

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE GOIÁS
BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ANA BEATRIZ SOUZA DUTRA
BIANCA SOUZA PEREIRA

**CONTROLE DE BRAÇO ROBÓTICO A PARTIR DO USO DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICOS (EMG)**

JATAÍ
2023



INSTITUTO FEDERAL
Goiás

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
SECRETARIA DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
SISTEMA INTEGRADO DE BIBLIOTECAS

TERMO DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAÇÃO NO REPOSITÓRIO DIGITAL DO IFG - ReDi IFG

Com base no disposto na Lei Federal nº 9.610/98, AUTORIZO o Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás, a disponibilizar gratuitamente o documento no Repositório Digital (ReDi IFG), sem ressarcimento de direitos autorais, conforme permissão assinada abaixo, em formato digital para fins de leitura, download e impressão, a título de divulgação da produção técnico-científica no IFG.

Identificação da Produção Técnico-Científica

- | | |
|--|---|
| ☐ Tese | ☐ Artigo Científico |
| ☐ Dissertação | ☐ Capítulo de Livro |
| ☐ Monografia – Especialização | ☐ Livro |
| ☒ TCC - Graduação | ☐ Trabalho Apresentado em Evento |
| ☐ Produto Técnico e Educacional - Tipo: _____ | |

Nome Completo do Autor:

Matrícula:

Título do Trabalho:

Autorização - Marque uma das opções

1. ☒ Autorizo disponibilizar meu trabalho no Repositório Digital do IFG (acesso aberto);
2. ☐ Autorizo disponibilizar meu trabalho no Repositório Digital do IFG somente após a data ____/____/____ (Embargo);
3. ☐ Não autorizo disponibilizar meu trabalho no Repositório Digital do IFG (acesso restrito).

Ao indicar a opção **2 ou 3**, marque a justificativa:

- ☐ O documento está sujeito a registro de patente.
☐ O documento pode vir a ser publicado como livro, capítulo de livro ou artigo.
☐ Outra justificativa: _____

DECLARAÇÃO DE DISTRIBUIÇÃO NÃO-EXCLUSIVA

O/A referido/a autor/a declara que:

- i. o documento é seu trabalho original, detém os direitos autorais da produção técnico-científica e não infringe os direitos de qualquer outra pessoa ou entidade;
- ii. obteve autorização de quaisquer materiais incluídos no documento do qual não detém os direitos de autor/a, para conceder ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás os direitos requeridos e que este material cujos direitos autorais são de terceiros, estão claramente identificados e reconhecidos no texto ou conteúdo do documento entregue;
- iii. cumpriu quaisquer obrigações exigidas por contrato ou acordo, caso o documento entregue seja baseado em trabalho financiado ou apoiado por outra instituição que não o Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás.

Jataí, 08/02/2024.

Ana Beatriz Souza Dutra.

Assinatura do Autor e/ou Detentor dos Direitos Autorais



INSTITUTO FEDERAL
Goiás

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
SECRETARIA DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
SISTEMA INTEGRADO DE BIBLIOTECAS

TERMO DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAÇÃO NO REPOSITÓRIO DIGITAL DO IFG - ReDi IFG

Com base no disposto na Lei Federal nº 9.610/98, AUTORIZO o Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás, a disponibilizar gratuitamente o documento no Repositório Digital (ReDi IFG), sem ressarcimento de direitos autorais, conforme permissão assinada abaixo, em formato digital para fins de leitura, download e impressão, a título de divulgação da produção técnico-científica no IFG.

Identificação da Produção Técnico-Científica

- | | |
|--|---|
| ☐ Tese | ☐ Artigo Científico |
| ☐ Dissertação | ☐ Capítulo de Livro |
| ☐ Monografia – Especialização | ☐ Livro |
| ☒ TCC - Graduação | ☐ Trabalho Apresentado em Evento |
| ☐ Produto Técnico e Educacional - Tipo: _____ | |

Nome Completo do Autor:

Matrícula:

Título do Trabalho:

Autorização - Marque uma das opções

1. ☒ Autorizo disponibilizar meu trabalho no Repositório Digital do IFG (acesso aberto);
2. ☐ Autorizo disponibilizar meu trabalho no Repositório Digital do IFG somente após a data ____/____/____ (Embargo);
3. ☐ Não autorizo disponibilizar meu trabalho no Repositório Digital do IFG (acesso restrito).

Ao indicar a opção **2 ou 3**, marque a justificativa:

- ☐ O documento está sujeito a registro de patente.
☐ O documento pode vir a ser publicado como livro, capítulo de livro ou artigo.
☐ Outra justificativa: _____

DECLARAÇÃO DE DISTRIBUIÇÃO NÃO-EXCLUSIVA

O/A referido/a autor/a declara que:

- i. o documento é seu trabalho original, detém os direitos autorais da produção técnico-científica e não infringe os direitos de qualquer outra pessoa ou entidade;
- ii. obteve autorização de quaisquer materiais incluídos no documento do qual não detém os direitos de autor/a, para conceder ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás os direitos requeridos e que este material cujos direitos autorais são de terceiros, estão claramente identificados e reconhecidos no texto ou conteúdo do documento entregue;
- iii. cumpriu quaisquer obrigações exigidas por contrato ou acordo, caso o documento entregue seja baseado em trabalho financiado ou apoiado por outra instituição que não o Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás.

Jataí, 08/02/2024.

Bianca Souza Pereira

Assinatura do Autor e/ou Detentor dos Direitos Autorais

ANA BEATRIZ SOUZA DUTRA

BIANCA SOUZA PEREIRA

**CONTROLE DE BRAÇO ROBÓTICO A PARTIR DO USO DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICOS (EMG)**

Trabalho apresentado ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás – Campus Jataí, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador(a): Prof.^a (Ma.) Kennya Resende Mendonça

Coorientador(a): Prof. (Dr.) José Antônio Lambert

JATAÍ
2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação na (CIP)

Dutra, Ana Beatriz Souza.

Controle de braço robótico a partir do uso de sinais eletromiográficos (EMG) [manuscrito] / Ana Beatriz Souza Dutra; Bianca Souza Pereira. - Jataí: IFG, Coordenação do Curso de Bacharelado em Engenharia Elétrica, 2023.

65 f.; il.

Orientadora: Profa. Ma. Kennya Resende Mendonça

Coorientador: Prof. Dr. José Antônio Lambert.

Bibliografias.

Apêndices.

1. Braço robótico. 2. Eletromiografia. 3. Engenharia Biomédica e Robótica Assistiva I. Pereira, Bianca Souza. II. Mendonça, Kennya Resende. III. Lambert, José Antônio. IV. IFG, Câmpus Jataí. V. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Seção Téc.: Aquisição e Tratamento da Informação.
Bibliotecária – Rosy Cristina O. Barbosa – CRB 1/2380 – C. Jataí. Cód. F011/2024-1.



INSTITUTO FEDERAL
Goiás

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
SECRETARIA DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE GOIÁS
CÂMPUS JATAÍ

Folha de Aprovação

ANA BEATRIZ SOUZA DUTRA

BIANCA SOUZA PEREIRA

CONTROLE DE BRAÇO ROBÓTICO A PARTIR DO USO DE SINAIS ELEROMIOGRÁFICOS (EMG)

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Coordenação do Curso de Bacharelado em Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás – Câmpus Jataí, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Monografia defendida e aprovada, em 07 de dezembro de 2023, pela banca examinadora constituída pelos seguintes membros:

BANCA EXAMINADORA

Profª. Mª. Kennya Resende Mendonça
Presidente da banca / Orientadora
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás - Câmpus Jataí

Prof. Dr. José Antônio Lambert
Membro / Coorientador
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás - Câmpus Jataí

Prof. Dr. Fernando Silva Pereira
Membro
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás - Câmpus Jataí

Profª. Mª. Patrícia Gomes de Souza Freitas
Membro
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás - Câmpus Jataí

Jataí – GO
2023

Documento assinado eletronicamente por:

- **Fernando Silva Pereira**, PROFESSOR ENS BASICO TECN TECNOLOGICO, em 05/02/2024 15:02:31.
- **Patricia Gomes de Souza Freitas**, PROFESSOR ENS BASICO TECN TECNOLOGICO, em 05/02/2024 14:49:52.
- **Jose Antonio Lambert**, PROFESSOR ENS BASICO TECN TECNOLOGICO, em 05/02/2024 14:33:10.
- **Kennya Resende Mendonca**, PROFESSOR ENS BASICO TECN TECNOLOGICO, em 05/02/2024 13:54:52.

Este documento foi emitido pelo SUAP em 30/11/2023. Para comprovar sua autenticidade, faça a leitura do QRCode ao lado ou acesse <https://suap.ifg.edu.br/autenticar-documento/> e forneça os dados abaixo:

Código Verificador: 484161

Código de Autenticação: 92f6d4e14f



Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás
Av. Presidente Juscelino Kubitschek,, 775, Residencial Flamboyant, JATAÍ / GO, CEP 75804-714
(64) 3514-9579 (ramal: 9579)

ANA BEATRIZ SOUZA DUTRA

BIANCA SOUZA PEREIRA

**CONTROLE DE BRAÇO ROBÓTICO A PARTIR DO USO DE SINAIS
ELETROMIOGRÁFICOS (EMG)**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Coordenação do Curso Bacharelado em Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás – Campus Jataí, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Monografia defendida e aprovada, em 07 de Dezembro de 2023, pela banca examinadora constituída pelos seguintes membros:

BANCA EXAMINADORA

Prof.^a Ma. Kennya Resende Mendonça

Presidente da banca / Orientadora

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás – Campus Jataí

Prof. Dr. José Antônio Lambert

Coorientador

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás – Campus Jataí

Prof. Dr. Fernando Silva Pereira

Membro

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás – Campus Jataí

Prof.^a. Ma. Patrícia Gomes de Souza Freitas

Membro

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás – Campus Jataí

JATAÍ
2023

A Deus, cuja graça, orientação e amor me sustenta a cada dia.

Aos meus pais, cuja força, amor, dedicação e apoio foram alicerce em minha vida.

A minha irmã, cujo incentivo e compreensão foram bálsamos nos momentos difíceis.

Aos meus avós, cujo amor e experiência de vida foram faróis em meu caminho, sendo fontes de inspiração.

Aos meus amigos, que me encorajaram, me abraçam e celebram as minhas vitórias.

A Bianca, pelo carinho, cuidado e companheirismo durante todos os anos de amizade

Ana Beatriz Souza Dutra

Dedico este trabalho à minha mãe, Marlene Augusta, e à minha Tia Matilde, duas mulheres extraordinárias cuja força, sabedoria e amor moldaram a pessoa que sou hoje. A vocês, que sempre acreditaram em mim, mesmo quando eu duvidava de mim mesma, ofereço o fruto do meu esforço e dedicação.

Especialmente, dedicado também à minha prima Dhieyme, cuja amizade e apoio foram inestimáveis nessa jornada. Vocês são as estrelas-guia em minha vida, iluminando meu caminho com carinho e inspiração.

A Ana, por todo o companheirismo, carinho e dedicação comigo, durante todos esses anos.

Bianca Souza Pereira

AGRADECIMENTOS

(por Ana Beatriz Souza Dutra)

É com imensa gratidão que inicio este espaço de agradecimentos, reconhecendo a generosidade e o apoio indispensável de tantas pessoas que foram fundamentais para a concretização não só deste trabalho, mas de toda minha trajetória acadêmica. Agradeço, acima de tudo, a Deus, fonte de inspiração e vida, que me guiou em cada passo deste percurso.

Gostaria de expressar minha profunda gratidão aos meus pais, Cíntia Dutra Costa e Lélío Souza Lima, que constantemente me proporcionaram serenidade, amor e apoio integral. Para além de serem notáveis modelos profissionais, foram sempre meu refúgio tranquilo, dedicando-se incansavelmente para que eu alcançasse meus objetivos. Força, determinação, comprometimento, perseverança e amor são características que os definem, e foram esses atributos que me conduziram até este momento.

Agradeço à minha irmã, Isabella Cristina Dutra Silva, por ser uma constante lembrança da minha força interior, por me incentivar, trazer serenidade e estar sempre ao meu lado. Sua presença, conselhos, abraços e amor foram fundamentais para que eu não desistisse. Além disso, sou imensamente grata por ser um exemplo notável em sua profissão, inspirando-me ao longo dessa jornada.

Aos meus amigos, tanto aqueles que caminham ao meu lado há muito tempo quanto aos que conheci durante a jornada acadêmica. Os momentos de descontração, apoio mútuo, compartilhamento de experiências e a disposição para me ouvir foram elementos cruciais que me ajudaram a superar cada desafio. Sem a presença de vocês, o percurso teria sido mais árduo, e a colaboração de cada um foi fundamental para que eu conseguisse concluir esta etapa.

Quero expressar minha eterna gratidão à Bianca Souza Pereira. Além de enfrentar todas as dificuldades e desafios deste trabalho e desta jornada acadêmica, ela sempre me ofereceu suporte e orientações valiosas. Agradeço também por todas as experiências extracurriculares que compartilhamos durante todos os nossos anos de amizade. Nossas risadas, momentos de descontração e apoio foram essenciais para superar os obstáculos, tudo vivenciado com extrema leveza e companheirismo.

À nossa orientadora Kennya Resende Mendonça, e ao nosso coorientador José Antônio Lambert, expressamos nossa sincera gratidão pelo rico conhecimento compartilhado e pelas

orientações valiosas. A presença deles, juntamente com sua expertise e comprometimento, foram fundamentais não apenas para a conclusão desta etapa do TCC, mas também para o nosso contínuo desenvolvimento profissional e pessoal. Os ensinamentos que recebemos serão tesouros levados por toda a vida.

AGRADECIMENTOS

(por Bianca Souza Pereira)

A realização deste trabalho não seria possível sem o apoio incondicional de muitas pessoas, às quais gostaria de expressar minha mais profunda gratidão e carinho.

Em primeiro lugar, minha eterna gratidão à minha família, o suporte fundamental em minha jornada. À minha mãe, Marlene Augusta, cujo amor conselhos e dedicação foram a luz guiando nos momentos mais desafiadores. Ao meu padrasto, Osvaldo, cujo apoio, conhecimento e dedicação foram inestimáveis. E para minha Tia Matilde, que sempre me acolheu através de palavras gentis e comidas gostosas.

Um agradecimento especial às minhas primas, Dhieyme e Mariana, por estarem sempre ao meu lado, compartilhando alegrias e desafios, e por serem parte essencial da minha vida. Mesmo distantes, nosso vínculo é inabalável.

Aos meus amigos, Erine, Anny, Franciele, Lucas Leite e Lucas Henrique, agradeço por todas as palavras de incentivo, os momentos de descontração e a amizade verdadeira que me ajudaram a manter o foco e a determinação. Cada um de vocês teve um papel crucial durante minha jornada até aqui.

À minha dupla de TCC e minha querida amiga, Ana Beatriz Souza Dutra, agradeço a parceria, dedicação e aprendizados compartilhados ao longo deste projeto. Juntas, superamos desafios e alcançamos nossos objetivos. Sem você eu não suportaria metade das dificuldades que enfrentamos. Sempre estive ao meu lado, sempre me aconselhou, me acolheu, me proporcionou risadas, momentos felizes os quais lembrarei eternamente.

Por fim, agradeço aos meus orientadores, Kennya Resende Mendonça e José Antônio Lambert. Kennya, sua orientação e conhecimento foram essenciais para o desenvolvimento deste trabalho. Lambert, seu suporte, dedicação e comprometimento me motivaram muitas vezes a dar sempre o melhor de mim.

“Assim, permanecem agora estes três: a fé, a esperança e o amor. O maior deles, porém, é o amor.”

1 Coríntios 13:13

“O amor não é algo que inventamos. É perceptível, poderoso. Precisa significar algo. O amor é a única coisa capaz de transcender as dimensões do tempo e do espaço.”

