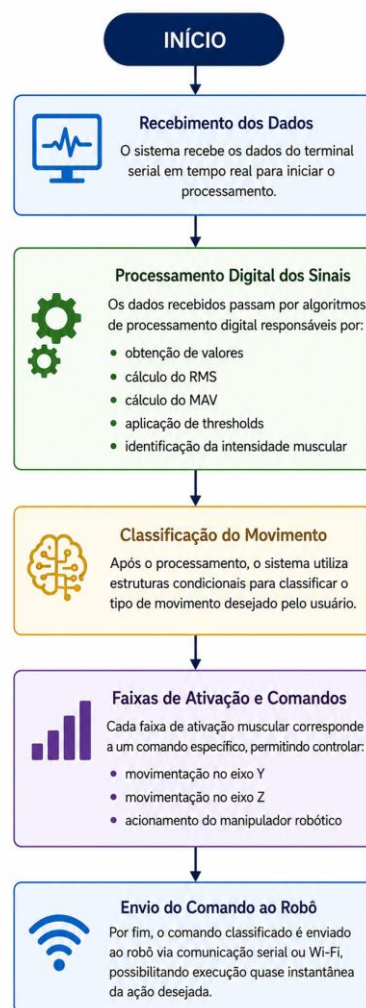


Figura 21 – Fluxograma da etapa 2 do programa
Fonte: Elaborada pelos autores utilizando ChatGPT (OpenAI, 2026).

C. Aplicações do Sistema

O sistema desenvolvido possui ampla possibilidade de aplicação devido à sua capacidade de interpretar sinais musculares e convertê-los em comandos robóticos.

1. Próteses Mioelétricas

Uma das principais aplicações está no desenvolvimento de próteses inteligentes controladas pelos sinais musculares do usuário. O sistema pode permitir que pessoas amputadas realizem movimentos naturais utilizando contrações musculares remanescentes.

2. Robótica Assistiva

O projeto pode ser aplicado em braços robóticos auxiliares destinados a pessoas com mobilidade reduzida, auxiliando em tarefas cotidianas como pegar objetos, abrir portas ou operar equipamentos.

3. Reabilitação Motora

O sistema também pode ser utilizado em processos fisioterapêuticos e de reabilitação muscular, permitindo monitorar intensidade de contração e evolução do paciente durante exercícios.

4. Interfaces Homem-Máquina

Outra aplicação relevante envolve interfaces de controle baseadas em EMG para operação de dispositivos eletrônicos, cadeiras de rodas inteligentes, drones e sistemas industriais.

5. Robótica Educacional

Devido ao baixo custo e relativa simplicidade do sistema, o projeto possui grande potencial didático em instituições de ensino voltadas para engenharia, automação e biomecatrônica.

D. Trabalhos Futuros

Como continuidade do projeto, diversas melhorias podem ser implementadas para aumentar desempenho, precisão e aplicabilidade do sistema.

1. Implementação de Inteligência Artificial

Uma melhoria importante seria a utilização de algoritmos de aprendizado de máquina para classificação automática dos sinais EMG. Técnicas como redes neurais artificiais e machine learning poderiam aumentar significativamente a precisão dos comandos.

2. Ampliação do Número de Movimentos

Atualmente o sistema opera com três comandos principais. Em trabalhos futuros, pode-se implementar múltiplos sensores EMG para reconhecimento simultâneo de diferentes grupos musculares, permitindo movimentos mais complexos e naturais.

3. Melhoria no Tratamento de Ruído

Novos filtros digitais podem ser aplicados para reduzir interferências eletromagnéticas e oscilações indesejadas do sinal, aumentando estabilidade e confiabilidade do sistema.

4. Integração com Próteses Reais

Outra evolução possível seria a integração do sistema com próteses robóticas funcionais, permitindo validação clínica e estudos voltados à biomecatrônica aplicada.

5. Comunicação Sem Fio Otimizada

Pode-se futuramente implementar protocolos mais robustos de comunicação sem fio, reduzindo latência e aumentando confiabilidade na transmissão dos comandos.

