

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

RAFAEL FELIPE BARTOSKI DA COSTA

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE MÃO MIOELÉTRICA PARA
ESTUDO DE SINAIS E MOVIMENTOS**

CAMPO MOURÃO

2022

RAFAEL FELIPE BARTOSKI DA COSTA

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE MÃO MIOELÉTRICA PARA
ESTUDO DE SINAIS E MOVIMENTOS**

Development of a myoelectric hand prosthesis to study signs and movements

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

Orientador: Prof. Dr. Lucas Ricken Garcia

CAMPO MOURÃO

2022



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

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

RAFAEL FELIPE BARTOSKI DA COSTA

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE MÃO MIOELÉTRICA PARA
ESTUDO DE SINAIS E MOVIMENTOS**

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

Data de Aprovação: 17 de novembro de 2022

Eduardo Giometti Bertogna

Doutorado em Engenharia Elétrica

Universidade Tecnológica Federa do Paraná

Marcelo Nanni

Doutorado em Engenharia Elétrica

Universidade Tecnológica Federa do Paraná

Lucas Ricken Garcia

Doutorado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

Universidade Tecnológica Federa do Paraná

CAMPO MOURÃO

2022

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, por me dar forças para passar cada obstáculo e me fortalecer para que eu consiga atingir meus objetivos. Agradeço aos meus pais, por me apoiarem sempre, me mostrando sempre os melhores caminhos e me ajudando a seguir em frente mesmo nos períodos difíceis. A minha esposa Ana Slobodjan, entender minhas dificuldades e me apoiar sempre.

Aos professores, agradeço a sabedoria e paciência dos senhores, cada matéria e momento com cada um foi de suma importância para o meu crescimento, e isso não tem valor. Em especial, gostaria de agradecer o Prof. Lucas Ricken, onde nos conhecemos ainda quando ele era aluno da graduação e tive o prazer de ter você como meu orientador de estágio, sempre nos apoiando, cobrando e auxiliando nas etapas da graduação.

Por fim gostaria de agradecer meus companheiros de universidade e amigos, que me proporcionaram momentos especiais e ao apoio um com outro para que juntos conseguíssemos alcançar nossos objetivos.

RESUMO

O presente trabalho consiste no desenvolvimento de uma prótese de mão, destinada a servir de plataforma de estudos para avanços em desenvolvimentos futuros de próteses de mão. O seu desenvolvimento foi pensado devido ao grande número de pessoas que não possui acesso a tecnologias similares, uma vez que os modelos existentes no mercado ainda possuem um alto valor de comercialização. O trabalho desenvolvido servirá de base para avanços na área e, se possível, uma futura redução de custos, popularizando este tipo de tecnologia. A prótese desenvolvida tem como base de funcionamento a leitura de sinais eletromiográficos do indivíduo, possuindo circuitos de aquisição e amplificação do sinal, processamento e movimento da prótese. O circuito de aquisição e amplificação foi projetado a partir de um amplificador de instrumentação, capaz de detectar pequenos sinais, eliminando grande parte dos ruídos captados nele e amplificando o sinal resultante. O circuito de filtragem teve como objetivo selecionar as faixas de frequência de interesse do sinal, eliminando ruídos eletromagnéticos. O processamento do sinal foi emulado utilizando um microcontrolador ATmega2560. Em futuros trabalhos, será possível a criação de algoritmos para interpretação do sinal EMG (eletromiografia) e detecção de padrões para implementação de rotinas de acionamento dos motores e, assim, movimentação dos diferentes elementos da prótese. A prótese de mão, confeccionada em impressora 3D, consistiu em um modelo já difundido na área com pequenas adaptações para incorporação de motores de passos. Em testes de funcionalidade utilizando sinais de EMG simulados, provenientes de bancos de dados reais de EMG, a plataforma de estudos projetada demonstrou adequado potencial para contribuir no desenvolvimento de soluções, para interpretação de sinais EMG e na criação de movimentos similares ao membro original e, assim, a melhoria na qualidade de vida de pacientes.

Palavras-chave: prótese de mão; sinais eletromiográficos; impressão 3D; movimentos dos dedos.

ABSTRACT

The present work consists of the development of a hand prosthesis to serve as a study platform for future developments implementations of hand prostheses. Its development was designed due to the large number of people who do not have access to similar technologies, since the existing models on the market still have a high commercialization value. The work developed will serve as a basis for advances in the area and if possible, a future cost reduction, popularizing this type of technology. The developed prosthesis is based on the reading of electromyographic signals from the individual, using circuits for acquisition and amplification of the signals, processing, and movement of the prosthesis. The acquisition and amplification circuit were designed from an instrumentation amplifier capable of detecting small signals eliminating most of the noise present in it and amplifying the resulting signal. The filtering circuit aimed to select the frequency ranges of interest of the signal eliminating electromagnetic and electrical network noise. The signal processing was exemplified using an ATmega2560 microcontroller in which in future works it will be possible to create algorithms for interpreting the EMG (Electromyography) signal and detecting patterns for the implementation of motor drive routines and thus movement of the different elements of the prosthesis. The hand prosthesis made in a 3D printer consisted of a model already widespread in the area with small adaptations to incorporate stepper motors. In functionality tests using simulated EMG signals obtained from real EMG databases, the designed study platform showed adequate potential to contribute to the development of solutions for interpreting EMG signals and creating movements like the original limb and thus improvement in the quality of life of patients.

Keywords: hand prosthesis; electromyographic signals; 3D printing; finger movements.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Unidade Motora	13
Figura 2 - MUAPS	14
Figura 3 - Sinal EMG e Seu Espectro de Frequência	14
Figura 4 - Tipos de Eletrodos	15
Figura 5 - Amplificador Diferencial	16
Figura 6 - Prótese Mioelétrica	17
Figura 7 - Fabricação Aditiva	18
Figura 8 - (A) Prótese 3D Brunel V2.0 E (B) Adaptação de Motores na Prótese	18
Figura 9 - Fluxograma do Método Utilizado	20
Figura 10 - Fluxograma de Desenvolvimento do Simulador EMG	21
Figura 11 - Amplificador de Instrumentação INA128	22
Figura 12 - Esquemático do Filtro Notch, Criado e Adaptado do Software Filterpro	23
Figura 13 - Esquemático Filtro Passa-Baixa, Criado e Adaptado do Software Filterpro	24
Figura 14 - Esquemático Filtro Passa-Alta, Criado e Adaptado do Software Filterpro	25
Figura 15 - Gráficos Correspondente a Resposta dos Filtros, Criado e Adaptado do Software Filterpro	25
Figura 16 - Topologia Passo Completo	27
Figura 17 - Sinais de EMG , Criado e Adaptado do Software Matlab	28
Figura 18 - Simulador EMG	28
Figura 19 - Sinal EMG Via Saída do Simulador	29
Figura 20 - Placa de Circuito Impresso	30
Figura 21 - A) Placa de Desenvolvimento Arduino B) Bateria de Lítio	30
Figura 22 - Sinal EMG na Entrada do Arduino Mega	31
Figura 23 - Protótipo da Mão Antropomórfica	32
Figura 24 - Movimentos com Protótipo da Prótese de Mão	33
Figura 25 - Conjunto Completo do Protótipo	33
Figura 26 - Esquemático dos filtros e drivers	41
Figura 27 - PCB Layout	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características do Filtro Nocth, Criado e Adaptado do Software Filterpro	23
Tabela 2 - Características do Filtro Passa-Baixa, Criado e Adaptado do Software Filterpro	24
Tabela 3 - Características do Filtro Passa-Alta, Criado e Adaptado do Software Filterpro	24

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Três dimensões
ADC	Conversor analógico-digital
Ag-AgCl	Cloreto de prata
CAD	Desenho auxiliado por computador
CMRR	Taxa de rejeição em modo comum
DA	Conversor digital-analógico
DC	Corrente contínua
EMG	Eletromiografia
FDM	Modelagem por fusão ou deposição
Hz	Hertz
I2C	Circuito inter-integrado
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IDE	Ambiente de desenvolvimento integrado
MUAP	Potencial de ação da unidade motora
MUAPT	Trem de potencial de ação da unidade motora
mV	Milivolt
PCI	Placa de circuito impresso
rms	Potência média quadrática
sEMG	Eletromiografia de superfície
SME	Sinal Mioelétrico
SUS	Sistema Único de Saúde
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
1.1	OBJETIVOS	11
1.1.1	Objetivo geral	11
1.1.2	Objetivo específico	11
1.2	JUSTIFICATIVA	12
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
3	METODOLOGIA	20
3.1	AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO	22
3.2	FILTRO NOTCH	22
3.3	FILTRO PASSA-BAIXA	23
3.4	FILTRO PASSA-ALTA	24
3.5	ACIONAMENTO DOS MOTORES	26
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	28
5	CONCLUSÃO	34
	REFERÊNCIAS	36
	APÊNDICE A – Esquemático dos filtros e circuito de acionamento dos motores	40
	APÊNDICE B – PCB layout	42

1 INTRODUÇÃO

É possível observar um grande avanço no desenvolvimento de próteses nos últimos anos, segundo Andrade (2007), a evolução da eletrônica e o sucesso da mecatrônica na área de reabilitação possibilita aplicar novos conhecimentos para auxiliar pessoas com desabilidade física com o intuito de melhorar a qualidade de vida e inserção no mercado de trabalho.

O número de pessoas com deficiências relacionadas à perda de algum membro vem aumentando consideravelmente e se tornando uma preocupação mundial, pois isso é um fator limitante para vida de qualquer ser humano (CAMARGO, 2008). A utilização de equipamentos para substituição de membro é denominada *Prótese* (CUNHA, 1999).

Dentre as diferentes próteses que podem ser desenvolvidas, a mão mioelétrica vem se destacando, sendo capaz de realizar a aquisição de sinais elétricos dos músculos de indivíduos com membros amputados. Estes sinais adquiridos são então relacionados a contrações intencionais do indivíduo com realização de movimentos coordenados da prótese (PAUTZ *et al.*, 2019).

Neste contexto, a eletromiografia consiste na leitura de estímulos elétricos provenientes das células musculares, possibilitando a análise da atividade muscular em uma determinada região muscular (COSTA *et al.*, [2016]). A técnica mais comum é a aquisição destes sinais posicionando eletrodos na superfície da pele do paciente, sendo chamada também de eletromiografia de superfície (sEMG). O sinal elétrico, portanto, é formado pelo somatório de todos os sinais detectados em uma certa região em contato com a pele da pessoa (FAVIERO, 2009). No caso de uma mão eletromiográfica, há soluções que empregam o monitoramento de agrupamentos musculares no braço (BARROS *et al.*, 2005) e outras que utilizam sinais de sEMG do antebraço (POTIN, 2018),

Já em termos de desenvolvimento da estrutura mecânica, a impressão 3D se mostra muito importante no avanço do desenvolvimento de próteses, pois está inserida em um conceito de prototipação rápida, onde se torna prático e relativamente rápido a prototipação, isso pode fazer com que os custos de desenvolvimento caiam consideravelmente e se tornem mais acessíveis às pessoas. Segundo Alves, Emmel e Matsukura (2012) é notório a popularização da impressora 3D, sua característica de

extrema customização leva à melhor adaptação à órteses e próteses e assim à melhoria de bem-estar, qualidade de vida e reabilitação.