(Christopher Nolan – Interestelar)

RESUMO

A Engenharia Biomédica, originada na década de 1970, representa uma interseção dinâmica de diversas disciplinas destinadas às contribuições no desenvolvimento de ferramentas e equipamentos inovadores na área da medicina. O progresso tecnológico, ao longo dos anos, desempenhou um papel crucial na formação de áreas de pesquisa especializadas, como a Engenharia de Reabilitação e a Robótica Assistiva. Estes campos se dedicam à criação de sistemas robóticos específicos para oferecer suporte a pacientes com necessidades especiais, vítimas de acidentes ou portadores de deficiências físicas. Simultaneamente, a aplicação de sinais bioelétricos emergiu como uma abordagem promissora nessas áreas. Nesse contexto, o foco principal deste estudo é a implementação do controle de um braço robótico por meio de sinais eletromiográficos. Este estudo visa capturar sinais eletromiográficos por meio de um circuito elétrico, analisando seus estágios, incluindo amplitude, frequência e forma de onda, e desenvolver um código capaz de converter os sinais mioelétricos captados para comunicação e controle de um braço robótico. Além disso, ao desenvolver este projeto, almejou-se contribuir não apenas para o avanço nesta área específica, mas também para inspirar futuros estudos e catalisar a criação de novos projetos, tanto dentro da Engenharia Biomédica como em suas subáreas, como Engenharia de Reabilitação e Robótica Assistiva. Durante todo o processo de desenvolvimento do sistema, foram conduzidos testes abrangentes para avaliar cada etapa. Os resultados das formas de onda em cada etapa foram minuciosamente comparados com o referencial teórico, especialmente no que diz respeito ao formato, amplitude e frequências esperadas. Como resultado dessas análises, foi possível observar a movimentação do servo motor, o que confirmou a viabilidade do controle de um manipulador robótico por meio de sinais eletromiográficos. Esse resultado ressalta a importância e o potencial significativo dessa abordagem inovadora no contexto contemporâneo da Engenharia Biomédica.

Palavras-chave: Braço Robótico; Eletromiografia; Engenharia Biomédica e Robótica Assistiva.

ABSTRACT

Biomedical Engineering, originated in the 1970s, represents a dynamic intersection of various disciplines aimed at contributing to the development of innovative tools and equipment in the field of medicine. Technological progress over the years has played a crucial role in shaping specialized research areas such as Rehabilitation Engineering and Assistive Robotics. These fields are dedicated to creating specific robotic systems to support patients with special needs, accident victims, or individuals with physical disabilities. Simultaneously, the application of bioelectrical signals has emerged as a promising approach in these areas. In this context, the main focus of this study is the implementation of controlling a robotic arm through electromyographic signals. This study aims to capture electromyographic signals through an electrical circuit, analyzing their stages, including amplitude, frequency, and waveform, and developing a code capable of converting the captured myoelectric signals for communication and control of a robotic arm. Additionally, in developing this project, the aim was to contribute not only to the advancement in this specific area but also to inspire future studies and catalyze the creation of new projects, both within Biomedical Engineering and in its sub-areas such as Rehabilitation Engineering and Assistive Robotics. Throughout the system development process, comprehensive tests were conducted to assess each stage. The results of the waveforms at each stage were meticulously compared with the theoretical framework, especially concerning the expected format, amplitude, and frequencies. As a result of these analyses, it was possible to observe the movement of the servo motor, confirming the feasibility of controlling a robotic manipulator through electromyographic signals. This result highlights the importance and significant potential of this innovative approach in the contemporary context of Biomedical Engineering.

Keywords: Robotic arm; Electromyography; Biomedical Engineering and Assistive Robotics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Composição da Robótica Assistiva.....	17
Figura 2 – Exoesqueleto HAL.....	18
Figura 3 – Ortholeg.....	18
Figura 4 – Assistive Rehabilitation Machine (A.R.M).....	19
Figura 5 - Prótese mais antiga.....	21
Figura 6 - Órtese confeccionada com couro e madeira.....	22
Figura 7 - Prótese de mão elétrica.....	23
Figura 8 - Exemplo de exoesqueleto para sistema de reabilitação.....	24
Figura 9 - Prótese com controle mioelétricos.....	25
Figura 10 - Mão <i>Bebionic Flex</i>.....	26
Figura 11 - Mapa das unidades CER do Brasil.....	27
Figura 12 – Processo de atividade muscular.....	28
Figura 13 – Espectro de frequência do sinal EMG de superfície.....	29
Figura 14 – Eletrodos não invasivos.....	30
Figura 15 – Eletrodos invasivos.....	30
Figura 16 – Esquema para movimentação de manipulador robótico.....	35
Figura 17 – Eletrodos de superfície descartáveis.....	36
Figura 18 – Fonte de alimentação simétrica.....	37
Figura 19 – Diagrama do INA 128.....	38
Figura 20 – Pinagem do CI INA128.....	39

Figura 21 – Etapa de amplificação.....	39
Figura 22 – Etapa de filtragem.....	40
Figura 23 – Circuito de ganho.....	41
Figura 24 – Circuito ajuste de <i>offset</i>.....	42
Figura 25 - Circuito de amplificação desenvolvido no <i>software</i> Proteus.....	43
Figura 26 – Manipulador robótico.....	44
Figura 27 – Arduino Mega.....	45
Figura 28 – Simulação de atuação do servo motor no Tinkercad.....	46
Figura 29 – Código de simulação Tinkercad.....	47
Figura 30 – Circuito EMG em PCB.....	49
Figura 31 – Teste fonte simétrica.....	50
Figura 32 – Alocação dos eletrodos no braço humano.....	50
Figura 33 – Alocação de cabos nos eletrodos.....	51
Figura 34 – Conexão dos cabos ao circuito.....	51
Figura 35 – Sinal EMG após o estágio de amplificação.....	52
Figura 36 – Sinal EMG após filtragem.....	53
Figura 37 – Sinal EMG após estágio de ganho.....	53
Figura 38 – Sinal EMG após estágio de <i>offset</i>.....	54
Figura 39 – Integração do manipulador robótico com o sinal EMG.....	55
Figura 40 – QR Code de vídeo da movimentação do braço robótico.....	56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EB	Engenharia Biomédica
ER	Engenharia de Reabilitação
SUS	Sistema Único de Saúde
EMG	Eletromiografia
BMI	<i>Brain Machine Interface</i> (Interface cérebro-máquina)
CER	Centro Especializado em Reabilitação
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> (modulação por largura de pulso)
CMRR	Rejeição de modo comum
AMP-OP	Amplificador Operacional
INA	<i>Instrumental Amplifier</i> (amplificador de instrumentação)
AC/DC	<i>Alternating Current/Direct Current</i> (corrente contínua/corrente alternada)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	17
1.1 Objetivos.....	20
1.1.1 Objetivos específicos.....	20
1.2 Estrutura do trabalho.....	20
2 PRÓTESES E ÓRTESES.....	21
2.1 Evolução.....	21
2.2 Próteses com biosinais.....	23
2.3 Próteses na saúde pública brasileira.....	26
3 ELETROMIOGRAFIA (EMG).....	28
3.1 Características do sinal EMG.....	28
3.2 Aquisição do sinal EMG.....	30
3.3 Condicionamento do sinal.....	32
3.3.1 Amplificação.....	32
3.3.2 Filtragem.....	32
3.3.3 Conversão AC/DC.....	33
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	34
4.1 Sistema para aquisição de sinais e movimentação do manipulador robótico....	34
4.2 Eletrodos.....	35
4.3 Circuito EMG.....	36
4.3.1 Fonte de alimentação.....	37

4.3.2 Amplificador operacional.....	37
4.3.3 Filtragem.....	39
4.3.4 Ganho.....	41
4.3.5 Ajuste de offset.....	42
4.4 Confeção das placas.....	42
4.5 Manipulador robótico.....	43
4.6 Arduino.....	45
4.7 Simulações e teste dos atuadores.....	45
4.8 Testes e implementação do sistema.....	48
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	49
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	57
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	58
ANEXO I – Esquema do circuito EMG.....	62
ANEXO II – Desenho técnico manipulador robótico.....	63
APÊNDICE I – Código.....	64
APÊNDICE II – Ligação na placa do Arduino MEGA.....	65

1 INTRODUÇÃO

O ser humano sempre procurou formas de se adaptar ao ambiente, desenvolvendo ferramentas capazes de superar as limitações físicas necessárias à sua sobrevivência (Silva Júnior, 2022).

Dessa forma, surge por volta da década de 70, uma área de pesquisa que une Ciências Exatas com fundamentos das mais diversas Engenharias para aplicação na Medicina, a chamada Engenharia Biomédica (EB), que tem como objetivo desenvolver equipamentos e sistemas para auxiliar no tratamento hospitalar de pacientes (Lana, 2018). Um dos inúmeros ramos da EB é a Engenharia de Reabilitação (ER), que se caracteriza pelos estudos e inventos com o intuito de possibilitar uma melhoria de vida, a partir do uso da tecnologia (Sarro Júnior; Mendes Júnior; Frantz, 2014).

A Robótica Assistiva é descrita como uma subárea da ER que desenvolve sistemas robóticos para auxiliar pacientes com necessidades específicas, vítimas de acidentes, com má formação ou falta de algum membro do corpo (Mataric, 2007). A figura 1 apresenta o que compõe a subárea da Robótica Assistiva.

Além disso, a utilização da robótica como ferramenta de auxílio no processo de fisioterapia permite obter uma série de outras informações que antes não era possível, ou seja, a partir da utilização dos modelos dos pacientes, da captação das informações dos sensores e da realização do movimento terapêutico adequado, será possível realizar um exame mais preciso para o processo de reabilitação com a medição de novos parâmetros (...) (Silva et al., 2021, p. 1209).

Figura 1 – Composição da Robótica Assistiva



Fonte: Autoras (2023)

Há vários exemplos de aplicações da Robótica Assistiva pelo mundo, sendo uma área que está em constante evolução, sendo impulsionada pelos avanços da tecnologia. Como exemplo, pode-se citar o *Hybrid Assistive Limb* (HAL), desenvolvido no Japão, é um exoesqueleto usado para auxiliar pacientes que necessitam de reabilitação nos membros inferiores, conforme a Figura 2.

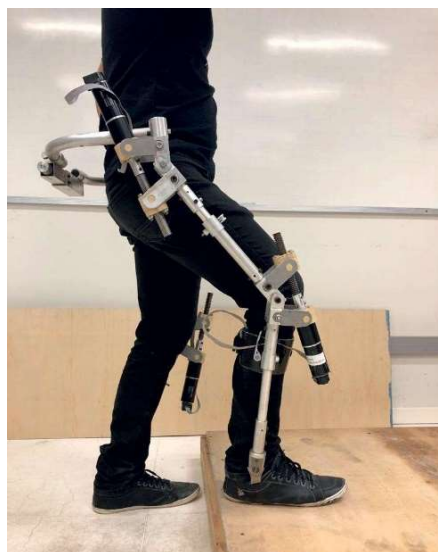
Figura 2 – Exoesqueleto HAL



Fonte: Cyberdyne, s.d

Outros exemplos de equipamentos desenvolvidos para a Robótica Assistiva é o Ortholeg, desenvolvido por cientistas da EESC-USP (Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo), apresentado na Figura 3. Ele é um exoesqueleto com tecnologia avançada, permitindo que execute automaticamente os movimentos do usuário.

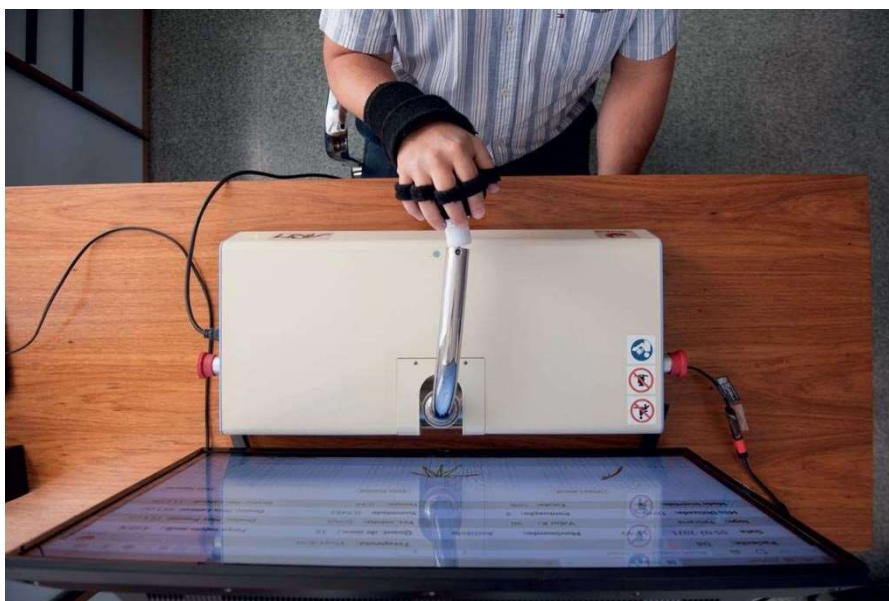
Figura 3 – Ortholeg



Fonte: Zapparolli (2021)

O Assistive Rehabilitation Machine (A.R.M), projetado pela *startup* Vivax em São Caetano do Sul (SP), apresentado na Figura 4, é um robô que ajuda os pacientes na reabilitação de membros superiores por meio de jogos digitais educacionais. O Ortholeg, assim como o A.R.M, são aplicáveis como complemento à fisioterapia convencional (Chaves, 2021).

Figura 4 – *Assistive Rehabilitation Machine* (A.R.M)



Fonte: Zapparoli (2021)

Partindo desses princípios, torna-se possível a utilização de sinais emitidos pelo corpo humano para controle de dispositivos robóticos (Sarro Júnior; Mendes Júnior; Frantz, 2014b). A Eletromiografia (EMG), por exemplo, é o registro de sinais elétricos durante a movimentação dos músculos (Ocarimo et al., 2004). Logo, é possível a utilização dos dados destes biosinais (sinais que são gerados por processos biológicos no corpo de organismos vivos) para o controle de um manipulador robótico que pode ser utilizado em diversas aplicações da área da Engenharia de Reabilitação e Robótica Assistiva.

Ademais, essa área está em constante evolução (Farinha, 2018), de modo que, nota-se uma crescente necessidade de pesquisas e prototipagens na área. Assim, justifica-se a execução deste projeto, que pode contribuir em estudos e desenvolvimento de futuras tecnologias e dispositivos.

Através deste trabalho, objetiva-se realizar a captação de sinais eletromiográficos a partir de um circuito elétrico, analisando cada um de seus estágios, incluindo sua amplitude, frequência e forma de onda, construir um código capaz de converter os sinais mioelétricos captados para comunicação e controle do braço robótico, bem como, cooperar com os

acréscimos às pesquisas nas áreas de Engenharia Biomédica, principalmente em sua subárea da Engenharia de Reabilitação, assim como na Robótica Assistiva.

Ademais, essa pesquisa trata-se também da continuação do Trabalho de Conclusão de Curso de Cecília Gonçalves Souza e Júlia Marques Rezende e baseia-se nos sistemas elaborados por (Ribas, 2015).

1.1 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é realizar o controle de um braço robótico a partir de sinais eletromiográficos, captados de músculos do braço humano.

1.1.1 Objetivos específicos

- Realizar a captação de sinais eletromiográficos a partir de um circuito elétrico, analisando cada um de seus estágios, incluindo sua amplitude, frequência e forma de onda.
- Construir um código capaz de converter os sinais mioelétricos captados para comunicação e controle do braço robótico;
- Cooperar com os acréscimos às pesquisas nas áreas de Engenharia Biomédica, principalmente em sua subárea da Engenharia de Reabilitação, assim como na Robótica Assistiva.
- Possibilitar às alunas pesquisadoras um aprimoramento de sua formação técnico-científica, pessoal e social, visando metodologias que permitam trocas de conhecimentos e experiências, interdisciplinaridade e integração.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

O presente trabalho está estruturado em seis seções, conforme descritos a seguir.

