

FACULDADE DE TECNOLOGIA E CIÊNCIAS SOCIAIS APLICADAS – FATECS CURSO

NICOLAS IGLESIAS NAMBA

21708604

**PRÓTESES MIOÉLETRICAS EM MEMBROS SUPERIORES COM MODELAGEM
MECÂNICA EM IMPRESSÃO 3D**

BRASÍLIA

2023

NICOLAS IGLESIS NAMBA

**PRÓTESES MIOÉLETRICAS EM MEMBROS SUPERIORES COM
MODELAGEM MECÂNICA EM IMPRESSÃO 3D**

Trabalho de Conclusão de Curso
(TCC) apresentado como um dos requisitos
para a conclusão do curso de Engenharia
Elétrica do CEUB – Centro Universitário de
Brasília

Orientação: Prof. Me. Francisco Javier de
Obaldia Diaz

BRASÍLIA

2023

PRÓTESES MIOÉLETRICAS EM MEMBROS SUPERIORES COM MODELAGEM MECÂNICA EM IMPRESSÃO 3D

Trabalho de Conclusão de Curso
(TCC) apresentado como um dos requisitos
para a conclusão do curso de Engenharia
Elétrica do CEUB – Centro Universitário de
Brasília

Orientação: Prof. Me. Francisco Javier de
Obaldía Díaz.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Me. Francisco Javier de Obaldía Díaz.

Orientador (a)

Prof. Me. Luciano Henrique Duque.

Examinador (a)

Prof. Me. Fábio Oliveira Guimarães.

Examinador (a)

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente à Deus, em sequência ressaltar a minha gratidão ao professor orientador Francisco Javier de Obaldia Diaz por seu apoio durante toda a trajetória na graduação e aos diversos professores que caminharam comigo nessa caminhada. Além disso, expressar meus agradecimentos ao Centro Universitário de Brasília (UniCEUB) pelas oportunidades e suporte. E, por fim, agradecer à minha família, amigos e namorada por tudo até chegarmos nessa conquista.

RESUMO

A pesquisa sobre próteses mioelétricas com modelagem mecânica em impressão 3D transcende o âmbito científico e técnico, alcançando implicações sociais e cotidianas profundas. A interseção entre a tecnologia, a saúde e a qualidade de vida apresentam oportunidades e desafios significativos que afetam não apenas os indivíduos que podem se beneficiar das próteses, mas também suas famílias e comunidades.

A acessibilidade a próteses funcionais desempenha um papel vital na reintegração de pessoas que sofreram amputações ou têm malformações congênitas. As limitações financeiras muitas vezes impedem que indivíduos de baixa renda obtenham próteses avançadas, afetando sua independência e autoestima. A aplicação da tecnologia de impressão 3D pode potencialmente reduzir os custos de fabricação, tornando as próteses mais acessíveis e abordando desigualdades socioeconômicas.

No cotidiano, a falta de próteses funcionais pode restringir as atividades diárias e a participação em diversas esferas da vida, como o trabalho, a educação e o lazer. Próteses mioelétricas com modelagem mecânica oferecem a possibilidade de restaurar a funcionalidade dos membros superiores, permitindo que os usuários realizem tarefas com maior destreza e autonomia. Isso não apenas melhora a qualidade de vida do indivíduo, mas também contribui para a construção de um ambiente mais inclusivo e empoderado.

No entanto, a integração bem-sucedida de próteses avançadas na sociedade não é isenta de desafios. É necessário considerar a aceitação social e o estigma associado às próteses, além de garantir a educação e o treinamento adequados para os usuários. Além disso, a manutenção e a adaptação contínuas das próteses são questões essenciais para garantir que elas continuem a atender às necessidades dos indivíduos ao longo do tempo.

O trabalho de pesquisa e desenvolvimento nesta área também pode catalisar mudanças nas políticas de saúde, garantindo que as próteses avançadas sejam acessíveis e cobertas por seguros médicos. Além disso, o engajamento da sociedade, instituições de pesquisa e empresas podem levar a colaborações inovadoras e abordagens multidisciplinares que beneficiam um público diversificado.

A pesquisa sobre próteses mioelétricas não se limita a avanços tecnológicos, ela tem o potencial de impactar positivamente as vidas de milhões de pessoas, promovendo a inclusão, a independência e a dignidade. Com um foco que abrange questões sociais e cotidianas, essa pesquisa está desempenhando um papel crucial na transformação da saúde e na promoção de sociedades mais justas e igualitárias.

Palavras-chave: Próteses mioelétricas, impressão 3D e sinal mioelétrica

1. INTRODUÇÃO

No Brasil, mais de 13,2 milhões de pessoas enfrentam alguma deficiência motora que requer o uso de próteses, seja devido à má formação congênita ou amputações ocasionadas por acidentes ou doenças. Estima-se que o número de amputados cresce em aproximadamente 40.000 a cada ano, considerando apenas pacientes diabéticos, sem levar em conta os casos traumáticos (CAIAFA e CONONGIA, 2003). Isso significa, por ano, um número crescente de pessoas que se encontram com dificuldades para realizar suas tarefas cotidianas e levar uma vida normal. A perda ou a falta de um membro, especialmente uma mão, tem um impacto significativo na independência funcional do paciente, afetando diversos aspectos da qualidade de vida, como os psicológicos, a interação social e a adaptação ao ambiente (BERGMAN, 2013).

Diante dessa realidade, as próteses mioelétricas emergem como uma solução promissora para substituir membros amputados, buscando equilibrar aspectos estéticos e funcionais. Essas próteses são acionadas externamente por bateria e controladas pelo sinal mioelétrico gerado durante a contração muscular do membro (SAUDABAYEV; VAROL, 2015). Apesar de sua eficácia e preferência por 66% dos pacientes com amputações transradiais, essas próteses ainda não são amplamente utilizadas, especialmente no Brasil.

Diversos desafios se apresentam nesse contexto, como o alto custo das próteses mioelétricas, a falta de acesso a serviços de reabilitação, dificuldades de adaptação do usuário à prótese e aspectos estéticos insatisfatórios. Além

disso, alguns pacientes optam por não usar prótese a fim de não comprometer benefícios de aposentadoria por invalidez ou auxílios financeiros do governo (FITZGIBBONS; MEDVEDEV, 2015).

No contexto de um aumento significativo no número de amputados no Brasil, torna-se imperativo desenvolver próteses acessíveis e eficientes para aprimorar a qualidade de vida dessas pessoas. Com esse propósito, o objetivo principal deste trabalho é prototipar uma prótese mioelétrica para membro superior, com capacidade de coletar, processar e executar ações correspondentes aos sinais mioelétricos captados.

A técnica de biofeedback eletromiográfico (EMG), amplamente empregada na reabilitação musculoesquelética, envolve a medição da atividade elétrica relacionada à contração muscular. Os sinais mioelétricos obtidos por meio da EMG têm aplicação clínica na reeducação muscular, especialmente para facilitar o relaxamento e redução da dor. No âmbito deste projeto, esses sinais mioelétricos serão utilizados para o controle da própria prótese. A proposta emprega os sinais captados pelos eletrodos de superfície posicionados em pontos motores específicos para ativar os motores do dispositivo, viabilizando o movimento do membro protético (Winkler, 2009).

Ao buscar soluções que considerem não apenas a funcionalidade, mas também a acessibilidade econômica, este trabalho pretende contribuir para a redução dos custos envolvidos no uso de próteses mioelétricas para membros superiores utilizando a impressão 3D. Em seguida, os sinais eletromiográficos são

amplificados e processados, permitindo o controle da prótese para o membro superior. Com essas informações, é possível monitorar a qualidade do sinal eletromiográfico (frequência e amplitude), que é definida pela razão sinal/ruído (Duarte, 2006), bem como sua evolução ao longo do tratamento até que o paciente esteja apto a usar a prótese de forma natural, proporcionando uma reabilitação mais completa e aprimorando a qualidade de vida dos amputados.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. ANATOMIA

A mão humana, uma estrutura localizada na extremidade distal do membro superior, é um dos exemplos mais notáveis da engenharia biológica e da evolução ao longo do tempo. Composta por um complexo arranjo de ossos, músculos, tendões, nervos e vasos sanguíneos, a mão transcende sua função física para desempenhar um papel crucial na história evolutiva da humanidade.

A evolução esculpiu a mão humana em uma ferramenta verdadeiramente única. A capacidade de agarrar, manipular e interagir com o ambiente desempenhou um papel fundamental no sucesso adaptativo dos nossos ancestrais. A habilidade de segurar ferramentas, manipular objetos e criar artefatos foi uma virada de jogo evolutiva que permitiu que os primeiros homens superassem desafios do seu entorno e se destacassem como espécie dominante.

Ao longo dos milênios, a mão humana continuou sendo a pedra angular das realizações da humanidade. Desde a invenção de ferramentas

rudimentares até a fabricação de tecnologias complexas, a destreza e a capacidade da mão para realizar tarefas têm sido uma fonte constante de inovação e progresso. Além disso, a mão desempenha um papel fundamental na comunicação não verbal, permitindo expressões gestuais que transcendem barreiras linguísticas e facilitam a interação social.

Sua admirável complexidade e versatilidade conferem-lhe status de instrumento primordial em uma diversidade de atividades que caracterizam a experiência humana. Anatomicamente, a estrutura da mão é composta por um total de 27 ossos distribuídos entre as divisões do carpo, metacarpo e falanges. Cada osso, músculo e tendão opera em conjunto, sob o comando do sistema nervoso para executar uma gama diversificada de tarefas complexas e sutis.

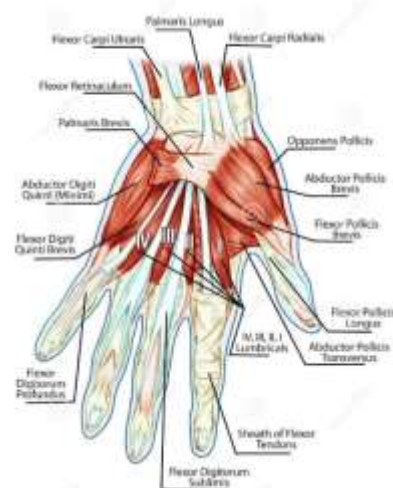


Figura 1: Anatomia do sistema muscular – mão

Fonte: dreamstime

Os músculos intrínsecos da mão desempenham um papel preponderante na realização de movimentos delicados e precisos, implicando a manipulação de objetos

menores. Paralelamente, os músculos extrínsecos situados no antebraço complementam esta capacidade intrínseca, possibilitando uma riqueza de movimentos.

