

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SANTA CATARINA – CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE METAL-MECÂNICA
CURSO SUPERIOR DE ENGENHARIA MECATRÔNICA**

LEONARDO PEZENATTO DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO PRELIMINAR DE UMA PRÓTESE DE BRAÇO
CONTROLADA POR ELETROENCEFALOGRAFIA**

FLORIANÓPOLIS, 2019.

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SANTA CATARINA – CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE METAL-MECÂNICA
CURSO SUPERIOR DE ENGENHARIA MECATRÔNICA**

LEONARDO PEZENATTO DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO PRELIMINAR DE UMA PRÓTESE DE BRAÇO
CONTROLADA POR ELETROENCEFALOGRAFIA**

Trabalho de conclusão de Curso
submetido ao Instituto Federal de
Educação, Ciência e Tecnologia de Santa
Catarina como parte dos requisitos para a
obtenção do título de Engenheiro
Mecatrônico.

Orientador:
Prof. M. Eng. Adriano Regis

FLORIANÓPOLIS, 2019.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor.

Silva, Leonardo Pezenatto da
Desenvolvimento preliminar de uma prótese de braço
controlada por eletroencefalografia / Leonardo Pezenatto da
Silva ; orientação de Adriano Regis. - Florianópolis,
SC, 2019.
125 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Instituto Federal
de Santa Catarina, Câmpus Florianópolis. Bacharelado
em Engenharia Mecatrônica. Departamento
Acadêmico de Metal Mecânica.
Inclui Referências.

1. Prótese de braço. 2. Prótese robótica. 3. Interface
cérebro-computador. 4. Eletroencefalografia. I.
Regis, Adriano. II. Instituto Federal de Santa Catarina.
Departamento Acadêmico de Metal Mecânica. III. Título.



INSTITUTO FEDERAL
SANTA CATARINA

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
SECRETARIA DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA
CAMPUS FLORIANÓPOLIS

**ATA DA BANCA FINAL DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DO CURSO DE ENGENHARIA
MECATRÔNICA DO INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA – Nº 0057**

Aos 13 dias do mês de dezembro, de 2019, às ~~09:00h~~ ^{08:30}, o estudante **Leonardo Pezenatto da Silva** apresentou o seu Trabalho de Conclusão de Curso para julgamento à Banca Examinadora constituída pelos seguintes integrantes: Prof Adriano Regis (orientador/presidente da banca/IFSC), Prof Francisco Edson Nogueira de Melo (IFSC) e Prof Jean Paulo Rodrigues (IFSC). A sessão pública de defesa foi aberta pelo Presidente da Banca, que apresentou a Banca Examinadora e deu continuidade aos trabalhos, fazendo uma breve referência ao TCC que tem como título ***Prótese de Braço Controlada por Eletroencefalografia***. Na sequência, o estudante teve até 30 minutos para a exposição de seu trabalho, e cada integrante da Banca Examinadora fez a arguição após a apresentação do mesmo. Finalmente, foi aberto um espaço aos presentes para eventuais perguntas ou comentários sobre o trabalho apresentado. Ouvidas as explicações do estudante, a Banca Examinadora, reunida em caráter sigiloso, para proceder à avaliação final, deliberou pelo conceito OA. Foi dada ciência ao estudante que a versão final do trabalho deverá ser entregue até o dia **15/02/2020**, com as devidas alterações sugeridas pela banca. Nada mais havendo a tratar, a sessão foi encerrada às 09 h 05 min, dela sendo lavrada a presente ata, que, uma vez aprovada, foi assinada por todos os membros da Banca Examinadora e pelo estudante.

Prof. Orientador / Presidente: Adriano Regis

Prof. Avaliador 1: Francisco Edson Nogueira de Melo

Prof. Avaliador 2: Jean Paulo Rodrigues

Acadêmico: Leonardo Pezenatto da Silva

Aos

meus pais, João e Leonice, e ao meu irmão, Marcel.

“A motivação é que nos faz começar. É o hábito que nos faz prosseguir.”

Jim Rejun

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, João Ricardo Busi da Silva e Leonice Natalina Pezenatto da Silva, ao meu irmão, Marcel Pezenatto da Silva, por todo carinho e apoio durante toda a minha jornada.

Ao Prof. M. Eng. Adriano Regis pela orientação neste trabalho e elevado grau de profissionalismo frente à Coordenação de nosso Curso. Com ressalva afirmo que vossos conselhos sempre comprometidos na busca do saber motivaram-me a acreditar em minha capacidade. Meus sinceros agradecimentos.

Aos colegas, amigos e professores pelo conhecimento, incentivo e amizade no decorrer do Curso. Tenham a certeza que vocês marcaram positivamente uma etapa de minha vida que jamais será esquecida.

RESUMO

Este trabalho tem como desígnio o desenvolvimento preliminar de uma prótese de braço controlada por eletroencefalografia, visando proporcionar benefícios aos portadores de deficiência motora, visto que atualmente, milhões de pessoas no mundo possuem algum tipo de deficiência motora, grande parte causada por amputações nos membros superiores. No Brasil, o número de portadores de deficiência motora equivale a 7% da população. A solução encontrada para a reabilitação dessas pessoas é a utilização de próteses de diversos tipos e com determinadas características e funcionalidades. Uma das mais avançadas próteses que se conhece é aquela controlada pela atividade muscular da região restante do braço amputado. No entanto, estudos vêm sendo realizados para o desenvolvimento de próteses controladas pela atividade cerebral, através de um sistema conhecido como interface cérebro-computador, de modo que o braço protético possa ser controlado sem a necessidade do movimento voluntário dos músculos. Nesta ótica, o presente trabalho incorpora métodos de pesquisa e técnicas bibliográficas, documentais e experimentais, abrangendo uma revisão da literatura nos temas associados a próteses de membros superiores e interfaces cérebro-computador e suas aplicações baseadas em eletroencefalografia. Desta forma, em cumprimento aos objetivos delineados na pesquisa, foram desenvolvidos o protótipo de braço e o dispositivo de monitoramento de atividade cerebral. Como resultado final, apresenta-se uma análise dos resultados dos testes individuais dos protótipos, demonstrando sua adequação a uma futura integração dos equipamentos para o controle efetivo do braço por eletroencefalografia, contribuindo no estudo e aperfeiçoamento das próteses.

Palavras-chave: Prótese de braço. Prótese robótica. Interface cérebro-computador. Eletroencefalografia.

ABSTRACT

The purpose of this paper is the preliminary development of an electroencephalograph-controlled arm prosthesis, aiming to provide benefits to people with motor disabilities, since millions of people worldwide today have some type of motor disability, mostly caused by upper limb amputations. In Brazil, the number of people with motor disabilities is equivalent to 7% of the population. The solution found for the rehabilitation of these people is the use of prostheses of various types and with certain characteristics and functionalities. One of the most advanced prostheses known is that controlled by the muscle activity of the remaining region of the amputated arm. However, studies have been conducted to develop prostheses controlled by brain activity through a system known as the brain-computer interface, so that the prosthetic arm can be controlled without the need for voluntary movement of muscles. In this perspective, the present work incorporates research methods and bibliographic, documentary and experimental techniques, covering a literature review on the topics associated with upper limb prostheses and brain-computer interfaces and their applications based on electroencephalography. Thus, in compliance with the objectives outlined in the research, the arm prototype and the brain activity monitoring device were developed. As a final result, presents an analysis of the results of the individual prototype tests, demonstrating their capacity for future integration of the equipment for effective arm control by electroencephalography, contributing to the study and improvement of the prostheses.

Keywords: Arm prosthesis. Robotic prosthesis. Brain-computer interface. Electroencephalography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Prótese de dedo egípcio	20
Figura 2 - Mão de ferro de Götz	21
Figura 3 - Let Petit Lorrain.....	22
Figura 4 - Clava (A), Ansa (C), Canal intramuscular (E).....	23
Figura 5 - Prótese de Sauerbruch e Max Biedermann.....	24
Figura 6 - Prótese de Bowden.....	25
Figura 7 - Prótese elétrica	25
Figura 8 - Prótese pneumática	26
Figura 9 - Músculos artificiais pneumáticos	27
Figura 10 - Prótese mioelétrica de Reiter	27
Figura 11 - SVEN-Hand	28
Figura 12 - BeBionic v3.....	29
Figura 13 - Níveis de amputação	30
Figura 14 - Classificação das próteses de membros superiores de acordo com a fonte de energia.....	31
Figura 15 - Representação de prótese mioelétrica	32
Figura 16 - Etapas da Interface Cérebro- Computador.....	38
Figura 17 - Classificação das BCIs	39
Figura 18 - Áreas do córtex cerebral	42
Figura 19 - Áreas específicas do córtex cerebral	42
Figura 20 - Córtex motor	43
Figura 21 - Delineamento da pesquisa.....	52
Figura 22 - InMoov Hand	54
Figura 23 - Ada Robotic Hand.....	55
Figura 24 - Humanoid Robotic Hand	56
Figura 25 - MG996R	59
Figura 26 – Fio encerado	60
Figura 27 - Anet A8 modificada.....	62
Figura 28 – Colagem das peças do antebraço	63
Figura 29 - Colagem das peças dos dedos	63
Figura 30 - Pino de encaixe dos dedos	64
Figura 31 - Antebraço com os servo motores.....	65

Figura 32 - Montagem da peça tensionadora	66
Figura 33 - Antebraço com a peça tensionadora.....	66
Figura 34 - Montagem do punho	67
Figura 35 - Montagem completa do punho	67
Figura 36 - Passagem dos fios até as molas tensionadoras	68
Figura 37 - Fixação dos fios no servo motor	69
Figura 38 - Montagem completa do braço.....	70
Figura 39 - Eletrodo úmido banhado a ouro	71
Figura 40 - Eletrodo seco revestido com Ag-AgCl da OpenBCI	72
Figura 41 - Ultracortex Mark 4 da OpenBCI	73
Figura 42 - Clip de orelha.....	74
Figura 43 - Cabo manga	75
Figura 44 - Mola, terminal e parafuso com porcas	75
Figura 45 - Colagem das peças do <i>headset</i> EEG	77
Figura 46 - Montagem das peças de suporte dos eletrodos	78
Figura 47 - Peça de suporte do eletrodo montada	78
Figura 48 - Montagem das peças de conforto	79
Figura 49 - Modificação do clipe de orelha.....	80
Figura 50 - Clipe de orelha.....	81
Figura 51 – Pontos disponíveis no Ultracortex Mark IV	82
Figura 52 - Posicionamento dos eletrodos	83
Figura 53 - Arduino Mega 2560.....	84
Figura 54 - Arduino Mega Sensor Shield.....	85
Figura 55 - MCS1210-DAQ-EVM	86
Figura 56 - PL-2303HXA Conversor USB Serial RS232.....	87
Figura 57 - Conversor MAX3232 RS232-TTL.....	87
Figura 58 - Cabo com conectores DB9 macho	88
Figura 59 - Fonte chaveada 5 V e 3 A.....	88
Figura 60 - Montagem do <i>shield</i>	89
Figura 61 - Conexão dos servo motores e da fonte de 5 V	90
Figura 62 - Montagem do hardware do protótipo de braço	91
Figura 63 - Conectores fêmea.....	92
Figura 64 – Conexão do <i>headset</i> EEG na placa MSC1210-DAQ-EVM	92
Figura 65 - Montagem do hardware do protótipo de EEG	93

Figura 66 - Esquema elétrico para o teste.....	94
Figura 67 - Esquema elétrico para a integração	95
Figura 68 - Código do primeiro teste do protótipo de braço.....	96
Figura 69 - Primeiro teste do protótipo de braço	97
Figura 70 - Teste dos gestos.....	97
Figura 71 - MSC12xx EVM Demo Labview	99
Figura 72 - Disposição do <i>headset</i> EEG no usuário	100
Figura 73 - Teste do eletrodo O2	101
Figura 74 - Identificação do efeito dos olhos no sinal EEG	102
Figura 75 - Adição de uma nova classificação de prótese.....	105

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Avaliação das alternativas de modelo de modelos de braço	57
Tabela 2 - Servo Motores.....	58
Tabela 3 - Lista de componentes do protótipo de braço	61
Tabela 4 - Lista de componentes do protótipo de EEG	76
Tabela 5 - Lista de componentes referentes ao hardware.....	89

LISTA DE ABREVIATURAS

ADC - Analog-to-Digital Converter (Conversor Analógico-Digital)

AVD - Atividades de Vida Diária

BCI - Brain-Computer Interface (Interface Cérebro-Computador)

BMBI – Brain-Machine-Brain Interface (Interface Cérebro-Máquina-Cérebro)

BMI - Brain-Machine Interface (Interface Cérebro-Máquina)

CAD - Computer Aided Design (Desenho Assistido por Computador CAD)

DNI - Direct Neural Interface (Interface Neural Direta)

ECoG - Eletrocorticografia

EEG - Eletroencefalografia

EEPROM - Electrically Erasable Programmable Read Only Memory (Memória Programável Apagável Somente de Leitura)