- Seção 1 - Referente a introdução e aos objetivos do trabalho, a fim de apresentar o tema.
- Seção 2 - Tratará sobre o referencial teórico - órteses e próteses.
- Seção 3 - Referente aos sinais EMG.
- Seção 4 - Serão expostos os materiais, o método, o sistema (captação, filtração, amplificação e conversão do sinal).
- Seção 5 - Apresentação dos resultados dos testes e integração entre o braço robótico e o sinal captado.
- Seção 6 - Considerações finais.

2 PRÓTESES E ÓRTESES

As próteses e órteses estão dentro da grande área da Engenharia de Reabilitação e Robótica Assistiva. Os autores Wang, Y., Tan, Q., Pu, F., Boone, D., e Zhang, M. (2020) definem próteses e órteses de forma geral como “dispositivos auxiliares comuns que ajudam pessoas com deficiência a atender suas necessidades biomecânicas”, entretanto, há uma separação entre os equipamentos que substituem alguma função do corpo, trabalhando como órgãos artificiais (próteses) e dispositivos que auxiliam alguma função do corpo que se encontra fragilizada (órtese) (Bhuyan; Kumar, 2019).

2.1 Evolução

A história afirma que para cada necessidade humana, surge uma nova tecnologia capaz de compensá-la, sendo assim, os primeiros registros de membro artificial datam de 2750 a 2625 a.C., em pinturas da dinastia egípcia (Edelstein; Bruckner, 2002).

Em 2012, foi encontrado no Egito a réplica de um dedão do pé direito de uma mulher (G1, 2012) confeccionado com couro, conforme ilustrado na figura 5, sendo considerada a prótese mais antiga que se tem registro, podendo ser de 1295 a 664 a.C. (Maia, 2016). Segundo Jacky Finch, cientista da Universidade de Manchester, na Grã-Bretanha, “o dedão de couro apresenta sinais de uso e características que sugerem que ele não servia apenas para a aparência” (G1, 2012).

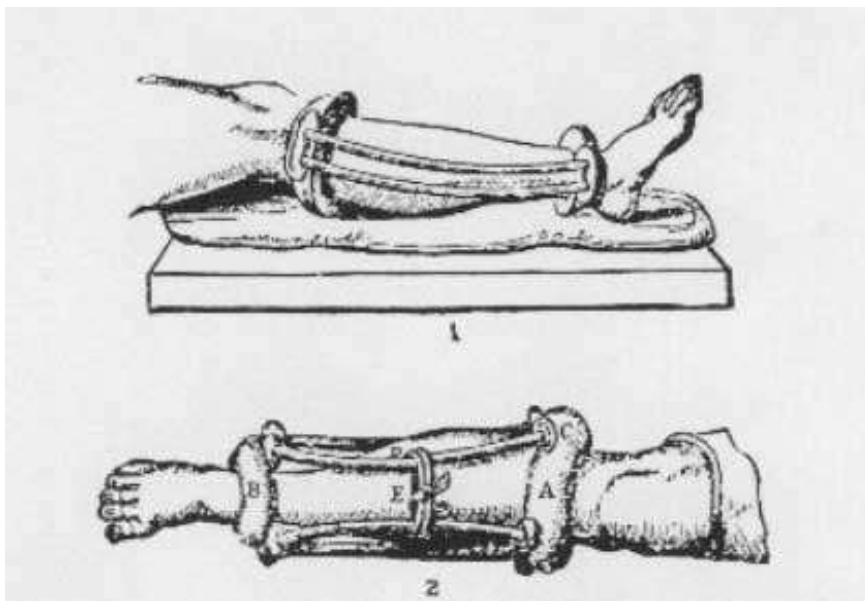
Figura 5 - Prótese mais antiga



Fonte: *University of Basel* (2012)

Na Grécia antiga, além dos registros do uso de próteses fabricadas com madeira e couro, foram encontradas peças com articulações que usavam tendões. Nesse período também são datadas as primeiras órteses que foram fabricadas por Hipócrates (460 – 370 a.C.) e que tinham o objetivo de corrigir fraturas, como ilustra a figura 6 (Bransken, 2016; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014).

Figura 6 - Órtese confeccionada com couro e madeira

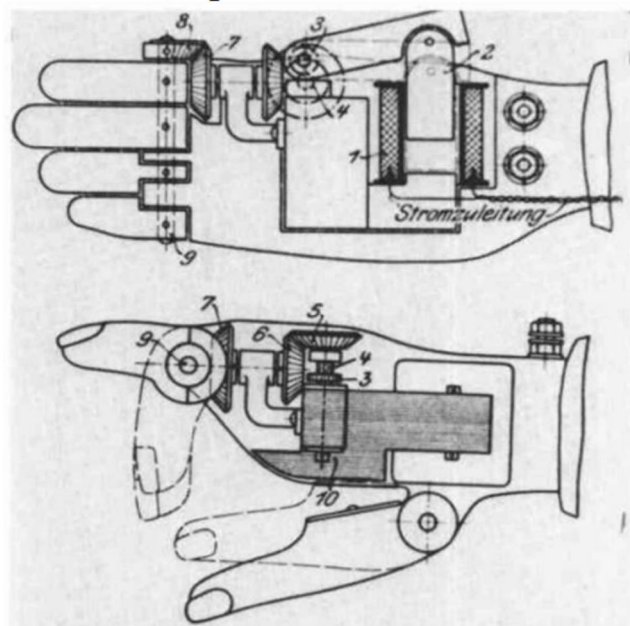


Fonte: Bransken (2016)

A estética e o conforto passaram a ser fatores cada vez mais importantes no desenvolvimento das próteses e órteses (Bransken, 2016), sempre incrementando novos elementos como molas e engrenagens, bem como, materiais mais leves e resistentes (Norton, 2007) para melhorar cada vez mais a eficiência desses equipamentos.

Entretanto, o grande avanço nessa área só aconteceu após a primeira guerra mundial, devido ao aumento do número de amputados (Maia, 2016). A evolução da eletrônica que acontecia simultânea com a guerra, contribuiu para que em 1916, surgisse a primeira prótese elétrica com fonte externa, conforme ilustrado a figura 7 (Pezenato, L.; Silva, D. A.; 2019).

Figura 7 - Prótese de mão elétrica



Fonte: Brasken (2016)

Em meados de 1945, com o fim da Segunda Guerra Mundial, surge nos Estados Unidos o programa de membros artificiais dentro da Academia Nacional de Ciências (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014), e a partir disso, surgiram diversas pesquisas, incrementando tecnologias como transistores, microprocessadores, fibra de carbono, dentre outros que, possibilitaram a criação de equipamentos inteligentes, capazes de se adaptarem a diversos ambientes (Silva Júnior, 2022; Norton, 2007).

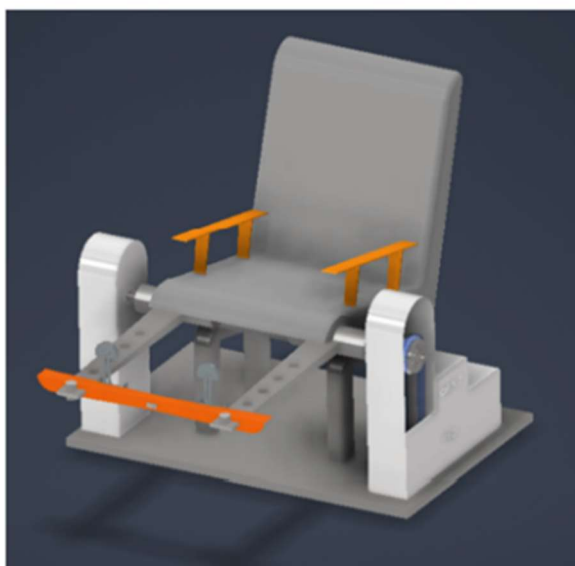
Por influência de novas áreas de pesquisa, como a Engenharia de Reabilitação e a Robótica Assistiva, na década de 1990 e início dos anos 2000, o desenvolvimento de próteses se voltou para a personificação, ou seja, o intuito não era criar apenas um equipamento funcional, mas sim, um mecanismo específico para cada pessoa, de acordo com sua necessidade e levando em conta os sinais emitidos pelo próprio corpo (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014).

2.2 Próteses com biosinais

Atualmente, existem diversos equipamentos que utilizam biosinais, como o eletroencefalograma e o eletromiograma, que tornam o tratamento de pacientes que necessitam de próteses cada vez mais eficientes (Edelstein; Bruckner, 2002). Os sinais bioelétricos são provenientes de um diferencial de potencial das membranas de células nervosas e musculares, logo, é possível analisar a atividade de órgãos do corpo humano (Rocha, 2016).

A primeira atividade registrada pelo cérebro humano aconteceu em 1875 por Richard Caton, tal estudo foi prolongado por Hans Berger, em 1924, que desenvolveu a primeira atividade encefalográfica. Marina Silva Bueno Drumond, em “*Brain machine interface (BMI)* para próteses artificiais: subsistema de aquisição de sinais cerebrais” (2021), apresentou a importância de tal biossinal quando aplicada em sistemas de interface cérebro-máquina (BMI). Em sua monografia, a autora desenvolve a implementação de um BMI a partir de sinais cerebrais, captados por um capacete com eletrodos, para movimentação de um exoesqueleto não portátil e não-antropomórfico para membros inferiores, como demonstrado na figura 8.

Figura 8 - Exemplo de exoesqueleto para sistema de reabilitação

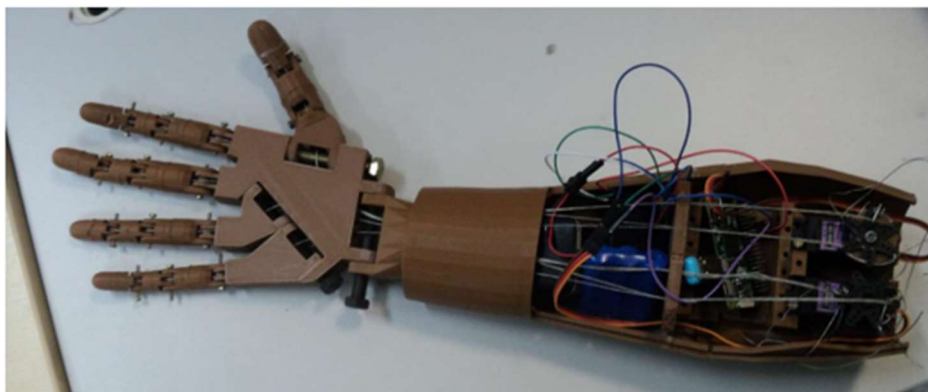


Fonte: Drumond (2021)

Apesar de existirem inúmeros estudos com protótipos utilizando outros biosinais, o mais comum é proveniente de sinais eletromiográficos, ou seja, o controle é realizado através dos impulsos elétricos gerados pela contração dos músculos. Tais próteses apresentam maiores possibilidades e precisão de movimentos, entretanto, as presentes no mercado atualmente são vendidas a preços elevados (SOUZA, 2021).

Nesse cenário de altos preços há estudos em que buscam a elaboração de próteses de baixo custo, que é o caso de Severino Peixoto Nunes Netto, em seu trabalho de conclusão de curso “Desenvolvimento de Prótese com Controle Mioelétricos e de Baixo Custo” (2016) onde relata o desenvolvimento de uma prótese de membro superior de baixo custo controlada pelo sinal EMG, Figura 9, conseguindo realizar dois movimentos de grande importância aos deficientes físicos.

Figura 9 - Prótese com controle mioelétricos



Fonte: Nunes Nettos (2016)

Entretanto, as próteses de maior preço ainda se sobressaem quanto à estética e capacidade de movimentos. A Ottobock é uma empresa alemã responsável pela elaboração de próteses mioelétricas de altíssima tecnologia, como a *Mão Bebionic Flex*, Figura 10.

Figura 10 - Mão Bebionic Flex



Fonte: Ottobock (2022)

O processo de captação de sinais desta empresa envolve questões ainda mais tecnológicas, pois utiliza de um bracelete com inteligência artificial, capaz de captar os movimentos de um membro amputado, interpretá-los e transferi-los para o membro protético da forma mais fiel possível aos movimentos realizados pelo usuário, conforme apresentado em uma reportagem ao canal DW Brasil em 2021.

2.3 Próteses na saúde pública brasileira

No Brasil, apenas em 2011 foi instituído um plano nacional para pessoas com deficiência, que previa dentre outras coisas, a ampliação das redes de produção e acesso a órtese e prótese (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014).

Segundo o Ministério da Saúde, em um artigo publicado na plataforma oficial de comunicação, o Sistema Único de Saúde (SUS) produz e oferece gratuitamente coletes, palmilhas, calçados ortopédicos, cadeiras de rodas adaptadas, bengalas, muletas, andadores, aparelhos que corrigem alterações auditivas e diversos dispositivos para pessoas com deficiências físicas e outros tipos de deficiências (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014).

Entretanto, para que o paciente tenha acesso às próteses e órteses pela rede pública é necessário ser encaminhado a um Centro Especializado em Reabilitação (CER), passar por uma triagem de exames e aguardar na lista de espera (CONASS; 2019). Em 2019, o Brasil contava com 228 unidades CER espalhadas pelo Brasil, conforme ilustra a figura 11.

Figura 11 - Mapa das unidades CER do Brasil



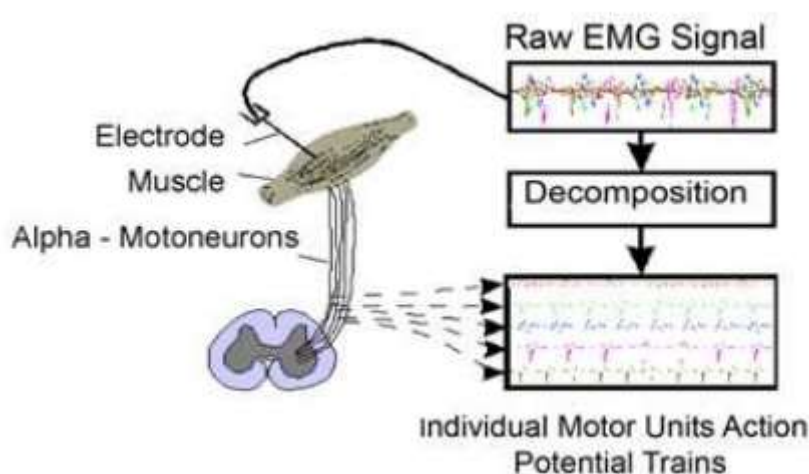
Fonte: CONASS (2019)

Alguns estados, como o Acre, Paraná e Amazonas, possuem apenas uma unidade CER (CONASS, 2019) dificultando o acesso e prolongando por anos as filas de espera. O avanço das pesquisas em próteses e órteses controladas por biosinais no Brasil é essencial para aprimorar a integração entre seres humanos e tecnologia, proporcionando maior autonomia aos usuários. A colaboração entre centros de pesquisa, instituições de ensino e a rede pública de saúde pode resultar em soluções inovadoras e acessíveis, descentralizando serviços atualmente concentrados em alguns estados e reduzindo as filas de espera. Além de melhorar a qualidade de vida dos usuários, a implementação dessas tecnologias tem o potencial de diminuir custos a longo prazo, otimizando recursos e contribuindo para a eficiência do sistema de saúde brasileiro.

3 ELETROMIOGRAFIA (EMG)

Os sinais eletromiográficos resultam da combinação de diversos potenciais de ação originados nas fibras musculares em resposta à excitação por neurônios motores, constituindo assim a manifestação da ativação neuromuscular durante uma contração muscular (Bernardes et al., 2007), como demonstrado pela Figura 12.