6. Miniaturização do Sistema

A redução do tamanho do hardware permitiria transformar o projeto em um dispositivo portátil e vestível, facilitando a portabilidade para aplicações reais em ambientes externos.

7. Aplicação Clínica

Com validação adequada, o sistema poderá futuramente ser utilizado em hospitais, centros de reabilitação e pesquisas biomédicas voltadas ao controle mioelétrico avançado.

VI. CONCLUSÃO

O desenvolvimento do sistema de controle mioelétrico aplicado à movimentação robótica demonstrou a viabilidade da utilização de sinais eletromiográficos como forma de interação entre o usuário e dispositivos robóticos. Através da aquisição, processamento e interpretação dos sinais EMG provenientes dos músculos braquiorradial, bíceps braquial e deltoide acromial, foi possível realizar o controle dos

movimentos nos eixos Y, Z e do manipulador robótico de maneira funcional e consistente.

Os resultados experimentais mostraram que o sistema apresentou desempenho satisfatório, com baixa latência, boa repetibilidade e precisão compatível com aplicações de controle em tempo real. A utilização de técnicas de processamento como RMS e MAV permitiu identificar diferentes níveis de contração muscular, possibilitando a distinção entre estados de repouso, contração leve e contração forte.

Além disso, o projeto evidenciou que sistemas baseados em EMG podem ser desenvolvidos com baixo custo e relativa simplicidade de implementação, tornando-se acessíveis para aplicações acadêmicas, assistivas e educacionais. Apesar das limitações relacionadas a ruídos, posicionamento dos eletrodos e disponibilidade de sensores específicos, o sistema demonstrou estabilidade suficiente para validar a proposta do trabalho.

O estudo também reforça o potencial da integração entre biomecatrônica, processamento de sinais e robótica, destacando a importância de pesquisas voltadas para interfaces homem-máquina cada vez mais aplicadas e utilizadas no mercado de robótica no atual cenário mundial.

Por fim, conclui-se que o sistema desenvolvido atende aos objetivos propostos, servindo como base para futuras pesquisas e aprimoramentos, principalmente em aplicações voltadas para próteses mioelétricas, reabilitação motora, automação assistiva e sistemas inteligentes de controle robótico.

REFERÊNCIAS

- [1] SANTOS, Vitor M. F. Robótica Industrial: apontamentos teóricos. Aveiro: Universidade de Aveiro, 2004
- [2] PIERI, Edson Roberto de. Curso de Robótica Móvel. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 2002
- [3] OLIVEIRA, Francisco Dalton Alves de. Respostas agudas da impedância elétrica miográfica em diferentes condições de fadiga muscular. 2022. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2022
- [4] CLEVELAND CLINIC. Electromyography (EMG). Disponível em: <<https://my.clevelandclinic.org/health/diagnostics/4825-emg-electromyography>>.
- [5] DIEGO. Eletromiografia de MMII - Exame dos Nervos das Pernas e Coluna Lombar. Disponível em: <<https://drdiegodecastro.com/eletromiografia-de-mmii/>>.
- [6] ADMIN. Eletromiografia | O que é e como é e como é feito esse exame? Disponível em: <<https://livasaude.com.br/o-que-e-eletromiografia/>>.
- [7] Eletromiografia: o que é, para que serve e como é feita. Disponível em: <<https://www.tuasauade.com/eletromiografia/>>.
- [8] OLIVEIRA, Marcelo Eduardo de et al. Introdução à robótica educacional com Arduino – hands on! iniciante. Pirassununga: Faculdade de Zootecnia e Engenharia de Alimentos da USP, 2020
- [9] SÃO PAULO (Estado). Secretaria da Educação. Robótica: Ensino Médio: caderno do professor. Coordenação de Valéria de Souza; textos de Manoel José dos Santos Sena. São Paulo: SE, 2014
- [10] RELVAS, Carlos Alberto Moura. Concepção e estudo de próteses de anca anatomicamente adaptadas por obtenção in situ da geometria do canal femoral. 2007. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Universidade de Aveiro, Aveiro, 2007
- [11] BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Confeção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção: confecção e manutenção de próteses de membros inferiores, órteses suropodálicas e adequação postural em cadeira de rodas. Brasília: Ministério da Saúde, 2013
- [12] SCHEEREN, Eduardo Mendonça; KRUEGER, Eddy; FREITAS, Cíntia de la Rocha. Eletromiografia: o que é e para que serve. Curitiba: PUCPress, 2015. (Coleção Eletromiografia de superfície: da teoria à prática, v. 1)
- [13] ASSOCIAÇÃO MÉDICA BRASILEIRA; CONSELHO FEDERAL DE MEDICINA. Eletroencefalografia e Potenciais Evocados. Elaboração por Carneiro Fº A. et al. [S. l.]: AMB/CFM, 2008. (Projeto Diretrizes)