ERD - Event Related Desynchroniztion (Dessincronização Relacionada a Eventos)

ERS - Event Related Synchroniztion (Sincronização Relacionada a Eventos)

EVM - Evaluation Module (Módulo de Avaliação)

fNIRS - functional Near-Infrared Spectroscopy (Espectroscopia Funcional de Infravermelho Próximo)

FSR - Force Sensing Resistor (Sensor de Força Resistivo)

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

IDE - Integrated Development Environment (Ambiente de Desenvolvimento Integrado)

MMI - Mind-Machine Interface (Interface Mente-Máquina)

NIH - National Institutes of Health (Instituto Nacional de Saúde)

OMS - Organização Mundial de Saúde

PLA - Ácido Polilático

PWM - Pulse Width Modulation (Modulação de Largura de Pulso)

SME - Sinal Mioelétrico

SRAM - Static Random-Access Memory (Memória Estática de Acesso Aleatório)

SSVEP - Steady State Visually Evoked Potentials (Potenciais Evocados Visuais De Estado Estacionário)

UART - Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (Receptor/Transmissor Universal Assíncrono)

USB - Universal Serial Bus (Porta Serial Universal)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Justificativa.....	16
1.2	Definição do problema	17
1.3	Objetivos	18
1.3.1	Geral	18
1.3.2	Específicos	18
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	19
2.1	Próteses	19
2.1.1	História das Próteses.....	19
2.1.2	Classificação das próteses	29
2.1.3	Próteses elétricas	32
2.2	Interface Cérebro-Computador.....	34
2.2.1	História da Interface Cérebro-Computador	35
2.2.2	Princípios da Interface Cérebro-Computador	37
2.2.3	Classificação das Interfaces Cérebro-Computador	39
2.2.4	BCI baseada em EEG	44
2.3	Amostragem de sinais elétricos	48
2.4	Considerações Preliminares.....	48
3	METODOLOGIA	50
4	DESENVOLVIMENTO DOS PROTÓTIPOS.....	53
4.1	Protótipo de braço.....	53
4.1.1	Escolha do modelo de braço	53
4.1.2	Componentes do protótipo de braço	58
4.1.3	Fabricação e montagem do protótipo de braço	61
4.2	Protótipo de EEG.....	70
4.2.1	Escolha dos eletrodos de EEG	70
4.2.2	Headset de EEG.....	73

4.2.3	Componente do protótipo de EEG	74
4.2.4	Fabricação e montagem do protótipo de EEG	76
4.3	Hardware	83
4.3.1	Definição do hardware	83
4.3.2	Montagem do hardware	89
4.4	Testes individuais.....	95
4.4.1	Testes do protótipo de braço	95
4.4.2	Testes do protótipo de EEG.....	98
4.5	Análise dos Resultados	103
4.5.1	Resultados do desenvolvimento do protótipo de braço	103
4.5.2	Resultados do desenvolvimento do protótipo de EEG	105
4.5.3	Considerações Preliminares	106
5	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	107
	REFERÊNCIAS	109
	APÊNDICE A – Tabela de peças 3D do protótipo do braço	115
	APÊNDICE B - Tabela de peças 3D do protótipo de EEG	120
	APÊNDICE C - Código de teste de gestos do protótipo de braço	122

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, de acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), aproximadamente 15% da população mundial possui algum tipo de deficiência. Destes, mais de 10 milhões passaram por amputações, onde cerca de 30% estão associados aos membros superiores (BEYROUTHY et al., 2017). Em relação ao Brasil, em conformidade com dados do Censo Demográfico 2010, divulgado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), cerca de 23,9% da população apresenta insuficiência física ou intelectual, onde o número de brasileiros portadores de deficiência motora equivale a 7% da população.

Segundo Aires (2008), uma das mais limitantes deficiências motoras existentes está associada aos membros superiores, onde a pessoa perde a capacidade de realizar atividades de vida diária (AVDs), devido à perda de alguns movimentos, como manipular objetos ou até mesmo aqueles relacionados a comunicação e interação social. Esta deficiência pode ocorrer não só devido a amputação ocasionada por procedimentos cirúrgicos ou por acidente, mas também por uma deformação esquelética congênita (CUNHA, 2002), o que de acordo com Kottke e Lehmann (1994) representa 22% dos casos relacionados aos membros superiores.

Independente da causa, a solução existente para auxiliar as pessoas com tal deficiência é a utilização de próteses, equipamentos que substituem o membro amputado. Para Blohmke (1994) e Cunha (2002), existem alguns tipos de próteses, as quais são normalmente classificadas com base no nível da amputação, mas também podem ser classificadas de acordo com sua fonte de energia, sendo divididas em próteses ativas com força própria ou com força externa, e passivas, como aquelas utilizadas apenas para estética ou para trabalhos pontuais. As próteses ativas são aquelas que possuem maior funcionalidade em relação aos movimentos e gestos, sendo a controlada por sinais mioelétricos, a que se destaca dentro desta categoria.

As próteses elétricas tradicionais controladas por SMEs¹ possuem eletrodos que, em contato com a pele, captam tais sinais e os utilizam para o controle dos motores. Estes são controlados eletronicamente de modo que a força

¹ SMEs – Sinais Mioelétricos.

aplicada seja proporcional à força exercida pelos músculos do coto², cujos SMEs foram captados e posteriormente tratados, tornando-os sinais de controle. Desta forma, um impulso mioelétrico ténue fará com que a mão protética se mova devagar e um impulso forte fará o contrário. (CUNHA, 2002, p. 24).

De acordo com Christoph et. al. (1999), um grande problema encontrado neste tipo de prótese é justamente a necessidade da utilização voluntária de terminações nervosas e músculos da extremidade remanescente do braço, onde podem ter sua eficácia reduzida ou até anulada devido a amputação ou problemas de paralisia, impossibilitando o controle da prótese.

Uma tecnologia que vem crescendo nos últimos anos, conhecida como Interface Cérebro-Computador (BCI, em inglês), busca criar uma conexão entre o cérebro e os dispositivos. Diversos estudos estão sendo realizados para utilizar este conceito em inúmeras aplicações, sendo uma das principais a utilização dos sinais cerebrais para auxiliar pessoas com severos problemas neuromusculares a realizar tarefas antes difíceis de serem feitas. Hoje pode-se encontrar algumas próteses sendo desenvolvidas com essa tecnologia, utilizando um sistema não invasivo com base em eletroencefalografia (EEG) (MENG et al., 2016). Dessa forma, a prótese é controlada utilizando os sinais gerados pela atividade cerebral e sem a necessidade do movimento voluntário dos músculos.

O estudo relacionado à utilização desta tecnologia, na área de reabilitação, é muito recente e ainda possui algumas dificuldades, como a captação e filtragem dos sinais adquiridos pelos sensores e pela necessidade de um grande período de tempo realizando treinamentos para adaptação e utilização do dispositivo integrado a esta tecnologia (MUSSATTO, 2014 apud. NICOLELIS, 2011).

Neste viés, o presente trabalho tem como premissa o estudo dos tipos de próteses existentes e os sistemas de interface cérebro-computador de forma a aplicá-los, em conjunto aos conhecimentos adquiridos na área da engenharia mecatrônica, no desenvolvimento preliminar de um protótipo de prótese de braço controlado por EEG.

² Coto - parte restante de membro do corpo humano amputado, esp. braço ou perna. Disponível em: <https://www.google.com>. Acesso em 01/08/2019.

1.1 Justificativa

Entre as diversas próteses existentes, a que mais se sobressai em termos de funcionalidade é aquela controlada por sinais mioelétricos. Porém, como seu funcionamento depende exclusivamente da utilização voluntária de terminações nervosas e músculos do coto, um grande número de pessoas, cuja a deficiência motora é mais severa, não conseguem se beneficiar com a utilização deste tipo de prótese.

Para solucionar este problema, estudos vêm sendo desenvolvidos para criar uma prótese que utiliza a atividade cerebral para viabilizar o controle de próteses. Este sistema é conhecido como interface cérebro-computador que objetiva a integração entre o cérebro e os dispositivos. Uma das áreas que realizam estes estudos é chamada de Neuroengenharia, na qual utiliza os conhecimentos em eletrônica, computação e neurociência para a implementação de tecnologias que visam ajudar pessoas com deficiências neurológicas (ISD, 2018).

Nesta ótica, justifica-se a aplicação dos conhecimentos da área de mecânica, eletroeletrônica e informática, inerentes a engenharia mecatrônica, que por possuir esta multidisciplinaridade propicia a adoção de meios, que associados ao estudo da neuroengenharia, permitirão o desenvolvimento deste trabalho.

Observando que esta tecnologia vem avançando e que pode ajudar pessoas a voltarem a realizar tarefas rotineiras, que com os dispositivos já existentes não era possível, fica evidenciada a relevância do tema, findando com os benefícios humanos e sociais procedentes do estudo e aperfeiçoamento das próteses para as pessoas portadoras de deficiências motoras.

1.2 Definição do problema

Obter próteses que congreguem múltiplas funcionalidades e operem de forma adequada, atendendo a todos os tipos de portadores de deficiência motora relacionada a amputação do membro superior, especialmente àquelas com deficiência mais severa, é um grande problema a ser resolvido. No entanto, observa-se a crescente evolução de estudos relacionados a tecnologia conhecida como interface cérebro-computador, a qual busca criar uma conexão entre o cérebro e dispositivos, para utilização dos sinais cerebrais na reabilitação de pessoas com problemas neuromusculares. Desta forma, busca-se por intermédio do presente trabalho, contribuir com estes estudos para melhor compreender as tecnologias de próteses e de interfaces cérebro-computador.

Neste sentido, a presente pesquisa delimita-se pelo estudo dos tipos de próteses de membros superiores e suas características, além da investigação dos sistemas de BCI, suas aplicações e informações relacionadas às próteses, visando o desenvolvimento de um protótipo simplificado de prótese de braço e da implementação de um dispositivo de monitoramento de atividades elétricas do cérebro, possibilitando uma futura integração destes. Esse desenvolvimento não irá abranger a realização de testes em pessoas amputadas, bem como o acoplamento da referida prótese ao corpo humano, em razão dos diferentes níveis de amputação. Portanto, fica evidenciado que esta pesquisa não tem a pretensão em desenvolver o projeto mecânico do braço, bem como em indicar especificamente uma tecnologia para resolução dos problemas identificados ou aperfeiçoá-las, mas sim, realizar um estudo sobre as mesmas e de sua possível integração com um sistema baseado em eletroencefalografia.

Para a realização deste trabalho serão necessários conhecimentos em eletrônica e programação, além de habilidades na utilização de alguns softwares de desenho assistido por computador (CAD) e prototipagem eletrônica, adquiridas durante o curso de engenharia mecatrônica. Como principais recursos, além das ferramentas computacionais, serão necessários artifícios de impressão 3D e componentes eletrônicos e eletromecânicos.

O tempo disponível para a elaboração deste trabalho será equivalente a um semestre letivo, determinado pelo Instituto Federal de Santa Catarina, campus Florianópolis, totalizando quatro meses.

1.3 Objetivos

De forma a esclarecer os fins do presente trabalho, parte-se de um objetivo geral, o qual define com clareza aonde se quer chegar, por intermédio das premissas específicas.

1.3.1 Geral

Desenvolver um protótipo de prótese de braço e um dispositivo de EEG, para uma futura integração destes, sedimentado no estudo dos tipos de próteses e sistemas de interface cérebro-computador.

1.3.2 Específicos

- Pesquisar os tipos de próteses de membros superiores;
- Investigar os sistemas de interface cérebro-computador;
- Construir o protótipo simplificado da prótese;
- Implementar um dispositivo de sensoriamento de atividade cerebral;
- Realizar testes individuais de funcionamento dos dispositivos desenvolvidos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresenta uma abordagem literária envolvendo assuntos relacionados a história, criação, tipos e desenvolvimento de próteses, bem como informações sobre as interfaces cérebro-computador.

2.1 Próteses

Uma prótese consiste em um aparelho ou dispositivo destinado a substituir um órgão, um membro e/ou parte deste, destruído ou gravemente lesionado (FADERS, 2019). Essas podem ser utilizadas apenas esteticamente ou para que o indivíduo volte a realizar os movimentos provenientes do membro em questão. (CUNHA, 2002).

Esse equipamento vem evoluindo, trazendo cada vez mais benefícios e funcionalidades, possibilitando que as pessoas voltem a realizar tarefas e movimentos muito próximos aos que eram realizados antes da amputação. Hoje é muito comum ver essas pessoas praticando esportes, desempenhando atividades complexas ou simplesmente efetuando suas atividades diárias como antes da perda do membro. (BAIRD, 2015).

2.1.1 História das Próteses

A primeira aparição de uma prótese, de acordo com os pesquisadores, data entorno de 1500 a.c. A mesma foi encontrada em uma múmia egípcia e consiste em um dedo do pé feito de um tipo de fibra e acreditava-se que servia apenas para fins estéticos, como complemento do membro perdido (NORTON, 2007). Porém a prótese possuía características e marcas de uso, o que fez com que alguns pesquisadores realizassem testes pelos quais provaram que o dedo era funcional a ponto de ajudar as pessoas a caminhar. (G1, 2012).