Figura 12 – Processo de atividade muscular



Fonte: Bernardes *et al.* (2007)

A eletromiografia (EMG) é comumente utilizada na prática clínica para avaliar pacientes com doenças neuromusculares, dores lombares e distúrbios de controle motor. A EMG é uma ferramenta aplicada em áreas como fisioterapia, reabilitação, medicina esportiva, treinamento e ergonomia. Seu uso se estende também à reabilitação de amputados, especialmente no desenvolvimento de próteses robóticas. Dessa forma, a EMG emerge como uma forma valiosa para identificar e classificar movimentos corporais (Jamal, 2012).

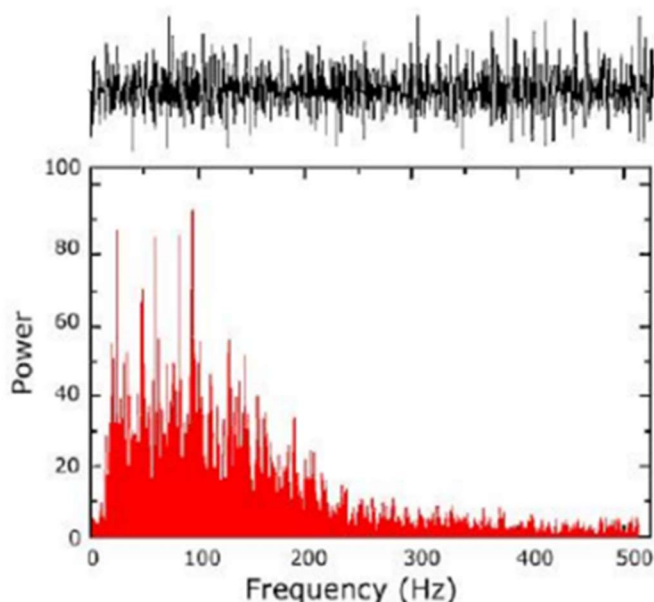
3.1 Características do sinal EMG

O sinal EMG é analógico, não possui uma onda característica que se repete ao longo do tempo, sendo que seu formato pode variar de acordo com o músculo escolhido, bem como a intensidade e a força aplicada durante o movimento (Marchetti; Duarte, 2011). A amplitude desse sinal pode variar entre 0 e 10 mV (pico a pico), com uma faixa de frequência que abrange de 0 a 1 kHz, podendo se estender até 10 kHz no contexto de EMG intramuscular (dentro do músculo) (Barros, 2005).

Além disso, a energia útil está restrita à faixa de 0 a 500 Hz, ou seja, a porção do sinal relevante para o estudo encontra-se principalmente nesse intervalo de frequência, sendo que a concentração mais proeminente e significativa dessa energia útil se situa entre as frequências de 50 a 150 Hz. Isso implica que, ao examinar o sinal EMG, a ênfase recai especialmente na faixa entre 50 e 150 Hz, onde predominam as informações essenciais relacionadas à atividade muscular (Barros, 2005).

A análise do espectro de frequências do sinal EMG, conforme apresentado na Figura 13, revela informações sobre algumas de suas características, como a amplitude, faixa de frequência e sua onda com formato irregular (Barros, 2005).

Figura 13 – Espectro de frequência do sinal EMG de superfície



Fonte: Barros (2005)

A eletromiografia é então, um exame versátil se tratando de estudos de fibras musculares. Através desses sinais é possível investigar e avaliar a ativação muscular, durante atividades complexas, simples e no repouso.

Analisando a frequência do sinal captado é possível detectar o grau de fadiga muscular e, analisando a amplitude da onda durante a contração, verifica-se a intensidade e a força aplicada. Com esses parâmetros, pode-se criar modelos matemáticos que são aplicados principalmente no estudo, desenvolvimento de equipamentos e tratamentos fisioterapêuticos mais eficazes (Scheeren; Krueger; Freitas, 2015).

3.2 Aquisição do sinal EMG

Para a aquisição de biosinais são utilizados eletrodos, dispositivos capazes de detectar corrente elétrica no músculo, que podem variar de acordo com a aplicação (Ocarino et al., 2004). Os eletrodos podem ser não invasivos ou invasivos.

Os que captam o sinal superficialmente, com contato direto na pele, são chamados de não invasivos, por essa característica, esses dispositivos não causam incômodo ou dor no paciente durante a aquisição do sinal e estão representados na Figura 14.

Figura 14 – Eletrodos não invasivos



Fonte: Bernardes et al. (2007)

Já os eletrodos da Figura 15, são do tipo invasivo, pois atravessam a pele através de agulhas, para atingir músculos situados abaixo de outros músculos.

Figura 15 – Eletrodos não invasivos



Fonte: Bernardes et al. (2007)

Os eletrodos podem ser classificados também como ativos e passivos. Eletrodos ativos, possuem um pré-amplificador, sendo assim, no instante em que o sinal é captado é também

amplificado e posteriormente transmitido para os circuitos externos. A vantagem desse tipo de eletrodo é que o sinal lido é, se comparado aos demais, “limpo”, ou seja, com menos ruídos e interferências (Bernardes et al., 2007).

Os passivos, pelo contrário, necessitam de um circuito externo, que faça a amplificação do biosinal. Por se tratar de circuitos eletrônicos, os componentes que fazem essa modificação no sinal, acabam interferindo na sua qualidade, de forma que, são necessários outros circuitos para a filtragem do mesmo (Jamal, 2012).

O autor Muhammad Zahak Jamal, aborda em seu livro *Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis* (2012), além dos tipos de eletrodos ideais para captação de sinais em cada músculo, boas práticas na preparação da pele, antes da aquisição do EMG. Segundo o autor, é necessário inicialmente, a remoção dos pelos da região de alocação dos eletrodos, principalmente se forem do tipo superficial.

A remoção da pele morta, e de suor, também podem interferir na aderência do eletrodo com a pele. Segundo Jamal, para garantir a qualidade da aquisição do sinal, o ideal é ter baixa resistividade e humidade na pele. Para isso, deve ser feita a limpeza do local com álcool e aplicado em um gel abrasivo antes de colocar os eletrodos.

Os eletrodos EMG de superfície devem ser colocados entre a unidade motora e a inserção tendinosa do músculo ao longo da linha média longitudinal do músculo. A distância entre o centro dos eletrodos ou superfície de detecção deve ser de apenas 1-2 cm. O eixo longitudinal dos eletrodos que passa por ambas as superfícies de detecção devem ser paralelos ao comprimento e as fibras musculares. (Jamal, 2012, p. 434).

Além dos eletrodos posicionados no músculo analisado, é necessário também, um eletrodo de referência que, servirá para comparar os sinais, ou seja, o sinal do músculo não pode ser confundido com ruídos externos. Dessa forma, pode ser feito o comparativo entre os níveis de tensão captados e transferir para os próximos estágios (amplificação, filtragem, conversão), apenas aqueles que forem considerados de origem muscular (Ocarino et al., 2004).

3.3 Condicionamento do sinal

Feita a aquisição do sinal, o EMG deve passar por circuitos auxiliares de amplificação, filtragem e conversão analógico/digital, para que possa ser analisado com mais fidelidade. Como dito anteriormente, quando captado, o sinal originado do músculo possui baixa amplitude

e ruídos. Mesmo que tenham sido adotadas boas práticas durante esse processo, por envolver componentes eletrônicos, é inevitável a presença de distorções no sinal. Além disso, a análise do sinal de forma discreta, ou digital, permite a quantização e amostragem, que são importantes para o estudo do EMG e para o controle do manipulador robótico (Marchetti; Duarte, 2011).

3.3.1 Amplificação

Levando em consideração as características do sinal captado, baixa amplitude e ampla faixa de frequência, torna-se necessário a amplificação, em que se mantém as características fundamentais, eliminando distorções (ruídos) não desejados na análise do sinal.

Marchetti e Duarte (2011) definem ruído no EMG como sendo “qualquer sinal EMG não desejado ao longo do sinal detectado e pode resultar de fonte distantes, tais como linhas de força, outros aparelhos e músculos vizinhos”. Ainda segundo esses autores, alguns parâmetros como, razão sinal/ruído, ganho, taxa de rejeição de modo comum, impedância de entrada, *input bias current* e largura de banda, trazem informações importantes sobre a qualidade do sinal pós amplificação.

3.3.2 Filtragem

Como dito anteriormente, a faixa de frequência em que se contém as informações úteis do sinal amplificado EMG é de 50 a 150 Hz, isso implica que poderão ser desconsideradas frequências inferiores a 50 Hz e superiores a 150 Hz. Para tanto, faz-se necessário o uso de filtros, denominados passa-baixas e passa-altas (Marchetti; Duarte, 2011). Como sugerido pelo nome, o filtro passa-baixa tem a função de filtrar as frequências deixando passar apenas aquelas abaixo de um certo valor, conforme projetado. Analogamente, o filtro passa alta, irá filtrar as frequências e deixará passar apenas aquelas acima de um determinado valor.

Esses filtros podem ser analógicos ou digitais dependendo do sinal de entrada, filtros analógicos são compostos por circuitos eletrônicos, e filtros digitais correspondem há uma análise matemática em forma de matriz (Ocarino *et al.*, 2004).

3.3.3 Conversão AC/DC

Por fim, a última etapa consiste na conversão analógico/digital, uma vez que os biosinais possuem características analógicas, ou seja, sua amplitude varia continuamente ao longo do tempo (Marchetti; Duarte, 2011).

Sabendo que a maioria dos dispositivos eletrônicos atualmente são digitais, para que consigamos analisar o sinal captado, amplificado e filtrado, através de algum *software*, é necessário convertê-lo, fazendo a amostragem e a quantificação, para que o processador consiga entender o sinal como discreto, ou seja, uma sequência de números inteiros.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A fase inicial da elaboração desse projeto, envolveu um levantamento bibliográfico, para definição de conceitos e informações sobre o que é Engenharia de Reabilitação, o que é Engenharia Biomédica, próteses, órteses e o contexto histórico em que surgiram. A obtenção de dados sobre próteses e órteses no sistema público de saúde brasileiro, aplicações existentes de próteses controladas por eletromiografia, bem como, o que é e como funciona a eletromiografia, a aquisição do sinal e seu condicionamento, foram importantes para o entendimento geral de todo o processo que resulta no tema desse trabalho e das etapas seguintes.

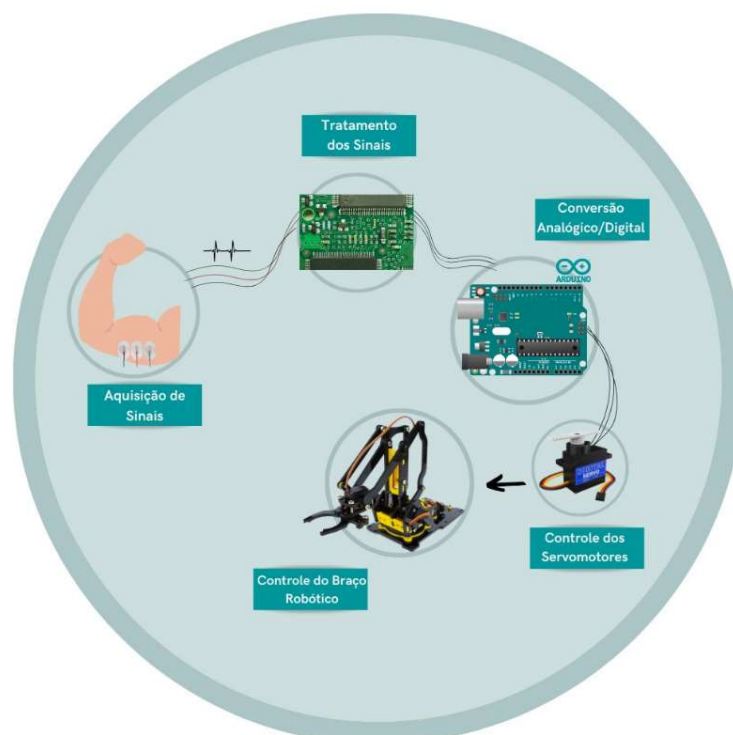
Após a conclusão do levantamento bibliográfico, procedeu-se à fase de definição e elaboração do projeto do sistema, culminando na identificação dos materiais necessários para a implementação do mesmo. Posteriormente à aquisição dos componentes, deu-se início à etapa de testes e simulações dos elementos, bem como à efetivação dos circuitos eletrônicos que compõem o sistema projetado. Durante esse processo, foram conduzidas simulações e testes para validar o desempenho esperado de cada componente do sistema.

Concomitantemente à execução dos testes e simulações, foram coletados os resultados dessa fase, os quais foram submetidos a uma análise e elaborados com o propósito de futura publicação.

4.1 Sistema para aquisição de sinais e movimentação do manipulador robótico

A Figura 15 representa a descrição e projeto como um todo. O ponto de partida é a aquisição de sinais por meio de eletrodos de superfície, destinados à captação de sinais do músculo do braço humano. O sinal adquirido passa por um processo de condicionamento de sinais, compreendendo amplificação, filtragem e ajustes de ganho e *offset*. Todos esses estágios foram implementados em placas de circuito impresso, visando a minimização de interferências externas.

Figura 15 – Esquema para movimentação de manipulador robótico



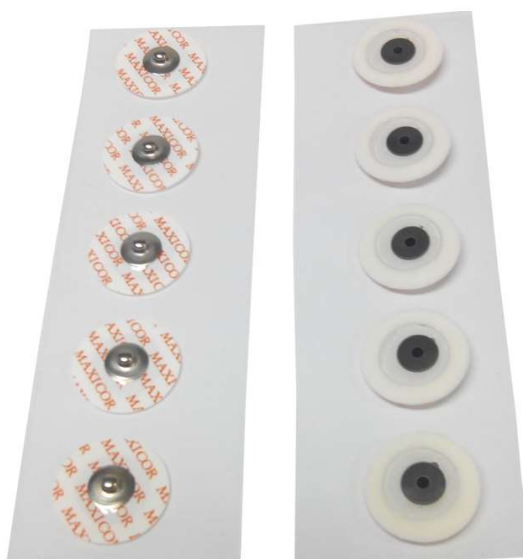
Fonte: Autoras (2023)

Após a etapa de condicionamento (tratamento) de sinais, o sinal resultante é convertido em formato digital com o auxílio de um Arduino MEGA. O sinal digitalizado é, então, direcionado aos servomotores localizados em cada articulação do manipulador robótico, permitindo, assim, sua movimentação.

4.2 Eletrodos

Para a aquisição dos sinais eletromiográficos EMG no contexto do projeto, foi feita a escolha estratégica de utilizar eletrodos de superfície não invasivos e descartáveis. A escolha desses eletrodos foi com o intuito simplificar o processo de coleta de dados. Os eletrodos de superfície oferecem a vantagem de serem aplicados diretamente sobre a pele, eliminando a necessidade de procedimentos invasivos. Os eletrodos escolhidos são apresentados na Figura 16.

Figura 16 – Eletrodos de superfície descartáveis



Fonte: Loja.Miotec (2021)

Foram empregados três eletrodos para a captação do sinal eletromiográfico, sendo dois deles posicionados no músculo bíceps com uma distância de 2 centímetros entre si. Essa disposição otimizada permitiu uma captação eficaz dos potenciais de ação elétrica específicos do bíceps.

Simultaneamente, o terceiro eletrodo foi cuidadosamente colocado sobre o osso protuberante do pulso, desempenhando um papel crucial como ponto de referência. Essa escolha estratégica visa garantir uma base elétrica estável, minimizando interferências e proporcionando uma leitura consistente dos sinais EMG.