Observa-se, portanto, que estas duas tecnologias podem ser coautoras no desenvolvimento de novas próteses de mão, com potencial de redução de custos e a realização de movimentos coordenados cada mais realísticos. Desta forma, como forma de contribuição para o avanço significativo no setor se próteses de mão se faz necessário o aumento de pesquisa na área e a aplicação de novos conceitos e ferramentas, com o intuito de melhoramento de desempenho das próteses e a diminuição dos valores dos produtos comercializados, a fim de criar uma popularização entre pessoas com deficiência de membros superiores e o melhoramento de sua qualidade de vida.

1.1 Objetivos

Nessa seção serão apresentados os objetivos gerais e específicos do trabalho.

1.1.1 Objetivo geral

O objetivo do trabalho foi desenvolver um sistema de simulação de sinais EMG, aquisição de sinais eletromiográficos, condicionamento e processamento dos sinais e criação de movimentos em tempo real com a prótese desenvolvida. Com o intuito de servir de plataforma de estudos para avanços em desenvolvimentos futuros de próteses de mão.

1.1.2 Objetivo específico

Nos itens a seguir são apresentados os principais objetivos específicos:

- Projetar circuito de aquisição de dados de EMG com ao menos dois canais, condicionando estes sinais e disponibilizando para uma plataforma digital;
- Desenvolver uma solução para a simulação de sinais de EMG e aplicá-lo nos testes de funcionalidade do dispositivo desenvolvido;

- Projetar circuito de acionamento dos motores de passo, bem como integrar esta solução junto ao circuito de aquisição de dados e processamento;
- Confecção de prótese de mão utilizando impressão 3D, adaptando modelos já difundidos na área para a anexação de pequenos motores de passo;
- Realizar testes de funcionalidade, verificando a viabilidade de aplicação deste conjunto eletromecânico para futuros estudos e desenvolvimento de software na área de mãos mioelétricas.

1.2 Justificativa

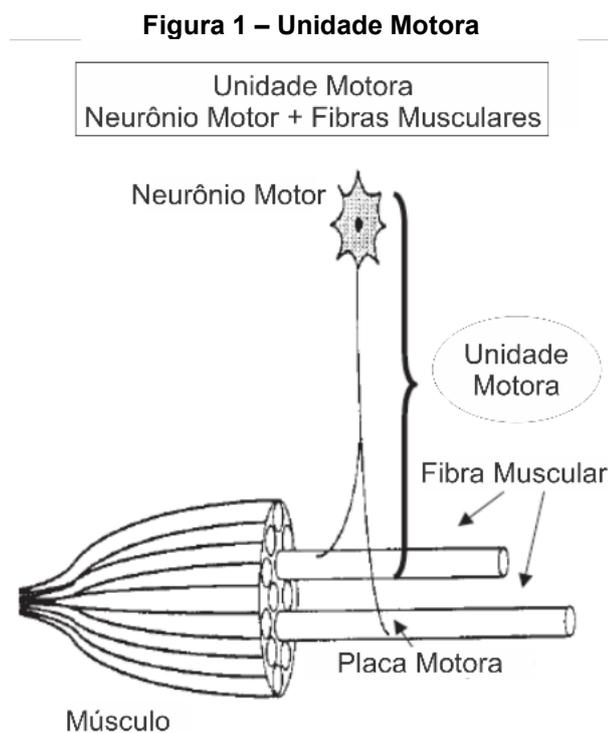
Dados do IBGE (instituto brasileiro de geografia e estatística), o Censo 2010 aponta que aproximadamente 6,95% dos brasileiros possuem deficiência motora, onde 5,32 deste montante possuem falta de membro ou parte deste. Este é um dado desatualizado já, mas espera-se obter um melhor panorama com a aplicação do Censo 2022. Na mesma época do Censo 2010, em 2011, segundo o Ministério da Saúde foram realizadas cerca de 50 mil amputações pelo SUS, no qual aproximadamente 6% se referem a membros superiores. Um dado crítico e que pode impactar severamente a qualidade de vida destes indivíduos, uma vez que a mão é uma das partes mais importantes do corpo humano, sendo responsável pela maioria das atividades diárias do homem (CHAO, 1989).

Próteses mioelétricas de membros superiores se destacam atualmente devido à complexibilidade e dificuldade na replicação de movimentos (PAUTZ *et al.*, 2019). Menos de 3% dos deficientes físicos brasileiros têm acesso a tecnologias que substituem membros amputados (COLLUCCI, 2004). Apesar do avanço considerável de próteses de mão, o alto custo desses equipamentos ainda impedem sua popularização.

O projeto surge como uma forma de contribuir no avanço do desenvolvimento de próteses de mão, a fim de redução de custos do produto como também melhorar seu desempenho, tornando um produto mais acessível às pessoas e trazendo mais qualidade de vida e inserção no meio social e profissional.

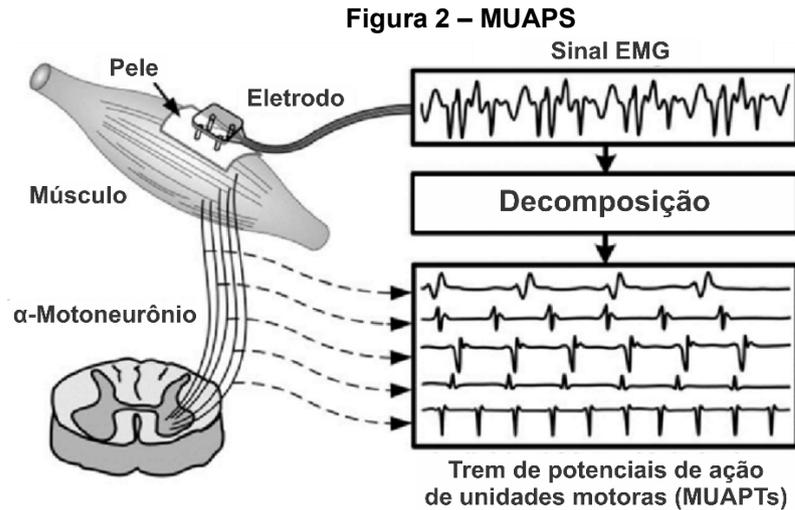
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O neurônio motor tem por função direcionar os impulsos elétricos até as fibras musculares, fazendo a conexão entre o sistema nervoso e o músculo esquelético (MERLETTI; PARKER, 2004). O conjunto formado por todas as fibras musculares interligadas ao neurônio motor é denominada unidade motora. Segundo Ortolan *et al.* (2000) o somatório dos potenciais de ação de todas as fibras de uma unidade motora é denominado potencial de ação, também chamado de MUAP (*Potencial de Ação da Unidade Motora*). A Figura 01 ilustra a unidade motora.



Fonte: Adaptado de Merletti e Parker (2004, p. 3).

O processo de contração muscular ocorre devido a múltiplas MUAPs, também chamado de trem de potencial de ação da unidade motora ou MUAPT (*Trem de Potencial de Ação da Unidade Motora*). Os MUAPT ao percorrerem a fibra muscular geram um campo eletromagnético nas redondezas da fibra. A aplicação de um eletrodo próximo a este campo permite a detecção do potencial elétrico referente à contração muscular (Figura 02), e isso é chamado de sinal eletromiográfico (ORTOLAN *et al.*, 2000).

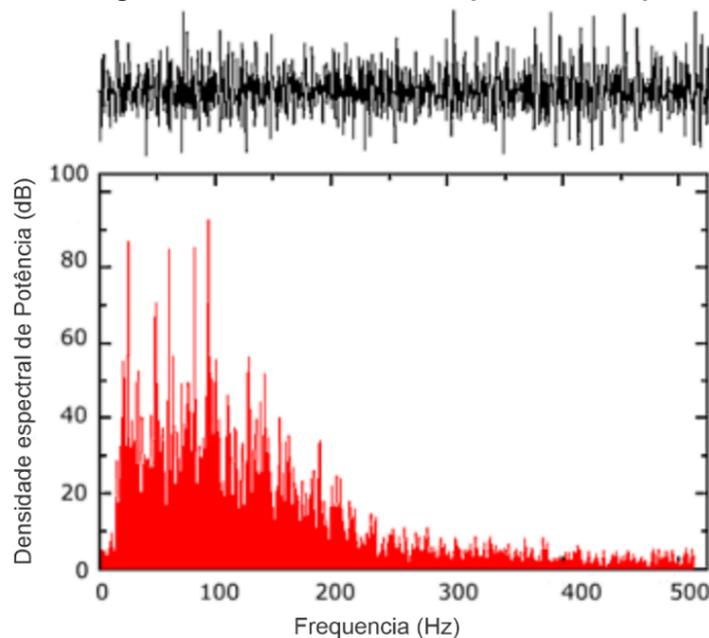


Fonte: Junior *et al.* (2013, p. 2).

O sinal eletromiográfico é uma representação da ativação neuromuscular associada a uma contração muscular (LUCA, 1997). Ainda segundo Silva (2016), o sinal eletromiográfico corresponde ao somatório dos potenciais de ação das fibras musculares, que são captados na superfície do corpo, variando o sinal conforme posicionamento dos eletrodos, e tipo de esforço e movimento realizado pelo indivíduo.

O sinal de EMG pode variar de 0 mV a 6 mV (pico a pico) ou 0 mV a 1,5 mV (rms). Sua faixa de representação está associada de 0 Hz a 500 Hz, conforme Figura 03, sendo a parcela mais representativa de 50 Hz a 150 Hz (LUCA, 1997).

Figura 3 – Sinal EMG e seu espectro de frequência



Fonte: Adaptado de Shaw e Bagha (2012, p. 2).

A captação do sinal eletromiográfico é tipicamente realizado por um ou dois eletrodos, sendo essas configurações denominadas como monopolar ou bipolar, onde se caracteriza superfície de detecção a parte que tem contato direto com o tecido (NAKASHIMA, 2003).

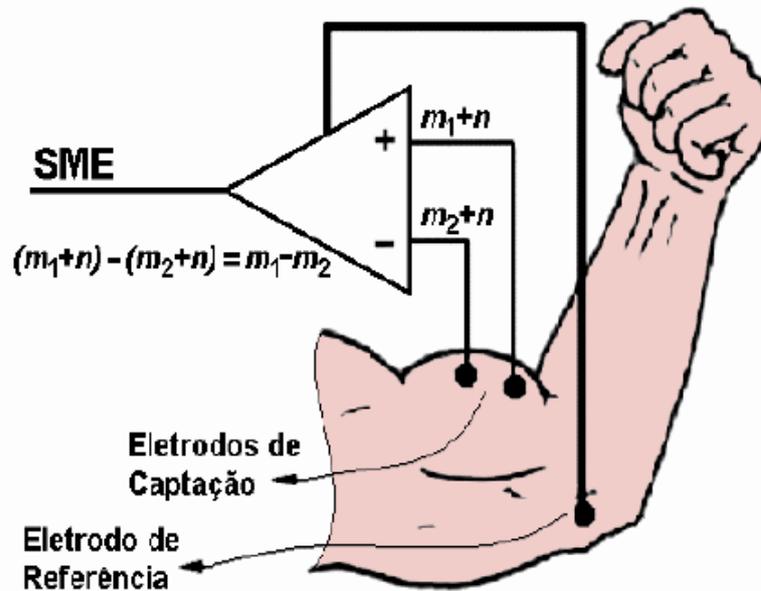
Os eletrodos podem ser do tipo invasivo ou não-invasivos, representados na Figura 04. Os eletrodos invasivos (de fio ou agulha) são capazes de detectar maiores amplitudes no espectro de frequência (OLSON, 1998), no entanto eles apresentam alguns pontos de atenção como, a necessidade de excelente esterilização, o risco de quebra dentro do músculo e principalmente o desconforto do paciente (BASMAJIAN; LUCA, 1985). Já o eletrodo não-invasivo (ou de superfície), consiste em um disco de Ag-AgCl (prata-cloreto de prata), que pode ser posicionado acima da pele, normalmente utilizando gel condutivo para minimizar a impedância de contato (BASMAJIAN; LUCA, 1985).