- [14] CASTANEDA, Luciana. Próteses de membros superiores e inferiores: indicações e confecção. São Luís: UNA-SUS; UFMA, 2021
- [15] MOLINA, Natália Oliveira. Avaliação da eficiência da prótese auditiva ancorada no osso para perda auditiva sensorioneural unilateral. 2019. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2019
- [16] KAMEN, Gary; GABRIEL, David A. Fundamentos da Eletromiografia. Barueri: Phorte, 2010
- [17] NOHAMA, Percy; CLIQUET JR., Alberto. Sensação fantasma: avanços da estimulação eletrotátil no estudo de propriocepção artificial. RBE - Caderno de Engenharia Biomédica, v. 14, n. 2, p. 7-35, jul./dez. 1998
- [18] RAZERA, Bruno Maiolli. Desenvolvimento de um sistema eletromiográfico sem fio. 2021. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Eletrônica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Campo Mourão, 2021
- [19] OCARINO, Juliana de Melo et al. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. Revista Fisioterapia Brasil, [s. l.], 2005
- [20] ADVANCER TECHNOLOGIES. Muscle Sensor v3: user's manual. [S. l.], 4 fev. 2013. Disponível em: <https://www.datasheethub.com/muscle-sensor-module-for-arduino/> Acesso em: 8 abr. 2026.
- [21] CARMO, Rafael Lourenço do. Antebraço e cotovelo: Anatomia, músculos, ossos. Revisor: Nicola McLaren. Kenhub, 2023. Disponível em: [Kenhub].
- [22] CARMO, Rafael Lourenço do. Fisiologia humana: introdução e princípios gerais. Revisor: Dra. Rafaela Linhares. Kenhub, 16 set. 2024. Disponível em: <https://www.kenhub.com>.
- [23] FARIA, Moacir Serralvo et al. Fisiologia humana. 1. ed. Florianópolis: BIOLOGIA/EAD/UFSC, 2009. 253 p.
- [24] LINHARES, Rafaela. Tecido muscular. Revisor: Dr. Rafael Lourenço do Carmo. Kenhub, 03 abr. 2024. Disponível em: <https://www.kenhub.com>.
- [25] NISHIDA, Silvia M. Fisiologia Muscular. Botucatu: Departamento de Fisiologia, IB Unesp, 2013. (Ciclo de Neurofisiologia).
- [26] OJHA, Anuj. An Introduction to Electromyography Signal Processing and Machine Learning for Pattern Recognition: A Brief Overview. Extsv. Rev., v. 3, n. 1, p. 24-37, dez. 2023. DOI: <https://doi.org/10.21467/exr.3.1.8382>.
- [27] SANARMED. Fisiologia muscular: tipos de células, funções e mais. Redação Sanar, 23 jan. 2024. Disponível em: <https://www.sanarmed.com>.
- [28] TECIDO muscular estriado esquelético. [S. l.: s. n.], 13 out. 2014. 1 arquivo PDF
- [29] ADVANCER TECHNOLOGIES. MyoWare v2 AdvancedGuide. Mar. 2022. Disponível em: https://myoware.com/wp-content/uploads/2022/03/MyoWare_v2_AdvancedGuide-Updated.pdf