Além de sua relevância utilitária, a mão ostenta papel central na expressão cultural, comunicação não verbal e interação social. Seus gestos constituem componentes essenciais da linguagem corporal, capacitando a transmissão de emoções, intenções e informações de elevado grau de complexidade.



Figura 2: cinesiologia de punho e mão

Fonte: cinesiologia/punhoemao.pdf

2.2. CINESIOLOGIA E BIOMECÂNICA

A cinesiologia é o estudo dos movimentos do corpo humano, enquanto a biomecânica é a área que se concentra na aplicação de princípios mecânicos ao corpo humano em movimento. A combinação dessas duas disciplinas nos permite entender como a mão humana funciona em termos de estrutura anatômica, músculos envolvidos, articulações e a física dos movimentos realizados.

2.2.1. ARTICULAÇÕES E MOVIMENTO

As articulações na mão são complexas e proporcionam uma variedade de movimentos, incluindo flexão, extensão, abdução, adução, oposição e rotação. As articulações metacarpofalângicas permitem flexão e extensão dos dedos, enquanto as articulações interfalângicas permitem movimentos entre as falanges.

2.2.2. MÚSCULOS E TENDÕES

A mão é controlada por uma intrincada rede de músculos intrínsecos e extrínsecos. Os músculos intrínsecos estão localizados na própria mão e são responsáveis pelos movimentos mais delicados e precisos dos dedos. Os músculos extrínsecos, localizados no antebraço, estendem seus tendões através do punho para controlar os movimentos da mão.

2.2.3. AÇÃO MUSCULAR E MOVIMENTOS

Os músculos flexores da mão estão localizados na parte anterior do antebraço e permitem a flexão dos dedos e do punho. Os músculos extensores, localizados na parte posterior do antebraço, possibilitam a extensão dos dedos e do punho. A coordenação precisa entre esses músculos permite uma ampla gama de movimentos da mão.

2.2.4. AGARRE E MANIPULAÇÃO

A mão é altamente adaptada para realizar diferentes tipos de agarres, como oposição do polegar (movimento de "pinça"), agarre de precisão com os dedos e agarre de potência com toda a mão. Esses agarres distintos são fundamentais para a nossa capacidade de agarrar, manipular e interagir com objetos de diversos tamanhos e formatos.

2.2.5. INERVAÇÃO E FEEDBACK

SENSORIAL

Os nervos fornecem inervação aos músculos da mão e transmitem informações sensoriais para o sistema nervoso central. Essas informações sensoriais desempenham um papel crucial na regulação dos movimentos e na percepção da força aplicada durante diferentes atividades.

2.2.6. CARGAS E FORÇAS

A biomecânica da mão também envolve o estudo das cargas e forças que atuam sobre a mão durante diversas atividades, como segurar objetos, escrever ou realizar tarefas manuais. Compreender como as forças são distribuídas pelas articulações e ossos da mão é essencial para evitar lesões e otimizar o desempenho.

2.3. ELETROMIOGRAFIA E SINAL

MIOELÉTRICO

A eletromiografia (EMG) é uma técnica de medição eletrofisiológica que registra a atividade elétrica dos músculos. Ela fornece informações valiosas sobre a função muscular, a

atividade neuromuscular e a coordenação entre o sistema nervoso e os músculos.

A atividade elétrica gerada pelos músculos é resultado da comunicação entre os neurônios motores (células nervosas que controlam os músculos) e as fibras musculares. Quando um neurônio motor envia um sinal para um músculo se contrair, ocorre uma despolarização das fibras musculares, gerando correntes elétricas. Essas correntes são medidas por meio de eletrodos colocados na superfície da pele sobre os músculos de interesse.

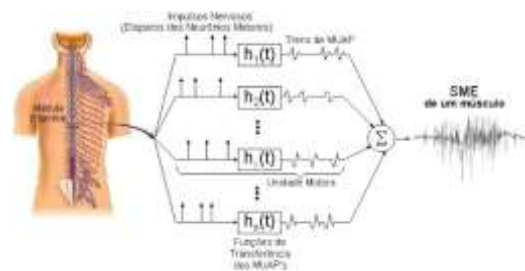


Figura 3: SME de um músculo

Fonte: researchgate

A EMG pode ser realizada de duas maneiras principais: a EMG de superfície e a EMG de agulha.

2.3.1. EMG DE SUPERFÍCIE

Nesse método, eletrodos adesivos são colocados na pele sobre o músculo a ser analisado. Os eletrodos captam as correntes elétricas geradas pelos músculos durante a contração e relaxamento. A EMG de superfície é menos invasiva, mais fácil de realizar e é frequentemente usada em estudos de movimento, reabilitação e avaliações ergonômicas.

A análise dos dados de EMG pode fornecer informações sobre a intensidade da atividade muscular, a

coordenação entre músculos, a fadiga muscular e até mesmo a avaliação da eficácia de diferentes intervenções terapêuticas. A EMG é amplamente utilizada em campos como medicina esportiva, fisioterapia, medicina clínica, biomecânica e pesquisa em neurociência, proporcionando uma visão detalhada dos processos neuromusculares que sustentam a capacidade humana de movimento.

O sinal mioelétrico (SME) é uma corrente elétrica fraca gerada pela atividade muscular nos seres humanos. Essa atividade elétrica é produzida quando os neurônios (células nervosas) enviam sinais para os músculos se contraírem e relaxarem. A medida dessa atividade elétrica, conhecida como o SME ou sinal EMG, fornece informações valiosas sobre o funcionamento dos músculos, o sistema nervoso e a coordenação entre eles. (ORTOLAN,2000)

O sinal mioelétrico é capturado usando eletrodos colocados na superfície da pele sobre os músculos de interesse. Esses eletrodos detectam as correntes elétricas geradas pelas células musculares durante a contração ou relaxamento. Os impulsos elétricos são amplificados e registrados como um gráfico ou sinal elétrico, que pode ser posteriormente processado e analisado para extrair informações relevantes. O processamento do sinal mioelétrico envolve várias etapas, incluindo:

- **Amplificação:** O sinal mioelétrico é geralmente muito fraco para análise direta, portanto, é amplificado para torná-lo mais perceptível e fácil de medir.
- **Filtragem:** O sinal capturado pode conter ruídos e interferências elétricas. A

filtragem é realizada para remover essas interferências e focar no sinal muscular real.

- **Retificação:** O sinal mioelétrico é retificado para garantir que apenas os valores positivos sejam considerados, já que a atividade muscular pode gerar correntes elétricas em ambas as direções.
- **Integração:** A integração do sinal retificado ajuda a obter uma medida mais estável da atividade muscular ao longo do tempo, o que é especialmente útil para avaliar padrões de movimento.
- **Análise Temporal e Freqüencial:** O sinal mioelétrico pode ser analisado no domínio temporal (variações ao longo do tempo) e no domínio freqüencial (variações em diferentes freqüências). Essa análise fornece informações sobre a intensidade, duração e padrões de atividade muscular.
- **Interpretação:** Os resultados da análise do sinal mioelétrico podem ser interpretados para entender a atividade muscular, a coordenação entre músculos e a resposta do sistema nervoso em várias situações, como movimentos voluntários, contrações musculares reflexas ou patologias neuromusculares.

O processamento do sinal mioelétrico tem aplicações em diversas áreas, como medicina (diagnóstico de distúrbios neuromusculares), reabilitação (avaliação da função muscular durante terapias), ergonomia (análise da carga muscular em ambientes de trabalho) e até mesmo em

tecnologias *wearable* e interfaces cérebro-computador, onde a atividade muscular é usada para controlar dispositivos eletrônicos.

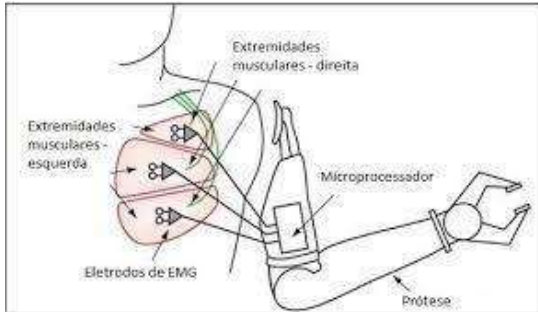


Figura 4: Esquemático de prótese mioelétrica adaptado (SCHEME E ENGLEHART, 2011)

Fonte: DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE COM CONTROLE MIOELÉTRICO E DE BAIXO CUSTO

2.4. ÓRTESES E PROTESES

Segundo relatos históricos, no livro indiano Rig Vheda, que foi escrito entre 3.500 e 1.800 a.C, tem um poema que conta sobre uma rainha guerreira que colocou uma prótese de ferro para que pudesse voltar à guerra após perder uma perna, no museu do Cairo existem Múmias egípcias de 600 a.C que foram encontradas com próteses em dedos do pé e segundo estudos foram colocadas quando ainda estavam vivos. As primeiras órteses eram rudimentares, frequentemente feitas de materiais naturais, como madeira e couro, com o objetivo de fornecer suporte e estabilidade a partes do corpo afetadas por lesões ou deformidades. À medida que o conhecimento médico avançava, técnicas mais sofisticadas foram desenvolvidas, incorporando materiais como metal e plástico, resultando em órteses mais leves e funcionais.

A evolução das próteses, por sua vez, ganhou destaque com os avanços

da engenharia e da tecnologia. O uso de próteses para substituir membros perdidos remonta a civilizações antigas, onde artefatos de madeira e metal eram esculpidos para replicar partes do corpo ausentes. Com o passar do tempo, a fabricação de próteses se beneficiou de materiais modernos, como ligas metálicas e polímeros, melhorando tanto a estética quanto a funcionalidade dos dispositivos.

Nas últimas décadas, os avanços tecnológicos revolucionaram as órteses e próteses. A impressão 3D permitiu a criação de dispositivos personalizados, precisos e acessíveis. A robótica e os sensores biométricos deram origem a próteses avançadas, capazes de imitar movimentos naturais e até mesmo de serem controladas pela mente. Além disso, a integração de eletrônica e inteligência artificial abriu portas para a criação de órteses e próteses interativas e adaptáveis.

2.4.1. PROTESES MECÂNICAS E MIOELÉTRICAS

As próteses mecânicas e as próteses mioelétricas representam duas abordagens distintas e inovadoras para a substituição de membros perdidos ou danificados. Cada uma delas oferece benefícios e desafios únicos, atendendo às diferentes necessidades e preferências dos usuários.