O osso do pulso, devido à sua estabilidade anatômica, serve como uma referência confiável, praticamente imune a variações durante os movimentos, fortalecendo assim a validade e a confiabilidade das leituras captadas

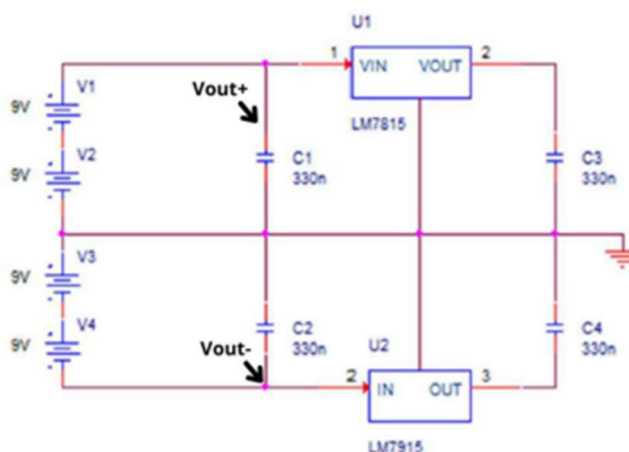
4.3 Circuito EMG

A escolha do circuito EMG a ser seguido foi todo baseado no trabalho de (Ribas, 2015) pela simplicidade do sistema e componentes utilizados, e foi alimentado através de uma fonte simétrica de tensão, similar ao utilizado por (Souza; Rezende, 2022), os quais serão descritos com mais detalhes a seguir, e cujo diagrama completo está apresentado no Anexo I deste trabalho.

4.3.1 Fonte de alimentação

Sabendo que os componentes eletrônicos possuem alimentação de cerca de +15 V e -15 V, fez-se necessário uma fonte de alimentação simétrica, capaz de suprir essa necessidade, conforme a Figura 17.

Figura 17 – Fonte de alimentação simétrica



Fonte: Souza; Rezende (2022)

Composto por dois reguladores de tensão, quatro capacitores e quatro baterias de 9V cada, a principal função desse circuito é regular a tensão de entrada de 18V (soma de duas baterias) para 15V. Como os amplificadores possuem alimentação positiva (+VCC) e negativa (-VCC), essa fonte resulta em duas saídas, por isso a necessidade de dois reguladores de tensão. O ponto comum entre os componentes resulta no chamado “terra” (GND), que é usado como referência pelos demais circuitos.

Devido à natureza do sinal EMG e a quantidade de ruídos relacionados a ele, foram utilizados reguladores de tensão isolados, da série LM. Para a parte positiva foi escolhido o LM 7815 e para a parte negativa o LM 7915. Os capacitores de poliéster de 330nF presentes no circuito possuem a função principal de filtrar possíveis ruídos, antes e depois da regulação do sinal de tensão.

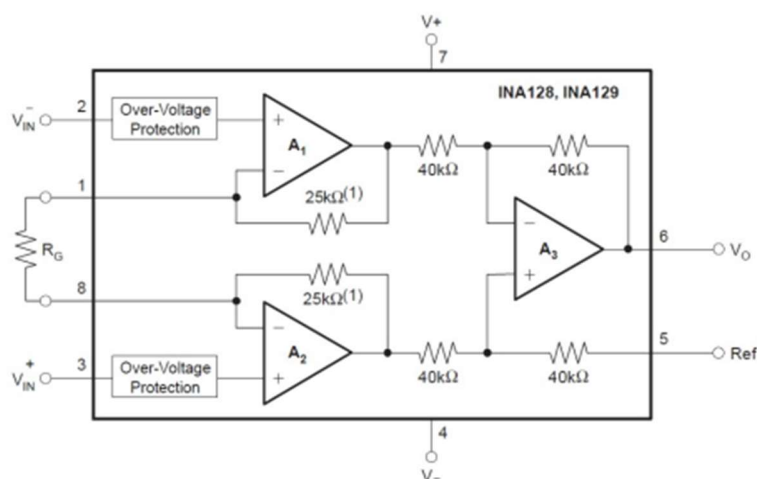
4.3.2 Amplificador operacional

O sinal EMG capturado pelos eletrodos passa, primeiramente, por um processo de amplificação através do amplificador de instrumentação INA128. Este componente tem um ganho definido por um resistor externo (R_g) e alta rejeição de modo comum (CMRR), uma alta

impedância de entrada e baixa impedância de saída. O CMRR, no caso da aquisição de sinais bioelétricos, ajuda a minimizar interferências, evitando que elas afetem negativamente a qualidade do sinal EMG que será amplificado (Hess, 2019).

Ele é composto por 3 amplificadores operacionais (AMP-OP) internos, como mostra a Figura 18, para melhorar o sinal e aumentar a rejeição de modo comum. Sensores e circuitos de detecção de sinais geralmente têm alta impedância de saída, entretanto, nos amplificadores diferenciais necessitam de uma entrada de baixa impedância, logo, o primeiro estágio, formado pelos AMP-OP's A1 e A2 se trata de um *buffer*, utilizado para isolar e conectar um estágio com alta impedância de entrada à uma carga de baixa impedância de saída (Hess, 2019). Posteriormente, o AMP-OP A3 realiza a rejeição de modo comum e executa a amplificação, por obter uma configuração de amplificador diferencial tradicional.

Figura 18 – Diagrama do INA 128



Fonte: Instruments (2022)

A Figura 19 apresenta o *layout* dos pinos do circuito integrado (CI) INA128. No pino 1 e 8, realiza-se a conexão do resistor R_G , que desempenha a configuração do ganho do amplificador. Os pinos 2 e 3 são destinados à entrada dos sinais captados provenientes dos eletrodos, conectados aos músculos. A alimentação elétrica simétrica, que consiste em +15V e -15V, é conectada nos pinos 7 e 4, respectivamente. O pino 5 funciona como referência no circuito. Finalmente, o pino 6 assume a responsabilidade de emitir o sinal de saída do CI, tornando-se a saída principal do amplificador.

Para adquirir a faixa de frequência relevante do sinal, conforme abordado no item 3.1, foi implementado um filtro passa-altas inversor com ganho de tensão, bem como um filtro passa-baixas, ambos de primeira ordem. Esta escolha foi embasada na capacidade do INA 128 de proporcionar um elevado CMRR, o que eliminou a necessidade de empregar filtros de ordem superior.

O filtro passa-altas exerce a função de bloquear frequências desde o valor zero até sua frequência de corte designada, viabilizando a passagem das frequências acima dessa marca (Malvino; Bates, 2016). Neste trabalho, o filtro foi projetado para uma frequência de corte de 15Hz, conforme determinado pela equação. (4.1) e apresentado na Figura 21, resultando em um ganho de $-4V/V$ conforme estabelecido na equação (4.2).

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * R_2 * C_1} \quad (4.1)$$

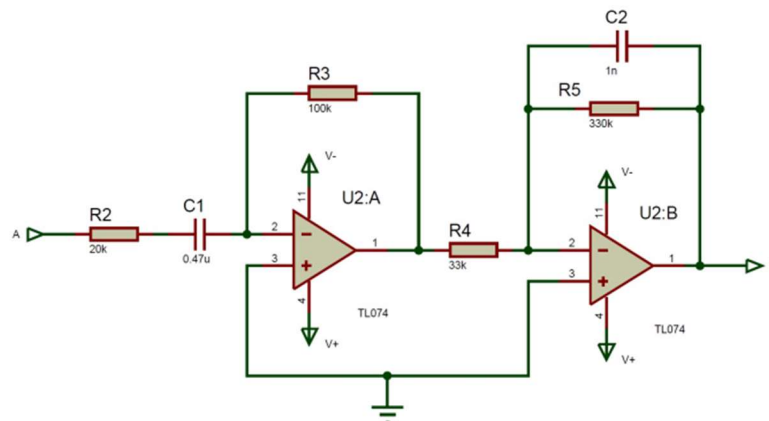
$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * 2,2 \times 10^3 * 0,47 \times 10^{-6}}$$

$$f_c = 15,39 \text{ HZ}$$

$$G = -\frac{R_3}{R_2} \quad (4.2)$$

Por outro lado, o filtro passa-baixas tem a finalidade de bloquear frequências acima de sua frequência de corte e permitir a passagem das frequências até esse ponto (Malvino; Bates, 2016).

Figura 21 – Etapa de filtragem



Fonte: Ribas (2015)

Neste contexto, o filtro foi projetado para uma frequência de corte de 483Hz, obtendo um ganho de $-10V/V$. Tais parâmetros foram determinados utilizando as mesmas equações que governam o filtro passa-baixas.

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * R_5 * C_2}$$

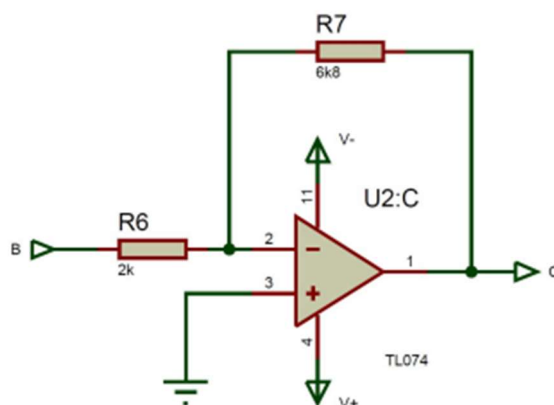
$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * 330 \times 10^3 * 1 \times 10^{-9}}$$

$$f_c = 482.29 \text{ HZ}$$

4.3.4 Ganho

Apesar da amplificação nos circuitos anteriores, para a conversão do sinal AC/DC (*Alternating Current / Direct Current*) no Arduino é necessário que o sinal esteja na ordem de 5 V, dessa forma, há a adição de outro circuito amplificador, projetado apenas para atingir esse nível de tensão, conforme esquematizado na Figura 22.

Figura 22 – Circuito de ganho



Fonte: Ribas (2015)

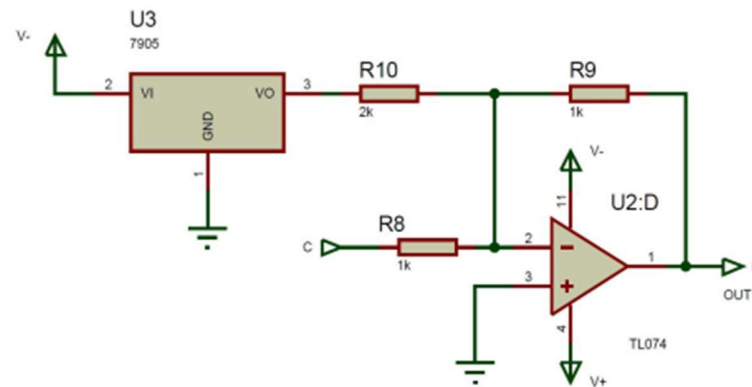
De forma similar aos outros circuitos, foi usado um TL074, na configuração inversor e dois resistores, um de $6,8K\Omega$ e outro de $2,2K\Omega$. Esse último resistor teve seu valor adaptado pois não é encontrado comercialmente um resistor no valor de $2K\Omega$. Dessa maneira, seguindo a teoria sobre amplificadores operacionais, o ganho desse circuito pode ser calculado através da divisão do valor de R7 por R6, originalmente seria $3,4V/V$, mas devido a adaptação do valor de um resistor, o ganho passou a ser $3,1V/V$. O valor de saída desse estágio pode ser calculado através da equação (4.3).

$$V_C = -\frac{R_7}{R_6} * VB$$

4.3.5 Ajuste de offset

Por fim, para garantir mais uma vez que a tensão de saída esteja entre 0V e 5V, para comunicação com o Arduino, é utilizado um circuito de ajuste de *offset*, com a função principal de limitar a tensão dentro dessa faixa. Para tanto, foi seguido o esquema proposto por Ribas (2015), conforme a Figura 23, que utiliza novamente um regulador de tensão e um amplificador operacional.

Figura 23 – Circuito ajuste de offset



Fonte:(Ribas, 2015)

Foi utilizado um regulador de tensão negativo da série LM7905, não isolado (não foi encontrado no mercado com prazo de entrega considerável um regulador de tensão dessa série, isolado) que fornece em sua saída -5V, um resistor de 2,2K Ω (adaptado para um valor comercial) e um amplificador TL074 na configuração inversor e ganho igual a 1V/V, que quando combinados na configuração da figura 24, fornecem tensão 0 a 5V em sua saída. O valor de saída desse estágio pode ser calculado através da equação (4.4).

$$V_D = -\left(\frac{-5}{R_{10}} + \frac{V_C}{R_8}\right) * R_9 \quad (4.4)$$

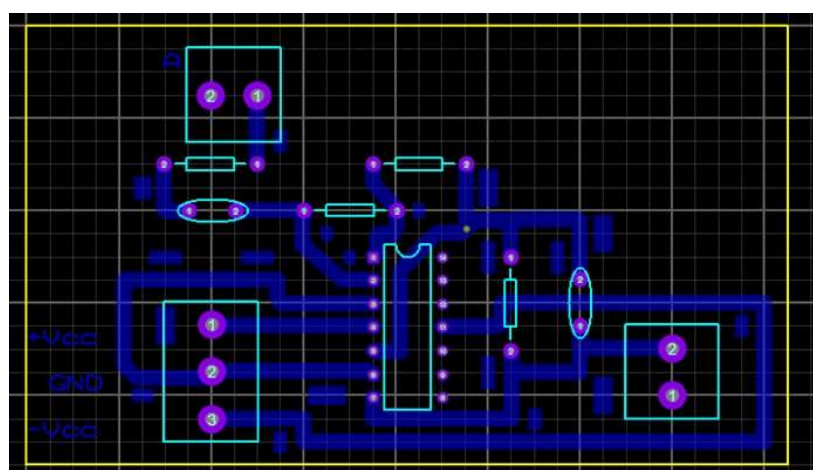
4.4 Confeção das placas

Para minimizar a interferência e reduzir os ruídos resultantes do uso de fios telefônicos nas conexões dos componentes, foram desenvolvidas placas de circuito impresso. O processo envolve a criação de circuitos em um *software* de simulação de Placas de Circuito Impresso

(PCB's), a transferência desses circuitos para uma placa física e a realização de um conjunto de etapas manuais para torná-la funcional.

O *software* Proteus Professional, desenvolvido pela empresa *Labcenter Electronics* e licenciado pelo Instituto Federal de Educação – Campus Jataí, desempenhou um papel fundamental na criação dos circuitos do projeto. O Proteus se direciona ao desenvolvimento de projetos no âmbito eletrônico e elétrico com recursos avançados, juntamente com a simulação e a elaboração dos *layouts* dos circuitos das PCB's (Labcenter Electronics, 2023). Logo, durante esta fase, os *layouts* individuais de cada circuito foram elaborados, assim realizando todas as interconexões de cobre entre os componentes, como ilustrado na Figura 24, que exemplifica um dos circuitos de amplificação desenvolvidos.

Figura 24 - Circuito de amplificação desenvolvido no software Proteus



Fonte: Autoras (2023)

Posteriormente, o circuito foi impresso em papel fotográfico, mediante o uso de uma impressora a laser, e transferido para uma placa de fenolite, onde a camada cobreada estava localizada. Isso foi realizado com o auxílio de um ferro de passar roupas para proporcionar a temperatura necessária para que o circuito aderisse à placa. Após essa etapa, a placa passou por um processo de corrosão com percloroeto de ferro, preparando-a para uso. Além disso, foram feitos furos na placa com uma furadeira de bancada para permitir a alocação dos componentes.

4.5 Manipulador robótico

Um manipulador robótico pode ser conceituado como um dispositivo mecânico controlado por meio de *software*, com uma finalidade específica destinada a diversos processos automatizados. Adicionalmente, a utilização de sensores pelos manipuladores robóticos pode

desempenhar um papel fundamental na orientação e movimentação de suas partes em situações preestabelecidas, conforme destacado por (Lopes, 2002).