Fonte: Autoria própria (2022).

Por serem sinais com amplitudes muitas baixas, é fundamental prover uma maneira de amplificação e filtragem dos ruídos. Segundo Andrade (2007) é utilizado para captação dos sinais eletromiográficos, o amplificador diferencial, pois os ruídos induzidos em suas duas entradas são subtraídos, portando minimizados na saída do amplificador. Para um melhor desempenho do amplificador diferencial é necessário ele possuir alta impedância de entrada e alta rejeição em modo comum (CMRR - *Relação de Rejeição em Modo Comum*). Neste caso, é comum a utilização de amplificadores de instrumentação, que utilizam dois ou três amplificadores operacionais em arranjos para aumentar a CMRR do amplificador. A Figura 05 representa o funcionamento do amplificador diferencial e sua aplicação em agrupamento muscular no braço.

Figura 5 – Amplificador diferencial



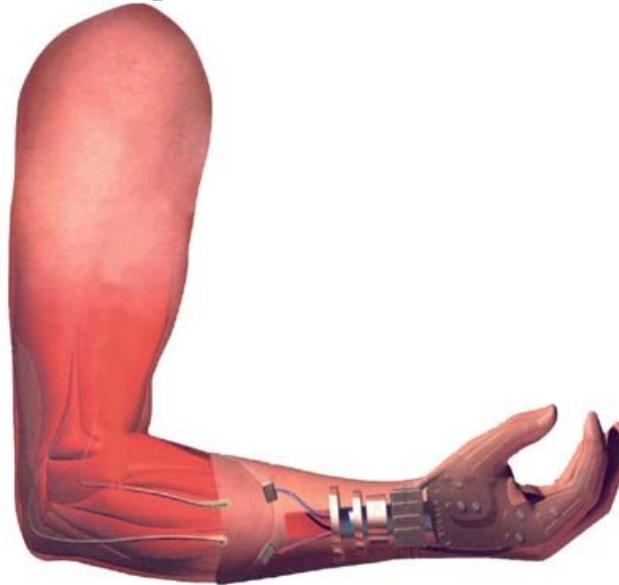
Fonte: Cunha (1999, p. 16).

Após a captação do sinal eletromiográfico, o sinal deve passar por alguns tratamentos analógicos, visando melhorar sua qualidade e adequação para ser posteriormente processado, sendo eles o processo de amplificação e filtragem. O processo de amplificação ocorre juntamente ao amplificador diferencial, já o processo de filtragem é dividido em 3 etapas, sendo elas: Filtro Notch, utilizado para filtrar ruídos provenientes da rede elétrica, filtro Passa-Baixa, utilizado para filtrar ruídos de alta frequência e evitar *aliasing* do sinal, e filtro Passa-Alta, para retirar a componente DC do sinal e ruídos provenientes dos cabos dos eletrodos (CUNHA, 1999).

A interpretação do sinal EMG é fundamental para o controle de próteses artificiais, podendo determinar tipo de movimentos que o usuário deseja proceder. Com o monitoramento dos sinais EMG, detectando o início e fim da atividade elétrica, é possível associar o sinal a um determinado grupo muscular e com isso relacionar este a um determinado movimento, sendo necessário a implementação de sistemas e métodos para essa tarefa, onde vários autores têm utilizado técnicas diferentes para o reconhecimento do sinal EMG (BARROS et al., 2005).

Embora os músculos responsáveis por fazer o controle de uma função específica possam estar danificados ou não estar presentes, os nervos periféricos que possuem o neurônio motor para tais músculos podem estar acessíveis na parte remanescente do membro, possibilitando a coleta e processamento dos sinais, assim podendo fazer o controle da prótese (LUCA, 1997), conforme a Figura 06.

Figura 6 – Prótese mioelétrica

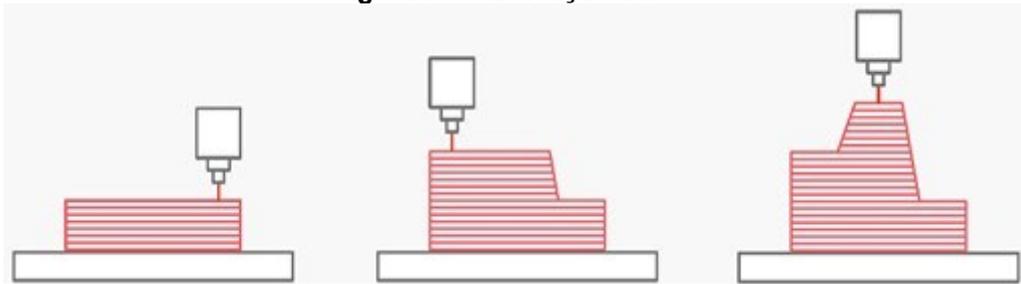


Fonte: Andrade *et al.* (2000, p. 12).

O controle da prótese pode ser realizado de maneiras distintas, uma delas e relacionando o número de contrações musculares a um determinado movimento, outra forma de controle é aplicando múltiplos pontos de captação e assim relacionando os músculos contraídos a um determinado movimento. Pode-se também fazer o controle mediante sinal EMG, relacionando padrões com movimentos (ANDRADE, 2007).

A impressão 3D vem sendo amplamente utilizada no desenvolvimento de próteses, é uma forma de prototipação rápida, que consiste em uma tecnologia onde um modelo tridimensional é criado por sucessivas camadas de material, conforme a Figura 07, e esse tipo de processo é chamado de fabricação aditiva (POTIM, 2018). Segundo Amaral *et al.* (2017) a impressão 3D vem sendo muito utilizada na Tecnologia Assistiva, sendo possível criar adaptações personalizadas com medidas exatas. Uma grande vantagem dessa tecnologia é o menor custo do produto em relação às adaptações já existentes no mercado.

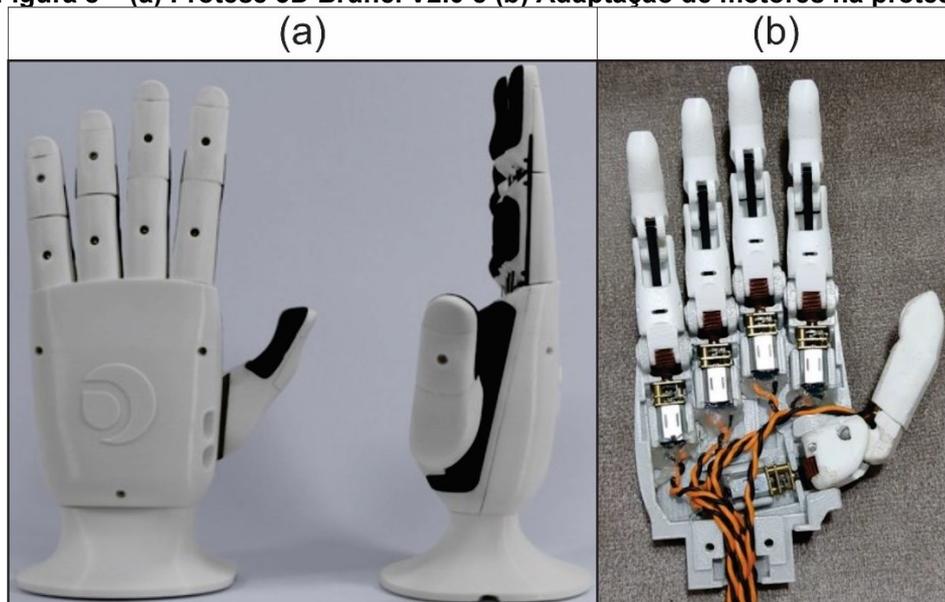
Figura 7 – Fabricação aditiva



Fonte: Toffoli (2018, p. 12).

Para que seja possível a impressão 3D, se faz necessário um modelo tridimensional objeto, desenvolvido em software conhecido como CAD (*Desenho Auxiliado por Computador*) (EVANS, 2012). O objeto é processado por um *software* de fatiamento 3D, que interpreta o modelo 3D e exporta em formato que a impressora 3D consegue interpretar. Posteriormente fazer a fabricação do objeto (TOFFOLI, 2018). A Figura 08 (a) representa uma prótese de mão fabricada utilizando impressão 3D.

Figura 8 – (a) Prótese 3D Brunel V2.0 e (b) Adaptação de motores na prótese



Fonte: (a) Openbionics (2016, p. 1) e (b) Potim (2018, p. 60).

Além da prótese 3D se faz necessário a utilização de atuadores como forma de realização de movimentos. Segundo Garrido (2008) a tecnologia de controle e atuadores são de fácil acesso e estão em um estado satisfatório para o uso em próteses, sendo eficientes e silenciosas. A Figura 08(b) representa uma prótese 3D com adaptações de motores.

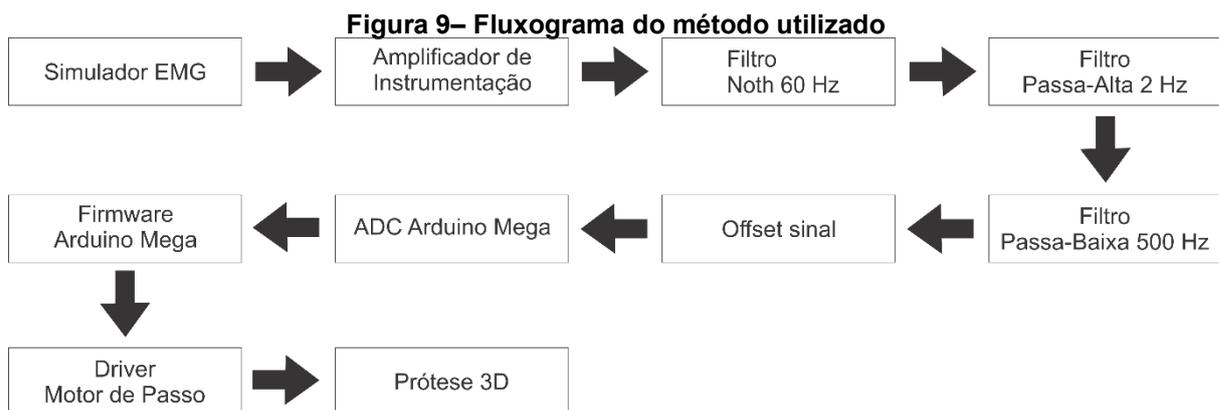
O motor de passo é um atuador amplamente usado nos mais variados setores, seu funcionamento básico é dado pelo uso de solenoides alinhados em pares que quando energizados atraem o rotor, fazendo com que ele se alinhe com o eixo determinado pelos solenoides, causando assim uma pequena variação de ângulo que é chamada de passo. Sua velocidade e o sentido do movimento são determinados pela forma como cada solenoide é acionado (BRITES; SANTOS, 2008).

3 METODOLOGIA

Para o desenvolvimento do presente trabalho foram necessárias pesquisas em artigos científicos que relataram (i) características de sinais de EMG, (ii) circuitos para condicionamento do sinal, (iii) processamento do sinal, (iv) desenvolvimento de prótese 3D, (v) acionamento de motores de passo e (vi) movimento de prótese.