Próteses Mecânicas:

As próteses mecânicas são dispositivos tradicionais que se baseiam em princípios mecânicos para replicar a função de membros ausentes. Geralmente feitas de materiais como plástico, metal ou fibra de carbono, essas próteses são projetadas para fornecer suporte estrutural e

funcionalidade básica. A operação das próteses mecânicas é frequentemente controlada por ações musculares residuais, como movimentos do ombro ou encaixe da prótese por pressão.

Vantagens das Próteses Mecânicas:

- Durabilidade: São conhecidas por sua durabilidade e capacidade de resistir a ambientes desafiadores.
- Custo: Geralmente são mais acessíveis em comparação com próteses mais avançadas.
- Manutenção: A manutenção e o reparo tendem a ser mais simples e menos dispendiosos.

Limitações das Próteses Mecânicas:

- Funcionalidade Limitada: Embora ofereçam suporte básico, as próteses mecânicas podem ter limitações em termos de movimentos e complexidade.
- Destreza: Tarefas delicadas e movimentos precisos podem ser mais difíceis de realizar com próteses mecânicas.
- Controle Limitado: A interface entre a prótese e o usuário é geralmente menos intuitiva do que nas próteses mioelétricas.

Próteses Mioelétricas:

As próteses mioelétricas, por outro lado, são dispositivos mais avançados que se baseiam na detecção e interpretação das correntes elétricas geradas pelos músculos remanescentes do usuário. Eletrodos posicionados sobre a pele capturam os sinais mioelétricos, que são então convertidos em comandos para controlar a prótese de maneira mais precisa e natural.

Vantagens das Próteses Mioelétricas:

- Controle Fino: Permitem movimentos mais precisos e naturais, permitindo uma maior variedade de ações.
- Integração Sensorial: Oferecem uma sensação mais próxima da realidade, uma vez que respondem aos comandos musculares.
- Adaptação: Próteses mioelétricas podem se adaptar a diferentes tarefas e atividades, proporcionando maior versatilidade.

2.5. SISTEMA DE CONTROLE

2.5.1. SENSORES MIOELÉTRICOS

Os sensores mioelétricos de superfície são dispositivos projetados para capturar as correntes elétricas geradas pelos músculos através da pele. Esses sensores são aplicados diretamente na superfície da pele sobre a área muscular de interesse e são capazes de detectar os sinais elétricos produzidos durante a contração e o relaxamento dos músculos. Esses sinais, conhecidos como sinais mioelétricos, podem ser processados e utilizados para controlar diversos dispositivos, como próteses, equipamentos de reabilitação e interfaces cérebro-computador.



Figura 5: Sensor Mioelétrico

Os sensores mioelétricos de superfície geralmente consistem em eletrodos condutores colocados em contato com a pele. Esses eletrodos podem ser fixados temporariamente com adesivos ou correias, ou incorporados em roupas ou acessórios específicos. Quando os músculos se contraem ou relaxam, eles geram correntes elétricas que são capturadas pelos eletrodos. Esses sinais elétricos são então amplificados, filtrados e processados por dispositivos eletrônicos para extrair informações relevantes sobre a atividade muscular.

2.5.2. SISTEMAS DE

MOVIMENTAÇÃO

Servomotores são dispositivos eletromecânicos utilizados para controlar a posição, velocidade e/ou aceleração de um sistema mecânico, geralmente em resposta a um sinal de controle. Eles são amplamente empregados em aplicações que requerem precisão e controle de movimento, como robótica, automação industrial, sistemas de posicionamento, aeromodelismo, entre outras.

Um servomotor é composto por três principais componentes:

- **Motor:** O motor do servomotor pode ser de diversos tipos, como motor de corrente contínua (DC), motor de corrente alternada (AC) ou motor brushless (sem escovas). Ele é responsável por gerar o movimento mecânico.
- **Sistema de Feedback:** O sistema de feedback, também conhecido como encoder ou sensor de posição, fornece informações

em tempo real sobre a posição, velocidade e/ou aceleração do eixo do motor. Isso permite que o controlador do servomotor ajuste e mantenha a posição desejada.

- **Controlador:** O controlador do servomotor interpreta o sinal de controle (geralmente um sinal elétrico ou digital) e utiliza as informações do sistema de feedback para acionar o motor de forma a alcançar a posição ou movimento desejado. O controlador pode utilizar algoritmos de controle, como PID (Proporcional-Integral-Derivativo), para ajustar a saída do motor.
- Os servomotores oferecem diversas vantagens, como:
- **Precisão:** Devido ao sistema de feedback, são capazes de alcançar posições e movimentos precisos, o que é crucial em aplicações que requerem alta exatidão.
- **Controle Dinâmico:** Eles podem responder rapidamente a mudanças no sinal de controle, tornando-os ideais para aplicações que exigem ajustes em tempo real.
- **Repetibilidade:** Podem repetir movimentos de forma consistente, o que é essencial em processos de fabricação e automação.
- Os servomotores são amplamente utilizados em uma variedade de indústrias e aplicações, desde braços robóticos industriais e máquinas CNC (comando numérico computadorizado) até sistemas de direção em veículos

eletroeletrônicos. Sua versatilidade e capacidade de fornecer controle preciso do movimento os tornam uma peça fundamental na engenharia e na automação modernas.

2.6. ARDUINO

O Arduino é uma plataforma de prototipagem eletrônica amplamente utilizada por entusiastas, makers, estudantes e profissionais para criar projetos interativos e sistemas eletrônicos personalizados. Ele consiste em hardware, que inclui uma placa de circuito impresso com um microcontrolador, e software, que oferece uma linguagem de programação amigável e um ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) para escrever, carregar e depurar o código.



Figura 6: Arduino Uno

Fonte: arduino.cc

A principal característica do Arduino é sua acessibilidade e facilidade de uso, o que torna a eletrônica e a programação mais acessíveis mesmo para pessoas sem experiência prévia. Os principais elementos do Arduino são:

O “coração” do Arduino é uma placa de circuito impresso que contém um microcontrolador, portas de entrada e saída (pinos), interfaces de comunicação (como USB, UART, I2C, SPI) e outros componentes. Existem diversos modelos de placas Arduino com diferentes recursos e especificações para atender a diferentes necessidades.

O microcontrolador é o “cérebro” da placa do Arduino, responsável por executar o código que controla o comportamento do sistema. Ele processa entradas dos sensores, executa cálculos e envia saídas para atuadores.

As placas Arduino têm pinos de entrada/saída que permitem conectar sensores, atuadores e outros dispositivos eletrônicos. Esses pinos podem ser programados para enviar ou receber sinais digitais ou analógicos.

A programação do Arduino é feita usando uma linguagem baseada em C/C++, mas simplificada para torná-la mais acessível. A linguagem é acompanhada de uma vasta biblioteca de funções pré-construídas que facilitam a interação com componentes eletrônicos.

O Arduino IDE é um software de programação que permite escrever, compilar e carregar o código para a placa Arduino. Ele oferece ferramentas de depuração e monitoramento serial para facilitar o desenvolvimento, obtendo uma ampla gama de projetos, desde acender LEDs e controlar motores até criar sistemas de automação residencial, robôs, dispositivos vestíveis e muito mais. A flexibilidade da plataforma permite que você explore sua criatividade e aprenda eletrônica e programação de maneira prática.

O Arduino desempenhou um papel fundamental na popularização da eletrônica e da programação, tornando-as acessíveis a um público mais amplo. Sua comunidade ativa, recursos online e vasta biblioteca de projetos abertos contribuem para um ambiente de aprendizado colaborativo e criativo.

A linguagem de programação C é uma linguagem de programação de propósito geral, conhecida por sua eficiência, flexibilidade e ampla aplicabilidade em uma variedade de domínios. Ela foi originalmente desenvolvida no início da década de 1970 por Dennis Ritchie no Bell Labs, e desde então se tornou uma das linguagens mais influentes e amplamente usadas na história da computação.

Características distintas da linguagem de programação C incluem:

- **Sintaxe Clara e Concisa:** A sintaxe do C é relativamente simples, o que facilita a leitura e a escrita de código. A linguagem utiliza uma estrutura de blocos, comandos de controle de fluxo e operadores matemáticos comuns.
- **Portabilidade:** Os programas escritos em C podem ser compilados e executados em uma variedade de sistemas operacionais e plataformas de hardware, o que torna a linguagem altamente portátil.
- **Eficiência:** A linguagem C permite um controle próximo do hardware do computador, o que a torna eficiente em termos de uso de memória e processamento.
- **Ampla Biblioteca Padrão:** O C possui uma biblioteca padrão robusta que fornece funções

para realizar tarefas comuns, como manipulação de *strings*, entrada/saída, alocação de memória, entre outras.

- **Ponteiros:** A capacidade de trabalhar com ponteiros é uma característica poderosa do C, permitindo manipular diretamente endereços de memória e realizar operações de baixo nível.
- **Flexibilidade:** Flexibilidade necessária para realizar programação de baixo nível, mas também suporta programação de alto nível, possibilitando a criação de estruturas de dados complexas e algoritmos sofisticados.

No entanto, é importante notar que, embora a linguagem C seja poderosa e versátil, ela também exige mais atenção e gerenciamento manual de recursos em comparação com linguagens mais modernas. Portanto, sua escolha depende do contexto específico do projeto e das necessidades do programador.

2.7. AMPLIFICADORES

OPERACIONAIS NA COLETA DE SINAL MIOELÉTRICO

A seleção apropriada de amplificadores operacionais é fundamental para garantir a qualidade e a fidelidade dos sinais mioelétricos capturados. Fatores como a faixa de frequência dos sinais, níveis de ruído e faixa dinâmica são levados em consideração na escolha dos amplificadores.

Os amplificadores operacionais são frequentemente utilizados na configuração diferencial para amplificar

a diferença de potencial entre dois eletrodos de superfície posicionados sobre músculos específicos. Essa configuração ajuda a minimizar o ruído comum e a melhorar a relação sinal-ruído, amplificando os sinais mioelétricos capturados dos músculos remanescentes. Além da amplificação, filtros passa-baixa são aplicados para remover componentes de alta frequência, como interferências elétricas, e componentes de baixa frequência, como movimentos corporais.

A capacidade de ajustar o ganho dos amplificadores operacionais é uma característica essencial. Isso permite que os pesquisadores otimizem a amplificação de acordo com a amplitude dos sinais capturados, mantendo-os dentro da faixa operacional do sistema de aquisição.

A minimização do ruído é um desafio crítico na aquisição de sinais mioelétricos. A escolha de amplificadores operacionais com baixo ruído intrínseco e estratégias de projeto para redução de interferências são aspectos abordados na implementação.

A calibração dos amplificadores operacionais é necessária para garantir que a relação entre os sinais de entrada e saída seja linear e bem definida. Isso é fundamental para traduzir com precisão as variações na atividade muscular em comandos para a prótese.