A estrutura física de um sistema robótico é composta por elementos rígidos chamados elos, que são interligados por juntas responsáveis pela movimentação entre os elos. O número de graus de liberdade de um manipulador corresponde à quantidade de variáveis independentes de posição nas quais ele pode se movimentar (Craig, 2012). Para realização do projeto foi adquirido o Braço Robótico RoboARM da RoboCore (como demonstrado pelo seu desenho técnico no Anexo II). Como apresentado pela Figura 25 o mesmo possui uma junta rotacional em sua base (junta 1), duas juntas rotacionais ao decorrer do braço (junta 2, junta 3), e no fim o seu efetuador, onde se encontra a junta 4. Todas essas juntas são interligadas por 7 elos e realizam movimentos a partir dos servo motores presentes, logo, o RoboARM possui 4 servo motores modelo 9g SG90.

Figura 25 – Manipulador robótico



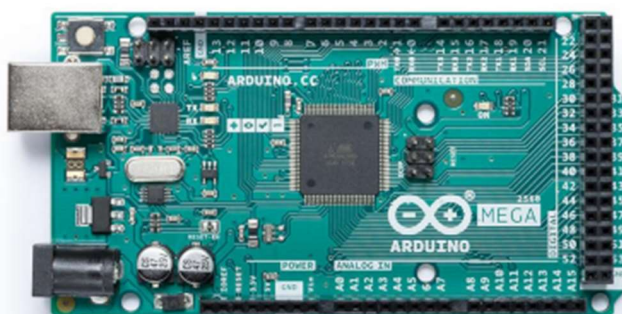
Fonte: Autoras (2023)

A escolha do RobôARM para o nosso projeto foi fundamentada em diversos critérios vantajosos. Além de ser uma opção de baixo custo, este braço robótico apresenta um processo de montagem simplificado. Ele também oferece quatro graus de liberdade, assemelhando-se, assim, à estrutura do corpo humano. Para efeitos de comparação, podemos considerar a base como equivalente à cintura, a junta 1 ao ombro, a junta 2 ao cotovelo, a junta 3 ao pulso, e a junta 4 como responsável pelo movimento da mão.

4.6 Arduino

Para a conversão do sinal analógico (captado pelo músculo) para digital (aceito pelo servo motor) e integração com o manipulador robótico, foi escolhido o microcontrolador Arduino MEGA, ilustrado na Figura 26.

Figura 26 – Arduino Mega



Fonte: Docs.arduino.cc (2022)

Este equipamento conta com um ótimo custo-benefício, pois, é programável em uma plataforma gratuita e de código aberto, em linguagem simples e possui valor acessível. O microcontrolador em questão, possui uma capacidade de processamento de 8 bits. Dada a alimentação de 5V, isso resulta em uma resolução aproximada de 4,88mV, conforme demonstrado pela Equação (2.3). Essa resolução é considerada suficiente para estabelecer uma comunicação eficiente com o manipulador robótico (Marchetti; Duarte, 2011).

$$\text{Resolução} = V_{\text{ref}} / 2^N \quad (2.3)$$

Onde:

V_{ref} = Tensão de referência do conversor

N = Número de bits do conversor

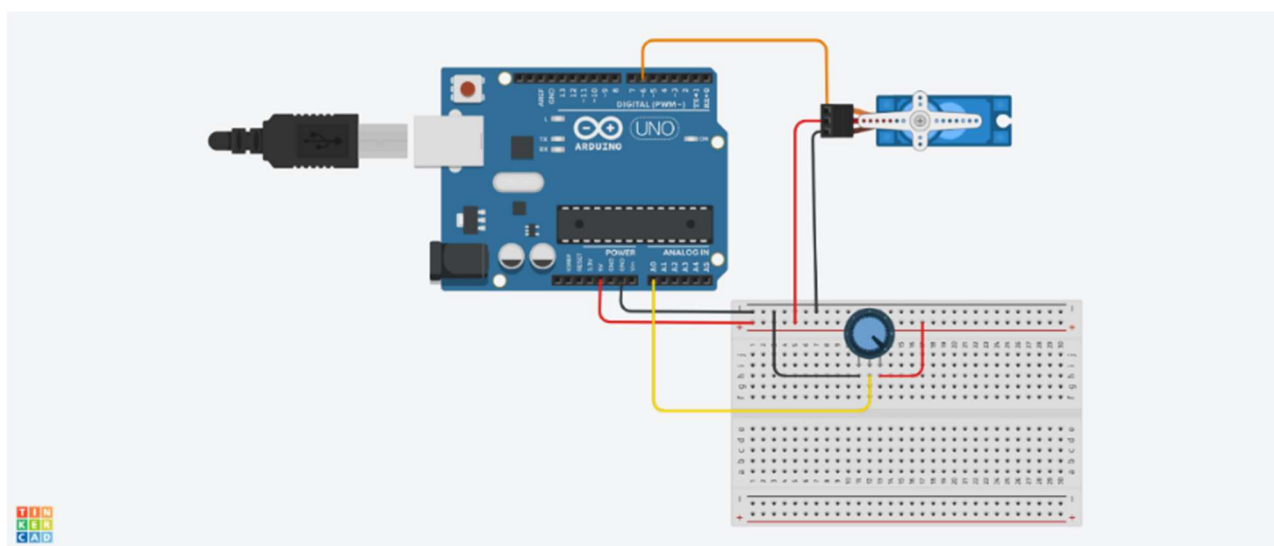
4.7 Simulações e teste dos atuadores

Para simular a movimentação de um braço robótico a partir de sinais EMG, foi realizada uma simulação com um servo motor e um potenciômetro, no aplicativo Tinkercad, de modo que o servo motor represente o manipulador robótico e o potenciômetro o sinal EMG. O servo motor foi controlado por meio da variação de corrente causada por um potenciômetro e interpretado pelo microcontrolador Arduino.

Esta etapa foi realizada com base na compreensão de que o manipulador robótico opera através de servo motores presentes em cada junta, e a utilização do potenciômetro permitiu a criação de uma variação contínua, como ilustrado na Figura 27. Desta forma, conseguimos simular o que seria um sinal analógico de EMG, no controle de um atuador.

O Tinkercad, desenvolvido pela empresa Autodesk, é um aplicativo *web* onde é possível a simulação de circuitos eletrônicos, codificação e projetos 3D. A escolha deste *software* foi devido à sua facilidade de uso e à flexibilidade que ele proporciona, permitindo a integração de placas Arduino programáveis para controlar os circuitos (MAKIYAMA, 2023a). O Arduino é uma plataforma eletrônica de código aberto onde é possível a programação de microcontroladores em linguagens como C e C++.

Figura 27 – Simulação de atuação do servo motor no Tinkercad



Fonte: Autoras (2023)

A programação em linguagem C apresentada na Figura 28, utilizada na simulação, foi desenvolvida de forma colaborativa pelas autoras do trabalho e pela professora orientadora.

Inicialmente, foram definidas as variáveis relacionadas ao servo motor, ao potenciômetro e à posição de movimento. No campo de código "*void setup*", foram estabelecidos os comandos necessários para configurar a simulação, especificando o pino de entrada que conecta o potenciômetro ao Arduino e definindo a posição inicial do motor.

Em seguida, no "*void loop*", o programa realiza a leitura das informações analógicas enviadas pela variável "pot" (que representa o potenciômetro) e que varia de 0 a 1023, corresponde a quantidade de *bits*, ou seja, a resolução digital do Arduino. O comando "*map*" faz a conversão entre a escala de resolução do Arduino e saída PWM (*Pulse Width Modulation*

- modulação por largura de pulso) em que o servo está conectado. Dessa forma, a depender da posição do potenciômetro e tendo em vista a saída PWM é enviado valores de tensão para o controle de posição do servo, que variam de 0 a 5 V.

Figura 28 – Código de simulação Tinkercad

```

1  #include <Servo.h>
2
3
4  #define SERVO 6      //Porta Digital PWM 6
5
6  int pot = A0;
7  int leitura;
8
9  Servo s;
10
11 void setup()
12 {
13     s.attach(SERVO);
14     s.write(0);
15     pinMode(pot, INPUT);
16     Serial.begin(9600);
17 }
18
19 void loop()
20 {
21     leitura = analogRead(pot);
22     Serial.println(leitura);
23     leitura = map(leitura, 0, 1023, 0, 255);
24     s.write(leitura);
25 }
26

```

Fonte: Autoras (2023)

Finalizadas as simulações virtuais no Tinkercad, foram testados os servos motores reais, referente a cada "junta" do manipulador robótico. O código utilizado foi o mesmo da simulação virtual, entretanto, foi usado a própria plataforma Arduino para comunicação com os servos motores.

A plataforma Arduino, de código aberto, oferece suporte a diversas linguagens de programação, permitindo a comunicação entre a placa física e o código desenvolvido. Ela facilita a compilação do código e possibilita o monitoramento em tempo real de variáveis. Devido a essas e outras vantagens, o Arduino é amplamente usado como uma ferramenta de desenvolvimento de projetos que envolvem programação (Makiyama, 2022b).

Seguindo a mesma configuração de cabos da simulação, foi possível verificar a movimentação de todos os servos motores do robô. O atuador responsável pela garra, devido a sua construção, realizou um ângulo de movimentação inferior aos demais. Durante a

realização deste teste verificou-se que, devido à sensibilidade do potenciômetro, algumas pequenas variações aconteciam de forma involuntária, ocasionando a movimentação do servo.

4.8 Testes e implementação do sistema

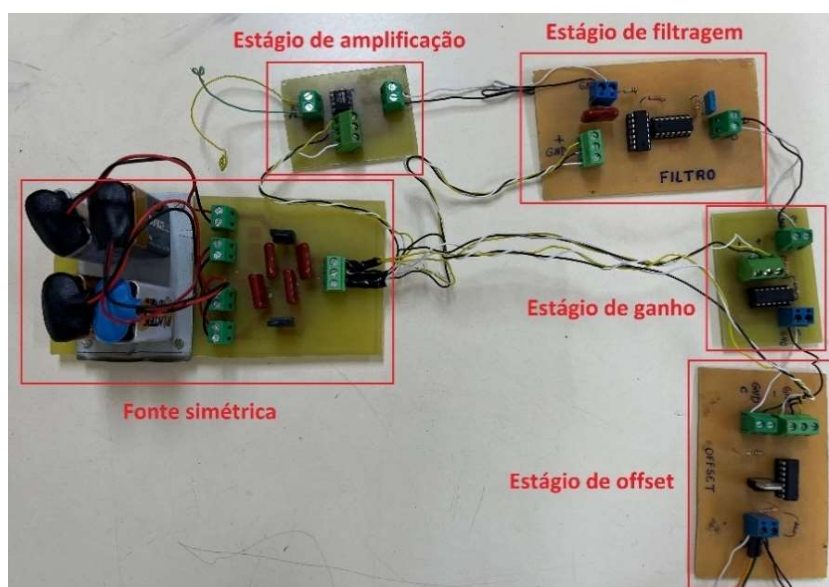
Todos os testes e implementação do sistema foram realizados no laboratório de Eletrônica do Instituto Federal de Educação, Ciências e Tecnologia de Goiás – Campus Jataí. A escolha por esse ambiente proporcionou condições controladas e ideais para a realização dos testes.

Os testes foram conduzidos em uma configuração de bancada, contando exclusivamente com a participação das autoras do projeto. Durante essas etapas, foram utilizados materiais disponíveis na Instituição para garantir a integridade e funcionalidade do sistema, como por exemplo o osciloscópio marca Tektronix, modelo TDS 2014B, que desempenhou um papel central durante todo o processo. Sua aplicação foi estendida desde a fase de prototipagem até a validação final do sistema. Esse equipamento permitiu a análise em tempo real do sinal EMG, oferecendo uma visão detalhada da sua forma de onda, amplitude e frequência.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Após a realização de testes que confirmaram a viabilidade do nosso projeto com a movimentação dos servo motores com o uso do potenciômetro, procedemos com a fabricação das placas correspondentes. Conforme ilustrado na Figura 29, os estágios de amplificação, filtragem, ajuste de ganho e *offset* foram elaborados em placas de circuito impresso, e cada uma delas foram interligadas com o uso de fios telefônicos. Essas placas foram submetidas a testes individuais, nos quais os sinais de saída foram continuamente monitorados por meio de um osciloscópio.

Figura 29 – Circuito EMG em PCB

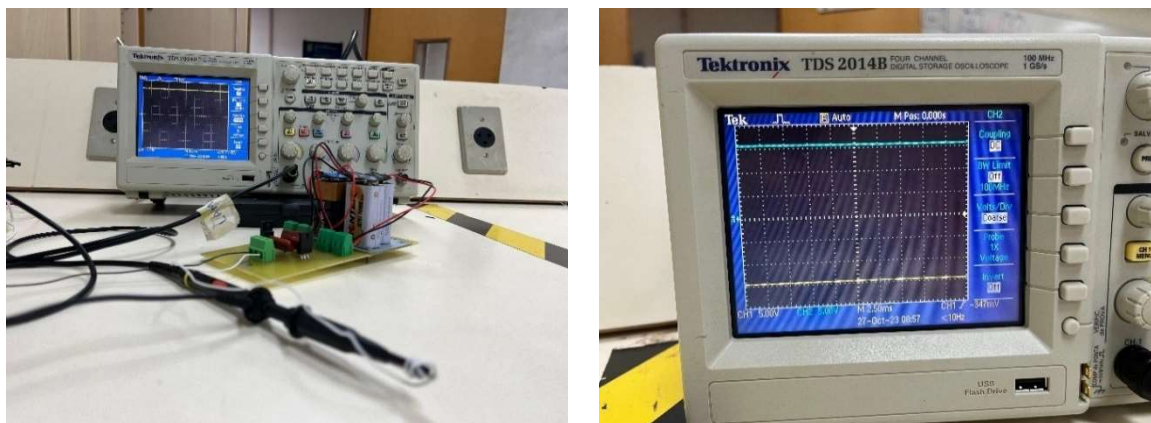


Fonte: Autoras (2023)

Os testes da fonte simétrica incluíram a verificação da estabilidade da tensão em ambas as saídas, positivas e negativas, e no ponto comum, o terra, para garantir que os sinais fossem iguais e constantes ao longo do tempo. A Figura 30 ilustra o valor de tensão observado nas saídas da fonte simétrica, configurando o osciloscópio na escala de 5 V por divisão, e leitura de sinal contínuo.

O canal 1, em amarelo, foi conectado a saída negativa e resultou em -15 V, e o canal 2, em azul, que foi conectado na saída positiva resultou em +15 V conforme esperado. A ponteira de referência permaneceu conectada na referência da fonte (GND).

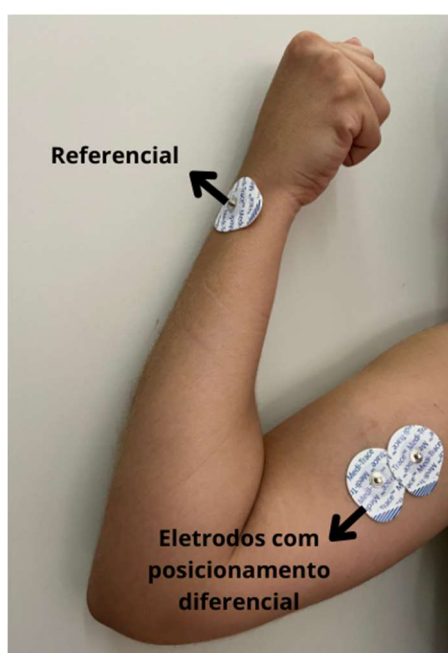
Figura 30 – Teste fonte simétrica



Fonte: Autoras (2023)

Para a captação dos sinais originários dos músculos, foram empregados dois eletrodos de superfície não invasivos, com posicionamento diferencial, estrategicamente colocados no braço direito de uma voluntária. O eletrodo referencial foi posicionado na protuberância óssea do punho, conforme Figura 31. Ressalta-se que neste trabalho, a aquisição dos sinais EMG foram realizados por meio de testes de bancada, com intuito de verificação do sistema desenvolvido, não sendo realizados testes clínicos.

