

# **Órtese Mioelétrica para Ação de Preenção Baseada em Sinais Musculares**

*Desenvolvimento de um Sistema Eletrônico, Mecânico e Ergonômico Integrado.*

## **Autores:**

*Bruno Facina Gasparoto; Rogerio Eduardo Ramalho; Vinicius Roberto Santos da Silva; Victor Boseli; Gleice Vidal).*

## **Afiliações**

*Universidade Estadual de Londrina, Departamento de Engenharia Elétrica, Rodovia Celso Garcia Cid, PR-445, Km 380, Londrina-PR, Brasil.*

## **Resumo**

*Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma órtese mioelétrica capaz de reproduzir movimentos de preensão a partir da detecção de sinais musculares do antebraço. O sistema integra soluções mecânicas, eletrônicas e ergonômicas para oferecer ao usuário uma alternativa funcional e intuitiva de substituição parcial da mão humana.*

*Os sinais de eletromiografia (EMG) são captados por um sensor posicionado sobre o músculo ativo, filtrados e processados por um microcontrolador STM32F103C8T6, responsável pelo acionamento da garra mecânica. O dispositivo conta com ajuste de sensibilidade, calibração inicial, indicador visual de ativação, controle de força e alimentação portátil com regulador de 3,3 V.*

*A estrutura mecânica foi projetada em impressão 3D, garantindo leveza, conforto e rigidez. O sistema é silencioso, possui tempo de resposta rápido e suporta níveis moderados de umidade, assegurando usabilidade e durabilidade. O circuito eletrônico inclui proteção, filtragem e entradas/saídas otimizadas para sensores e atuadores. Os resultados demonstram a viabilidade do protótipo como solução assistiva para usuários com deficiência motora, contribuindo para a reabilitação e o aumento da autonomia.*

## **Palavras-chave**

*Órtese mioelétrica; Sinal EMG; Prótese de mão; Controle por microcontrolador; Reabilitação motora.*

**Tabela de especificações:**

<b>Nome do hardware</b>	<i>Órtese Mioelétrica para Preenção Manual Baseada em Sinais Musculares</i>
<b>Área temática</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li><i>Engenharia e ciência dos materiais</i></li> </ul>
<b>Tipo de hardware</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li><i>Engenharia elétrica e ciência da computação</i></li> </ul>
<b>Análogo comercial mais próximo</b>	<i>Próteses mioelétricas comerciais de preensão manual utilizadas em reabilitação de membros superiores, com controle por sinais EMG. Este hardware pode substituir versões comerciais básicas dessas próteses em aplicações educacionais, de pesquisa e reabilitação de baixo custo. Diferencia-se por ser uma solução aberta, customizável e de menor custo.</i>
<b>Licença de código aberto</b>	<i>Todos os projetos devem ser submetidos sob uma licença de código aberto (para mais detalhes, veja o <a href="#">Guide for Authors</a>). Especifique aqui a licença de código aberto que você selecionou.</i>
<b>Custo do hardware</b>	<i>R\$ 300,00 por unidade</i>
<b>Repositório dos arquivos-fonte</b>	<i><a href="https://github.com/2ELE088-ProjetoIntegrador3B-T3T4/Grupo2-PunhoRobotico.git">https://github.com/2ELE088-ProjetoIntegrador3B-T3T4/Grupo2-PunhoRobotico.git</a></i>

## **1. Hardware no contexto**

A órtese mioelétrica desenvolvida neste projeto insere-se no contexto de tecnologias assistivas voltadas à reabilitação de membros superiores. Ela oferece uma alternativa aberta, acessível e customizável a próteses mioelétricas comerciais, que geralmente apresentam alto custo e baixa flexibilidade de personalização. O dispositivo utiliza sinais de EMG para acionar uma garra mecânica que simula a função de preensão da mão humana, permitindo ao usuário realizar movimentos de abertura e fechamento de forma intuitiva. No campo da engenharia biomédica e da reabilitação, existem dispositivos proprietários semelhantes, porém normalmente fechados, caros e de difícil adaptação às necessidades individuais dos usuários. A proposta deste hardware é fornecer uma solução de baixo custo, reprogramável, com documentação aberta e estrutura mecânica fabricável por impressão 3D, facilitando sua reprodução tanto em ambientes acadêmicos quanto clínicos.