Medidas de proteção, como diodos de proteção contra sobretensão e contra polarização reversa, são incorporadas aos circuitos dos amplificadores para prevenir danos ao sistema de aquisição e garantir sua estabilidade operacional.

2.7.1. AMPLIFICADOR INVERSOR

O amplificador inversor é uma configuração comum de amplificador operacional que amplifica a entrada diferencial enquanto inverte sua polaridade. Ele é amplamente utilizado para aumentar a amplitude de sinais de entrada, como os sinais mioelétricos capturados dos músculos remanescentes.

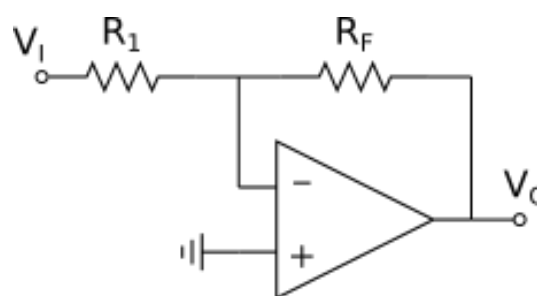


Figura 7: Amplificador inversor (AMPOP (Amplificador Operacional))

Fonte: Professor elétrico

Funcionamento:

O sinal de entrada é aplicado ao terminal inversor (entrada negativa) do amplificador operacional. Um resistor de realimentação conectado entre a saída e o terminal inversor controla o ganho do amplificador. A saída do amplificador está disponível no terminal de saída.

Equação de Ganho:

O ganho (A) de um amplificador inversor é dada pela relação entre os resistores de realimentação (R_f) e de entrada (R_i): $A = -R_f / R_i$.

Aplicações:

O amplificador inversor é usado para amplificar sinais mioelétricos, onde o sinal de saída é uma versão amplificada e invertida do sinal de entrada. É amplamente utilizado para

transformar pequenas variações nos sinais mioelétricos em níveis maiores e mais adequados para processamento posterior.

2.7.2. AMPLIFICADOR NÃO INVERSOR

O amplificador não inversor é outra configuração comum que amplifica a entrada diferencial sem inverter sua polaridade. Ele é útil quando um sinal precisa ser amplificado sem alterar sua fase.

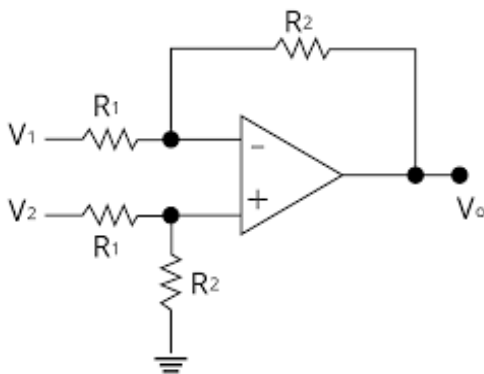


Figura 8: Amplificador operacional não-inversor

Fonte: professor elétrica

Funcionamento:

O sinal de entrada é aplicado ao terminal não inversor (entrada positiva) do amplificador operacional. Um resistor de realimentação é conectado do terminal de saída de volta ao terminal não inversor. A saída é obtida no terminal de saída do amplificador.

Equação de Ganho:

O ganho (A) de um amplificador não inversor é calculada pela relação entre o resistor de realimentação (Rf) e

o resistor de entrada (Ri): $A = 1 + (Rf / Ri)$.

Aplicações:

O amplificador não inversor é usado quando é necessário amplificar um sinal sem alterar sua polaridade ou fase. Em aplicações de amplificação de sinais mioelétricos, ele pode ser empregado quando se deseja preservar a direção do sinal original.

2.7.3. AMPLIFICADOR DIFERENCIAL

O amplificador diferencial é usado para amplificar a diferença de potencial entre duas entradas, rejeitando ruídos comuns que afetam ambas as entradas de maneira igual.

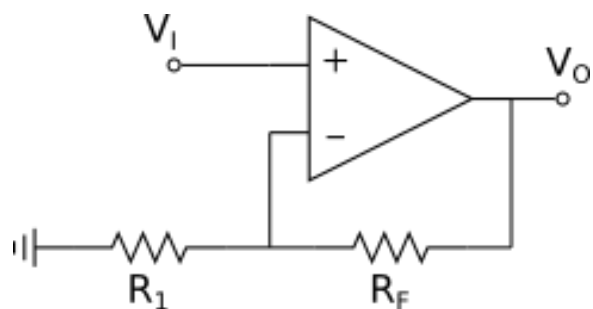


Figura 9: Amplificador Operacional diferencial

Fonte: Wendling, 2010

Funcionamento:

Dois sinais de entrada são aplicados aos terminais inversor e não inversor do amplificador operacional. O ganho é determinado pela relação dos resistores de realimentação conectados a cada entrada. A saída é obtida no terminal de saída do amplificador.

Equação de Ganho:

O ganho (A) de um amplificador diferencial é determinada pela relação dos resistores de realimentação (Rf) e

de entrada (R_i) para ambas as entradas:
 $A = -R_f / R_i$.

Aplicações:

O amplificador diferencial é usado quando se deseja amplificar a diferença entre dois sinais de entrada, enquanto rejeita o ruído que é comum a ambos. Ele é útil para amplificar sinais diferenciais, como os sinais mioelétricos capturados por eletrodos posicionados em diferentes partes do corpo.

2.8. FILTROS

2.8.1. Filtros Analógicos no pré-processamento de sinal mioelétrico

A aplicação de filtros analógicos desempenha um papel essencial na pré-processamento de sinais mioelétricos coletados, assegurando que os sinais estejam limpos, livres de interferências e prontos para a etapa subsequente de processamento e análise. Nesta seção, exploraremos a importância dos filtros analógicos, suas configurações e aplicações específicas no contexto da pesquisa de próteses mioelétricas em membros superiores com modelagem mecânica em 3D.

Os sinais mioelétricos, embora contenham informações valiosas sobre a atividade muscular, frequentemente estão sujeitos a diversos tipos de ruídos e interferências, como interferência elétrica de 60 Hz, artefatos de movimento e variações de contato eletrodo-pele. Filtros analógicos são empregados para eliminar ou reduzir esses componentes indesejados, melhorando a qualidade e a confiabilidade dos sinais.

- Filtros Passa-Baixa:

Os filtros passa-baixa são configurados para permitir a passagem de frequências abaixo de uma determinada frequência de corte, atenuando as frequências mais altas. Eles são amplamente utilizados na filtragem de sinais mioelétricos para eliminar a interferência de alta frequência, como a interferência elétrica de 60 Hz e artefatos de movimento. A configuração do ponto de corte do filtro passa-baixa é crucial para manter a integridade das informações de interesse.

- Filtros Passa-Alta:

Os filtros passa-alta permitem a passagem de frequências acima de uma frequência de corte específica, reduzindo a influência de variações lentas e contínuas nos sinais. Eles podem ser empregados para remover componentes de baixa frequência, como variações de linha de base e movimentos corporais, garantindo que o sinal resultante seja mais representativo das variações rápidas da atividade muscular.

- Filtros Notch (Rejeição de Frequência):

Filtros notch são usados para atenuar frequências específicas, como a frequência da rede elétrica de 60 Hz, que frequentemente introduz ruído nos sinais mioelétricos. Ao eliminar essas frequências indesejadas, os filtros notch contribuem para a melhoria da qualidade e da precisão dos sinais capturados.

- Filtros Personalizados e Ajustáveis:

A seleção adequada dos parâmetros dos filtros, como frequências de corte e larguras de banda, é fundamental para a eficácia da

filtragem. Em alguns casos, filtros personalizados e ajustáveis podem ser desenvolvidos para se adequarem às características específicas dos sinais mioelétricos e às necessidades da pesquisa.

2.8.2. Seção de Filtragem no

Fluxo de Processamento:

A aplicação dos filtros analógicos ocorre em uma etapa inicial do fluxo de processamento de sinal, antes de qualquer análise ou classificação. Isso garante que os sinais estejam limpos e preparados para as etapas subsequentes de extração de características, classificação e controle da prótese.

Na etapa de pré-processamento de sinais mioelétricos coletados, a aplicação de filtros é essencial para aprimorar a qualidade dos dados e prepará-los para análises subsequentes. Filtros analógicos podem ser categorizados em duas principais classes: passivos e ativos. Nesta seção, exploraremos a distinção entre filtros analógicos passivos e ativos, suas características distintas e como eles são empregados no contexto da pesquisa de próteses mioelétricas em membros superiores com modelagem mecânica em 3D.

2.8.3. Filtros Analógicos

Passivos:

Os filtros analógicos passivos são compostos apenas por componentes passivos, como resistores, capacitores e indutores. Eles exploram as propriedades reativas desses componentes para criar circuitos de

filtragem que atenuam ou eliminam determinadas frequências do sinal de entrada. Características:

- **Simplicidade:** Os filtros passivos são relativamente simples em termos de construção e não requerem fontes de alimentação adicionais.
- **Limitações de Ordem:** Filtros passivos têm limitações quanto à ordem e à complexidade das respostas de frequência que podem ser obtidas.

Filtros passivos são frequentemente usados em aplicações de filtragem simples, como remoção de alta frequência (filtros passa-baixa) ou remoção de baixa frequência (filtros passa-alta) dos sinais mioelétricos.

2.8.4. Filtros Analógicos

Ativos:

Os filtros analógicos ativos incorporam amplificadores operacionais em sua configuração. Eles oferecem maior flexibilidade e controle sobre a resposta de frequência do filtro, permitindo projetar respostas personalizadas. Características:

- **Amplificação:** Os filtros ativos podem incluir amplificação, o que é benéfico quando o sinal de saída requer níveis de amplitude específicos.

Resposta de Frequência Flexível: Os filtros ativos possibilitam uma ampla gama de respostas de frequência, incluindo respostas complexas como filtros notch ou filtros rejeitores de banda.

Filtros analógicos ativos são ideais para situações em que se deseja uma maior flexibilidade no design do filtro e maior controle sobre as características de filtragem dos sinais

mioelétricos. Eles podem ser empregados para tarefas mais complexas, como filtragem adaptativa ou supressão de interferências específicas.

A seleção entre filtros passivos e ativos depende das necessidades específicas da aplicação. Filtros passivos são adequados para aplicações simples, enquanto filtros ativos são preferidos quando há necessidade de maior personalização e controle sobre a resposta de frequência.