A Figura 09 apresenta a visão geral do dispositivo desenvolvido. O primeiro bloco corresponde a um simulador de biopotenciais implementado para disponibilizar um sinal conhecido, com amplitudes próximas ao real (aproximadamente 10 mV) e com ou sem a presença de ruídos.

Posteriormente, corresponde ao condicionamento do sinal EMG, construído por captação utilizando o amplificador de instrumentação e filtros analógicos ativos com o intuito de limitar as frequências presentes no sinal a um *range* de 2 Hz até 500 Hz, filtrando frequências parasitas de 60 Hz. Logo em seguida, o Arduino é responsável pelo processamento do sinal e ativação dos motores.

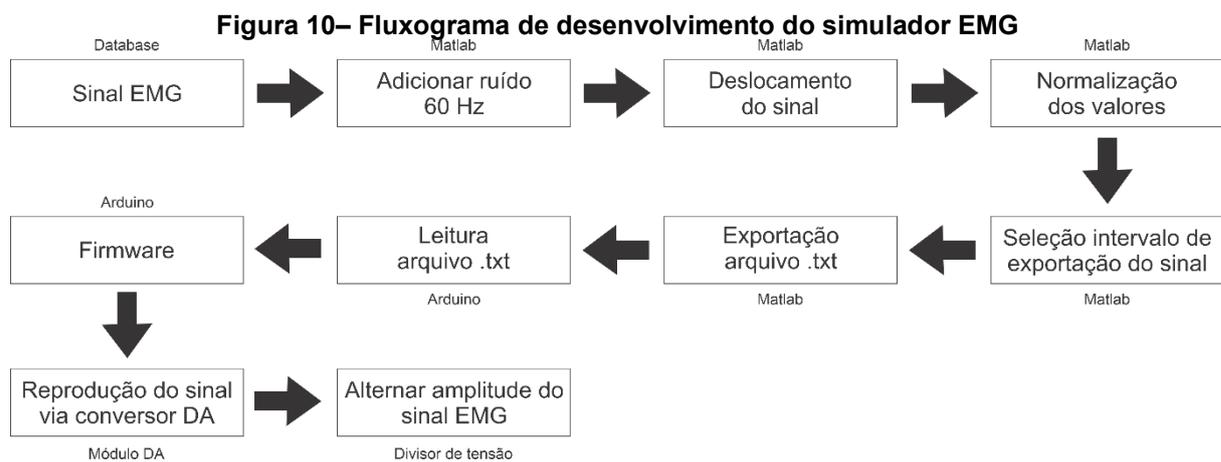


Fonte: Autoria própria (2022).

Os sinais EMG utilizados neste trabalho são provenientes de um *database* (CENE *et al.*, 2019). Foram importados via software MATLAB®. A primeira etapa do desenvolvimento do simulador, via MATLAB®, foi a criação de uma onda senoidal com frequência de 60 Hz e amplitude de 0,05 V, que foi adicionado ao sinal EMG para simular a presença de ruído proveniente da rede elétrica. Como um sinal EMG possui componentes negativas foi necessário a utilização de um somador, inserindo um nível *offset* para que todos os componentes sejam positivos, isso devido à limitação que o circuito DA (conversor digital-analógico) MCP4725 possui.

Como o sinal original era muito extenso optou-se por definir um intervalo deste sinal para aplicar no simulador, devido à limitação de memória do simulador também se optou em alterar a frequência de amostragem do sinal EMG de 2 kHz para 1kHz, assim diminuindo o número total de pontos, mas ainda assim respeitando a taxa de Nyquist. Por fim foram convertidos os valores em ponto flutuante para números inteiros, conforme aceitação do conversor DA de 12 bits, e exportado esse sinal resultante em uma extensão .txt.

Utilizando um Arduino Pro Mini e a plataforma Arduino IDE, foi desenvolvido um código que basicamente faz a leitura do sinal EMG exportando do MATLAB®, e o reproduz fazendo a transferência via comunicação I2C a um conversor digital-analógico (DA), posteriormente é adicionado um divisor de tensão utilizando um resistor de 1 kΩ e outro de 620 kΩ, de forma a transformar o sinal de saída em um sinal muito pequeno com amplitude máxima na faixa de 6 mV, reproduzindo a amplitude real de um sinal EMG. Esta solução teve como base trabalhos orientados pelo Prof. Eduardo Bertogna, tal como Borges (2018). A Figura 10 representa as etapas mencionadas acima, representando de forma modular o desenvolvimento do simulador EMG.



Fonte: Autoria própria (2022).

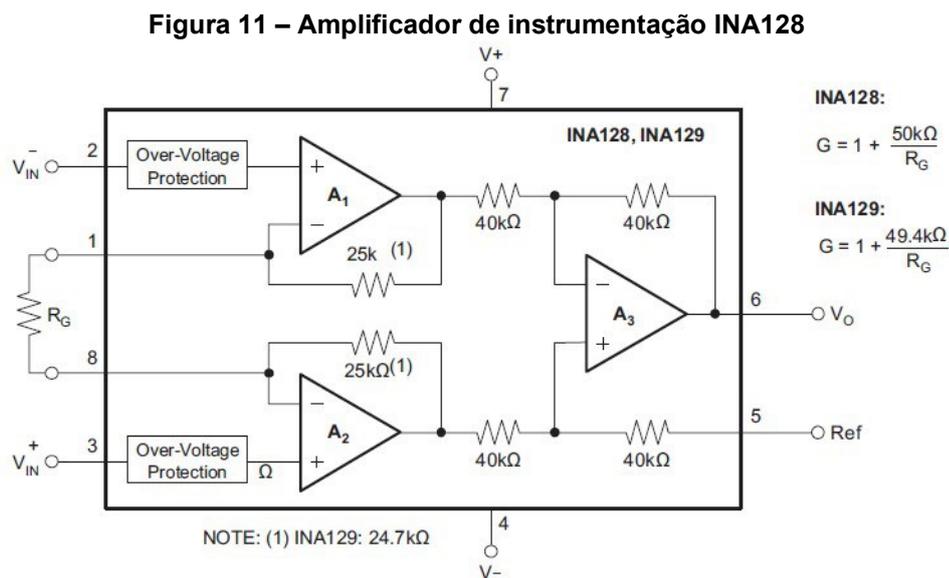
Foi desenvolvido no decorrer do trabalho uma PCI com a função de ler os sinais EMG e condicionar os sinais para a entrada em um sistema digital baseado em microcontroladores, sendo utilizado no trabalho o Arduino Mega. Para leitura dos sinais foi necessário projetar (i) uma etapa de captação com um amplificador de instrumentação, (ii) etapas de filtragem a partir da implementação de filtros Notch,

Passa-Baixa, Passa-Alta e (iii) o projeto de um circuito amplificador somador para inserção de um *offset*.

3.1 Amplificador de instrumentação

Figura 11 representa um amplificador de instrumentação INA128, onde ele consiste em uma topologia de circuito de diferenciação. Algumas das principais características desse tipo de componente é que eles possuem alta impedância de entrada, alto ganho e alta taxa de rejeição em modo comum (CMRR), características essenciais para a captação de sinais biológicos. Segue abaixo a equação 1, que define o ganho do amplificador, sendo neste projeto utilizado um resistor R_G de 100Ω para configurar o ganho o amplificador para aproximadamente 500.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (1)$$



Fonte: Instruments (1995, p. 1).

3.2 Filtro Notch

Se faz necessário projetar alguns filtros para fazer o condicionamento do sinal EMG, sendo um deles o Filtro Notch, que consiste em um filtro com topologia rejeita-faixa, fazendo a exclusão de componentes de frequência 60 Hz dos sinais EMG.

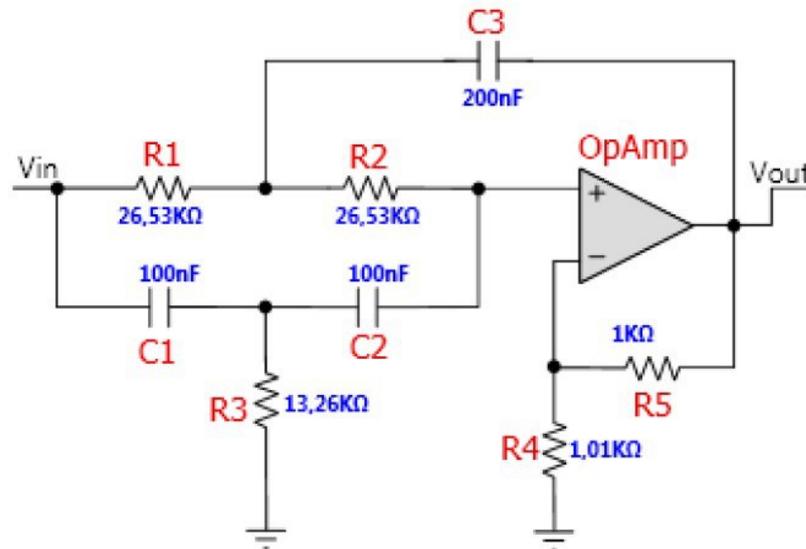
Os filtros foram projetados utilizando o auxílio do software *Filter Pro*, primeiramente foi projetado o Filtro Notch. Neste foi utilizado as configurações presentes na Tabela 01, e representado o circuito resultante conforme a Figura 12.

Tabela 1 – Características do filtro Nocth, criado e adaptado do software FilterPro

Estágio do Filtro	1
Ganho da banda passante	1,992
Frequência central	60 Hz
Fator de Qualidade	60
Banda passante	1 Hz
Resposta do Filtro	Butterworth
Topologia do Circuito	Sallen-key

Fonte: Autoria própria (2022).

Figura 12 – Esquemático do filtro Notch, criado e adaptado do software FilterPro



Fonte: Autoria própria (2022).

3.3 Filtro Passa-Baixa

O sinal de EMG é composto por frequências de até 500 Hz, visto isso é necessário projetar filtros Passa-Baixa para fazer a exclusão de componentes com frequência acima deste valor, pois acima desse valor são considerados ruídos.

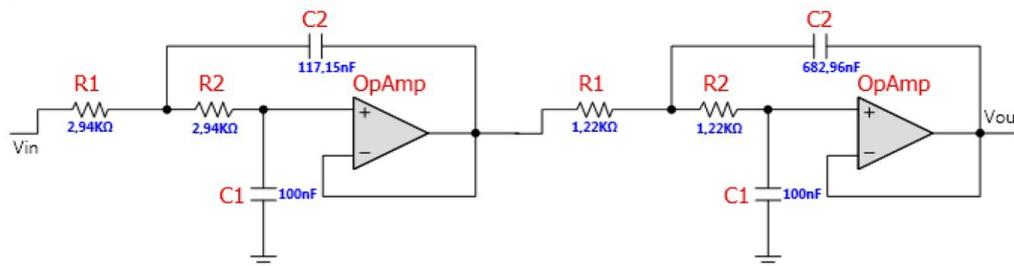
Após o Filtro Notch foi projetado um filtro Passa-Baixa, esse possui dois estágios para um melhor desempenho e suas características estão presentes na Tabela 02.

Tabela 2 – Características do filtro Passa-Baixa, criado e adaptado do software FilterPro

Estágio do Filtro	1	2
Ganho da banda passante	1	1
Frequência central	500 Hz	500 Hz
Fator de Qualidade	0,54	1,31
Resposta do Filtro	Butterworth	Butterworth
Topologia do Circuito	Sallen-key	Sallen-key

Fonte: Autoria própria (2022).

Na Figura 13 podemos observar a configuração do filtro e os componentes utilizados.