## **2. Descrição do hardware**

*A órtese mioelétrica foi projetada para ser modular, aberta e facilmente customizável. Diferentemente de dispositivos proprietários, ela permite ao usuário, pesquisador ou profissional de saúde ajustar tanto parâmetros eletrônicos quanto mecânicos, adaptando o sistema às necessidades específicas de cada pessoa. O hardware é composto por um sensor de EMG, um microcontrolador STM32F103C8T6 para leitura e processamento dos sinais musculares, um sistema de filtragem analógica, um atuador (servo motor ou mini atuador linear) responsável pela preensão e uma estrutura mecânica impressa em 3D, confortável, leve e ajustável.*

As vantagens frente a métodos pré-existentes incluem:

- Custo significativamente menor do que próteses mioelétricas tradicionais.
- Arquitetura aberta que permite modificação do hardware, firmware e da estrutura mecânica.
- Facilidade de uso, calibração e ajuste para diferentes usuários.
- Possibilidade de expansão, permitindo acoplar novos sensores ou protocolos de comunicação.
- Utilidade como plataforma educacional em cursos de eletrônica, biomecânica, robótica e engenharia biomédica.

## **Aplicações e usos por outros pesquisadores**

Outros desenvolvedores podem utilizar este hardware para:

1. Explorar novas técnicas de processamento de sinais EMG.
2. Testar diferentes algoritmos de controle para dispositivos de assistência robótica.
3. Investigar soluções de baixo custo para tecnologia assistiva aplicada à reabilitação.
4. Criar versões adaptadas para fins pedagógicos em disciplinas de eletrônica, controle, mecatrônica ou neuroengenharia.
5. Desenvolver pesquisas em ergonomia, impressão 3D e design de órteses personalizadas.

### 3. Resumo dos arquivos de projeto

Nome do arquivo de projeto	Tipo de arquivo	Descrição do arquivo
Projeto Eletrônico da Órtese Mioelétrica	eletrônico (Altium)	Contém o esquemático completo e o layout da placa de circuito impresso (PCB) do sistema eletrônico da órtese.
Código-fonte do Firmware STM32	Código / Firmware	Código responsável pela leitura do sinal EMG, processamento, controle do atuador, calibração e acionamento dos indicadores visuais.
Diagrama de Blocos do Sistema	Drawio	Representação funcional do sistema, mostrando a interação entre sensor EMG, microcontrolador, atuador e alimentação.

### Bill of materials

#### 4. Resumo da Bill of Materials

Designador	Componente	Quantidade	Custo por unidade (R\$)	Custo total (R\$)	Fonte do material	tipo de material
<i>U1</i>	Microcontrolador STM32F103C8T6	1	35,00	35,00		Semicondutor
<i>U2</i>	Regulador de tensão RT9193-33GB	1	5,00	5,00		Semicondutor
<i>Y1</i>	Cristal 8 MHz	1	3,00	3,00		Cerâmica
<i>C1, C2</i>	Capacitor 1 $\mu$ F / 50 V	2	0,50	1,00		Cerâmica
<i>C3</i>	Capacitor 22 $\mu$ F / 50 V	1	1,00	1,00		Cerâmica
<i>C4-C9</i>	Capacitor 100 nF / 50 V	6	0,30	1,80		Cerâmica
<i>C10, C11</i>	Capacitor 22 pF	2	0,30	0,60		Cerâmica
<i>R1</i>	Resistor 1 k $\Omega$	1	0,20	0,20		Semicondutor
<i>R2, R3</i>	Resistor 10 k $\Omega$	2	0,20	0,40		Semicondutor
<i>R4</i>	Resistor 10 M $\Omega$	1	0,50	0,50		Semicondutor
<i>R5, R6</i>	Resistor 4,7 k $\Omega$	2	0,20	0,40		Semicondutor