2.8.5. Filtros Digitais e Análise em Série de Fourier na Pré-Processamento de Sinal Mioelétrico

Na etapa de pré-processamento de sinais mioelétricos coletados, a aplicação de filtros digitais e a análise em série de Fourier desempenham papéis cruciais na extração de informações relevantes e na remoção de ruídos. Nesta seção, exploraremos como os filtros digitais e a análise em série de Fourier são empregados no contexto da pesquisa de próteses mioelétricas em membros superiores com modelagem mecânica em 3D.

Os filtros digitais processam sinais de forma discreta, em amostras, utilizando algoritmos matemáticos para aplicar operações de filtragem. Eles são implementados em software ou hardware digital e oferecem flexibilidade e precisão no controle da resposta de frequência.

Tipos de Filtros Digitais:

- Filtros Passa-Baixa: Atenuam frequências acima de uma determinada frequência de corte.

- Filtros Passa-Alta: Atenuam frequências abaixo de uma frequência de corte específica.
- Filtros Notch: Suprimem frequências específicas, como a frequência da rede elétrica.
- Filtros Passa-Banda: Permitem a passagem de um intervalo específico de frequências.

Características:

- Precisão: Os filtros digitais oferecem alta precisão na configuração da resposta de frequência.
- Flexibilidade: É possível alterar a resposta de frequência ajustando os parâmetros do filtro.
- Processamento Pós-Filtragem: Filtros digitais podem ser aplicados após aquisição, permitindo ajustes em tempo real ou em pós-processamento.

Filtros digitais são amplamente utilizados no pré-processamento de sinais mioelétricos para remover ruídos, interferências e artefatos indesejados, melhorando a qualidade dos dados e facilitando a análise subsequente.

Análise em Série de Fourier:

A análise em série de Fourier é uma técnica matemática que decompõe um sinal complexo em suas componentes senoidais (frequências) e determina a amplitude e a fase de cada componente.

A DFT (Transformada de Fourier Discreta) é uma forma de análise em série de Fourier aplicada a sinais discretos, como os sinais mioelétricos amostrados. Ela converte o sinal de

domínio do tempo para o domínio da frequência.

A análise em série de Fourier é usada para identificar as frequências predominantes nos sinais mioelétricos. Isso é útil para entender padrões de atividade muscular, identificar movimentos específicos ou detectar padrões de atividade anômalos.

A combinação de filtros digitais com a análise em série de Fourier permite filtrar as frequências indesejadas e, em seguida, identificar e isolar as frequências de interesse nos sinais mioelétricos.

2.9. Impressão 3D

A impressão 3D é uma tecnologia que permite criar objetos tridimensionais a partir de modelos digitais. Ela difere dos métodos tradicionais de fabricação, que geralmente envolvem a remoção de material de uma peça bruta, ao adotar uma abordagem aditiva, na qual camadas sucessivas de material são depositadas ou solidificadas para formar o objeto final.

O processo de impressão 3D começa com a criação de um modelo digital tridimensional. Isso pode ser feito por meio de softwares de modelagem 3D, escaneamento 3D ou até mesmo por meio de imagens obtidas por tomografia computadorizada, ressonância magnética ou outros métodos de digitalização.

A impressão 3D revolucionou a prototipagem, permitindo que designers e engenheiros criem protótipos físicos de seus projetos de forma rápida e econômica. Isso agiliza o processo de desenvolvimento de produtos e reduz os custos associados ao projeto.

2.9.1. Material PLA

O PLA Premium é uma variante aprimorada do PLA (ácido polilático), um dos materiais mais populares e amplamente usados na impressão 3D. O PLA é conhecido por ser fácil de imprimir, biodegradável e ter baixo odor, tornando-o uma escolha popular para iniciantes e para projetos que não requerem propriedades mecânicas extremamente robustas. O PLA Premium leva essas características a um nível superior com melhorias em termos de qualidade, resistência e acabamento superficial. Características do PLA Premium:

- **Qualidade de Impressão:** O PLA Premium é fabricado com um processo mais refinado, o que resulta em filamentos mais consistentes e menos propensos a variações de diâmetro. Isso contribui para uma melhor qualidade de impressão, com menos chances de obstruções no bico da impressora.
- **Resistência e Durabilidade:** Embora o PLA seja conhecido por ser um material relativamente frágil, o PLA Premium costuma ter melhor resistência mecânica e durabilidade em comparação com o PLA padrão. Isso significa que as peças impressas com PLA Premium tendem a ser mais resistentes a impactos e tensões.
- **Acabamento Superficial:** O PLA Premium geralmente tem um acabamento superficial mais liso e brilhante em comparação com o PLA tradicional. Isso resulta em peças com uma aparência mais estética e acabamento de maior qualidade.
- **Compatibilidade Universal:** O PLA Premium é compatível com a maioria das impressoras 3D do mercado que suportam PLA. Ele pode ser

impresso em uma variedade de temperaturas e não requer configurações especiais.

- **Sustentabilidade:** Assim como o PLA convencional, o PLA Premium é derivado de fontes renováveis, como amido de milho ou cana-de-açúcar, o que o torna uma opção mais sustentável em comparação com outros plásticos.

3. MÉTODO

A condução deste trabalho envolveu uma pesquisa aprofundada em uma variedade de artigos científicos e seu desenvolvimento foi realizado através de etapas. Iniciada com o estudo do sistema de medição de eletromiografia de superfície (sEMG), seguido pelo sistema de controle e por fim, o sistema mecânico desempenhando papéis cruciais no funcionamento global da prótese.

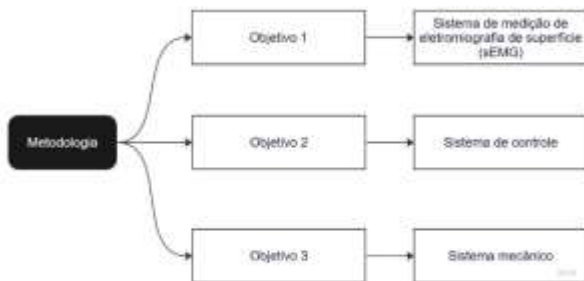


Figura 10: fluxograma da metodologia I

Fonte: Própria

3.1. Sistema de Medição de Eletromiografia de Superfície (sEMG):

O sistema de medição de sEMG é responsável por captar os sinais elétricos gerados pelos músculos quando o usuário tenta realizar um movimento. Isso é feito por meio de eletrodos de superfície colocados na pele sobre os músculos relevantes. Os

sinais capturados refletem a atividade muscular e são usados como entradas para controlar a prótese. Esses sinais são processados para identificar padrões de contração muscular e traduzidos em comandos para a prótese.

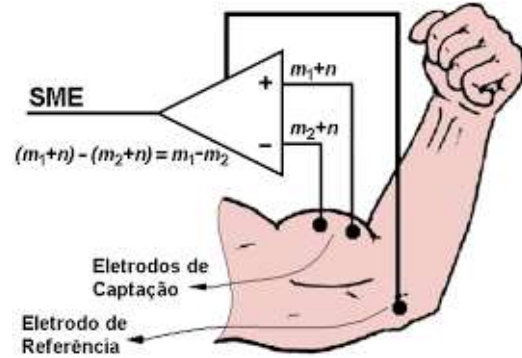


Figura 11: amplificador diferencial

Fonte: Cunha (1999, p. 16).

Os principais músculos superficiais localizados no antebraço são: Grupo Extensor: Extensor dos dedos, Extensores radiais do carpo, extensor ulnar do carpo; Grupo Flexor: Flexor superficial dos dedos, flexor radial do carpo, flexor ulnar do carpo, Palmar longo (KENDALL & McCREARY, 1986).

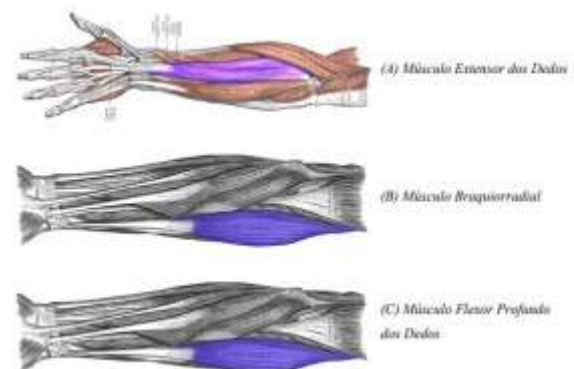


Figura 12: Músculos superficiais localizados no antebraço

Fonte: Gray (1918) e Häggström (2014)

As fibras musculares são organizadas em grupos, cada um controlado por um único neurônio motor. Esses grupos formam o que é conhecido como unidade motora, que representa a unidade funcional fundamental do músculo. Quando estimuladas pelo sistema nervoso, essas unidades motoras geram o Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAP). Esse potencial desencadeia a contração da fibra muscular. No entanto, a contração em si é mantida pela ativação repetida das unidades motoras, resultando na geração de Trens de Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAPT).

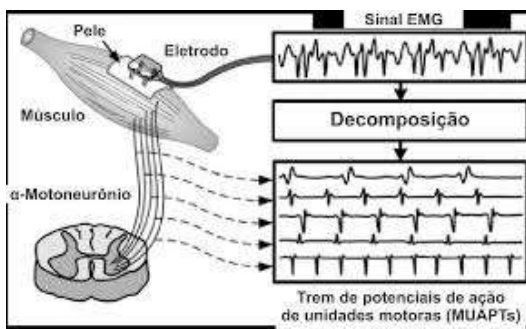


Figura 13: sinal mioelétrico

Fonte: Junior et al. (2013, p. 2)

Os Trens de Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAPT), representados como $u(t)$, podem ser caracterizados de maneira completa através dos intervalos de interpulso, que são os tempos entre MUAPs adjacentes, e da forma de onda de cada MUAP. Matematicamente, esses intervalos de interpulso podem ser modelados como uma sequência delta de Dirac convolucionada com um filtro $h(t)$, que define a forma do MUAP (DE LUCA, 2006), e uma representação gráfica do modelo:

$$u_i(t) = \sum_{k=1}^n h_i(t - tk)$$

Onde $tk = \sum_{l=1}^k x_l$ para $k, l = 1, 2, 3, \dots, n$. Na equação 2.1, tk representa os instantes de tempo dos MUAPs, x representa os intervalos entre os impulsos, não é o número total de intervalos entre os impulsos em um MUAPT, e i, k , e l são inteiros que denotam eventos específicos. O sinal mioelétrico é a resultante da soma linear dos diversos Trens de Potencial de Ação da Unidade Motora, representados por $u_i(t)$. Essa soma é matematicamente expressa pela:

$$m(t, F) = \sum_{i=1}^p u_i(t, F)$$

Aqui, F denota a força gerada pelo músculo.