Figura 1 - Prótese de dedo egípcio

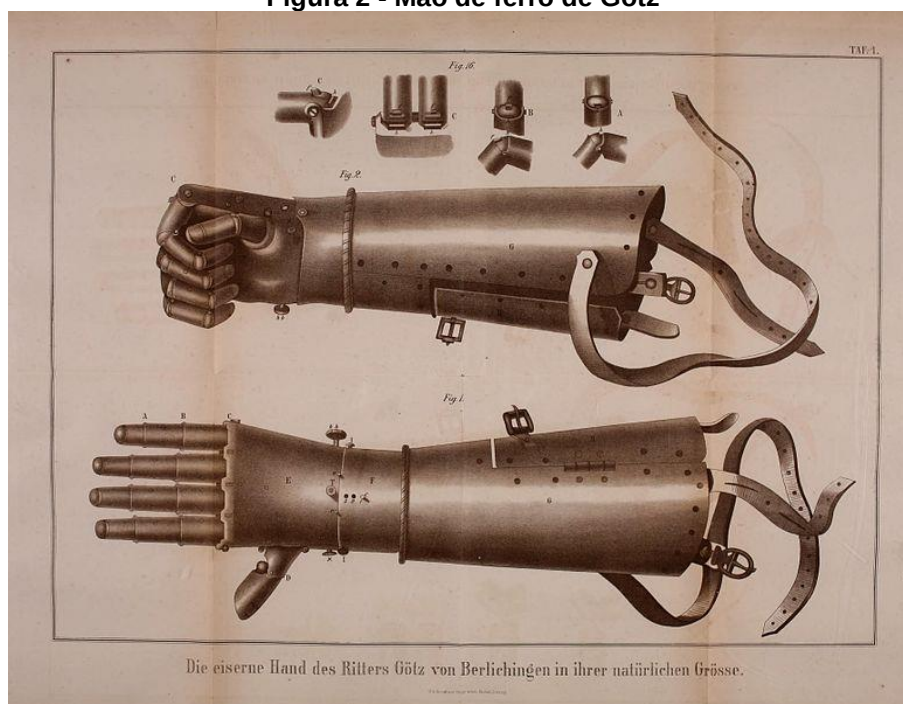


Fonte: G1 (2012).

Uma das consideradas primeiras próteses relacionadas aos membros superiores, trata-se de uma mão criada por volta de 77 d.c. em Roma que consiste em uma mão direita feita de aço, desenvolvida para que o general romano pudesse retornar a batalha. (ZUO; OLSON, 2014).

Segundo Norton (2007), até próximo dos anos 1400 não houve grandes avanços na funcionalidade e nos tipos de próteses, além de uma mão com gancho ou perna de madeira. A maioria era utilizada por guerreiros para que ao perder um braço pudessem carregar o escudo utilizando a prótese, pelas quais eram confeccionadas com aço, cobre, couro e madeira. No início dos anos 1500, conforme relata Zuo e Olson, um artesão desenvolveu um braço de aço para ser utilizado como complemento da armadura de um cavaleiro alemão chamado Götz Von Berlichingen (Figura 2). A prótese era funcional e possibilitava movimentar cada falange dos dedos permitindo a abertura e o fechamento da mão, dessa forma o cavaleiro era capaz de carregar armas e outros equipamentos de batalha.

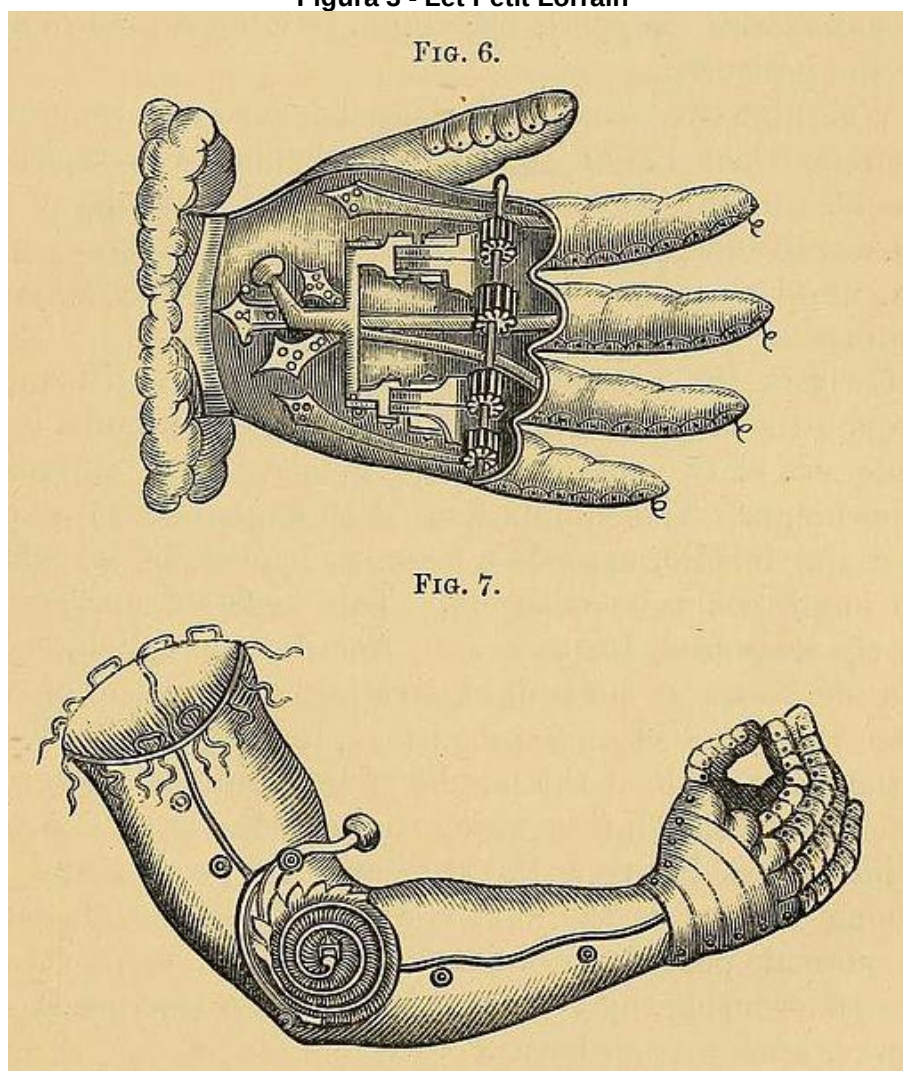
Figura 2 - Mão de ferro de Götz



Fonte: Wikimedia Commons - Christian von Mechel (2017).

No decorrer dos anos houve diversos relatos do aparecimento de pessoas, em sua maioria soldados, utilizando estes equipamentos. A primeira manifestação de uma prótese que não havia sido construída para batalha aconteceu em torno de 1600 e foi descrita por um cirurgião chamado Giovanni Tommaso Minadoi, no qual descreveu que o usuário do equipamento conseguia manipular objetos e até mesmo escrever. A partir deste, outros dispositivos foram sendo desenvolvidos, pensando agora em se parecer mais com uma mão e um braço humano, ao invés de um simples equipamento para segurar armamentos. Um outro exemplo é uma prótese de mão, conhecida como “Le Petit Lorrain”, e uma de braço (Figura 3) desenhadas por Ambroise Paré, nas quais possuía um mecanismo complexo e utilização de molas. (ZUO; OLSON, 2014).

Figura 3 - Let Petit Lorrain



Fonte: Wikimedia Commons (2015).

Em 1818 surgiu a definição “prótese automática de membros superiores”, criada por um odontologista alemão chamado Peter Baliff.

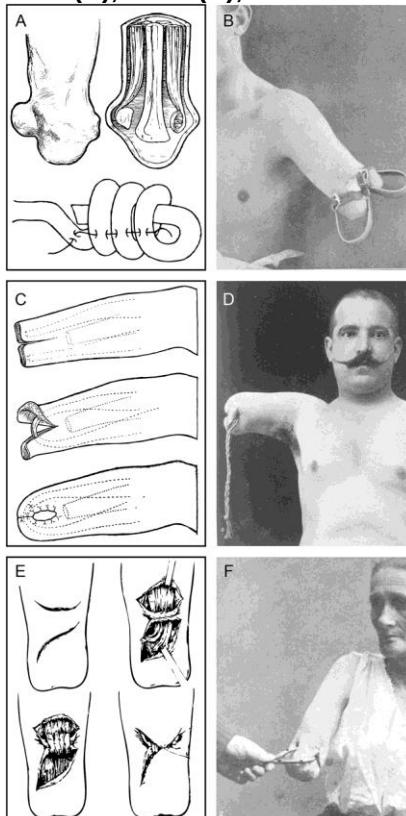
Usando a transmissão de tensão através de tiras de couro, o dispositivo de Baliff permitiu que os músculos intactos do coto e da cintura escapular provocassem movimentos em um dispositivo conectado ao coto. Pela primeira vez, um amputado foi capaz de operar sua prótese com movimentos corporais. (ZUO; OLSON, 2014, p. 46, tradução nossa).

Em 1898, o italiano Giuliano Vanghetti criou diversos métodos de cineplastia³, dentre os quais, três possuem o maior destaque, sendo eles conhecidos como “*loop motor*” (ou ansa), “*club motor*” (ou clava) e o canal intramuscular (Figura 4).

³ Cineplastia - Amputação plástica em que o coto se pode usar como potência motora. Disponível em: <https://www.infopedia.pt/dicionarios/termos-medicos/cineplastia>

O método de “*loop motor*” consiste na junção do bíceps e do tríceps no fim do coto que em seguida é coberto por uma pele. Já o método “*club motor*” realiza o processo contrário, afastando dois músculos opostos e cobrindo suas terminações no fim do coto. Essas duas pontas separadas de músculos ao colocar anéis de metal geravam a movimentação das próteses. (WEIR, 1998).

Figura 4 - Clava (A), Ansa (C), Canal intramuscular (E).



Fonte: Neurology.org – Tropea et al. (2017).

Na Alemanha, em 1915, os doutores Ferdinand Sauerbruch e Stodola, começaram estudos na área de cineplastia. Seus estudos resultaram em uma técnica parecida com a de Vanghetti, que posteriormente foi utilizada no desenvolvimento de uma prótese com a ajuda de Max Biedermann (Figura 5), que possuía um dispositivo de travamento localizado no “túnel” do músculo que ao ser contraído gerava o movimento na prótese.

Sauerbruch colocou um túnel muscular revestido de pele no músculo proximal à extremidade óssea, em oposição à prática italiana de construir 'motores' distais na extremidade óssea. Sauerbruch defendia o uso de músculos protagonistas e antagonistas para dar um controle fisiologicamente correto. (WEIR, 1998, p. 2, tradução nossa).

Figura 5 - Prótese de Sauerbruch e Max Biedermann

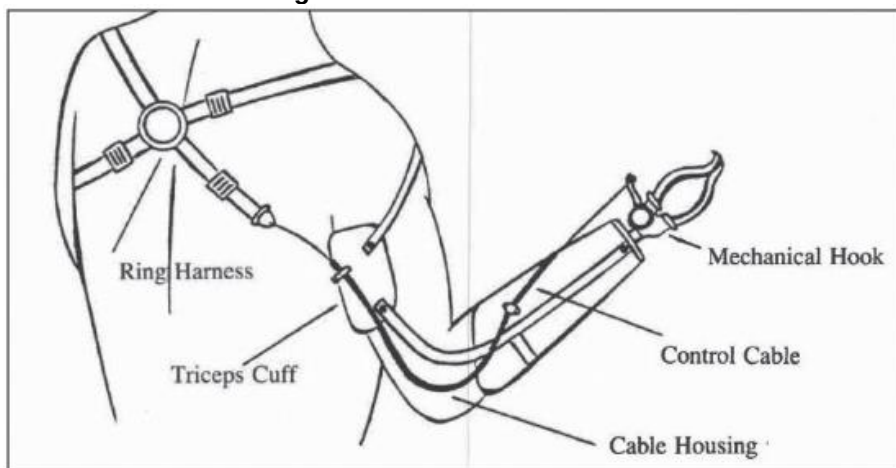


Fonte: Wikimedia Commons (2014).

Na ocasião da primeira guerra mundial, diversos programas de reabilitação foram criados para ajuda as pessoas que sofreram amputações, sendo em sua maioria relacionadas aos membros superiores, totalizando 54%. Em seguida, com a segunda guerra mundial a demanda de próteses cresceu e a partir daí o investimento no desenvolvimento desses dispositivos aumentou significativamente.