<i>D1</i>	<i>LED verde</i>	<i>1</i>	<i>1,50</i>	<i>1,50</i>		<i>Semicondutor</i>
<i>K1</i>	<i>Potenciômetro 10 kΩ</i>	<i>1</i>	<i>5,00</i>	<i>5,00</i>		<i>Polímero</i>
<i>Switch</i>	<i>Chave</i>	<i>1</i>	<i>5,00</i>	<i>5,00</i>		<i>Polímero</i>
<i>P2, P3</i>	<i>Conecotor 20 pinos (Header)</i>	<i>2</i>	<i>4,00</i>	<i>8,00</i>		<i>Metal</i>
<i>PROG</i>	<i>Conecotor 4 pinos (Gravação)</i>	<i>1</i>	<i>3,00</i>	<i>3,00</i>		<i>Metal</i>
<i>PCB</i>	<i>Placa de circuito impresso</i>	<i>1</i>	<i>40,00</i>	<i>40,00</i>		<i>Compósito</i>
<i>Atuador</i>	<i>Servo motor ou atuador linear</i>	<i>1</i>	<i>70,00</i>	<i>70,00</i>		<i>Metal</i>
<i>Sensor EMG</i>	<i>Sensor de eletromiografia</i>	<i>1</i>	<i>60,00</i>	<i>60,00</i>		<i>Semicondutor</i>
<i>BOOT, RST</i>	<i>Botão tátil SMD</i>	<i>2</i>	<i>2,50</i>	<i>5,00</i>		<i>Polímero</i>

## **4. Instruções de construção**

Esta seção descreve, de forma detalhada, o processo completo de construção da órtese mioelétrica, permitindo que qualquer pessoa com conhecimentos básicos em eletrônica e montagem mecânica consiga reproduzir o hardware a partir dos arquivos disponibilizados no repositório do projeto.

### **5.1 Fabricação da placa eletrônica (PCB)**

A partir do arquivo do Projeto Eletrônico da Órtese Mioelétrica (Altium), exportar os arquivos Gerber e Drill. Enviar os arquivos para fabricação em uma empresa de produção de PCB.  
A placa deve possuir duas camadas, trilhas de sinal e plano de terra para redução de ruídos.  
Após a fabricação, realizar inspeção visual verificando continuidade das trilhas, ausência de curto-circuitos e qualidade dos pads.

Justificativa de projeto:

O uso de PCB dedicada reduz interferências, melhora a confiabilidade do sistema e facilita a reprodução do projeto em larga escala.

Alternativa:

A montagem pode ser feita em placa universal para testes iniciais, porém com aumento do ruído elétrico e dificuldade de reprodução.

### **5.2 Soldagem dos componentes eletrônicos**

A montagem deve seguir a Bill of Materials (Seção 4) e o esquemático do projeto.

Passo a passo recomendado:

Soldar inicialmente os componentes SMD de menor perfil:

- Regulador RT9193-33GB (U2)
- Resistores (R1 a R6)
- Capacitores cerâmicos (C1 a C11)

Soldar o microcontrolador STM32F103C8T6 (U1) com auxílio de fluxo de solda e controle térmico.

Soldar o cristal de 8 MHz (Y1) e seus capacitores associados.

Soldar os componentes THT:

- Botões de BOOT e RST
- Chave liga/desliga
- Potenciômetro de ajuste (K1)
- Conectores P2, P3 e conector de gravação PROG
- LED indicador (D1)

Limpar a placa com álcool isopropílico para remoção de resíduos de fluxo.

Justificativa de projeto:

A ordem de soldagem minimiza retrabalho e evita danos térmicos aos componentes sensíveis.

### **5.3 Gravação do firmware**

Conectar um programador ST-Link ao conector PROG da placa.

Conectar os sinais:

- SWDIO
- SWCLK
- GND
- 3,3 V

Abrir o arquivo de firmware STM32 disponibilizado no repositório.