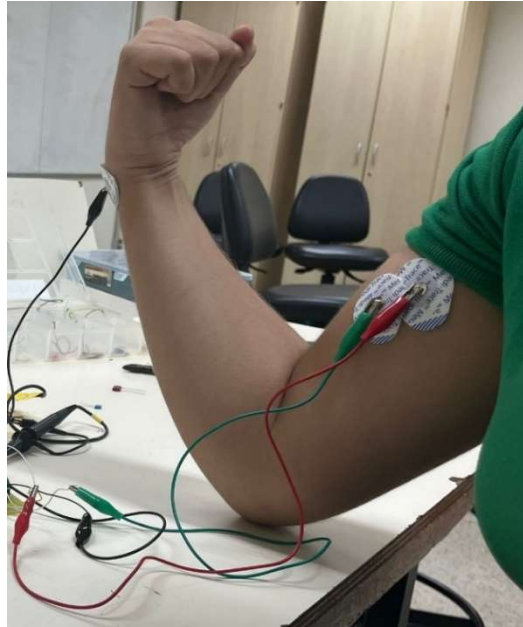
Figura 31 – Alocação dos eletrodos no braço humano



Fonte: Autoras (2023)

Os eletrodos foram interligados ao circuito eletrônico por meio de cabos jacaré, que contém garras em ambos os lados, capazes de se conectarem aos terminais dos eletrodos e, como demonstrado na Figura 32.

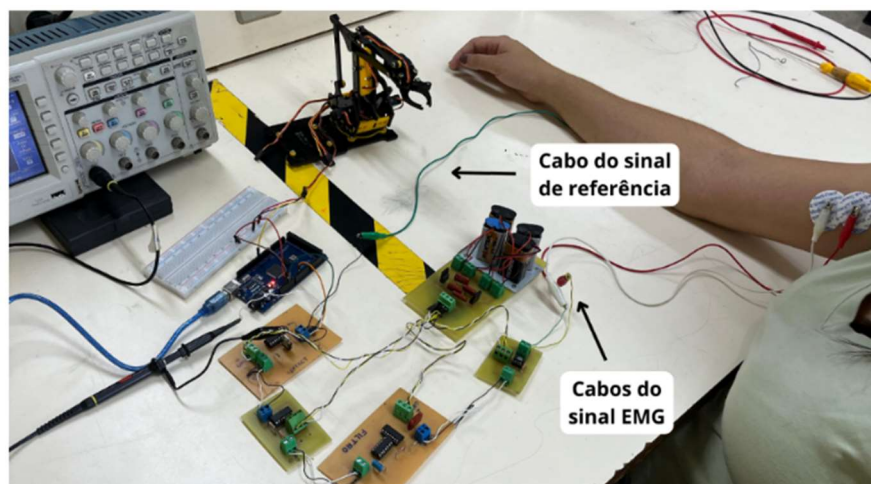
Figura 32 – Alocação de cabos nos eletrodos



Fonte: Autoras (2023)

Os dois cabos provenientes dos eletrodos no músculo do bíceps foram conectados à entrada do circuito de amplificação, que representa o primeiro estágio do circuito EMG. Já o cabo originário do eletrodo referencial foi conectado ao ponto GND do circuito. Essas conexões são demonstradas na Figura 33.

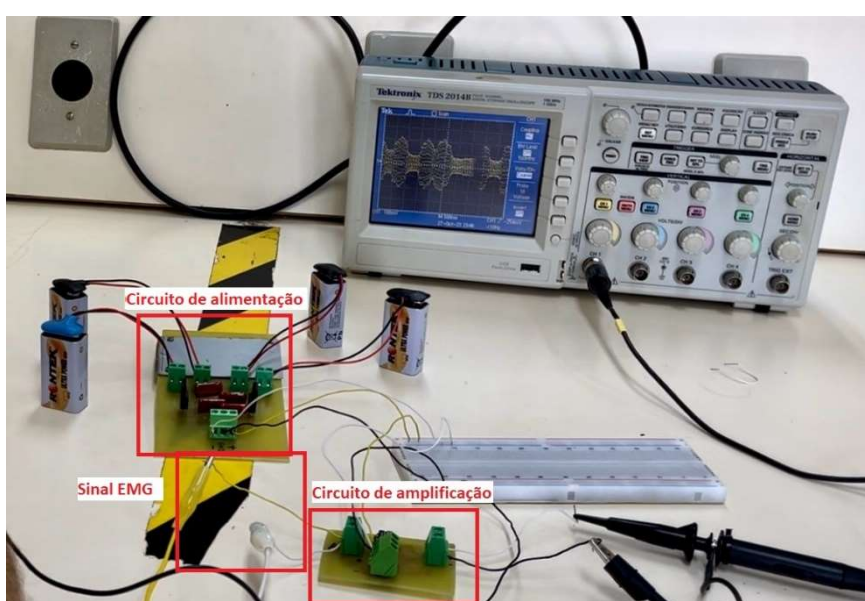
Figura 33 – Conexão dos cabos ao circuito



Fonte: Autoras (2023)

Subsequentemente à implementação da fonte simétrica, procedemos aos testes do estágio de amplificação, correspondente ao circuito da Figura 20. Conforme mencionado anteriormente, o sinal EMG pode variar de 0 a 10 mV (pico a pico). Na Figura 34, onde registrou-se o sinal de saída do circuito de amplificação utilizando um osciloscópio, configurado com uma escala de 100 mV por divisão e um intervalo de tempo de 500ms, foi possível observar que o sinal atingiu a amplitude de 200 mV, ainda com grande quantidade de ruídos.

Figura 34 – Sinal EMG após o estágio de amplificação



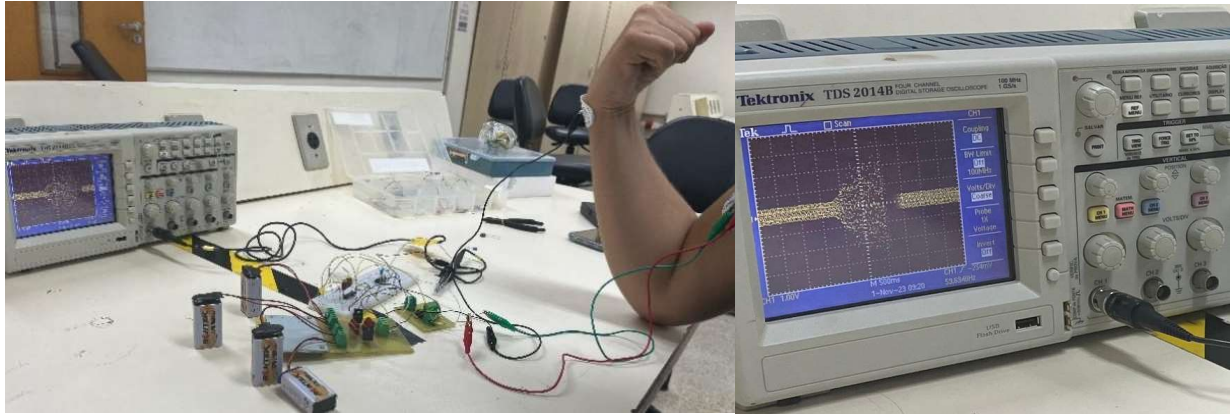
Fonte: Autoras (2023)

Com o intuito de reduzir interferências indesejadas, o sinal foi encaminhado para a etapa de filtragem, conforme diagrama da Figura 21. Inicialmente, optou-se por empregar apenas um circuito integrado TL074 para ambos os filtros, o passa-altas e o passa-baixas. Contudo, durante as leituras dos sinais, verificou-se que a saída do filtro passa-baixas não estava congruente, resultando em um sinal contínuo de 15V. Diante dessa incongruência, optou-se por uma solução alternativa, seguindo a abordagem presente na literatura estudada, empregando um TL074 para cada filtro.

Com essa modificação, alcançou-se uma resposta coerente em ambos os filtros. A Figura 35 ilustra o período de teste do sinal de saída após a implementação de dois TL074, evidenciando uma redução satisfatória dos ruídos, permitindo a continuidade do projeto. Vale ressaltar que, devido ao uso dos amplificadores presentes no TL074, observou-se uma

amplificação na tensão, conforme demonstrado pelo osciloscópio configurado com 1V por divisão, revelando que o sinal alcançou 2,5V.

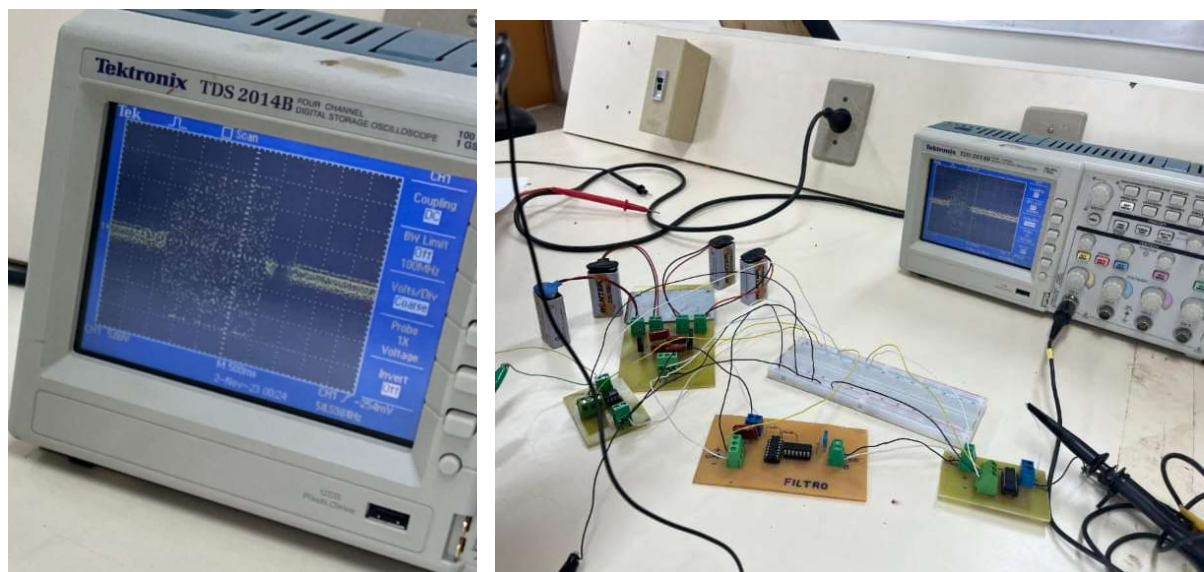
Figura 35 – Sinal EMG após filtragem



Fonte: Autoras (2023)

A etapa de teste seguinte consistiu em conectar o estágio de ganho, como ilustrado pela Figura 22, e conforme esperado, observou-se o aumento do valor de tensão de 2,5 V do estágio anterior para quase 15 V, conforme observa-se na Figura 36. Para verificar essa amplitude no sinal, foi preciso aumentar a escala do osciloscópio para 5 V por divisão e período de 500 ms.

Figura 36 – Sinal EMG após estágio de ganho



Fonte: Autoras (2023)

Posteriormente foi conectado o último estágio, o *offset*, para ajustar o nível máximo de tensão para 5 V, viabilizando assim, a integração com o arduino e com o manipulador robótico. A figura 37 ilustra o resultado desse teste, que atingiu o resultado esperado.

Figura 37 – Sinal EMG após estágio de *offset*



Fonte: Autoras (2023)

Considerando a configuração deste estágio, a expectativa era atingir 5 V de tensão, com deslocamento da referência do sinal em 2,5 V. O resultado obtido foi considerado satisfatório visto as expectativas, uma vez que o ponto de referência do sinal, ou seu 'zero', foi ajustado para 2,5 V. Esse ajuste garantiu que a amplitude máxima de pico a pico fosse de 5 V, eliminando completamente a presença de qualquer sinal negativo.

Contudo, embora os níveis de tensão, a amplificação e a definição do sinal estejam conforme o esperado e alinhados com os parâmetros definidos para cada estágio de teste, o sinal apresentou um nível significativo de ruído. Essa interferência foi notavelmente alta, alcançando quase 2 V de ruído em algumas ocasiões. A presença considerável de ruído no sinal pode ser atribuída a diversos fatores, como a marca da bateria empregada e dos componentes utilizados, a falta de isolamento nos cabos de conexão aos eletrodos, o uso de componentes sem isolamento e interferências de fatores externos.

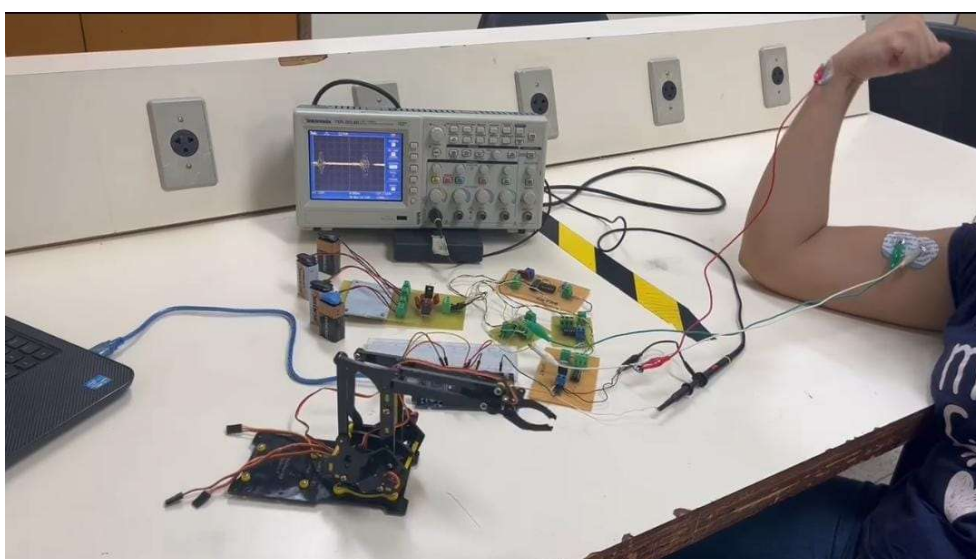
Vale ressaltar que, embora esse nível elevado de ruído não exerça um impacto significativo na proposta deste trabalho, é importante observar que, em contextos distintos, como na análise do sinal EMG coletado, por exemplo, o ruído pode exercer uma influência substancial nos resultados obtidos.

Para a conversão do sinal de saída do estágio de *offset* para digital, e integração com o braço robótico, foi construído um código simples, que multiplica o sinal lido pela resolução do Arduino (4,88mV) e através de uma condição estabelecida através de teste, movimenta o servo motor de uma junta do manipulador robótico. O código completo está disponível no Apêndice I deste trabalho.

Optou-se por uma programação que permitisse o movimento progressivo do servo motor da posição 0 a 90 graus, seguido de um retorno gradual de 90 a 0 graus, para que fosse possível observar com mais clareza a movimentação da junta do manipulador, paralela com o sinal lido no osciloscópio. Esta programação também possibilitou evitar a instabilidade física do robô, visto que pela força de uma movimentação do estado de inércia para sua angulação máxima, gera movimento na estrutura do braço como um todo.

Para garantir que os ruídos não fossem responsáveis por realizar movimentos indesejados no servo motor, escolheu-se uma tensão próxima à tensão máxima aceitável e visualmente verificada no osciloscópio. A figura 38 ilustra a integração do manipulador robótico com o sinal EMG, e no Apêndice II demonstra o esquema de ligação entre o Arduino e o servo motor.