Em 1948, Bowden desenvolveu uma prótese de um braço, na qual utilizava o movimento do corpo e cabos para realizar suas funções (Figura 6). A prótese consiste de um dispositivo na extremidade, normalmente dois ganchos ou uma pinça, que é movido ou, no caso da pinça, aberto e fechado, pela força do membro preservado, comumente o ombro, e movimentos do corpo. Esse equipamento permitia que o usuário pudesse realizar suas tarefas sem a necessidade de utilizar a mão saudável para controlar a prótese e também sem necessidade de cirurgias de cineplastia. Embora essa prótese consiga entregar ao indivíduo algumas funcionalidades ela possui suas limitações e sua aparência se distancia de um braço humano. O modelo de Bowden até hoje é utilizado, sendo as atuais próteses, controladas por movimentos corporais, adaptações e/ou aperfeiçoamentos deste modelo. (ZUO; OLSON, 2014).

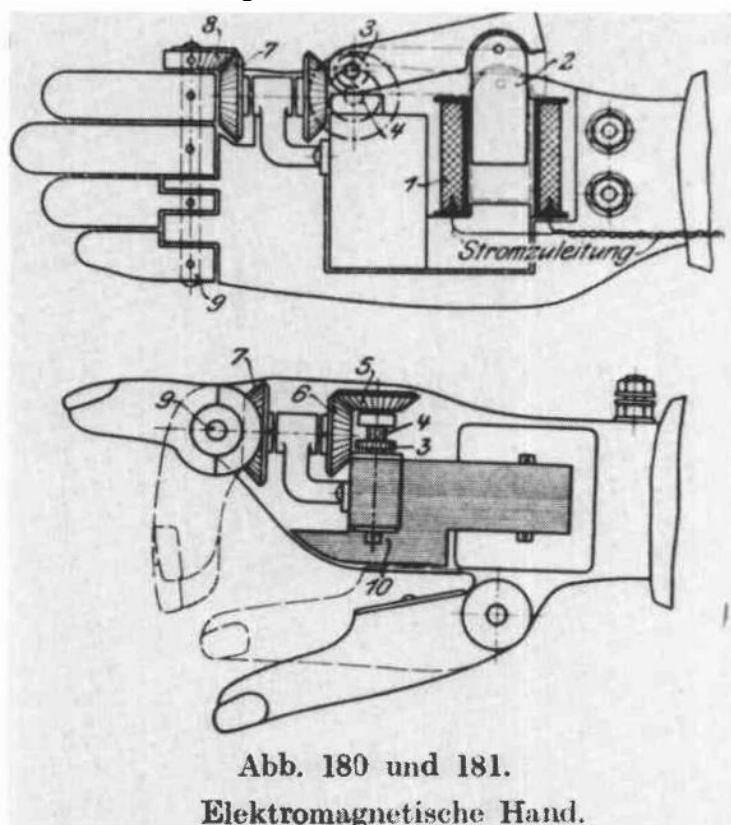
Figura 6 - Prótese de Bowden



Fonte: ZUO; OLSON, 2014, p.46, Figura 7.

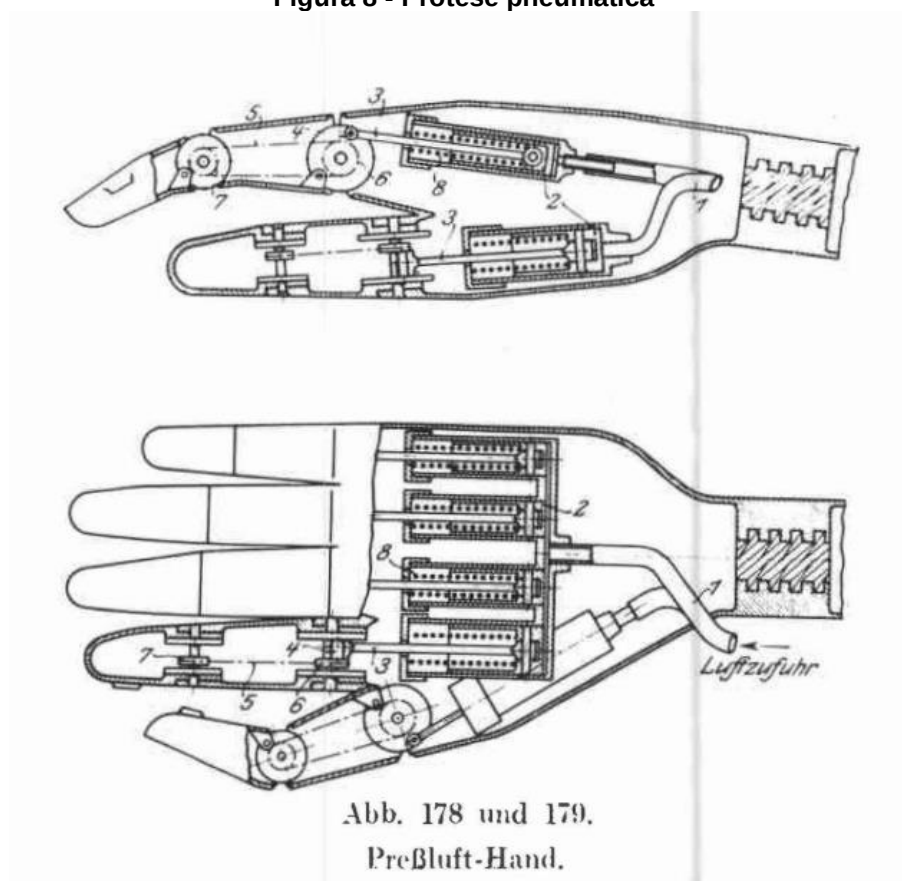
As primeiras próteses controladas com fonte de energia externa foram desenvolvidas na Alemanha em 1919. Um dos dispositivos foi projetado para utilizar energia elétrica (Figura 7) e o outro pneumática (Figura 8). (ZUO; OLSON, 2014).

Figura 7 - Prótese elétrica



Fonte: CHILDRESS, 1985, p.3, Figura 2.

Figura 8 - Prótese pneumática

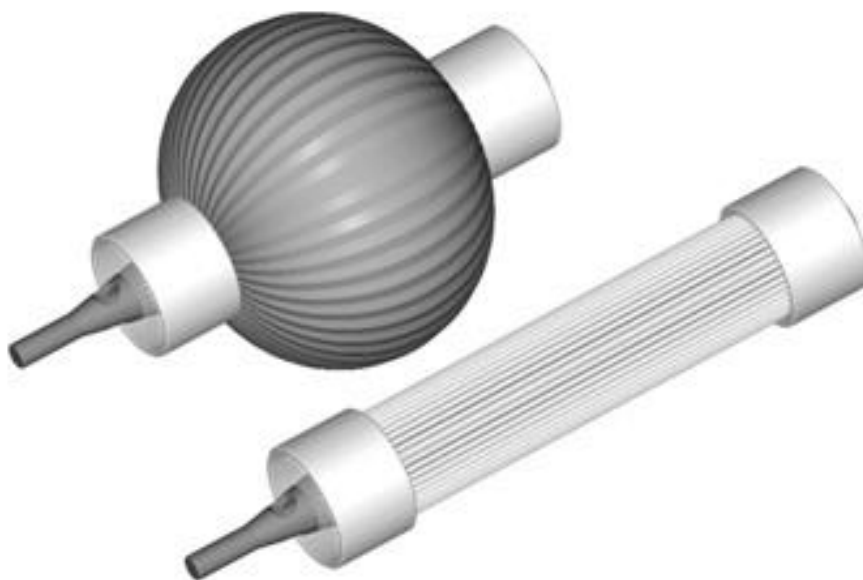


Fonte: CHILDRESS, 1985, p.3, Figura 1.

Por estes equipamentos serem considerados complexos e inviáveis para a época, o estudo das mesmas apenas recebeu continuidade a partir de 1950. Esta pesquisa levou ao desenvolvimento dos conhecidos “*McKibben Artificial Muscles*”, também chamados de músculos artificiais pneumáticos (Figura 9), mas foram utilizados principalmente em órteses⁴. (CHILDRESS, 1985).

⁴ Órtese - Aparelho destinado a suprir ou corrigir a alteração morfológica de um órgão, de um membro ou de um segmento de um membro, ou a deficiência de uma função. Disponível em: <http://www.portaldeacessibilidade.rs.gov.br/servicos/3/9/14>

Figura 9 - Músculos artificiais pneumáticos

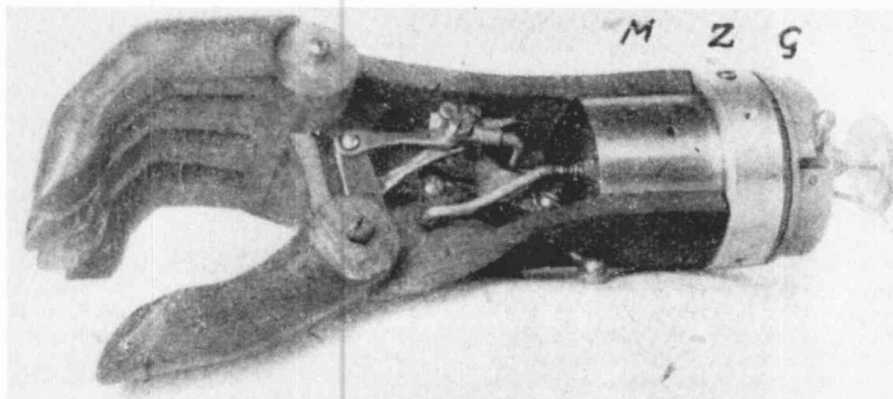


Fonte: Wimedia Commons (2015).

No início dos anos 40, o físico Reinhold Reiter desenvolveu uma prótese mioelétrica (Figura 10). Essa funcionava através do monitoramento da atividade muscular por meio de sensores de eletromiografia (EMG). (ZUO; OLSON, 2014).

O sistema era controlado por um amplificador de tubo de vácuo e não era portátil. A mão era uma modificação da mão de Hüfner que continha um controle eletromagnético. O sistema era pesado, grande e não operava com bateria. A ideia era usá-lo como uma prótese especial em uma estação de trabalho. (CHILDRESS, 1985. p. 3-4, tradução nossa).

Figura 10 - Prótese mioelétrica de Reiter



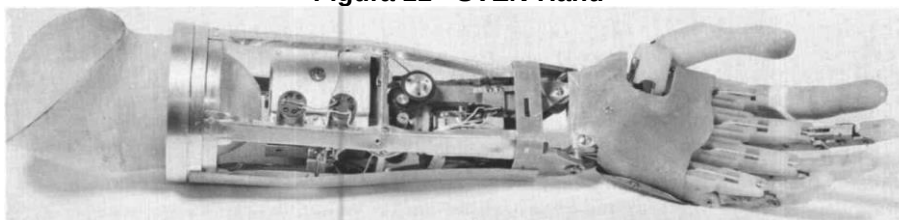
Fonte: CHILDRESS, 1985. p. 3, Figura 3.

Durante o período do desenvolvimento desse tipo de prótese, ocorreu o surgimento dos transistores, o que permitiu que em 1960 Alexander Kobrinski, um cientista russo, aprimorasse e projetasse uma prótese mioelétrica mais compacta e

com maior portabilidade, conhecida como “A Mão Russa”, aumentando significativamente a viabilidade de seu comércio e seu uso na reabilitação de indivíduos amputados. Embora essa tecnologia tenha obtido melhorias, o equipamento ainda era pesado, frágil e sua funcionalidade não era muito satisfatória. (ZUO; OLSON, 2014).

Segundo Childress, 1985, a maioria das próteses desenvolvidas na época possuíam um único tipo de função o que fez com que pesquisadores, em 1965 na Suécia, elaborassem um novo aparelho, conhecido como “SVEN-Hand” (Figura 11), que possuía múltiplas funções como flexão, extensão e rotação do punho, além de dois tipos de agarres.

Figura 11 - SVEN-Hand



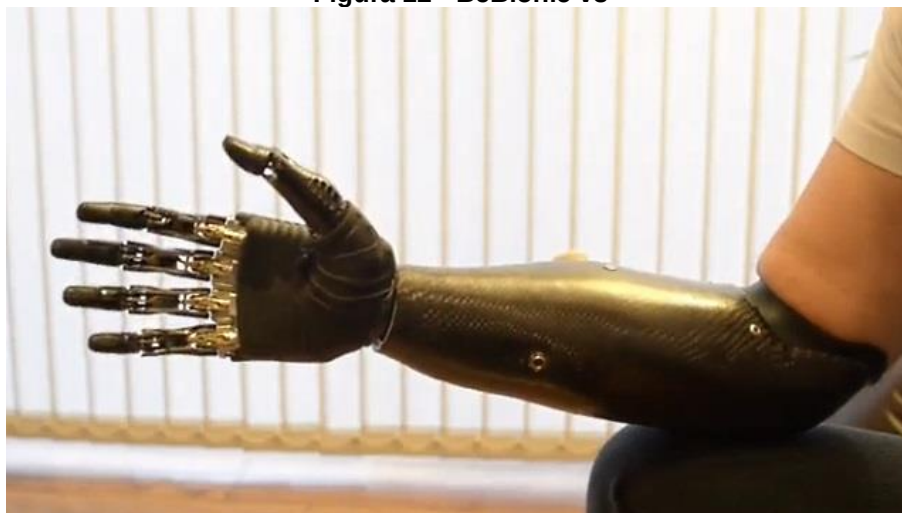
Fonte: CHILDRESS, 1985. p. 7, Figura 9.