Compilar o código e gravar no microcontrolador.  
Após a gravação, pressionar o botão RST para reiniciar o sistema.

#### Justificativa de projeto:

A interface SWD permite reprogramação rápida, depuração e atualizações futuras do firmware.

### **5.4 Impressão e montagem da estrutura mecânica**

Baixar os arquivos STL da órtese no repositório.

Imprimir em PLA ou PETG, com:

- Preenchimento: 20% a 30%
- Altura de camada: 0,2 mm
- Suporte ativado para as partes da garra

Montar a estrutura fixando:

- A placa eletrônica dentro do alojamento interno
- O atuador na base da garra
- As articulações dos dedos

Aplicar material antiderrapante nas pontas da garra.

#### Justificativa de projeto:

A impressão 3D possibilita leveza, baixo custo, personalização e rápida substituição de peças.

### **5.5 Conexão do sensor EMG e do atuador**

Conectar o sensor de EMG às entradas analógicas do microcontrolador.

Conectar o atuador (servo ou atuador linear) às saídas digitais designadas.

Garantir que todos os GND estejam interligados corretamente.

### **5.6 Alimentação do sistema**

Conectar uma fonte de 5 V via conector USB-C.

O regulador RT9193-33GB fornecerá 3,3 V estabilizados ao sistema.

Verificar a tensão na saída do regulador antes de ligar o microcontrolador.

### **5.7 Calibração inicial e teste de funcionamento**

Ligar o sistema utilizando a chave liga/desliga.

Ajustar o potenciômetro de sensibilidade até que o LED indicador acenda somente durante a contração muscular.

Verificar se:

- A garra abre quando o músculo relaxa
- A garra fecha quando o músculo contrai

Ajustar a força de preensão conforme necessário no firmware.

### **5.8 Instruções visuais**

As seguintes instruções visuais devem ser utilizadas em conjunto com este texto:

- Esquemático eletrônico completo (arquivo Altium)
- Diagrama de blocos do sistema
- Imagens da montagem da placa
- Imagens da montagem mecânica da órtese

Esses arquivos encontram-se disponíveis no repositório do projeto.

### **5.9 Questões de segurança**

- Nunca alimentar o circuito com tensão superior a 5 V.
- Não utilizar a órtese em ambientes com água ou umidade excessiva.
- Garantir isolamento elétrico da placa dentro da estrutura.

- Não aplicar força excessiva na garra durante os testes.
- Desligar o sistema durante ajustes mecânicos ou elétricos.
- Utilizar fonte USB com proteção contra curto-círcuito.

## **5. Instruções de operação**

*Esta seção descreve o procedimento correto e seguro para a operação da órtese mioelétrica, garantindo desempenho adequado e proteção ao usuário.*

### **6.1 Procedimento de operação passo a passo**

#### **1. Posicionamento do sensor EMG**

- Fixar o sensor de EMG sobre o músculo do antebraço onde o usuário apresenta melhor capacidade de contração.
- Garantir que a pele esteja limpa e seca para melhorar a qualidade do sinal.

#### **2. Fixação da órtese**

- Ajustar a estrutura da órtese ao antebraço utilizando as presilhas ou suportes mecânicos.
- Verificar se a garra está alinhada corretamente com a posição natural da mão.

#### **3. Alimentação do sistema**

- Conectar a alimentação via USB-C (5 V).
- Acionar a chave liga/desliga.
- Verificar o acendimento do LED de indicação de funcionamento.

#### **4. Calibração inicial**

- Manter o músculo em estado de relaxamento.
- Ajustar o potenciômetro de sensibilidade até que o LED permaneça apagado.
- Realizar uma contração muscular e ajustar o potenciômetro até que o LED acenda somente durante a contração.

#### **5. Operação normal**

- Quando o músculo estiver relaxado, a garra permanece aberta.
- Ao realizar a contração muscular, a garra se fecha automaticamente.
- A força de preensão pode ser ajustada via firmware.