O posicionamento do eletrodo é um procedimento crítico na medição do sinal mioelétrico. A recomendação é colocar o eletrodo no ponto de maior concentração de fibras musculares centralizado entre a zona de inervação ou ponto motor e a inserção tendínea, orientados paralelamente ao comprimento do músculo alvo (HAKONEN; PIITULAINEN; VISALA, 2015).



Figura 14: posicionamento correto do eletrodo no ventre

Fonte: Adaptado de Kenhub (c2019).

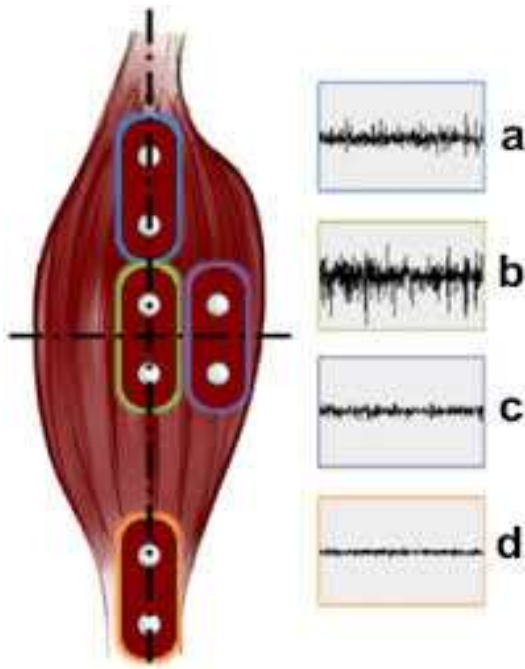


Figura 15: diferença de sinais captados

Fonte: Sinal EMG coletado para diferentes posicionamentos dos eletrodos. O esquema apresenta eletrodos posicionados a) na inervação do músculo, b) no centro do ventre muscular, c) na lateral do meio do músculo e d) na junção miotendínea. Adaptado de(TECHNOLOGIES, 2015)

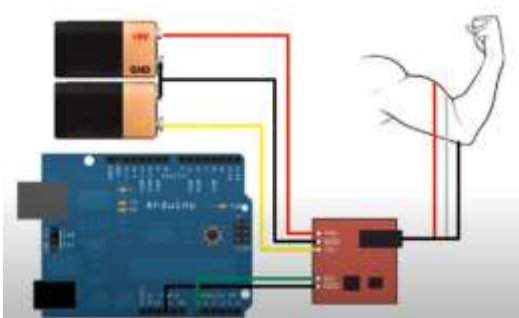


Figura 16: Esquematização arduino-sensor

O módulo Sensor Eletromiográfico de Sinal Muscular (EMG) é um componente valioso no desenvolvimento do protótipo. Embora

esse módulo seja primariamente projetado para medir sinais de eletrocardiograma (ECG), suas características e funcionalidades podem ser adaptadas para atender às necessidades específicas de aquisição de sinais mioelétricos, considerando fatores como faixa de preço e conhecimento técnico disponível.



Figura 17: módulo Sensor Eletromiográfico de Sinal Muscular

O módulo é adquirido é um dos mais acessíveis e possui um custo relativamente mais baixo em comparação a outros dispositivos de aquisição de sinais miomédicos, tendo em vista a necessidade de importar esses equipamentos. Isso faz dele uma opção atrativa para projetos de pesquisa e desenvolvimento, como o protótipo de prótese mioelétrica, onde o orçamento é uma consideração importante.

Especificações técnicas	
Modelo	EMG
Descrição	Capacete de fibra óptica para leitura de gestos musculares
Marca	Mediatech
Resolução de amostragem	840 Hz
Capacidade	8 bits
Comunicação de dados	USB
Condições	20 a 25°C
Tempo	100
Acessórios	
Modelo	EMG
Descrição	Kit de Sensor Eletromiográfico
Marca	Mediatech
Condições	20 a 25°C
Tempo	100

Figura 18: Especificações técnicas
 Fonte: eletrogate

3.2. Coleta de Dados

Um conjunto de dados fornecido pelo Ninapro auxiliou na aquisição dos sinais eletromiográficos. Essa plataforma contém dados de acesso público que tem como objetivo impulsionar a pesquisa em mãos robóticas e próteses controladas por inteligência artificial. Os dados desse conjunto são amplamente utilizados por pesquisadores em áreas como aprendizado de máquina, robótica, ciências médicas e neurocognitivas.

O dataset 4 do Ninapro é constituído por dados de sinais EMG coletados de 10 indivíduos não amputados. A coleta desses sinais ocorreu por meio de eletrodos Cometa, seguindo um protocolo rigoroso de aquisição. Nesse protocolo, os participantes foram orientados a executar movimentos com a mão direita, correspondentes aos padrões exibidos na tela de um laptop. Cada movimento teve uma duração de 5 segundos, seguido de 3 segundos de repouso. O conjunto de movimentos consistiu em 6 repetições de 52 ações selecionadas da taxonomia de movimentos de mãos, divididos em três categorias de exercícios distintos.

Os sinais EMG foram amostrados a uma taxa de 2kHz, empregando 12 eletrodos sem fio mono-diferenciais ativos da marca Cometa. A disposição dos eletrodos foi estrategicamente planejada, de forma que oito eletrodos, posicionados equidistantemente ao redor do antebraço, registraram a atividade da articulação rádio-umeral. Ademais, dois eletrodos foram colocados nos pontos de maior

atividade dos músculos flexores e extensores dos dedos, enquanto os dois restantes capturaram os sinais de sEMG originados dos músculos bíceps e tríceps.

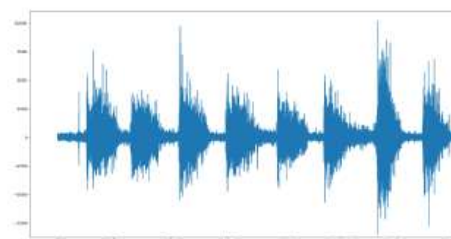


Figura 19: Sinal de eletromiografia plotado a partir do database 4 da NinaPro

Além disso, foram realizados testes em uma voluntária. A pesquisa foi realizada de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras das Pesquisas Envolvendo Humanos (Resolução 196/1996 do Conselho Nacional de Saúde e Declaração de Helsinki), e foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos. A voluntária, antes da coleta de dados, foi informada sobre os objetivos da pesquisa e assinou o termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).



Figura20:

Fonte: própria

3.3. Sistemas de controle

A pesquisa em artigos científicos relacionados a circuitos de condicionamento do sinal desempenhou um papel fundamental na compreensão das técnicas para amplificar e filtrar os sinais de EMG. A seleção adequada de circuitos e componentes eletrônicos para o condicionamento dos sinais garantiria a fidelidade e a confiabilidade dos dados coletados.

A eletromiografia de superfície (sEMG) é uma técnica poderosa para capturar os sinais elétricos gerados pelos músculos, mas sua aplicação não está isenta de desafios. Uma série de interferências pode se combinar com o sinal mioelétrico, resultando em distorções que afetam a qualidade dos dados coletados (Luca 2002).

A interferência Crosstalk dos Músculos Adjacentes acontece quando vários músculos estão próximos e compartilham uma área de captação, os sinais elétricos gerados por um músculo podem se propagar para os eletrodos posicionados sobre outro músculo, resultando em interferência cruzada (crosstalk). Isso pode distorcer o sinal captado, dificultando a interpretação precisa da atividade muscular específica.

Uma das interferências mais significativas é a proveniente da rede elétrica, que opera a 60 Hz. Essa interferência é particularmente problemática devido à sua presença constante no ambiente cotidiano e à sua amplitude comparável às baixas amplitudes dos sinais mioelétricos.

Além disso, a frequência da rede elétrica e suas primeiras harmônicas coincidem com a faixa de maior concentração de energia nos sinais mioelétricos.

Diversas técnicas têm sido empregadas para minimizar a interferência de 60 Hz nos sinais biomédicos (ZHANG et al., 1997). Essas técnicas incluem o trançamento de fios para reduzir a área suscetível a interferências magnéticas, o uso de amplificadores diferenciais, a aquisição de dados em ambientes apropriados e a adoção de partes do corpo do paciente como referência terra. No entanto, mesmo com a implementação dessas técnicas, ainda é possível estar sujeito a interferências de 60 Hz, dependendo de vários fatores, como local de aquisição dos dados, umidade da pele e estado dos eletrodos (FERREIRA, 2007; JÚNIOR, 2003).

Uma abordagem para mitigar essa interferência é o desenvolvimento de um filtro específico para atenuar o ruído de 60 Hz (HUHTA & WEBSTER, 1973). Considerando que a frequência de 60 Hz está dentro da faixa de maior concentração de energia do sinal mioelétrico, é crucial que o filtro seja projetado com uma banda de corte estreita. Isso garante a atenuação do ruído sem prejudicar a informação relevante do sinal.

Em um cenário de desenvolvimento de próteses mioelétricas, a robustez do sistema é de extrema importância. Um sinal mioelétrico de alta qualidade é essencial para a precisão e confiabilidade dos comandos emitidos pela prótese. Portanto, a implementação de técnicas de filtragem para reduzir a interferência de 60 Hz é uma estratégia valiosa, assegurando que o sinal captado seja representativo da atividade muscular

real e contribuindo para a eficácia da prótese no contexto do uso diário.

3.4. O Módulo HC-12

O Módulo HC-12 é um transceptor de rádio frequência (RF) de baixo custo e consumo de energia, projetado para comunicações sem fio de curto alcance. Sua principal vantagem é a capacidade de operar em modo ponto-a-ponto ou ponto-multiponto sem a necessidade de configuração prévia. Ele suporta uma taxa de transmissão de até 115200 bps e opera na faixa de frequência de 433,4 a 473,0 MHz. (Zhang, Jing, 2014).

Na preparação do Módulo HC-12, realizamos as seguintes etapas:

O Módulo HC-12 opera em uma faixa de tensão de alimentação entre 3,2V e 5,5V. Para garantir um desempenho estável e confiável, fornecemos uma tensão de alimentação de 5V, a qual foi regulada para 4,3V conforme as recomendações do fabricante.

Para melhorar a eficiência da comunicação, conectamos uma antena externa ao conector disponível no Módulo HC-12 (Wang, Yafei, 2016). Isso permitiu aumentar a qualidade da recepção e transmissão de sinais.

O Módulo HC-12 atuou como uma ponte Bluetooth entre o Arduino (controlador dos servomotores) e os sinais mioelétricos processados. Isso foi alcançado ao conectar os pinos de transmissão e recepção do Módulo HC-12 aos pinos de comunicação serial do Arduino.