Figura 13 - Esquemático filtro Passa-Baixa, criado e adaptado do software FilterPro

Fonte: Autoria própria (2022).

3.4 Filtro Passa-Alta

Outro filtro que se faz necessário projetar é o filtro Passa-Alta, esse consiste em filtrar as frequências menores que 2 Hz, essas frequências são referentes aos cabos dos dispositivos, eletrodos e movimentos no processo de aquisição de sinais EMG. A Figura 14 apresenta o circuito desenvolvido e a Tabela 03 suas especificações.

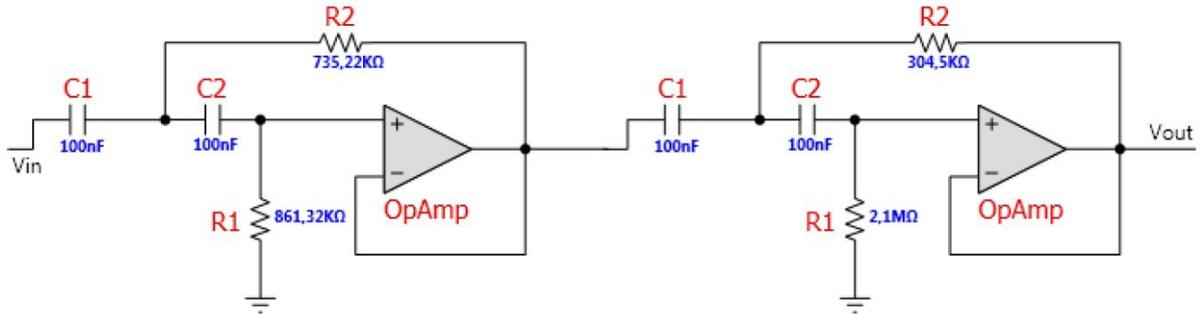
Tabela 3 – Características do filtro Passa-Alta, criado e adaptado do software FilterPro

Estágio do Filtro	1	2
Ganho da banda passante	1	1
Frequência central	2 Hz	2 Hz
Fator de Qualidade	0,54	1,31

Resposta do Filtro	Butterworth	Butterworth
Topologia do Circuito	Sallen-key	Sallen-key

Fonte: Autoria própria (2022).

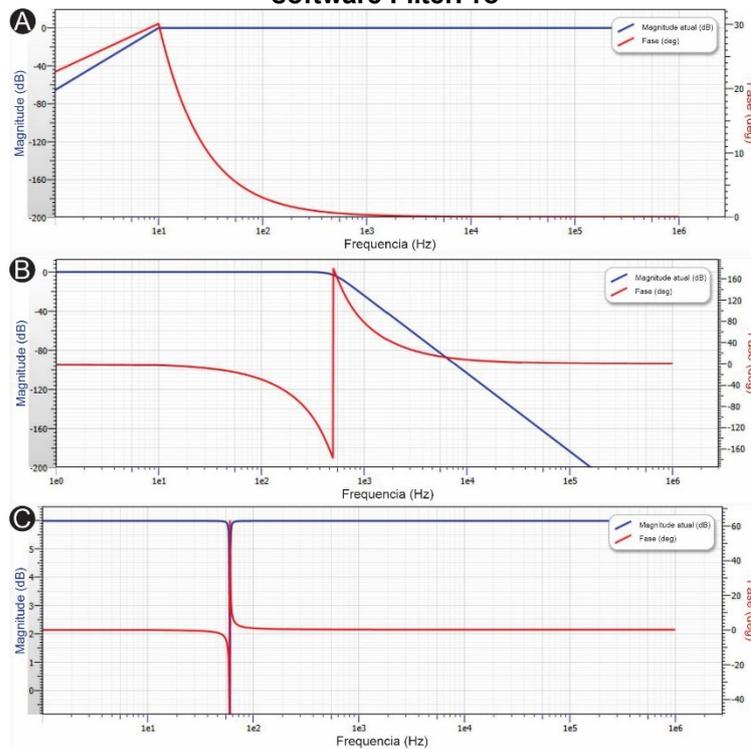
Figura 14 - Esquemático filtro Passa-Alta, criado e adaptado do software FilterPro



Fonte: Autoria própria (2022).

Para melhor entendimento sobre os filtros mencionados anteriormente, na Figura 15 pode-se observar os gráficos de magnitude e fase representando o funcionamento de cada filtro, sendo o A representando o filtro Passa-Alta, B representando o filtro Passa-Baixa e C representando o filtro Notch.

Figura 15 – Gráficos correspondente a resposta dos filtros, criado e adaptado do software FilterPro



Fonte: Autoria própria (2022).

Os sinais biológicos possuem componentes negativos, e como os conversores analógico-digital (ADC) não processam sinais negativos é necessário utilizar um circuito *offset* para que todos os componentes do sinal EMG sejam positivos e possam ser processados.

3.5 Acionamento dos Motores

Com os dados mencionados acima foi desenvolvido uma placa de circuito impresso, nesta placa contém a aquisição do sinal de EMG, os filtros analógicos, o circuito *offset* e os *drivers* para os motores.

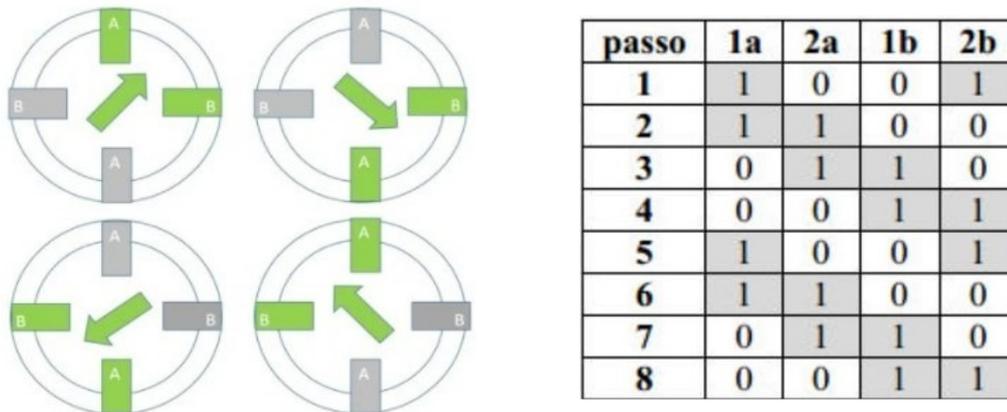
Com o sinal de EMG condicionado e eliminando grande quantidade dos ruídos presentes nesta, é possível fazer a digitalização deste sinal através de um conversor analógico-digital (ADC), este já se encontra na placa Arduino Mega.

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.

Para realizar o movimento dos motores é necessário fazer o controle digital de quatro pinos para cada motor, sendo cada dois pinos referente a cada bobina do motor, sendo assim é possível fazer o acionamento e velocidade dos motores fazendo associações de acionamentos sequenciais e alterando a frequência desses acionamentos.

Os acionamentos desenvolvidos no Arduino Mega são direcionados a um componente chamado de *driver*, e este consiste em fornecer potência ao motor e ser acionado conforme a lógica do Arduino. O *driver* utilizado é o L298N, pois atende as características elétricas dos motores. A topologia de acionamento utilizada é a de passo completo, com o acionamento consecutivo de dois terminais, isso foi necessário para ser possível utilização máxima do torque dos motores, porém um ponto negativo é o elevado consumo de corrente. A Figura 16 representa a topologia de acionamento.

Figura 16 – Topologia passo completo



Fonte: Autoria própria (2022).

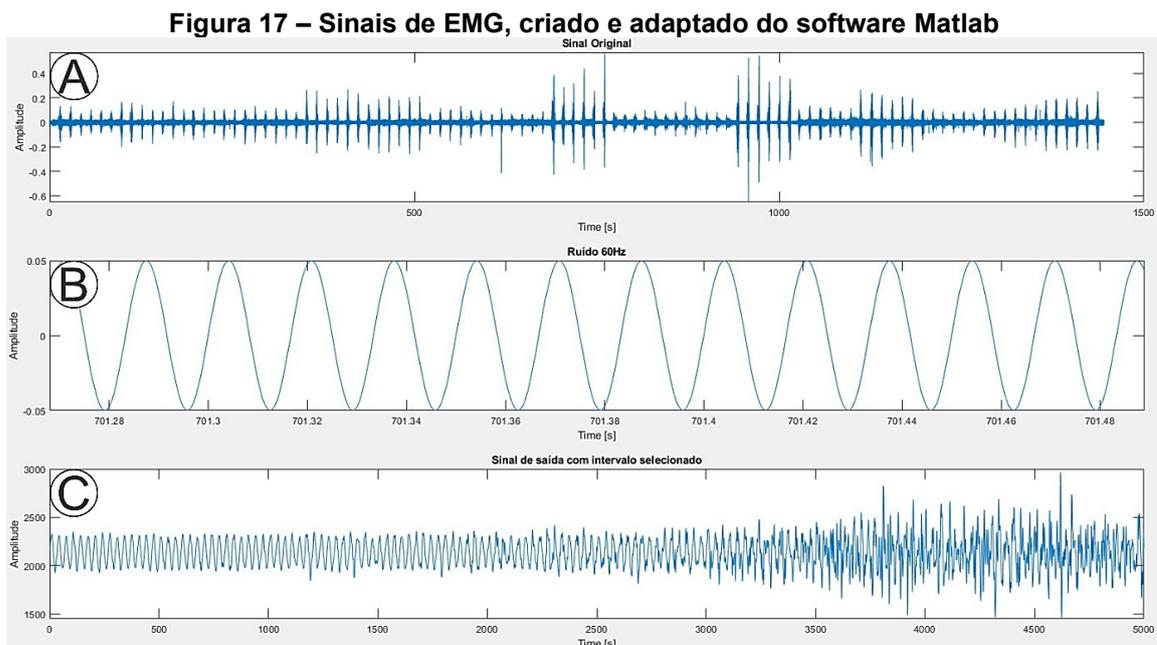
Os movimentos das próteses 3D foram feitos através da utilização de motores de passo adaptados no modelo impresso 3D, sendo para cada dedo um motor dedicado. Para um melhor desempenho da prótese foram utilizados motores de passo com mecanismo de redução em sua construção, assim garantindo mais torque para os movimentos. Seu funcionamento ocorre através do algoritmo de acionamento mencionado acima.

Para a criação da prótese 3D foi utilizado a impressora 3D para criação de um modelo de mão humana onde foi possível fazer adaptações para replicação dos movimentos com os sinais de EMG. Utilizando um modelo de mão 3D disponibilizado de forma livre, modelo *Ada Robotic Hand* (BIONICS, 2016), foi realizada a impressão do modelo em uma Impressora FDM, modelo Anet A8, com filamento de impressão PLA preto. A grande vantagem da utilização deste recurso é a grande precisão e facilidade de impressão, sendo de grande auxílio no processo de prototipação e pesquisas.