**PUC
GOIÁS**

Pontifícia Universidade Católica de Goiás
Pontifical Catholic University of Goiás
Av. Universitária, 1069, Setor Universitário
Caixa Postal 86 - CEP 74.605-010
Goiânia - Goiás - Brasil

RESOLUÇÃO nº 038/2020 – CEPE

ANEXO I

APÊNDICE ao TCC

Termo de autorização de publicação de produção acadêmica

O estudante Marcelo Henrique Fernandes Felisbino do Curso de Engenharia de Controle e Auto matrícula 2022.2.0118.0001-4, telefone: (65)99930-1803 e-mail Marcelohenry65@gmail.com, na qualidade de titular dos direitos autorais, em consonância com a Lei nº 9.610/98 (Lei dos Direitos do Autor), autoriza a Pontifícia Universidade Católica de Goiás (PUC Goiás) a disponibilizar o Trabalho de Conclusão de Curso intitulado Sistema de Controle Robótica Baseado em Leitura de Sinais Eletromiográficos

_____, gratuitamente, sem ressarcimento dos direitos autorais, por 5 (cinco) anos, conforme permissões do documento, em meio eletrônico, na rede mundial de computadores, no formato especificado (Texto(PDF); Imagem (GIF ou JPEG); Som (WAVE, MPEG, AIFF, SND); Vídeo (MPEG, MWV, AVI, QT); outros, específicos da área; para fins de leitura e/ou impressão pela internet, a título de divulgação da produção científica gerada nos cursos de graduação da PUC Goiás.

Goiânia, 19 de março de 2026.

Assinatura do autor: Marcelo H.

Nome completo do autor: Marcelo Henrique Fernandes Felisbino

Assinatura do professor-orientador: Antônio Marcos de Melo Meoçios
Nome completo do professor-orientador: ANTÔNIO MARCOS DE MELO MEOSIOS



**PUC
GOIÁS**

Pontifícia Universidade Católica de Goiás
Pontifical Catholic University of Goiás
Av. Universitária, 1069, Setor Universitário
Caixa Postal 86 - CEP 74.605-010
Goiânia - Goiás - Brasil

RESOLUÇÃO nº 038/2020 – CEPE

ANEXO I

APÊNDICE ao TCC

Termo de autorização de publicação de produção acadêmica

O estudante Mariana Carneiro VP Coutinho do Curso de Eng. Controle e Automação matrícula 20222011800022, telefone: (62) 996960810 e-mail marianacvpcontinho@gmail.com na qualidade de titular dos direitos autorais, em consonância com a Lei nº 9.610/98 (Lei dos Direitos do Autor), autoriza a Pontifícia Universidade Católica de Goiás (PUC Goiás) a disponibilizar o Trabalho de Conclusão de Curso intitulado Sistema de controle robótico baseado em leitura de sinais Eletromiográficos

_____, gratuitamente, sem ressarcimento dos direitos autorais, por 5 (cinco) anos, conforme permissões do documento, em meio eletrônico, na rede mundial de computadores, no formato especificado (Texto(PDF); Imagem (GIF ou JPEG); Som (WAVE, MPEG, AIFF, SND); Vídeo (MPEG, MWV, AVI, QT); outros, específicos da área; para fins de leitura e/ou impressão pela internet, a título de divulgação da produção científica gerada nos cursos de graduação da PUC Goiás.

Goiânia, 19 de março de 2026.

Assinatura do autor: Mariana Carneiro Vaz

Nome completo do autor: Mariana Carneiro Vaz Belo Coutinho

Assinatura do professor-orientador: Antônio Marcos de Melo Medeiros
Nome completo do professor-orientador: ANTÔNIO MARCOS DE MELO MEDEIROS