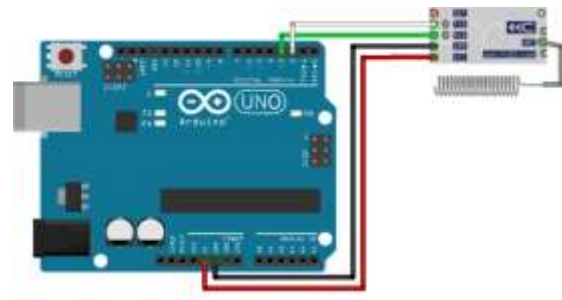


Figura 21: arduino - modulo HC-12

```

// Projeto: Curso Linux - Servomotor 2 - Módulo HC12
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial HC12(2,3); // RX para 2 / TX para 3
void setup() {
  Serial.begin(9600); // Inicia Serial do computador
  HC12.begin(9600); // Inicia Serial do HC12
}
void loop() {
  while (HC12.available()) { // Enquanto HC12 receber dados
    Serial.write(HC12.read()); // Envia os dados do Serial
  }
  while (Serial.available()) { // Enquanto o Serial receber dados
    HC12.write(Serial.read()); // Envia os dados do HC12
  }
  HC12.flush(); // Aguarda os dados, desliga linha e reset
}

```

Figura 22: código conexão arduino - HC-12

Utilizando a plataforma Arduino IDE foi desenvolvido um código que a partir da leitura analógica do Pino A0 do Arduino, sendo possível analisar os picos do sinal EMG e assim criando gatilhos para o movimento dos motores de passo.



Figura 23: código para analisar os picos do sinal EMG

3.5. Atuadores

Segundo Thomazini (2005, p.17) “atuadores são dispositivos que modificam uma variável controlada. Recebem o sinal proveniente do controlador e agem sobre o sistema controlado. Geralmente trabalham com potência elevada”. Os principais atuadores são:

- Válvulas (pneumáticas e hidráulicas);
- Relés (estáticos e eletromecânicos);
- Cilindros (pneumáticos e hidráulicos);
- Motores (step-motor, syncro, servomotor);
- Servomotores;

Os motores elétricos são dispositivos que quando são alimentados com corrente elétrica produzem movimentos mecânicos. São amplamente utilizados desde aplicações básicas como em brinquedos infantis até em robôs de grande aporte tecnológico (PETRUZELLA, 2013).

Cada tipo de motor elétrico possui suas vantagens e desvantagens para determinado uso. Motores de corrente contínua não realizam torque resistivo quando em repouso, ou seja, não conseguem manter uma posição fixa, outro ponto importante é a imprecisão no seu controle que se baseia apenas em se há corrente ou não. O motor escolhido foi o Micro Servo 9g SG90, motor por apresentar bom torque resistivo, controle preciso e fácil controle.



Figura 23: Micro Servo 9g SG90

Na busca por um modelo mecânico adequado para a prótese, foram examinados diversos modelos 3D disponíveis na internet, com destaque para o projeto InMoov. O modelo escolhido foi simplificado e otimizado em termos de quantidade de peças. Essa escolha se deve à sua alta articulação, permitindo uma ampla variedade de movimentos, além de sua semelhança estética com o braço humano quando comparado a outros modelos disponíveis.



Figura 24: impressão do dorso da mão

Os fios percorrem canais construídos em cada peça que forma a falange e nas peças de eixo, que

possuem um eixo entre as extremidades. Os fios passam por cima e por baixo do eixo, gerando o movimento das articulações. Quando um lado do fio é tensionado enquanto o outro é relaxado, essa diferença de tensão causa o movimento da articulação. Por exemplo, essa diferença de tensão resulta na flexão dos dedos.

No que diz respeito à montagem, as peças do complexo do antebraço foram coladas, uma vez que não envolve movimento. Por outro lado, as peças punho-mão e dedos foram parafusadas. Algumas bases imóveis também foram fixadas por colagem.

Essas adaptações e escolhas visam otimizar o funcionamento do modelo mecânico da prótese, considerando a articulação, a durabilidade, a precisão e a facilidade de montagem das peças. A integração eficaz entre o sistema mecânico, o sistema de controle e o sistema de medição de eletromiografia de superfície é fundamental para garantir a funcionalidade e a eficácia da prótese como um todo.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Montagem e Funcionamento da Prótese InMoov é um projeto criado pelo escultor e designer francês Gael Langevin, foi iniciado em janeiro de 2012 como a primeira mão protética. Atualmente, InMoov é o primeiro robô humanoide em tamanho real replicável em uma impressora 3D com área de no mínimo 12x12x12cm e foi concebido baseado nos princípios de compartilhamento e comunidade, como uma plataforma de desenvolvimento para universidades, laboratórios e makers. Para este trabalho foram impressas em PLA PREMIUM, as partes equivalentes à mão e ao antebraço do

robô InMoov, apresentadas na Figura 20.



Figura 25: impressão da prótese

Fonte: própria

A aplicação de sinais de eletromiografia de superfície no controle de próteses mioelétricas é uma área de crescente pesquisa e desenvolvimento, visando proporcionar maior funcionalidade e naturalidade aos usuários. Analisando a eficácia dos sensores de sEMG em diferentes contextos e exercícios, bem como abordou os desafios enfrentados no processo de coleta e interpretação desses sinais para controle de próteses. A compreensão desses resultados é crucial para avançar na melhoria das próteses e na qualidade de vida dos usuários.

Os resultados do estudo revelaram uma variação significativa no desempenho dos sensores de sEMG com base na localização de aplicação e nas características individuais dos usuários. Essa variação pode ser

atribuída a fatores como porcentual de gordura, quantidade de pelos e impedância da pele. Essas descobertas estão em consonância com estudos anteriores que apontam para a influência de características individuais na qualidade da coleta de sinais de EMG (Dideriksen et al., 2011; Khezri et al., 2019). Essa variabilidade enfatiza a necessidade de personalização e adaptação dos sensores para cada indivíduo.

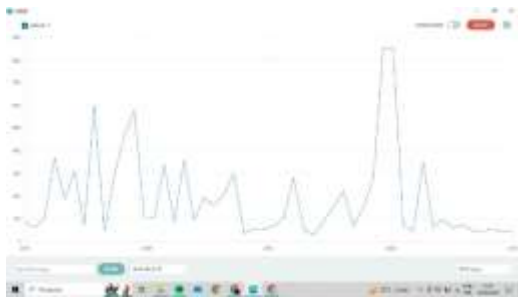


Figura 26: Captação do sinal mioelétrico da paciente

Fonte: própria

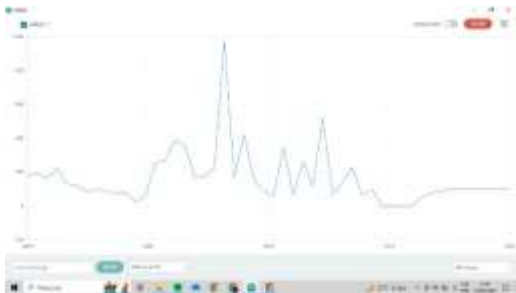


Figura 27: Captação do sinal mioelétrico da paciente

Fonte: própria

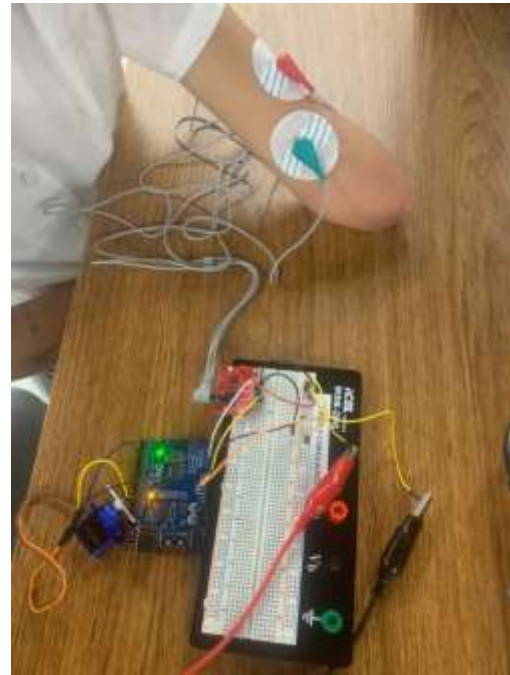


Figura 28: Captação do sinal mioelétrico da paciente

Fonte: própria

O estudo observou o melhor desempenho dos sensores no exercício de fechamento da mão, atingindo uma taxa de sucesso de 70% na detecção dos movimentos. Isso pode ser explicado pela maior simplicidade biomecânica desse movimento e pela proximidade dos músculos envolvidos com a superfície da pele. Esses achados estão em concordância com estudos que destacam a importância da seleção adequada dos movimentos para otimizar a precisão do controle (Farina et al., 2014).

Uma das limitações encontradas neste estudo foi a incapacidade de identificar movimentos individuais dos dedos devido ao fenômeno de crosstalk entre os músculos. Esse crosstalk dificultou a separação dos sinais específicos dos flexores e extensores dos dedos, uma vez que esses músculos

estão sobrepostos e profundamente localizados. Essa limitação é bem conhecida na área e já foi discutida por diversos autores (Farina et al., 2014; Dideriksen et al., 2011), ressaltando a complexidade de interpretar os sinais musculares de forma individualizada.

A utilização de próteses mioelétricas apresentou resultados promissores, apesar da necessidade de ajustes para aprimorar a execução dos movimentos. O estudo identificou problemas mecânicos, como o travamento ocasional do movimento devido ao uso de arames nas articulações. Essa questão é abordada por autores como Kyberd et al. (2007), que discutem a importância de projetos mecânicos robustos para garantir a fluidez dos movimentos em próteses.

Os resultados deste estudo indicam a necessidade de abordagens interdisciplinares que considerem tanto a personalização dos sensores quanto a otimização mecânica das próteses. A substituição de arames por parafusos e a adição de tensores nos fios são medidas promissoras para lidar com problemas mecânicos e de controle. Além disso, a exploração de técnicas avançadas de processamento de sinais pode contribuir para melhorar a interpretação dos sinais de sEMG e possibilitar a identificação mais precisa dos movimentos.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento de próteses mioelétricas com modelagem mecânica em impressão 3D representa uma área de pesquisa promissora e crucial no campo da biomecatrônica e engenharia biomédica. Este estudo buscou

investigar a interseção entre sinais mioelétricos, modelagem mecânica e tecnologias de fabricação aditiva, com o objetivo de criar uma prótese funcional, precisa e de baixo custo para membros superiores.