Algumas modificações no modelo foram necessárias depois de realizada a impressão, uma das modificações foi a implantação de alguns componentes de articulação entre os dedos, possibilitando os movimentos. Outra adaptação foi o acoplamento dos motores de passo no interior do modelo 3D. Após este procedimento, foram adicionados fios de Nylon entre a ponta dos dedos e os motores de passo, isso possibilitou a tração dos dedos pelos motores, sendo possível fazer o movimento destes. Por fim foram adicionados fios de borracha entre as articulações dos dedos, no sentido contrário aos fios de Nylon, isso possibilitou os dedos voltarem a posição de início quando os motores de passo faziam os movimentos inversos.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

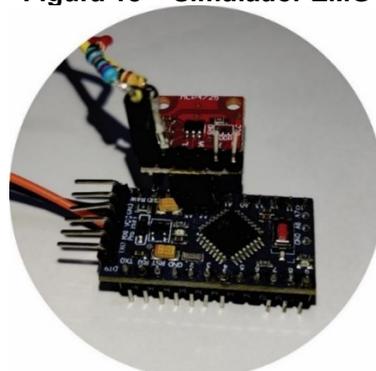
Esse capítulo tem por objetivo demonstrar os resultados obtidos no desenvolvimento do projeto. O primeiro aspecto a ser observado foi a geração do sinal simulado. Na Figura 17 se observa os estágios do sinal de EMG no software MATLAB®. A) Em é possível observa o sinal real coletado do banco de dados (CENE, 2019). B) Apresenta o ruído de 60 Hz. C) o sinal EMG utilizado no simulador EMG com todas as tratativas necessárias.



Fonte: Autoria própria (2022).

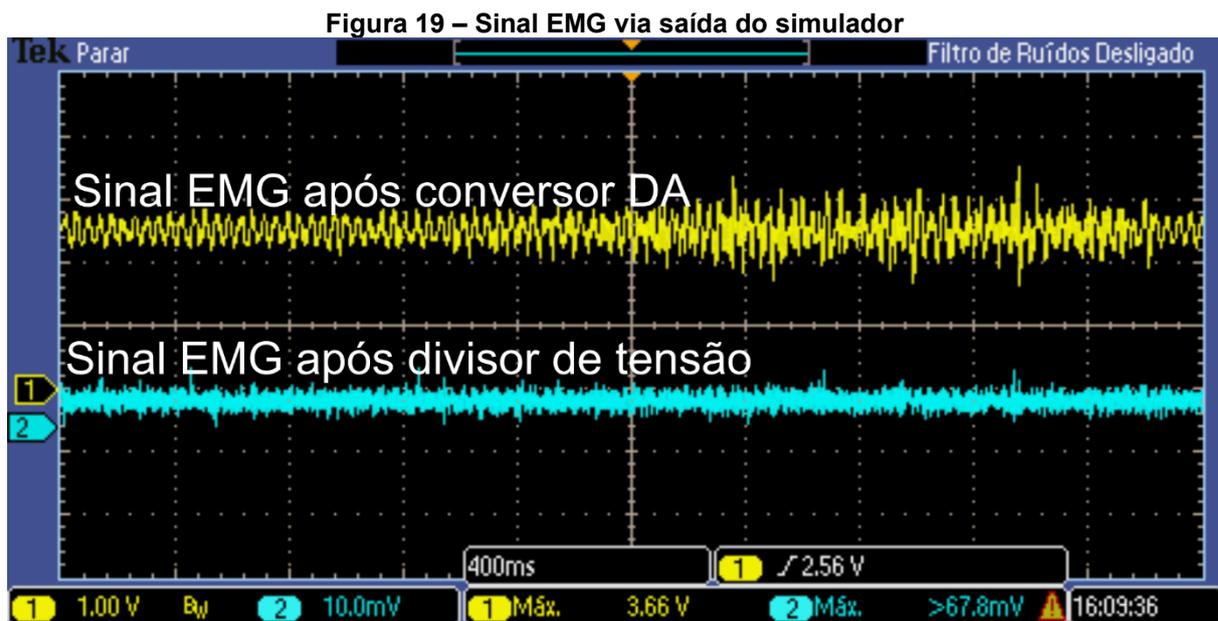
A Figura 18 representa o protótipo do simulador EMG, composto pelo Arduino Pro Mini, módulo DAC e divisor de tensão.

Figura 18 – Simulador EMG



Fonte: Autoria própria (2022).

Na Figura 19 se observa o sinal resultante do protótipo do simulador EMG, sendo em amarelo a representação do sinal antes do circuito divisor de tensão, e em azul a representação do sinal após o circuito divisor de tensão, possuindo amplitude de sinal correspondente ao sinal real EMG, sua amplitude é muito baixa, dificultando observar visualmente sua semelhança ao sinal de entrada. Esta amplitude de saída é proposital, tendo em vista que um sinal real de sEMG possui em torno de 0 mV a 6 mV (LUCA, 1997).

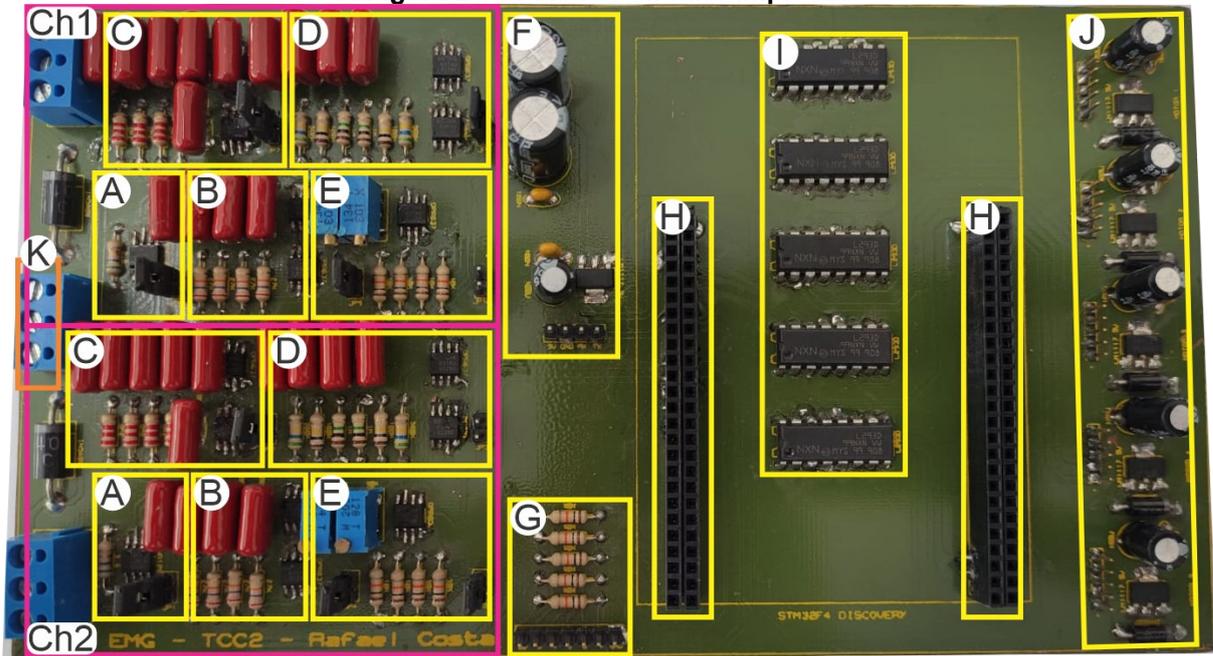


Fonte: Autoria própria (2022).

A próxima etapa foi o projeto da placa de circuito impresso do dispositivo de leitura e controle da prótese, na qual contém a aquisição do sinal de EMG, os filtros analógicos, o circuito *offset* e os *drivers* para os motores. A Figura 20 apresenta a PCI desenvolvida, sendo as marcações: *Ch1* o primeiro canal EMG; *Ch2* o segundo canal EMG; A corresponde ao circuito amplificador de instrumentação; B os circuitos de filtragem Notch; C os circuitos de filtragem Passa-Baixa; D os circuitos de filtragem Passa-Alta; E o circuito de *offset*; F o circuito de alimentação do microcontrolador; G o circuito de realimentação da prótese; H os conectores para conexão do microcontrolador; I os *drivers* dos motores de passo; J que corresponde aos circuitos de alimentação dos motores de passo e, por fim, K a alimentação simétrica da placa. No APÊNDICE A podemos observar com mais detalhes o esquemático do circuito, e no APÊNDICE B sua aplicação na placa de circuito impresso.

A Figura 21 A, representa a placa de desenvolvimento Arduino Mega utilizada, representando as conexões com o circuito de alimentação com fios vermelho e roxo, as conexões com os sinais EMG com os fios verdes e em laranja as conexões referentes aos motores.

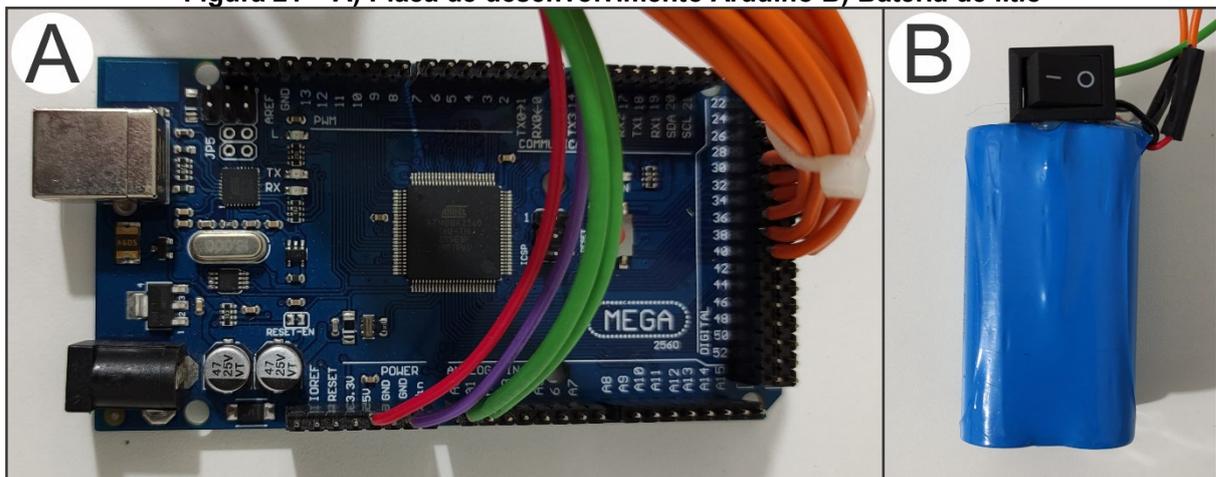
Figura 20 – Placa de circuito impresso



Fonte: Autoria própria (2022).

A Figura 21 B, representa a forma de alimentação de todo o sistema, constituído de uma ligação entre duas baterias de lítio de 7,4 V e 2600 mAh, formando o sistema de alimentação simétrico.

Figura 21 – A) Placa de desenvolvimento Arduino B) Bateria de lítio



Fonte: Autoria própria (2022).

Após a inserção do simulador EMG a placa de circuito impresso, foi possível analisar o sinal EMG resultante através do *software* Arduino, pois a placa faz o recebimento do sinal via ADC, sendo o sinal após os processos de condicionamento.

A Figura 22 representa o dado lido através da porta ADC do Arduino. O resultado apresentado foi condizente com o esperado, porém, é importante enfatizar algumas dificuldades práticas encontradas ao longo do desenvolvimento. Por exemplo a dificuldade de fabricação dos filtros, pois alguns componentes provenientes da China apresentaram mau funcionamento ou simplesmente vieram com defeito, como no caso dos amplificadores de instrumentação e amplificadores para os filtros. É importante destacar que os componentes passivos também possuem variações intrínsecas, refletindo no funcionamento do circuito.