Desde 1980 as próteses mioelétricas estão sendo utilizadas nos centros de reabilitação ao redor do mundo e vem recebendo melhorias com o avanço da tecnologia, aperfeiçoando suas funções, materiais, design, ergonomia e fonte de energia, tornando-se mais eficazes e confortáveis para o utilizador. (ZUO; OLSON, 2014).

Um exemplo de prótese mioelétrica avançada é a BeBionic v3 (Figura 12), que possui diversas funções e tecnologias modernas, trazendo uma maior gama de movimentos, design e conforto.

A mão possui 14 tipos de preensão ou “grip” sob controle dos microprocessadores acionados pelo usuário, por mecanismo mioelétrico. Isso torna possível fazer todos os movimentos da vida diária, desde os mais delicados e suaves, como controlar o mouse do computador (com clique único ou duplo), pegar uma moeda ou um ovo, até os mais robustos movimentos, suficientes para, por exemplo, achatar uma lata de refrigerante. A mão pode suspender até 90 kg de carga, permitindo ajudar a pessoa a se levantar a partir da posição sentada. Isso é especialmente útil para pacientes amputados bilateralmente. A mão BeBionic v3 possui os dedos com molas especiais que flexionam a mão de modo gradual e totalmente sob controle do usuário, suportando inclusive o transporte de cargas elevadas, como o transporte de malas com alças e objetos. (SHIMOSAKAI, 2014).

Figura 12 - BeBionic v3



Fonte: GIZMODO BRASIL – Tarantola (2012).

Desde 2016, um grupo de pesquisadores da Universidade de Chicago vem desenvolvendo uma prótese de braço controlada pela mente capaz de regenerar os sentidos de tato. A equipe está realizando estudos mais aprofundados de como funciona a comunicação entre o cérebro e a mão, de forma a comandar a prótese através da atividade cerebral e de enviar sinais para o cérebro para que o utilizador possa recuperar o tato, utilizando sensores e uma interface cérebro-computador. (WOOD, 2018).

O sistema de neuroprótese robótica funciona através do implante de eletrodos em áreas do cérebro que controlam os movimentos e processam a sensação de toque do membro. Os eletrodos capturam a atividade dos neurônios enquanto o paciente pensa em mover seu próprio braço. A prótese é equipada com sensores para detectar sensações de toque, como pressionar as pontas dos dedos individuais, o que gera sinais elétricos que estimulam as áreas apropriadas do cérebro. (WOOD, 2018, tradução nossa).

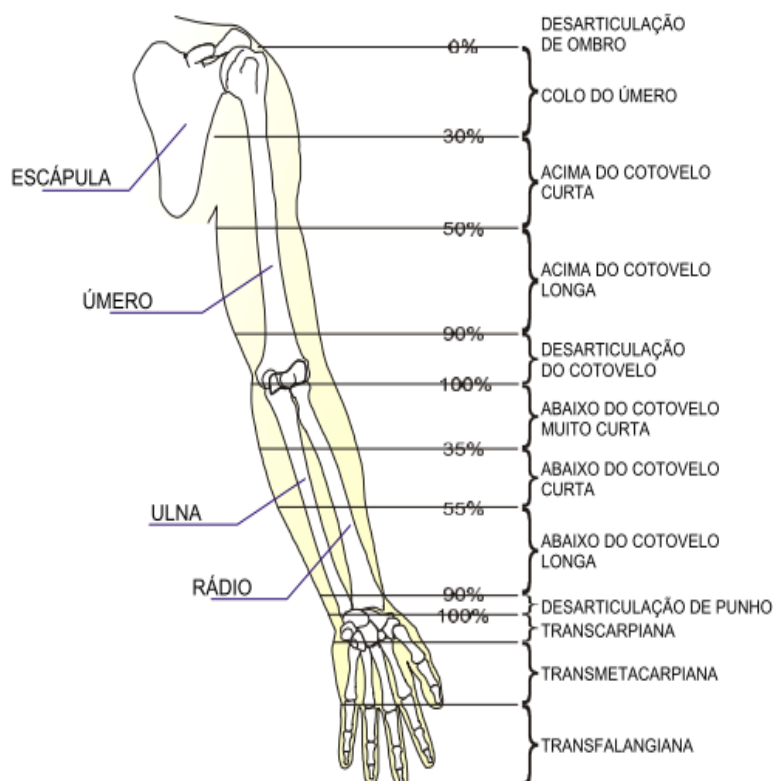
2.1.2 Classificação das próteses

Conforme Blohmke (1994) e Cunha (2002), atualmente existem vários tipos de próteses, que utilizam diferentes tecnologias, nas quais podem ser classificadas de acordo com o nível de amputação do membro ou por sua fonte de energia.

A medicina define os diversos tipos de níveis de amputação segundo a sua localização (Figura 13). O procedimento é feito de forma a conservar o tecido e ossos para auxiliar na fixação da prótese e para manter alguns movimentos do membro. (CAMARGO, 2003 apud. BLOHMKE, 1994).

Quanto mais próximo for o coto, mais complexa será a substituição do membro perdido. No caso de desarticulação do ombro, a protetização se torna extremamente complexa devido à falta de um ponto de apoio para a adaptação e fixação do alojamento da prótese (CAMARGO, 2003 apud. BLOHMKE, 1994).

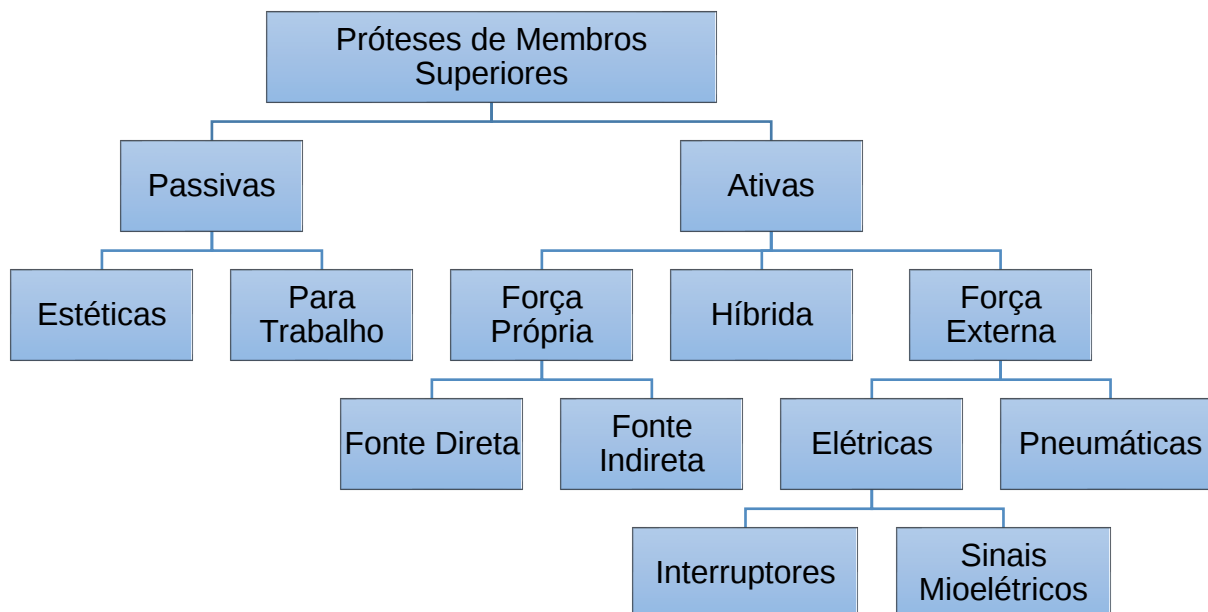
Figura 13 - Níveis de amputação



Fonte: CUNHA, 2002. p. 20, Figura 2.3.

Quando se trata de uma percepção de engenharia, a classificação conforme a fonte de energia torna-se mais adequada. Sendo assim, esses dispositivos podem ser divididos em dois grandes grupos: ativos e passivos (Figura 14). (CUNHA, 2002).

Figura 14 - Classificação das próteses de membros superiores de acordo com a fonte de energia



Fonte: CUNHA, 2002, p. 22, Figura 2.4, adaptado pelo autor.

Cunha, 2002, explana que as próteses passivas são aquelas utilizadas apenas para fins estéticos, com o objetivo de parecer o mais próximo a um membro humano sem nenhuma funcionalidade, ou para trabalho, nas quais uma ferramenta, como um gancho ou uma pinça, é posta em sua extremidade para auxiliar o usuário em tarefas simples.

Já as próteses ativas são aquelas em que o paciente consegue de alguma forma controlar alguns tipos de movimentos nas próteses. Esses tipos de equipamento podem ser de força própria, externa ou híbrida. As próteses ativas de força própria são aquelas controladas pelo movimento dos ombros e do coto com a utilização de cabos e podem ser divididas em fonte direta e indireta. Quanto maior o nível de amputação menor se torna a utilidade deste modelo. (CUNHA, 2002, apud. BLOHMKE, 1994).

Quando se trata de uma prótese ativa de força externa, pode-se encontrar dois tipos de fonte de energia: pneumática ou elétrica. Na prótese pneumática, quando gerada uma contração muscular do coto, válvulas ativam os atuadores, alimentados por um reservatório de CO₂, de forma a executar os movimentos. Este tipo de equipamento é considerado pouco eficiente devido seu peso, autonomia e elevado ruído. (CUNHA, 2002, apud. BOCCOLINI, 1990).

2.1.3 Próteses elétricas

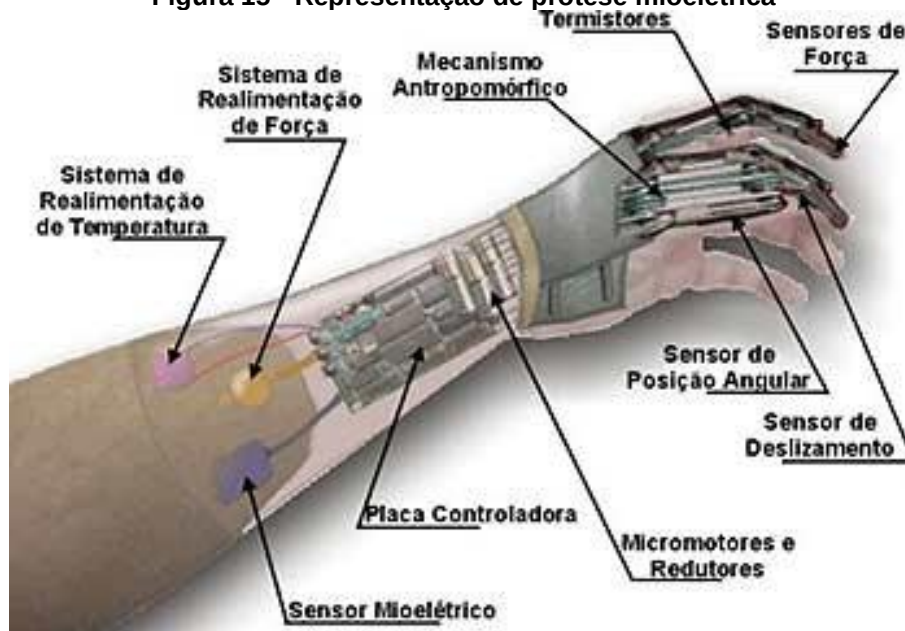
As próteses elétricas dispõem de dois métodos de funcionamento: por interruptores ou sinais mioelétricos.

Modelos que utilizam interruptores possuem motores elétricos que são acionados conforme a movimentação das chaves eletromecânicas. Este movimento é realizado com a contração muscular proveniente dos músculos remanescentes do paciente. Seu funcionamento é muito parecido com as próteses pneumáticas, apresentando as mesmas desvantagens, no entanto, uma de suas vantagens refere-se ao peso, devido a utilização de baterias. (CUNHA, 2002, apud. BOCCOLINI, 1990).

As próteses mioelétricas são consideradas as que possuem um maior número de funcionalidades e um aspecto estético mais aceitável pelas pessoas amputadas. O equipamento possui eletrodos que captam a atividade muscular controlando os atuadores de acordo com a força exercida pelos músculos do coto do paciente. Os músculos utilizados geralmente são aqueles que geravam o movimento natural da mão. Desta forma, para que esses sinais sejam gerados, os músculos do coto não devem estar lesionados. (CUNHA, 2002).

O músculo recebe um impulso elétrico proveniente do cérebro, por um motoneurônio. O SME é captado, amplificado, tratado e usado como valor de referência para o controle do motor (ou motores) que acionará o mecanismo da prótese. A realimentação é visual. (CUNHA, 2002, p.25).