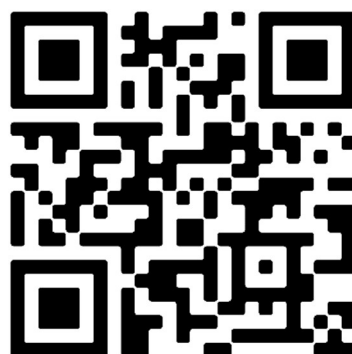
Figura 38 – Integração do manipulador robótico com o sinal EMG



Fonte: Autoras (2023)

Ao conectar o servo motor, escolhido e responsável pela rotação da base do robô, verificou-se que sua resposta foi satisfatória e conforme o código, realizando movimentação suave de ida e volta paralelo a aplicação de um sinal EMG superior a ordem de 4V. A Figura 39 apresenta um *QR Code* que pode ser acessado para visualização do vídeo que apresenta a realização deste teste.

Figura 39 – QR Code para visualização de vídeo da movimentação do braço robótico



Fonte: Autoras (2023)

No vídeo apresentado é possível visualizar a movimentação suave do manipulador robótico ao ser identificada a atividade muscular do braço humano.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Através deste trabalho, realizou-se a captação de sinais eletromiográficos a partir de um circuito elétrico, analisando sua amplitude, frequência e forma de onda. Além disso, desenvolveu-se um código para converter os sinais mioelétricos para comunicação e controle do braço robótico. Inicialmente, o escopo pretendia abranger a movimentação de todas as juntas do robô por meio da leitura do sinal EMG de diferentes músculos do braço humano, requerendo um circuito EMG, confeccionado em PCB, dedicado para cada servo motor. No entanto, devido à limitação de tempo e complexidade do projeto, optou-se por movimentar apenas uma junta.

Durante a implementação, uma das principais dificuldades enfrentadas foi a presença de ruídos, prejudicando a aquisição de sinais e causando instabilidades no sistema. Esses ruídos podem ter diversas origens, desde problemas na configuração do circuito, como utilização de componentes de baixa qualidade e sem blindagem, até interferências eletromagnéticas externas.

Apesar desses desafios, o projeto alcançou seus objetivos ao demonstrar a viabilidade do controle do manipulador robótico por meio do sinal EMG de um músculo do braço humano. Contudo, é crucial uma análise detalhada do sistema para identificar e mitigar problemas. Medidas como revisão do *layout* do circuito, uso de componentes de qualidade superior e implementação de blindagens, podem ser necessárias para reduzir o ruído a um nível aceitável, garantindo o desempenho ideal do sistema.

Além disso, é relevante destacar que este projeto representou uma tentativa de continuação do Trabalho de Conclusão de Curso de Cecília Gonçalves Souza e Júlia Marques Rezende. Apesar dos avanços alcançados, o trabalho atual possui potencial para aprimoramentos, visando a solução dos problemas mencionados e possibilitando a movimentação simultânea de todas as juntas do manipulador robótico.

A conclusão deste trabalho marca um ponto crucial na jornada acadêmica, pessoal e profissional das autoras. Ao enfrentar desafios, desenvolver habilidades práticas e aplicar conhecimentos teóricos, foi possível fortalecer capacidades de resolução de problemas. As contribuições se estendem além da esfera acadêmica, impactando positivamente a vida pessoal e preparando-as para desafios profissionais futuros. Este trabalho não apenas atingiu seus objetivos, mas também serviu como um marco significativo, enriquecendo o conhecimento das autoras e moldando seu caminho em busca da excelência.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BARROS, K. R. DE. **Metodologia para Classificação de Sinais EMG para Controle de Próteses com Baixo Esforço Computacional**. [s.l: s.n.].
- BERNARDES, W. M. S. *et al.* ***Decomposition and Analysis of Electromyographic Signals***. ago. 2007.
- BHUYAN, D.; KUMAR, K. *A Brief History of Prosthetics and Orthotics of the Lower Body and Their Types*. Em: [s.l: s.n.]. p. 36–56.
- BRASKEN. **Próteses**. Disponível em: <<https://www.braskem.com.br/paratletismo-infografico>>. Acesso em: 12 maio. 2023.
- CHAVES, L. R. Robôs Que Ajudam a Andar. **Revista Pesquisa FAPESP**, v. 1, p. 69–73, mar. 2021.
- CRAIG, J. J. Robótica. 3 ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, 2012.
- DRUMOND, M. S. B. **BRAIN MACHINE INTERFACE (BMI) PARA PRÓTESES ARTIFICIAIS: SUB-SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS CEREBRAIS**. Monografia—Ouro Preto: Universidade Federal de Ouro Preto - UFOP, 2021.
- EDELSTEIN, J. E.; BRUCKNER, J. ***Orthotics: A Comprehensive Clinical Approach***. Thorofare: Slack Incorporated, 2002.
- FARINHA, D. M. **Processamento de sinal EMG para dispositivos de reabilitação e assistência motora**. Tese (Doutorado em engenharia Eletrotécnica) —[s.l.] Instituto Politécnico de Tomar, 2018.
- G1. **Dedão de múmia pode ser prótese mais antiga do mundo, diz estudo**. São Paulo: [s.n.].
- INSTRUMENTS, T. ***DATASHEET INA 12x***. Disponível em: <<https://www.ti.com/lit/ds/sbos051f/sbos051f.pdf?ts=1699401518456>>. Acesso em: 6 nov. 2023.
- JAMAL, M. Z. *Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis*. Em: NAIK, G. R. (Ed.). ***Computational Intelligence in Electromyography Analysis***. Rijeka: IntechOpen, 2012.

LABCENTER *Electronics. Schematic Tutorial*. Disponível em: <<https://labcenter.s3.amazonaws.com/downloads/Tutorials.pdf>>. Acesso em: 31 out. 2023.

LANA, M. R. V. **ENGENHARIA BIOMÉDICA: Tópicos Atuais e Avanços nas Diversas Áreas de Atuação**. [s.l.] Lulu.com, 2018.

LOPES, A.M. **Modelação cinemática e dinâmica de manipuladores de estrutura em série. Dissertação** (Mestrado) – Departamento de Automação, instrumentação e Controle, Universidade do Porto, 2002

MAIA, B. A. **PARAMETRIZAÇÃO DIMENSIONAL, POR MODELO DE REGRESSÃO, DE PRÓTESES DE MÃO PARA CRIANÇAS, CONFECCIONADAS POR MANUFATURA ADITIVA. PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELAGEM E OTIMIZAÇÃO** —Catalão: UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS UFG, 2016.

MAKIYAMA, M. **O que é Tinkercad, recursos da ferramenta e modelagem 3D [Guia]**. Victor Vision. Disponível em: < <https://victorvision.com.br/blog/o-que-e-tinkercad/>>. Acesso em: 31 out 2023a.

MAKIYAMA, M. **O que é arduino, para que serve, benefícios e projetos [Exemplos]**. Victor Vision. Disponível em: < <https://victorvision.com.br/blog/o-que-e-arduino/>>. Acesso em: 31 out 2023b.

MALVINO, A. P.; BATES, D. J. **ELETRÔNICA - VOL.1**. [s.l.] AMGH EDITORA LTDA, 2016. v. 8

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição do sinal. *Springer Nature - BMC*, p. 548–553, 2011.

MATARIC, M. J. *The robotics primer*. [s.l.] MIT press, 2007.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **ÓRTESES E PRÓTESES**. 1. ed. Brasília: [s.n.].

NORTON, K. M. *A Brief History of Prosthetics*. *In Motion*, v. 17, n. 7, p. 11–13, dez. 2007.

NUNES NETTOS, S. P. **UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE CENTRO DE TECNOLOGIA DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA DESENVOLVIMENTO DE PRÓTESE COM CONTROLE MIOELÉTRICO E DE BAIXO CUSTO**. Trabalho de conclusão de curso - Bacharelado em Engenharia Biomédica— Natal: Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2016.

OCARINO, J. DE M. *et al.* Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação *Electromyography: interpretation and applications in the rehabilitation sciences*. **Revista Fisioterapia Brasil**, p. 305–310, 2004.

PEZENATTO, L. **DESENVOLVIMENTO PRELIMINAR DE UMA PRÓTESE DE BRAÇO CONTROLADA POR ELETROENCEFALOGRAFIA**. [s.l: s.n.].

RIBAS, A. S. F. **Amputados Transfemorais: sistema de captura de sinais eletromiográficos com interface de Biomaterial Látex**. Trabalho de Conclusão de Curso—Brasília, DF: Universidade de Brasília - UnB, 2015.

ROCHA, S. A. C. **Utilização de sinais bioelétricos em controladores modelados com redes de Petri IOPT**. Dissertação - Mestrado em engenharia Eletrotécnica e de computadores—Lisboa: a Universidade NOVA de Lisboa, set. 2016.

SARRO JÚNIOR, A. D. DE; MENDES JÚNIOR, J. J. A.; FRANTZ, S. H. **Controle de um braço robótico através de eletromiografia**. Trabalho de Conclusão de Curso—Ponta Grossa: Universidade Tecnológica Federa do Paraná, 2014a.

SARRO JÚNIOR, A. D. DE; MENDES JÚNIOR, J. J. A.; FRANTZ, S. H. **Controle de um braço robótico através de eletromiografia**. Trabalho de Conclusão de Curso—Ponta Grossa: Universidade Tecnológica Federa do Paraná, 2014b.

SCHEEREN, E. M.; KRUEGER, E.; FREITAS, C. DE LA R. ELETROMIOGRAFIA, O QUE É E PARA QUE SERVE. Em: **PUCP**ress. Curitiba: [s.n.]. v. 1.

SILVA JÚNIOR, D. A. DA. **Fisiologia artificial: O estado da arte do desenvolvimento tecnológico aplicável a próteses e órteses biocompatíveis e intercomunicáveis com organismos vivos e seus possíveis impedimentos**. Trabalho de Conclusão de Curso—[s.l.] Centro Universitário dos Guararapes, jul. 2022a.

SILVA JÚNIOR, D. A. DA. **Fisiologia artificial: O estado da arte do desenvolvimento tecnológico aplicável a próteses e órteses biocompatíveis e intercomunicáveis com organismos vivos e seus possíveis impedimentos**. Trabalho de Conclusão de Curso—[s.l.] Centro Universitário dos Guararapes, jul. 2022b.

SILVA, S. A. V. *et al.* **Robótica Assistiva: Planejamento de Trajetória Robótica para Reabilitação de Membros Superiores**. *Proceedings* do XV Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente. **Anais...**SBA Sociedade Brasileira de Automática, 2021.

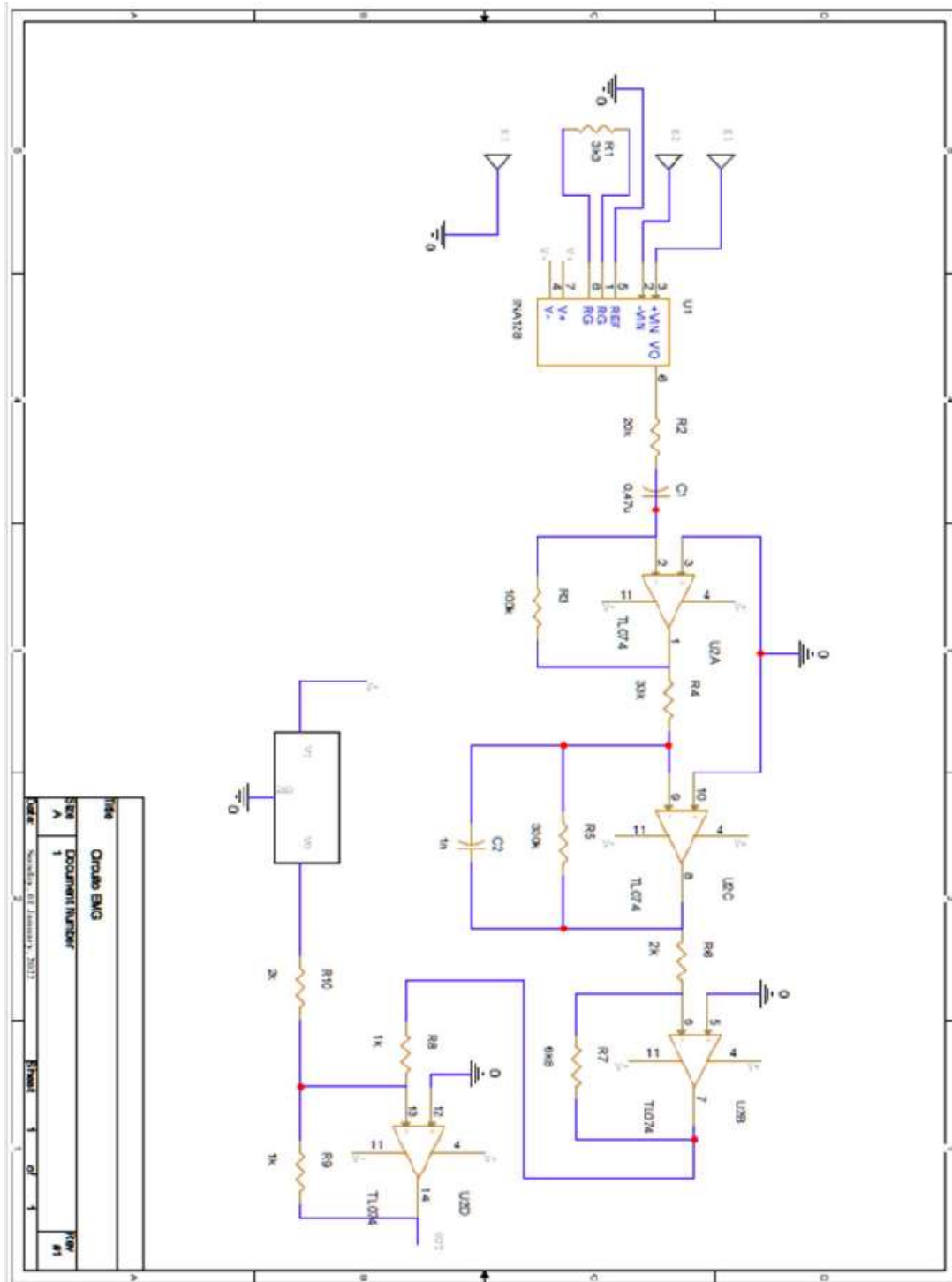
SOUZA, C. G.; REZENDE, J. M. **O USO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS (EMG) NO CONTROLE DE UM MANIPULADOR ROBÓTICO**. Trabalho de Conclusão de Curso—Jataí - GO: INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE GOIÁS, 2022.

SOUZA, J. O. DE O. DE. **Investigação de Diferentes Métodos e Recursos para o Controle de Prótese de Mão Através da Classificação de Sinais EMG via Aprendizado de Máquina**. Doutorado em Computação Aplicada— São Leopoldo: Universidade do Vale do Rio dos Sinos, 2021.

WANG, Y. *et al.* A Review of the Application of Additive Manufacturing in Prosthetic and Orthotic Clinics from a Biomechanical Perspective. **Engineering**, v. 6, n. 11, p. 1258–1266, 1 nov. 2020.

ANEXO I

Nesse anexo é demonstrado o esquema do circuito EMG.



Fonte: Souza, C. G.; Rezende, J. M. (2022)

APÊNDICE I

Neste apêndice é demonstrado o código utilizado para realizar a movimentação do manipulador robótico a partir do sinal EMG.



```

MOVIMENTAR_MANIPULADOR.S

#include <Servo.h>

#define SERVO 6 // Porta Digital 6 PWM

Servo s; // Variável Servo
float tensao; // Posição Servo
int EMG = A2;
float leitura;

void setup ()
{
  //Serial.begin(9600);
  pinMode(EMG, INPUT);
  s.attach(SERVO);
  s.write(0); // Inicia motor posição zero
}

void loop()
{
  leitura = analogRead(EMG);
  //Serial.println(leitura);

  tensao = (leitura*0.00488);

  if(tensao > 4.0)
  {
    for(int i=0; i<90; i++)
    {
      s.write(i);
      delay(10);
    }
    for(int i=90; i>0; i--)
    {
      s.write(i);
      delay(10);
    }
  }
}

```

APÊNDICE II

Neste apêndice é demonstrado o esquema de ligação na placa do Arduino MEGA.