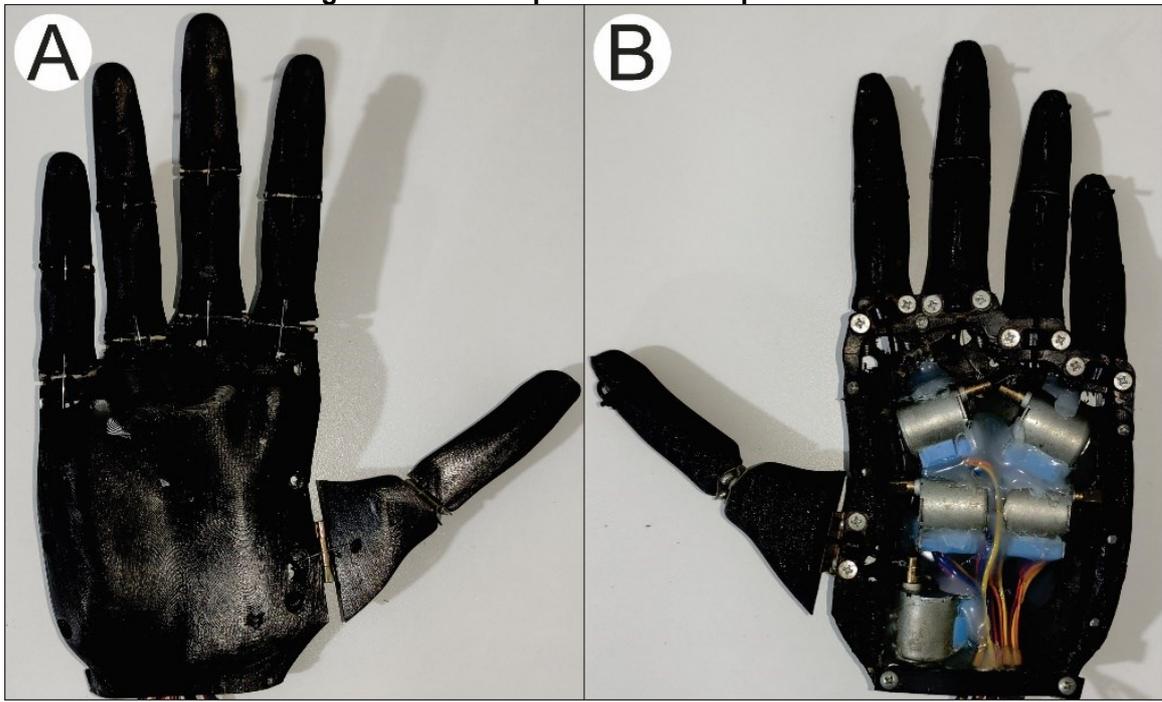
Fonte: Autoria própria (2022).

Ao armazenar o sinal EMG foi desenvolvido um *software* na plataforma Arduino que utiliza alguns pontos do sinal como forma de gatilhos para acionamento de motores, como forma de validação do protótipo. De fato, em aplicações reais, diferentes sinais seriam aplicados e algoritmos mais complexos seriam desenvolvidos, identificando padrões de movimentação em relação a diferentes agrupamentos musculares poderiam ser utilizados.

A Figura 23 representa a mão antropomórfica desenvolvida, sendo A à palma e B o dorso. É possível observar a inserção dos motores como também componentes anexados a prótese, responsáveis pelos movimentos, como dobradiças entre a junção

dos dedos, fios de Nylon tração dos membros e fios de borracha como forma de recolhimento dos dedos.

Figura 23 – Protótipo da mão antropomórfica



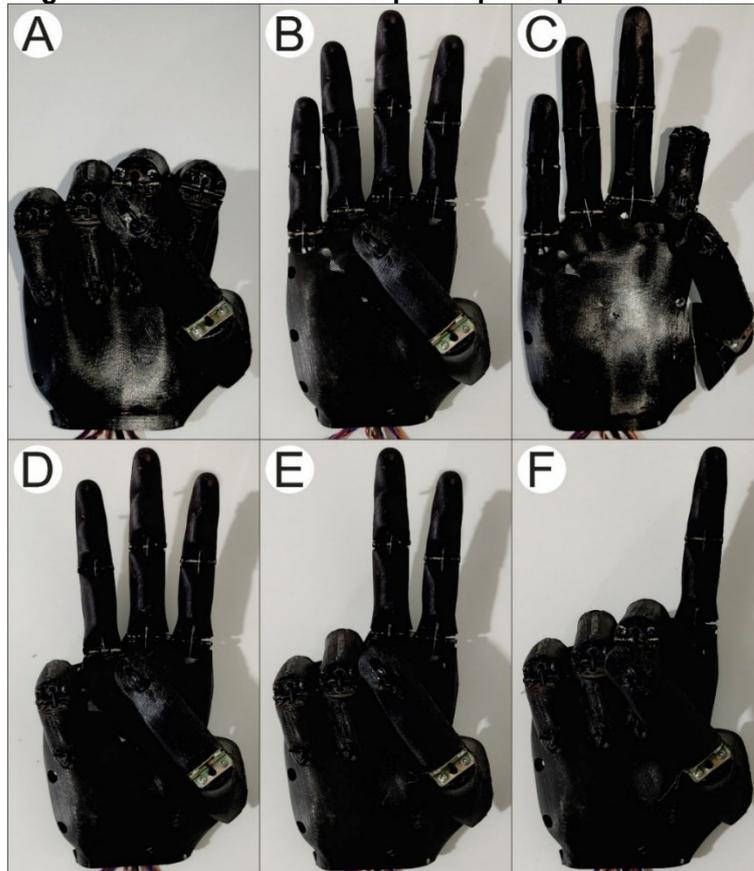
Fonte: Autoria própria (2022).

A Figura 24 representa alguns dos movimentos possíveis de representação com a prótese e sua grande liberdade nos movimentos devido a individualidade na construção de cada dedo.

Neste ponto é importante mencionar que a solução empregada (motores de passo e bateria de lítio) apresentou alguns problemas para acionar os motores de forma simultânea, devido ao somatório de correntes de cada motor. Em testes com uma fonte externa observou-se que os motores utilizados quando acionados em conjunto consomem ao menos 2 A, o que é uma limitação evidente da solução empregada. Com a bateria de lítio apenas alguns movimentos mais simples (utilizando poucos motores em conjunto) foram executados. Para contornar este problema em soluções futuras pode-se utilizar de atuadores lineares pequenos ou motores brushless.

Devido a limitação de corrente dos motores, os movimentos mencionados na Figura 24 são possíveis fazendo o acionamento individual de cada motor, e não todos ao mesmo tempo.

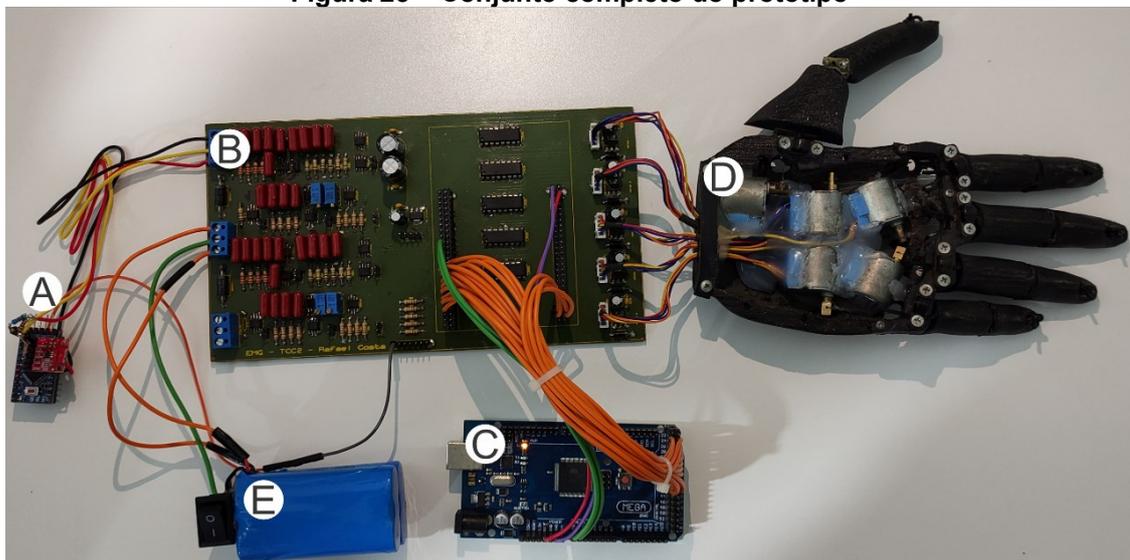
Figura 24 – Movimentos com protótipo da prótese de mão



Fonte: Autoria própria (2022).

Por fim, na Figura 25 é possível observar todo o desenvolvimento do trabalho, sendo eles: A) simulador EMG; B) PCI; C) Arduino Mega; E) baterias lítio e D) prótese de mão.

Figura 25 – Conjunto completo do protótipo



Fonte: Autoria própria (2022).

5 CONCLUSÃO

O presente projeto teve como objetivo o desenvolvimento de uma prótese mioelétrica com o intuito de servir de plataforma de desenvolvimento de algoritmos e soluções na área da engenharia biomédica.

De fato, o trabalho se demonstrou bem extenso e complexo, sendo dividido em várias etapas. O simulador se mostrou uma excelente opção quando o objetivo é fazer análise de diferentes sinais, pois com isso é possível a validação preliminar de algoritmos de análise para os mais variados sinais EMG, e com isso uma melhor precisão na criação dos movimentos com a prótese. Um ponto negativo do circuito simulador é a limitação de memória para o armazenamento dos sinais, sendo possível fazer a correção dessa limitação com a substituição da placa de desenvolvimento ou utilização de uma memória como periférico.

A placa de circuito impresso apresentou alguns problemas sendo o principal o não funcionamento de alguns componentes importados, tais como o amplificador de instrumentação. Outro motivo para algumas diferenças nos resultados é o erro intrínseco apresentado pelos componentes passivos como resistores e capacitores. Mesmo com essas dificuldades foi possível chegar ao objetivo de fazer a captação e condicionamento do sinal EMG.

O Arduino Mega se mostrou uma excelente ferramenta para desenvolvimento, sendo prático e com vasta bibliografia de suporte. Com esta ferramenta foi possível validar o objetivo de criar gatilhos com o sinal EMG e recriar alguns movimentos com a prótese.

O circuito composto pelos drivers dos motores de passo funcionou como o esperado. Os motores de passo apresentaram alguns problemas de torque durante a sua montagem, mas com o posicionamento correto e configuração de acionamento das bobinas foi possível contornar esse problema e executar sua função. Um ponto de análise é o alto consumo de corrente dos motores. Uma forma de melhoria seria a substituição dos motores de passo por atuadores lineares, pois são robustos, possuindo o torque necessário e não consumindo menos corrente.

A prótese se mostrou eficiente, conseguindo reproduzir os movimentos de cada dedo e criando movimentos com um conjunto de dedos. De forma geral, o trabalho alcançou o seu objetivo, sendo possível a coleta de sinais EMG e com algum gatilho feito movimentos com a prótese. Como próximos trabalhos se recomenda uma

análise detalhada dos sinais EMG para reprodução fiel de movimentos utilizando o hardware desenvolvido neste trabalho.