Figura 15 - Representação de prótese mioelétrica



Fonte: Invenções Brasileiras (2003).

Os atuadores convencionais presentes nestes dispositivos são micromotores DC e *brushless*. Estes comumente são acoplados a redutores para aumentar seu torque. O tamanho reduzido encontrado nestes motores facilita a disposição dos mesmos na prótese e permite um maior número de juntas ativas. (CUNHA, 2002).

Camargo (2003) afirma que é essencial, para as próteses mioelétricas multifuncionais, a utilização de sensores para obter um controle mais adequado e aumentar o nível de antropomorfismo.

Atualmente as próteses comerciais mais comuns para membros superiores, possuem sistema de controle essencialmente em malha aberta, sendo que a única realimentação existente é visual, ou seja, o paciente detecta através da visão se a prótese está realizando os movimentos que ele desejou. Esse fato limita a atuação do paciente na realização de tarefas com a prótese e dificulta sua utilização. (CAMARGO, 2003, p.79).

Sendo assim, sensores de realimentação se tornam necessários para o fechamento da malha de controle e conseqüentemente uma funcionalidade mais satisfatória. Os sensores podem servir para captar os sinais de controle, para monitorar os movimentos e a força, para analisar o objeto que está sendo manipulado, além de enviar informações do meio externo para o usuário. (CUNHA, 2002).

Os sensores de força mais utilizados são do tipo *Strain Gages*, efeito Hall e *Force Sensing Resistor* (FSR). Quanto aos sensores de posição angular, que monitoram o movimento, são geralmente utilizados potenciômetros, *encoders* e sensores indutivos. A forma de propriocepção⁵ convencional, presente neste tipo de prótese, é através de micromotores DC *Vibracall*, no qual a vibração transmite a sensação de toque em um objeto. (THOMAZONI, 2015).

Segundo Cunha (2002), para captação dos sinais de controle, usualmente realiza-se a medição da força exercida, da variação do volume muscular ou dos sinais mioelétricos. O mais utilizado é o método de captação por sinais mioelétricos por sensores não invasivos.

Além dos sensores e atuadores, para uma prótese mioelétrica multifuncional, se faz necessário o uso de uma unidade microcontroladora para

⁵ Propriocepção - Qualquer informação postural, posicional, encaminhada ao sistema nervoso central pelos receptores encontrados em músculos, tendões, ligamentos, articulações ou pele. Disponível em: <https://www.infoescola.com/corpo-humano/propriocepcao/>

processar os dados e gerenciar as ações, e um sistema de alimentação como uma bateria recarregável. (THOMAZONI, 2015).

Este modelo de prótese possui diversas vantagens, como a realização de vários movimentos naturais do membro, a independência do uso de cabos, a utilização de circuitos eletrônicos compactos e com constante aperfeiçoamento, além de utilizar eletrodos não-invasivos. (CAMARGO, 2003). Porém, as próteses devem apresentar características antropomórficas em sua aparência e funcionalidade e a prótese mioelétrica tradicional, por mais que seja considerada a mais próxima desta realidade, não demonstram satisfatoriamente estes aspectos devido a tamanhos de dedos e falanges modificadas para melhorar a funcionalidade. (CUNHA, 2002).

Segundo Christoph et. al. (1999), um grande problema encontrado neste tipo de prótese é justamente a necessidade da utilização voluntária de terminações nervosas e músculos da extremidade remanescente do braço, onde podem ter sua eficácia reduzida ou até anulada devido a amputação ou problemas de paralisia, impossibilitando o controle da prótese.

2.2 Interface Cérebro-Computador

Nos últimos vinte anos, pesquisas foram efetuadas para encontrar uma forma de captar os sinais cerebrais e usá-los para comandar diretamente uma máquina. Este sistema é conhecido como interface cérebro-computador (BCI), Leuthardt et al. (2009), mas também algumas vezes chamada de interface cérebro-máquina (BMI), interface mente-máquina (MMI), ou ainda interface neural direta (DNI). (RAMZAN; SHIDLOVSKIY, 2018).

Uma interface cérebro-computador é um sistema de comunicação que gera sinais de controle utilizando sinais cerebrais, isto é, um sistema que traduz a atividade cerebral em comandos para o computador ou outros dispositivos. (FEULO, 2013, p. 3).

Diversos estudos estão sendo realizados para utilizar este conceito em inúmeras aplicações, sendo uma das principais a utilização dos sinais cerebrais para auxiliar as pessoas com severos problemas neuromusculares a realizar tarefas antes difíceis de serem feitas. Hoje pode-se encontrar algumas próteses sendo desenvolvidas com essa tecnologia, utilizando um sistema não invasivo com base em eletroencefalografia (EEG). (MENG et al., 2016).

2.2.1 História da Interface Cérebro-Computador

De acordo com Lebedev e Nicolelis (2017), o surgimento das BCIs está relacionado ao desenvolvimento de novos métodos de aquisição da atividade elétrica extracelular de grandes populações de neurônios usando multi-eletrodos.

Em 1950, John Cunningham Lilly, considerado um pioneiro da BCI e pesquisador principal da *National Institutes of Health*, realizou experimentos em um macaco rhesus adulto, no qual implantou eletrodos na superfície do córtex⁶. Lilly efetuou a leitura de sinais gerados durante uma variedade de comportamentos do animal. Em um de seus testes, aplicou uma corrente elétrica nos eletrodos provocando a movimentação do macaco, concluindo que a resposta motora pode ser provocada em diferentes áreas corticais e que não há uma separação clara dessas regiões, sendo presumidamente motoras ou sensoriais. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

Entre 1960 e 1970 a introdução do *biofeedback* de EEG ou *neurofeedback*, permitiu uma variedade de experimentos. David Nowlis e Joe Kamiya converteram os sinais adquiridos, dos animais e seres humanos, em som. Dessa forma os pacientes puderam obter um certo nível de controle sobre sua própria atividade cerebral. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

Maurice Stermann e seus colegas converteram EEGs de pacientes epiléticos em luzes e tons e alcançaram redução de crises com esse tipo de treinamento de “neurofeedback”. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 772, tradução nossa).

Segundo Lebedev e Nicolelis apud. Dannett (2018), em 1963 ocorreu o primeiro experimento onde um humano pôde comandar um dispositivo externo através da sua atividade cerebral. O experimento foi realizado por Grey Walter, que efetuou com sucesso uma conexão direta entre cada córtex motor de um paciente e um projetor. Com este vínculo, o indivíduo conseguia avançar os slides que apareciam na tela apenas com a atividade cerebral.

⁶ Córtex - Fina camada de substância cinzenta que recobre o cérebro. Ele é uma das regiões mais importantes do Sistema Nervoso Central (SNC). Ele recebe impulsos de todas as vias da sensibilidade, sendo o responsável pela interpretação e resposta de todas essas informações. Dele são transmitidos impulsos que iniciam e controlam os movimentos voluntários.

Disponível em:

http://www.digimed.ufc.br/wiki/index.php/Fun%C3%A7%C3%B5es_do_c%C3%B3rtex_cerebral_e_diagn%C3%B3stico_cerebral_regional

Embora os experimentos de Walter possam ser considerados como a primeira prova de conceito da possibilidade de criar BCIs, ele nunca publicou esses resultados ou os interpretou no contexto de BCIs. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 773, tradução nossa).

No fim de 1960, experimentos foram realizados pelo Laboratório de Controle Neural (NIH), com o intuito de utilizar o conceito de BCI para controlar atuadores artificiais e também para auxiliar as pessoas com problemas de audição, visão e paralisia. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

Ainda neste período Brindley e Graggs fizeram a leitura de sinais dos campos corticais motores de babuínos, com o objetivo de desenvolver uma neuroprótese motora que reconhecesse os movimentos de braços e pernas. Outros pesquisadores realizaram experimentos focados em *neurofeedback*, com o intuito de descobrir maneiras de fornecer informações para o cérebro, através de estimulação elétrica, para construir BCIs sensórias de forma a restaurar os sentidos de pessoas com deficiência neurológica. Uma outra área de pesquisa foi relacionada a próteses visuais, na qual Brindley e Dobelle desenvolveram aparatos para que pacientes pudessem enxergar alguns pontos de luz, aplicando uma corrente elétrica no córtex visual, permitindo reconhecer determinados objetos. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

De 1970 a 1990 não houve avanços significativos. Conforme Lebedev e Nicolelis (2017), o motivo principal foi a falta de avanços relacionados a tecnologia na área de gravações neuronais de multicanais. Entretanto, em meados da década de 90 um novo projeto de multi-eletrodos constituído por filamentos metálicos flexíveis e isolados, conhecidos como micro-fios, permitiu que as pesquisas avançassem.

Com essa nova tecnologia, Chapin e Nicolelis efetuaram um experimento em 1999, no qual ratos aprenderam a utilizar a atividade de 46 neurônios para controlar o movimento de uma alavanca para liberar a água de um conta-gotas para beber. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

Em 2004, pesquisadores do laboratório de Nicolelis confirmaram que através da tecnologia de micro-fios, é possível extrair os movimentos das mãos de pacientes humanos conscientes. O estudo demonstrou que os mesmos algoritmos computacionais utilizado em macacos, poderiam ser usados para adquirir os padrões de sinais subcorticais gerados pela movimentação das mãos humanas. Em 2009, ainda neste centro de pesquisa, cientistas decodificaram a cinemática da caminhada de um macaco rhesus e posteriormente em 2011 implementaram pela primeira vez o

método multicanal para fornecer uma retroalimentação tátil direto ao córtex, criando um novo conceito conhecido como Interface Cérebro-Máquina-Cérebro (BMBCI, em inglês). (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

Por muito tempo os BCIs invasivos foram realizados apenas em animais, mas alguns anos atrás começou a aumentar o número de procedimentos clínicos em seres humanos. Os sistemas não-invasivos também obtiveram uma grande expansão sendo introduzido na prática clínica por Niel Bibaumer. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

Lebedev e Nicolelis (2017), afirmam que, em 1988, um ser humano conseguiu pela primeira vez, através de EEG, controlar a partida e parada de um robô, por meio da abertura e fechamento dos olhos, método que desativa e ativa as ondas cerebrais conhecidas como ondas alfa.

Um projeto recente conhecido como *Walk Again Project*, permitiu um grande avanço nas pesquisas relacionadas a BCIs e sistemas baseados em EEG, possibilitando diversas aplicações práticas.

Recentemente, um BCI baseado em imagens motoras foi usado pelo Walk Again Project, um consórcio internacional de pesquisa sem fins lucrativos, para permitir que pacientes paraplégicos usassem EEG para controlar as sessões de início e parada da caminhada de um exoesqueleto robótico de membros inferiores. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 779, tradução nossa).

Nos últimos anos, uma compreensão emergente do papel que a plasticidade cortical desempenha no controle de dispositivos e como o córtex codifica intenções motoras e não motoras, bem como a percepção sensorial, levou a novas ideias sobre a função cerebral e as aplicações de BCI. Essas novas descobertas devem expandir o potencial da neuroprótese em relação à capacidade de controle e às populações de pacientes que serão atendidas. (LEUTHARDT et al., 2009, p. 2, tradução nossa).

2.2.2 Princípios da Interface Cérebro-Computador

As BCIs objetivam detectar a atividade cerebral e decodificá-la para comandar dispositivos externos. Para isso, os sinais elétricos do cérebro são captados por eletrodos, localizados no córtex, utilizando a eletrocorticografia (ECoG) ou no couro cabeludo, através da eletroencefalografia (EEG), passando por uma amplificação e uma conversão analógica para digital. Em seguida é feita uma extração de sinais necessários para determinada aplicação, sendo enfim decodificados e

convertidos em comandos para o dispositivo externo. (RAMZAN; SHIDLOVSKIY, 2018).

Segundo Ramzan e Shidlovskiy (2018), o princípio de operação das BCIs é composta por quatro etapas: aquisição dos sinais, extração dos dados, interpretação dos dados e saída dos dados (Figura 16).

Figura 16 - Etapas da Interface Cérebro- Computador



Fonte: Elaborado pelo autor.

A primeira etapa tem por objetivo a obtenção dos sinais elétricos da atividade cerebral, pelos quais podem ser adquiridos de forma não-invasiva ou invasiva. Nesta etapa também é realizada a amplificação e conversão analógica-digital do sinal. (MACHADO et al., 2009).

Na fase de extração de dados, os sinais são analisados e selecionados conforme a intenção do paciente. Essa etapa serve como um filtro para distinguir os sinais que serão realmente utilizados, de forma a reduzir o número de informações que deverão passar pela etapa de interpretação. (RAMZAN; SHIDLOVSKIY, 2018).

Os sinais provenientes da etapa de extração são então enviados para uma unidade de processamento, na qual o sinal é interpretado por um algoritmo e decodificado para representar a ação desejada. (MACHADO et al., 2009).