#### **6. Desligamento**

- Após o uso, desligar a chave liga/desliga.
- Desconectar a alimentação.

### **6.2 Instruções visuais recomendadas**

Para facilitar a operação, devem ser utilizados:

- Diagrama de blocos do sistema
- Imagens da posição correta do sensor EMG
- Imagens da órtese fixada ao antebraço
- Indicação visual dos LEDs de funcionamento

### **6.3 Riscos potenciais e segurança**

- Nunca operar o sistema com a pele molhada.
- Não utilizar fontes acima de 5 V.
- Evitar esforços excessivos na garra.
- Não tocar na placa eletrônica enquanto o sistema estiver energizado.
- Interromper imediatamente o uso em caso de aquecimento excessivo do motor ou da placa.
- O dispositivo não deve substituir acompanhamento médico ou fisioterapêutico profissional.

## **7. Validação e caracterização**

A validação do funcionamento da órtese mioelétrica foi realizada por meio de testes experimentais de açãoamento, resposta do sistema e repetibilidade dos movimentos de preensão. O objetivo foi demonstrar a viabilidade do hardware como ferramenta de reabilitação e tecnologia assistiva.

### **7.1 Demonstração da operação do hardware**

O sistema foi testado com usuários realizando contrações voluntárias do músculo do antebraço. Observou-se que:

- A leitura do sinal EMG foi corretamente identificada pelo microcontrolador.
- O atuador respondeu de forma imediata ao comando.
- A garra executou movimentos estáveis de abertura e fechamento.
- O LED indicador apresentou resposta simultânea à contração muscular.

### **7.2 Caso de uso relevante**

O principal caso de uso avaliado foi a simulação de preensão de objetos leves, como copos plásticos, caixas pequenas e ferramentas de baixo peso. O usuário consegue realizar movimentos de abrir, fechar, segurar e soltar objetos com controle adequado, demonstrando a aplicabilidade do sistema em atividades básicas do cotidiano.

### **7.3 Caracterização do desempenho do hardware**

As principais características operacionais e limitações do sistema são:

- **Tensão de operação:** 5 V (entrada USB) / 3,3 V (lógica)
- **Corrente máxima:** inferior a 2 A
- **Tempo de resposta:** inferior a 300 ms entre contração e açãoamento da garra
- **Força de preensão:** ajustável via firmware
- **Capacidade de carga:** objetos leves e moderados (até aproximadamente 0,5 kg)
- **Precisão do açãoamento:** dependente da qualidade do sinal EMG e da calibração
- **Repetibilidade:** alta para contrações de mesma intensidade
- **Nível de ruído:** baixo, adequado para ambientes internos
- **Autonomia:** dependente da fonte de alimentação utilizada
- **Limitações:**

- *Sensível a ruídos elétricos*
- *Desempenho reduzido em músculos com baixo nível residual de contração*
- *Não indicada para esforços elevados*

## **Referências**

1. **Farina, D.; Jiang, N.; Rehbaum, H.; Holobar, A.; Graimann, B.; Dietl, H.; Aszmann, O.** The extraction of neural information from the surface EMG for the control of upper-limb prostheses: Emerging avenues and challenges. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 22, n. 4, p. 797–809, 2014.
  2. **Clancy, E. A.; Morin, E. L.; Merletti, R.** Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 12, n. 1, p. 1–16, 2002.
  3. **Englehart, K.; Hudgins, B.** A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 50, n. 7, p. 848–854, 2003.
  4. **Warwick, K.; Howard, D.** *An introduction to biomedical signal processing: Myoelectric control.* Springer, 2022.
  5. **Texas Instruments.** *EMG Sensor Design Considerations.* Application Report SBOA204, 2014.
  6. **STMicroelectronics.** *STM32F103x8/xB Datasheet – Performance line, ARM®-based 32-bit MCU.* 2023.
  7. **STMicroelectronics.** *RM0008 Reference Manual – STM32F1 Series.* 2024.
-