REFERÊNCIAS

- ALVES, A. C. J.; EMMEL, M. L. G.; MATSUKURA, T. S. Formação e prática do terapeuta ocupacional que utiliza tecnologia assistiva como recurso terapêutico. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, v. 23, n. 1, p. 24–33, 2012. Disponível em: <https://www.revistas.usp.br/rto/article/view/46909>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.
- AMARAL, D. S. *et al.* Tecnologia assistiva em 3d para pessoas com déficit de função manual por doença de parkinson/assistive technology in 3d for people with manual function deficit in parkinson's disease. **Revista Interinstitucional Brasileira de Terapia Ocupacional-REVISBRATO**, v. 1, n. 4, p. 465–474, 2017. Disponível em: <https://revistas.ufrj.br/index.php/ribto/article/view/12549>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.
- ANDRADE, A. d. O. *et al.* **Metodologia para classificação de sinais emg no controle de membros artificiais**. Universidade Federal de Uberlândia, 2000. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/30443>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.
- 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. Disponível em: <https://repositorio.unb.br/handle/10482/3870>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.
- BARROS, K. R. d. *et al.* **Metodologia para classificação de sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional**. Universidade Federal de Uberlândia, 2005. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/14654>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.
- BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. J. **Muscle alive: their function revealed by electromyography**. 5. ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1985.
- BORGES, A. P. **Desenvolvimento de um sistema holter de eletrocardiograma**. 2018. Dissertação (B.S. thesis) — Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2018. Disponível em: <http://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/handle/1/6050>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.
- BRITES, F. G.; SANTOS, V. P. d. A. Motor de passo. **Pet Tele Universidade Federal Fluminense. Niterói/RJ**, 2008. Disponível em: <http://www.telecom.uff.br/pet/petws/downloads/tutoriais/stepmotor/stepmotor2k81119.pdf>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.
- CAMARGO, D. R. d. **Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores**. 2008. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2008. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18151/tde-15102008-134653/pt-br.php>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

CENE, V. H. et al. Open Database for Accurate Upper-Limb Intent Detection Using Electromyography and Reliable Extreme Learning Machines. **Sensors**, MDPI, v. 19, n. 8, p. 1864, 2019. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/8/1864>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

CHAO, E. Y. **Biomechanics of the hand: a basic research study**. [S.l.]: World scientific, 1989.

COLLUCCI, C. Tecnologia de Elite. **Folha de São Paulo**, Cotidiano. São Paulo, 19 set. 2004. Disponível em: <https://www1.folha.uol.com.br/fsp/cotidian/ff1909200412.htm>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

COSTA, I. S. P. *et al.* **Prótese eletrônica feita em impressora 3d e controlada por sinais mioelétricos**. [2016]. Disponível em: <http://sistemaolimpo.org/midias/uploads/d50fa78c050a4943819c33acc751eae4.pdf>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

CUNHA, F. L. **Obtenção e uso dos acoplamentos cinemáticos interfalangianos e interdigitais no projeto de próteses antropomórficas para membros superiores**. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, 1999. Disponível em: <https://repositorio.ufes.br/>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

CUNHA, F. L. d. **Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores**. 2002. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2002. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-13032006-124951/pt-br.php>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

EVANS, B. **Practical 3D printers: The science and art of 3D printing**. [S.l.]: Apress, 2012.

FAVIEIRO, G. W. **Controle de uma prótese experimental do segmento mão-braço por sinais mioelétricos e redes neurais artificiais**. 2009. Disponível em: <http://hdl.handle.net/10183/18554>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

GARRIDO, B. de M. **Controle de um motor de corrente contínua para uso em órteses e próteses**. Universidade Federal de Minas Gerais, 2008. Disponível em: <http://hdl.handle.net/1843/MDAD-7W7NZM>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

INSTRUMENTS, T. **INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers**. 1995. published OCT, 1995. Disponível em: https://www.ti.com/lit/ds/sbos051f/sbos051f.pdf?ts=1666609400802&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252F. Acesso em: 24 outubro 2022.

JUNIOR, A. L. D. S. *et al.* **Decomposição de sinais eletromiográficos utilizando filtros casados**. Universidade Federal de Uberlândia, 2013. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/14324>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

LUCA, C. J. D. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of applied biomechanics**, Human Kinetics, Inc., v. 13, n. 2, p. 135–163, 1997.

Disponível em:

https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/4174602/mod_resource/content/2/The_use_of_the_EMG_in_biomechanics.pdf. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

LUCA, C. J. D. Electromyography. encyclopedia of medical devices and instrumentation. **John Wiley Publisher**, p. 98–109, 2006.

LUCA, C. J. D. Surface electromyography: Detection and recording. **DelSys Incorporated**, v. 10, n. 2, p. 1–10, 2002. Disponível em:

<https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/semg-detection-and-recording.pdf>.

Acesso em: 24 de outubro de 2022.

LUCA, G. D. **Fundamental concepts in EMG signal acquisition**. [S.l.]:

Massachusetts: Delsys Inc, 2003. Disponível em:

<https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/fundamental-concepts-in-emg-signal-acquisition.pdf>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

MERLETTI, R.; PARKER, P. J. **Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2004. v. 11.

NAKASHIMA, G. Y. **Aplicação do filtro de WIENER para tratamento de sinais eletromiográficos**. 2003. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2003.

Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/82/82131/tde-11122003-151819/pt-br.php>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

OLSON, W. H. Basic concepts of medical instrumentation. **Medical Instrumentation Application and Design**, p. 1–55, 1998.

OPENBIONICS. **Ada Robotic Hand**. 2016. Published January 26, 2016. Disponível em: <https://www.thingiverse.com/thing:1294517>. Acesso em: 24 outubro 2022.

ORTOLAN, R. L. *et al.* Proposta de um sistema de controle de uma prótese mioelétrica multifunção para membros superiores. In: **V Congresso Iberoamericano de Tecnologias de Apoio a Deficiência (Iberdiscap)**. [S.l.: s.n.], 2000. p. 111–114. Disponível em: <https://repositorio.usp.br/item/001134830>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

PAUTZ, C. E. L. *et al.* Desenvolvimento de protótipo de baixo custo de protese de mão mioelétrica. **Revista Científica FAESA**, v. 15, n. 2 Especial, p. 71–80, 2019.

Disponível em: <http://revista.faesa.br/revista/index.php/Faesa/article/view/260/215>.

Acesso em: 24 de outubro de 2022.

PONTIM, C. E. **Prototipagem e controle de uma mão biônica acionada por sinais mioelétricos, confeccionada por uma impressora 3d visando a acessibilidade de aquisição para amputados**. UNIVERSIDADE CESUMAR, 2018.

Disponível em: <http://rdu.unicesumar.edu.br/handle/123456789/5394>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

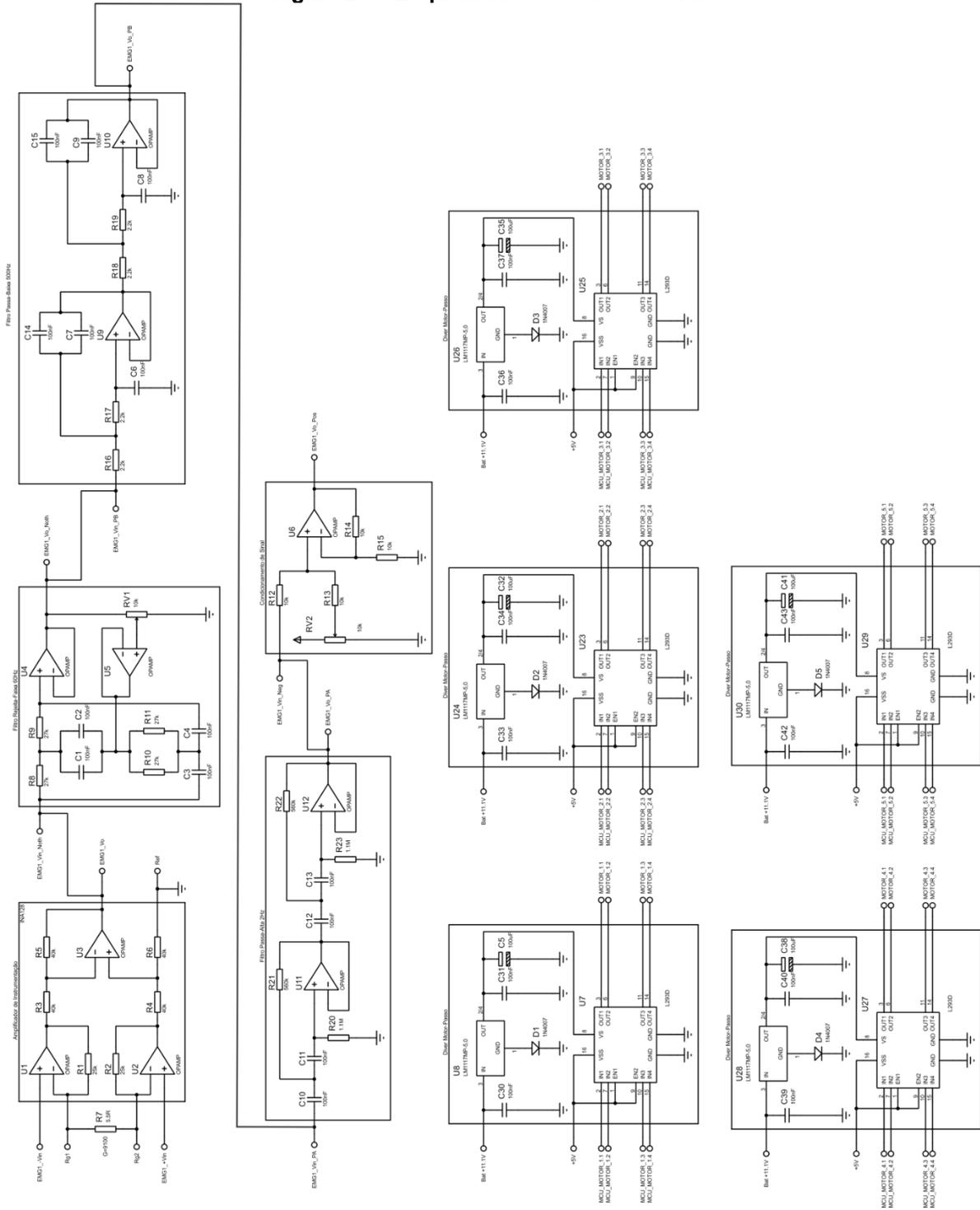
SHAW, L.; BAGHA, S. Online emg signal analysis for diagnosis of neuromuscular diseases by using pca and pnn. **International Journal of Engineering Science and Technology**, v. 4, n. 10, p. 4453–4459, 2012. Disponível em: site. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

SILVA, L. A. Z. D. **Controle de prótese mecânica aplicado à robótica assistiva através de eletromiografia**. Trabalho de Conclusão de Curso, Faculdade de Engenharia, Universidade Federal de Juiz de Fora, UFJF, 2016. Disponível em: https://www.ufjf.br/eletrica_automacao/files/2013/11/Controle-de-Pr%C3%B3tese-Mec%C3%A2nica-Aplicado-%C3%A0-Rob%C3%B3tica-Assistiva-atrav%C3%A9s-de-Eletromiografia%EF%AC%81a-Luiz-Augusto-Zillmann-da-Silva.pdf. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

TOFFOLI, H. T. **Projeto, melhoria e construção de uma máquina de prototipagem rápida: " impressora 3d"**. UNIVERSIDADE CESUMAR, 2018. Disponível em: <http://rdu.unicesumar.edu.br/handle/123456789/833>. Acesso em: 24 de outubro de 2022.

APÊNDICE A – Esquemático dos filtros e circuito de acionamento dos motores

Figura 26 – Esquemático dos filtros e drivers



Fonte: Autoria própria (2022).

APÊNDICE B – PCB layout