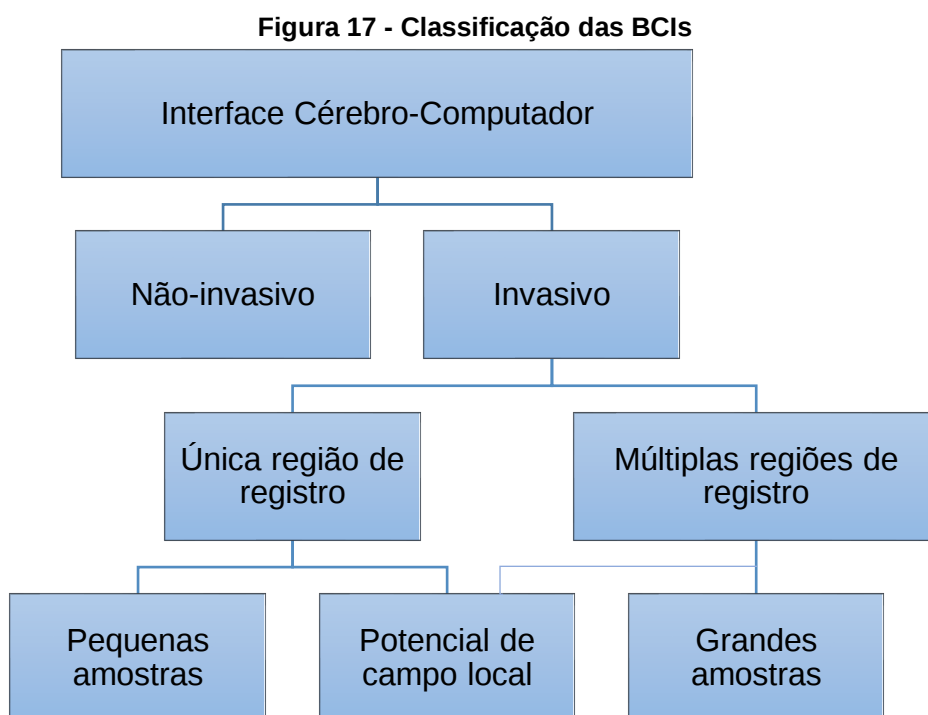
Por fim, os sinais que foram adquiridos, filtrados e interpretados, são enviados e utilizados como comandos para um dispositivo externo, no qual, em alguns casos, pode também enviar um sinal de volta para o cérebro. (RAMZAN; SHIDLOVSKIY, 2018).

2.2.3 Classificação das Interfaces Cérebro-Computador

Segundo Lebedev e Nicolelis (2017) a interface cérebro-computador pode ser classificada conforme o nível de invasão, função, origem neural ou configuração.

2.2.3.1 Classificação por nível de invasão

As BCIs podem ser classificadas de acordo com o nível de invasão, sendo invasivo (intracranial) ou não-invasivo (Figura 17). (LEBEDEV; NICOLELIS, 2006).



Fonte: LEBEDEV; NICOLELIS, 2006, p.537, figura 1. Adaptado pelo autor.

Tratando-se do método invasivo, a classificação se subdivide conforme a quantidade e localização das áreas corticais e do tipo e quantidade de amostras que são analisadas. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2006).

Com exceção das BCIs utilizados na Duke University, todas as BCIs testadas em macacos se basearam em registros de um único local cortical, tanto em potenciais de campo local quanto em amostras pequenas (<30) de neurônios ou unidades múltiplas. A maioria desses BCIs de pequena amostra e área única utiliza sinais neurais registrados no córtex motor primário, embora um grupo tenha se concentrado nos BCIs que processam sinais neurais registrados no córtex parietal posterior. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2006, p. 539, tradução nossa).

Existia uma certa dificuldade em adquirir alguns sinais corticais e implementar interfaces em tempo real, com uma velocidade adequada, quando utilizava-se apenas uma única região de registro. Este problema foi solucionado após o desenvolvimento do método de múltiplas regiões de registro e multi-eletrodos. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2006).

O método invasivo necessita de procedimentos cirúrgicos, nos quais o couro cabeludo e o crânio devem ser abertos para implantar os eletrodos. Esse procedimento possui alguns riscos de danos ou infecções teciduais, especialmente se os eletrodos não estiverem dispostos e contidos corretamente. No caso do método não-invasivo, por não necessitar destes procedimentos, não oferecem riscos. Sua utilização é simples, bastando fixar os eletrodos no couro cabeludo. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

Sistemas não invasivos exploram principalmente eletroencefalogramas (EEGs) para controlar cursores de computador ou outros dispositivos. Essa abordagem se mostrou útil para ajudar pacientes paralisados a desenvolver formas de comunicação com o mundo externo. No entanto, apesar de ter a grande vantagem de não expor o paciente aos riscos de cirurgia cerebral, as técnicas baseadas em EEG fornecem canais de comunicação de capacidade limitada. Sua taxa de transferência típica é atualmente de 5 a 25 bits s^{-1} . (LEBEDEV; NICOLELIS, 2006, p. 536, tradução nossa).

A qualidade do registro do método não-invasivo, em alguns casos, é insuficiente, devido ao fato dos sinais terem que percorrer por ossos e pele até alcançar o couro cabeludo, o que faz com que os sinais não sejam tão precisos e possuam uma resolução baixa. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

Lebedev e Nicolelis (2017), relatam um método semi-invasivo conhecido como eletrocorticografia (ECoG). O método necessita de procedimentos cirúrgicos, mas não há a utilização de implantes penetrantes no tecido nervoso.

Os ECoGs são registrados com uma grade de eletrodos colocados na superfície do cérebro. As gravações de ECoG têm melhor resolução espacial e temporal que o EEG, mas não podem ser usadas para detectar de forma confiável picos de neurônios únicos. Os registros crônicos de ECoG podem durar muitos anos em animais e humanos. No geral, o ECoG tem muitas vantagens em comparação com o EEG, e não é tão invasivo quanto os implantes penetrantes. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 780, tradução nossa).

2.2.3.2 Classificação por função

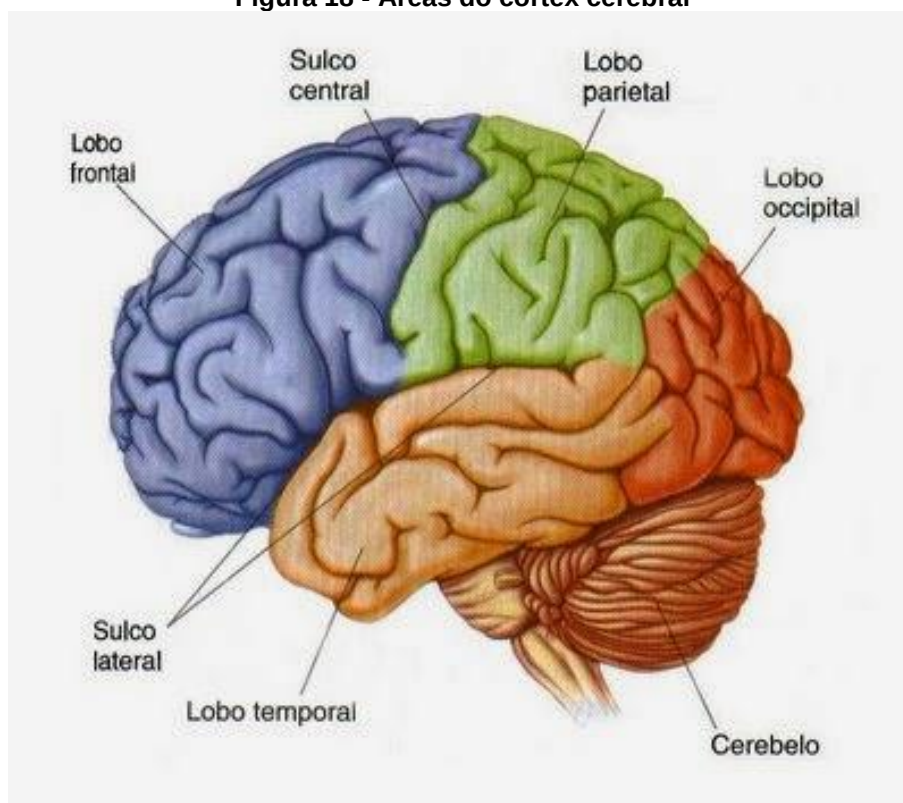
As BCIs, quando classificadas de acordo com sua função, podem ser divididas em: motoras, sensoriais, sensório-motoras, cognitivas ou *Brainets*. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

As BCIs motoras reproduzem funções motoras, como movimentos de membros superiores e inferiores ou navegação do corpo inteiro. A BCI sensorial visa reproduzir as sensações, enquanto o BCI sensório-motor combina os componentes motor e sensorial em uma única aplicação. A BCI cognitiva possibilita funções cerebrais de ordem superior, como memória, atenção e tomada de decisão. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 779, tradução nossa).

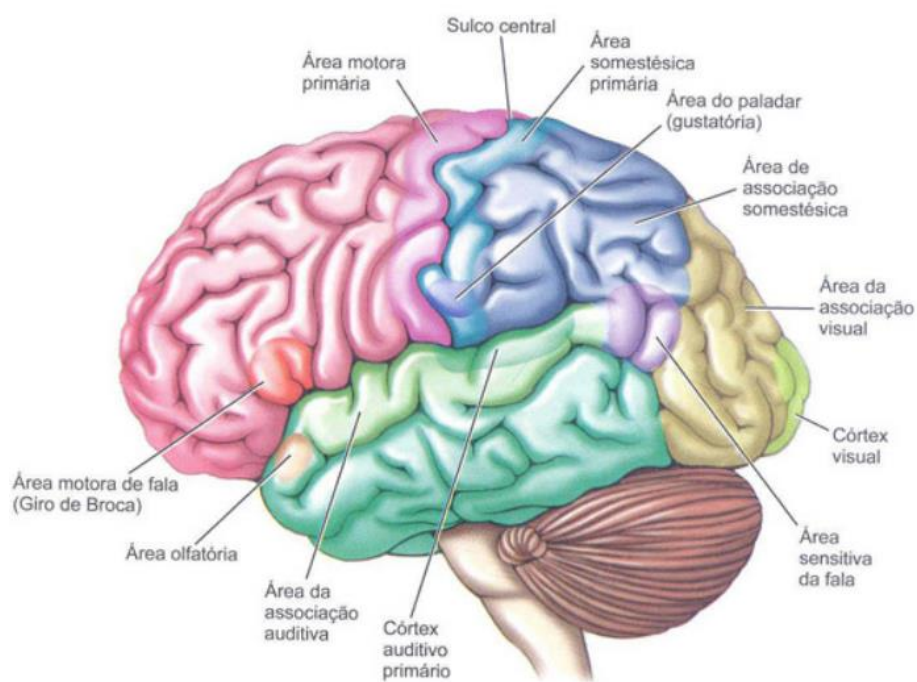
As *Brainets*, por sua vez, são interfaces que envolvem múltiplas pessoas, nas quais as BCIs utilizam a atividade elétrica de seus cérebros simultaneamente. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

2.2.3.3 Classificação pela origem neural

A maioria das BCIs utilizam os sinais gerados nas regiões corticais (Figura 18), tanto nos experimentos realizados em animais quanto em humanos. Essas regiões são usadas devido ao tamanho do córtex e sua estrutura avançada (Figura 19). (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

Figura 18 - Áreas do córtex cerebral

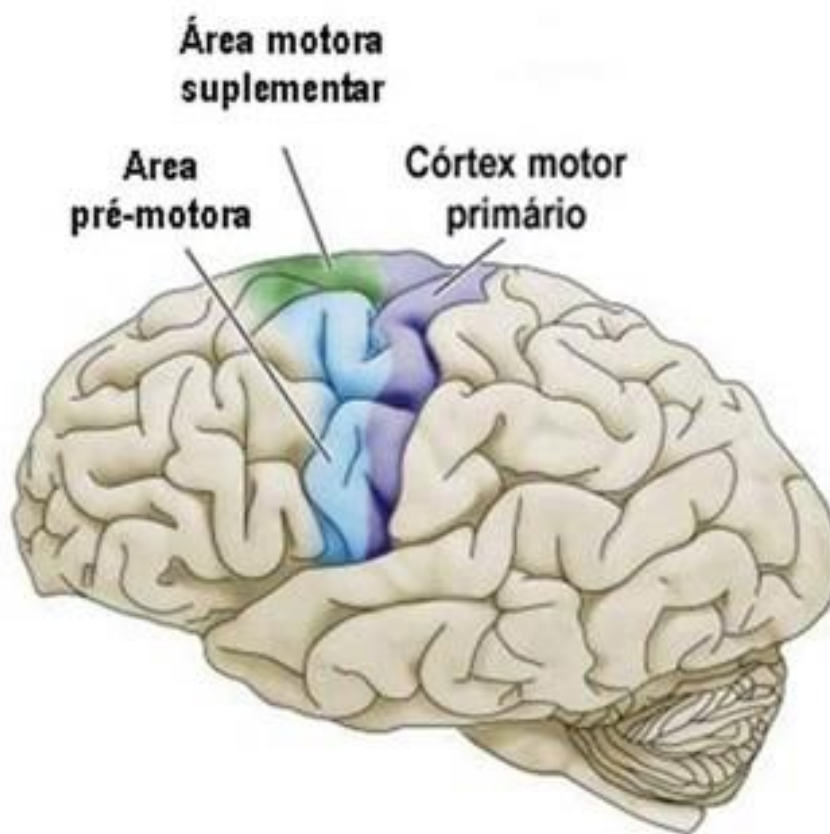
Fonte: AMAVC (2015).