A coleta precisa e eficaz do sinal mioelétrico é a base para o controle dessa prótese, uma vez que o usuário realiza movimentos intuitivos que são traduzidos em comandos para a prótese. A análise cuidadosa das características do sinal, incluindo amplitude, frequência e padrões, é essencial para uma interpretação precisa dos movimentos desejados.

O uso da eletromiografia de superfície (sEMG) para a captação do sinal mioelétrico, juntamente com técnicas de posicionamento de eletrodos, desempenha um papel vital no sucesso da prótese. A correta localização dos eletrodos sobre o músculo alvo garante a obtenção de um sinal limpo e confiável, apesar dos desafios inerentes à interferência e ao ruído presentes no ambiente eletromagnético.

Além disso, a modelagem mecânica da prótese, inspirada em modelos humanos e adaptada às necessidades individuais, permite uma replicação mais natural dos movimentos. A utilização da tecnologia de impressão 3D oferece a flexibilidade necessária para a criação de peças personalizadas e articulações complexas, garantindo a ergonomia e funcionalidade da prótese.

No entanto, é importante reconhecer que esse campo de pesquisa ainda apresenta desafios a serem superados. A otimização da interação entre os sistemas de medição de sEMG, controle e modelagem mecânica exige abordagens inovadoras e colaboração

interdisciplinar entre engenheiros, médicos e terapeutas.

A reabilitação de pacientes amputados representa um desafio complexo, no qual a integração de diversas disciplinas é essencial para garantir uma recuperação bem-sucedida e aprimorar a qualidade de vida dos pacientes. O uso de órteses e próteses desempenha um papel crucial nesse cenário, proporcionando suporte mecânico e funcional para a musculatura afetada. No entanto, o sucesso desses dispositivos vai além da mera aplicação física, envolvendo uma integração profunda com as ciências eletrônicas e fisioterapêuticas.

O processo de reabilitação de pacientes amputados é influenciado pela reação muscular, limitações de movimento e adaptações necessárias para superar as barreiras impostas pela amputação. Nesse contexto, a eletrônica assume um papel fundamental ao permitir a interface entre o dispositivo protético e os sinais elétricos gerados pelos músculos remanescentes. Como mencionado, o movimento necessário para operar a prótese, ainda que similar ao esforço natural de abrir e fechar a mão, requer uma fase de aprendizagem considerando as limitações individuais. A eletrônica possibilita que essa transição ocorra de maneira mais fluida e intuitiva.

A abordagem fisioterapêutica, aliada ao suporte eletrônico, é essencial para promover a adaptação e o treinamento adequado dos pacientes na operação das próteses. A personalização dos dispositivos, considerando as características individuais e os desafios físicos enfrentados por cada paciente, torna-se viável graças à integração de

componentes eletrônicos avançados. A interface entre o sistema protético e os sinais eletromiográficos possibilita uma reabilitação mais direcionada, permitindo que os pacientes adquiram confiança e controle sobre os movimentos.

A tecnologia de próteses inteligentes, que integra eletrônica e fisioterapia, desempenha um papel crucial na recuperação eficaz de pacientes amputados. A interação contínua entre pacientes e profissionais de saúde, utilizando dados e feedback fornecidos pelos dispositivos eletrônicos, melhora o processo de adaptação e otimiza os resultados a longo prazo.

Conclui-se, a colaboração entre as áreas eletrônicas e fisioterapêuticas é uma ponte fundamental na jornada de reabilitação de pacientes amputados ou que possuem algum defeito congênito. Através dessa sinergia, é possível projetar e ajustar próteses de maneira personalizada, considerando as limitações físicas e as necessidades individuais. A eletrônica, ao traduzir os sinais musculares em movimentos protéticos, empodera os pacientes ao proporcionar-lhes maior independência e autoestima. Dessa forma, a tecnologia emergente não apenas preenche lacunas funcionais, mas também fortalece a resiliência e a integração social dos pacientes amputados, tornando sua jornada de reabilitação mais eficaz e significativa.

6. REFERÊNCIAS

COSTA, R. M. ADAPTAÇÃO DO USUÁRIO DE PRÓTESES MIOELÉTRICAS: IMPLICAÇÕES NA APRENDIZAGEM DE MOVIMENTOS DA MÃO. 2017. 132 p. Tese (Centro de Ciências da Saúde) — Universidade Federal do Espírito Santo. Acesso em: 01/02/2023.

HECKBERT, P. (1995). FOURIER TRANSFORMS AND THE FAST FOURIER TRANSFORM (FFT) ALGORITHM. Garnegie Mellon University. Acesso em 09/02/2023.

MACPHERSON, R.M; GILROY, A.M; ROSS, M.L. ATLAS DE ANATOMIA. 2° ed. Guanabara Koogan, 2008. Acesso em: 18/02/2023.

LOPES, R.F.G; PROCESSO DE CONVERSÃO A/D PARA AQUISIÇÃO DE SINAIS MIOELÉTRICOS. 2014. Tese de mestrado — Curso de Engenharia Eletrotécnica de Computadores, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal. Acesso em: 23/02/2023.

JOHNSON, H. (1991). ANÁLISE BÁSICA DE CIRCUITOS ELÉTRICOS. Acesso em 27/02/2023.

CAMARGO, D.R; DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO DE UMA PRÓTESE ANTROPOMÓRFICA PARA MEMBROS SUPERIORES. 2008. Tese de mestrado — Curso de Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos. Acesso em: 03/03/2023.

CLEMENTS, I.P;. HOW PROSTHETIC LIMBS WORK: THE HISTORY OF PROSTHETIC LIMBS. 2008. Acesso em: 08/03/2023.

POLIS, J. E;. PROJETO E CONSTRUÇÃO DE PARTE ESTRUTURAL DE PRÓTESE DE MÃO HUMANA COM MOVIMENTOS. 2009. 81 f. Tese de Doutorado - Curso de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas. Acesso em: 14/03/2023.

McROBERTS, M; ARDUINO BÁSICO. 1 ed. São Paulo, Novatec, 2011. Acesso em: 17/03/2023.

THOMAZINI, D; ALBUQUERQUE, P.U.B; SENSORES INDUSTRIAIS — FUNDAMENTOS E APLICAÇÕES. 2 ed. Érica. São Paulo, 2006. Acesso em: 29/03/2023.

TRINDADE, R.H; ESTUDO DE MÁQUINAS ELÉTRICAS NÃO CONVENCIONAIS: MOTOR BRUSHLESS. 2009. Tese de graduação — Escola de Engenharia de São Carlos. Universidade de São Paulo, São Carlos. Acesso em: 01/04/2023.

MOURA, P.M.L.S; ESTUDO DA FORÇA DE PRESSÃO PALMAR EM DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS DO DESENVOLVIMENTO HUMANO. 2008. Tese de mestrado — Programa de Pós-Graduação em Ciências de Saúde — Faculdade de Ciência da Saúde, Universidade de Brasília, Brasília. Acesso em: 5/04/2023.

DUTRA, B. G. METODOLOGIA PARA ESTIMAÇÃO DE INTENÇÃO DE MOVIMENTO E CONTROLE EM

TEMPO REAL DE PRÓTESE MIOELÉTRICA DE MÃO: UMA ABORDAGEM LINEAR, PREDITIVA E ESTOCÁSTICA. 16/2018. 122 p. Dissertação (Instituto de Tecnologia) — Universidade Federal do Pará. Acesso em: 07/04/2023.

GALHARDO, C. (2012). TORQUE EM UM EXOESQUELETO ESTIMADO POR SINAIS ELETRONEUROMIOGRÁFICOS. Acesso em 09/04/2023.

ANDRADE, A. d. O. et al. METODOLOGIA PARA CLASSIFICAÇÃO DE SINAIS EMG NO CONTROLE DE MEMBROS ARTIFICIAIS. Universidade Federal de Uberlândia, 2000. Acesso em: 10/04/2023.

ANDRADE, N. A. DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE PARA A UTILIZAÇÃO NO CONTROLE DE PRÓTESES MOTORAS ATIVAS. 2007. Acesso em: 26/04/2023.

COSTA, I. S. P. et al. PRÓTESE ELETRÔNICA FEITA EM IMPRESSORA 3D E CONTROLADA POR SINAIS MIOELÉTRICOS. [2016]. Acesso em: 02/05/2023.

MEXICO: Prentice Hall. Lôbo, P. H. (2014). USO DE REDE NEURAL EM SINAIS MIOELÉTRICOS PARA CONTROLE INTELIGENTE DE PRÓTESE MIOELÉTRICA DE MEMBROS SUPERIORES. Acesso em: 08/05/2023.

CAMARGO, D. R. de. DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO DE UMA PRÓTESE ANTROPOMÓRFICA PARA MEMBROS SUPERIORES. 2008. 186 p. Dissertação (Departamento de Engenharia Elétrica) — Universidade de São Paulo. Acesso em: 12/05/2023.

ARAÚJO, F. M. (Fevereiro de 2007). SISTEMAS DE CONTROLE. Acesso em 13/05/2023.

ARNDT, D. M. (Abril de 2016). FILTRAGEM ANALÓGICA FILTRAGEM ANALÓGICA. Acesso em: 21/05/2023.

RESENDE, A. P. (2011). ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE PARA AVALIAÇÃO DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO FEMININO: REVISÃO DE LITERATURA. São Paulo: Fisioterapia e Pesquisa. Acesso em 06/06/2023.

FLÔR, S. W. A. DECOMPOSIÇÃO DE SINAIS MIOELÉTRICOS SUPERFICIAIS: AVALIAÇÃO NÃO-INVASIVA DE DESORDENS NEUROMUSCULARES. 07/2003. 205 p. Tese (Engenharia Elétrica) — Universidade de São Paulo. Acesso em: 11/06/2023.

STARLING, L. L. ESTUDO SOBRE O USO DE ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE PARA CLASSIFICAÇÃO DE MOVIMENTOS E CONTROLE DE PRÓTESES ROBÓTICAS. 07/2021. 27 p. Monografia (Instituto de Computação) — Universidade Estadual de Campinas. Acesso em: 26/06/2023.

PROENÇA, M. C. PRÓTESE MIOELÉTRICA APLICADA EM MEMBROS SUPERIORES. 2018. Pesquisa de Iniciação Científica — Universidade de Brasília. Acesso em: 04/07/2023.

ALVES JUNIOR, E.; MELLO, G. A. F. de; IMENES, M. P. PRÓTESE MIOELÉTRICA PARA MEMBRO SUPERIOR. 2016. 100 p. Monografia (Engenharia Mecânica) — Universidade São Francisco. Acesso em: 13/07/2023.