Figura 19 - Áreas específicas do córtex cerebral

Fonte: Aula de Anatomia (2001).

Conforme Lebedev e Nicolelis (2017), as áreas mais comuns de serem utilizada é a M1, área motora primária, que está relacionada a diversos parâmetros de movimentos e a região pré-motora (Figura 20) utilizada para controlar os movimentos em andamento e sinais preparatórios gerados antes da execução de um movimento.

Figura 20 - Córtex motor



Fonte: K, Andrea, 2016, p. 14.

Para aumentar a quantidade de informações processadas pela BCI e seu desempenho e versatilidade, aplica-se o método de registro de múltiplas áreas corticais, nas quais a região frontal e parietal, medidas simultaneamente, demonstram a melhor performance. (LEBEDEV, NICOLELIS, 2017).

Ultimamente, o interesse aumentou nos sistemas de BMI que utilizam gravações subcorticais. Esses sistemas, em princípio, podem capturar o processamento neural cortico-subcorticais relacionadas ao controle motor, processamento sensorial, motivação e aprendizado de habilidades. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 781, tradução nossa).

No futuro, BMIs baseadas em registros subcorticais podem ser usados para monitorar sinais de doenças neurológicas, avaliar tratamentos médicos e até mesmo fornecer terapias de reabilitação em tempo real, via dispositivos implantados, sem a necessidade de supervisão contínua. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 781, tradução nossa).

2.2.3.4 Classificação pela configuração

Este tipo de classificação pode ser dividido em três grupos, os chamados BCIs independentes, dependentes e passivos. Esses grupos também conhecidos, são usados geralmente na classificação de sistemas não-invasivos, mas podem também ser utilizados para diferenciar sistemas invasivos. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017).

Conforme Lebedev e Nicolelis (2017), as BCIs independentes, são aqueles que o paciente consegue controlar sistemas voluntariamente, através da imaginação de um movimento e/ou com movimentos evidentes dos membros, sem o uso de estímulo externo. Já aquelas chamadas dependentes, necessitam de estímulos externos e das respostas neurais geradas pelos mesmos.

Além das BCIs independentes e dependentes, o termo BMI passiva (ou BCI passiva) foi introduzido recentemente para descrever um sistema que realiza decodificação de sinais neurais sem esforços mentais consideráveis dos pacientes. As BMIs passivas podem, por exemplo, melhorar as interações humanas com um sistema técnico, monitorando e decodificando sinais neurais que representam estados cognitivos e emocionais, enquanto fazem ajustes apropriados no sistema técnico. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 782, tradução nossa).

2.2.4 BCI baseada em EEG

Sistemas baseados em EEG são os mais utilizados entre as BCIs não invasivas (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017), cuja forma de registro da atividade cerebral é feita por meio de eletrodos dispostos no couro cabeludo. (JÚNIOR, 2018).

Quando um grande número de neurônios é ativado no cérebro, o EEG é capaz de monitorar e registrar o campo elétrico gerado através do escalpo. Dessa forma, os processamentos cognitivos, como os movimentos pretendidos, podem ser identificados. (JÚNIOR, 2018 apud. TIDARE; BÄCKSTRÖM, 2016, p.29).

Embora esse sistema tenha vantagens por ser um método não invasivo, o EEG apresenta algumas limitações quanto a confiabilidade das informações captadas e sua resolução. (JÚNIOR, 2018).

Segundo Lebedev e Nicolelis (2017), os sistemas baseados em EEG podem ser melhor diferenciados pela classificação por configuração. Nos sistemas independentes o paciente executa tarefas mentais volitivas que alteram as ondas captadas pelo EEG, podendo ser utilizadas para escolhas discretas ou para controle contínuo. Nos sistemas dependentes, usa-se telas de computador para estimular visualmente a atividade cerebral, na qual o paciente articula para executar uma ação identificada por um algoritmo.

No geral, as BMIs baseados em EEG alcançaram muitos marcos significativos. Isso inclui dispositivos de ortografia, geradores de fala, BMIs para controle de um robô humanoide, sistemas de tele presença, cadeiras de rodas controladas por BMI, operação de uma órtese de mão sob controle de IMC e exoesqueletos de pernas controlados por BMI. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 804-805, tradução nossa).

Em particular, essas BMIs baseados em EEG têm sido extremamente úteis para permitir pacientes "locked in", aqueles que sofrem de um nível completo de paralisia corporal, como resultado de um distúrbio neurodegenerativo, como a esclerose lateral amiotrófica, recuperar a capacidade de se comunicar com o mundo externo, usando dispositivos de ortografia baseados em EEG. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 804, tradução nossa).

2.2.4.1 Ondas Cerebrais

Segundo Barradas [s.d.], com EEG é possível analisar a frequência da atividade cerebral, a qual se altera conforme o estado do cérebro. Dessa forma, diferentes sinais podem ser classificados pela frequência ou forma de onda, correspondendo a seis tipos distintos: Alpha, Beta, Theta, Delta, Gamma e Mu. (FEULO, 2013).

As ondas Alpha estão relacionadas ao estado de relaxamento, desatenção e processamento multissensorial (BARRADAS, [s.d.]). Sua frequência varia de 8 a 13 Hz e sua amplitude de 30 a 50 μ V e são mais evidentes no córtex frontal e occipital. (FEULO, 2013). Sua presença aumenta quando há o fechamento dos olhos. Além disso, ao analisar essa onda, pode-se obter interferências de músculos próximos aos

eletrodos, como movimentar ou piscar de olhos e o movimento da cabeça (MADEIRA, 2008).

Ondas Beta, possuem uma frequência um pouco mais alta do que as ondas Alpha, variando de 13 a 30 Hz, podendo atingir 50 Hz em atividades mentais intensas, porém possuem uma amplitude menor de 5 a 30 μ V. Essas ondas são associadas aos estados de concentração e atenção, ficando mais visível com o aumento do foco na resolução de problemas. (FEULO, 2013).

Ondas Theta variam entre 4 e 7 Hz, com amplitudes que superam 20 μ V. Este tipo de onda está associada ao estresse emocional, especialmente frustração e desapontamento, assim como inspiração criativa e estado de meditação. (FEULO, 2013, p. 27).

De acordo com Barradas [s.d.], as ondas Delta são aquelas correlacionadas ao sono profundo e estão presentes apenas em estados sem sonhos. Feulo (2013) relata que essas, variam de 0,5 a 4 Hz e podem ser confundidas com interferências no EEG.

As ondas com frequência maior que 30 Hz são conhecidas como Gamma. Estas estão relacionadas ao processamento de informações e memória. (KOUDELKOVÁ; STRMISKA, 2018).

Feulo (2013) descreve a onda Mu como sendo aquela associada ao movimento do corpo e que pode ser identificada no córtex motor. Sua frequência é semelhante a onda Alpha, variando de 8 a 12 Hz.

2.2.4.2 Princípios de decodificação

Existem alguns princípios de decodificação de sinais, nas BCIs baseadas em EEG, os quais podem ser aplicados individualmente ou de forma combinatória. Os mais utilizados são o Componente de Potenciais Relacionados ao Evento (P300), Potenciais Evocados Visuais de Estado Estacionário (SSVEP) e a Dessincronização/Sincronização Relacionada a Eventos (ERD/ERS). (JÚNIOR, 2018).

Os Potenciais Relacionados ao Evento (P300), são ondas gerada nas regiões parietais através de um paradigma conhecido como *odd-ball*, uma sequência de estímulos com probabilidades de ocorrências diferentes. Quando o um estímulo de

baixa probabilidade é relevante para o paciente, 300 ms depois do estímulo ocorre o surgimento do P300. (GODÓI, 2010).

Farwell e Donchin introduziram o primeiro sistema baseado em BCI P300 em 1988, cujo foco foi caracteres ortográficos. Nesse tipo de abordagem, as letras do alfabeto costumam ser exibidas nas células de uma matriz 6 por 6 e o usuário se concentra na letra desejada. As linhas e colunas da matriz irão piscar aleatoriamente (totalizando 12 possibilidades). No momento em que a letra escolhida pisca um sinal P300 pode ser medido. Assim, quando a letra pisca pela segunda vez a mesma pode ser identificada (linha e coluna da letra são definidas). O processo é repetido diversas vezes para formar palavras e frases. (JÚNIOR, 2018, apud. AMIRI; FAZEL-REZAI; ASADPOUR, 2013, p. 29).

Segundo Júnior (2018), esse princípio, também foi utilizado para controlar robôs e uma cadeira de roda, por meio de uma matriz de comandos, ao invés de letras como no experimento de Farwel e Donchin.

Godói (2010), vê que a grande vantagem deste método é a desnecessidade de treinamentos e sua precisão, que varia de 90% a 100%. Como desvantagens, tem-se a baixa taxa de transferência e a obrigatoriedade de concentração numa fonte de estímulo repetitiva e cansativa, ao invés de observar, segundo Júnior (2018), o dispositivo final externo.

O SSVEP é a atividade elétrica gerada no cérebro por um estímulo visual entre 3,5 a 75 Hz. Sua presença é detectada pelo EEG como uma alteração no espectro de frequências de mesma magnitude da incitação. Dessa forma é possível saber em qual estímulo o usuário se concentrou. (JÚNIOR, 2018).

Conforme Júnior (2018), assim como o P300, não há necessidade de treinamentos e é considerado um sistema preciso, mas possui uma maior taxa de transferência de informações em relação ao P300. Suas principais desvantagens estão relacionadas ao fato de os estímulos serem visuais, podendo causar fadiga em frequências menores que 30 Hz, além de não ser aconselhável sua utilização por pessoas com epilepsia.

As alterações na frequência das ondas cerebrais, durante uma tarefa mental, podem ser classificadas por meio de ERD ou ERS. (JÚNIOR, 2018). Algumas tarefas mentais provocam a dessincronização de ritmos oscilatórios cerebrais, causando a diminuição da potência em certas frequências e outras realizam uma sincronização, aumentando a potência. (GODÓI, 2010). As principais ondas analisadas são a Delta, Theta, Alpha, Beta, Gamma e Mu. (JÚNIOR, 2018).

Tipicamente, uma forte dessincronização (ERD) dos ritmos sensório-motores (8Hz a 26Hz) ocorre durante o planejamento do movimento, sendo que é mais acentuada entre 8 e 12 Hz e do lado contralateral (contrário) ao movimento. E quando o movimento é finalizado, a energia proveniente da sincronização (ERS) aumenta, sobretudo na faixa das ondas Beta. O mais interessante é que ERD e ERS não requerem movimento real, esses sinais também ocorrem com a imaginação do movimento. (JÚNIOR, 2018, apud. MACHADO, 2012 e WOLPAW et al., 2002, p. 31).

Diferente dos demais princípios de decodificação, esse exige que o paciente passe por um treinamento e não há a necessidade da concentração em uma fonte de estímulos visuais. (JÚNIOR, 2018).

Esquemas híbridos para BMIs baseados em EEG também foram desenvolvidos. Esses BMIs combinam vários princípios de decodificação, por exemplo, imagens motoras combinadas com SSVEPs ou potenciais evocados somatossensoriais em estado estacionário, espectroscopia funcional de infravermelho próximo (fNIRS) com ritmos sensorimotores assíncronos, P300 com SSVEP e posição dos olhos com decodificação EEG. Esses BMIs híbridos são mais versáteis e precisos em comparação com os BMIs que usam apenas um modo de controle. (LEBEDEV; NICOLELIS, 2017, p. 804, tradução nossa).

2.3 Amostragem de sinais elétricos

Para analisar os sinais analógicos por meios digitais, deve-se primeiramente conhecer as características dos mesmos, como suas frequências e amplitudes para, enfim, convertê-los para a forma digital. Para isso, o sinal passa por um circuito de condicionamento e em seguida pelo processo de digitalização. Com o intuito de apresentar um sinal digital que seja o mais próximo possível do analógico, é feita uma amostragem com base na frequência do sinal de interesse. Segundo o critério de Nyquist, a frequência de amostragem deve ser maior ou igual a duas vezes a frequência do sinal de interesse, isso faz com que o sinal apresentado não seja um falso sinal (*aliasing*). (TOCCI; WIDMER; MOSS, 2011).

2.4 Considerações Preliminares

Os assuntos tratados nesta etapa da pesquisa favoreceram a aquisição de conhecimentos a respeito das tecnologias de próteses de braço e interfaces cérebro-computador.

Desta forma, embasado na fundamentação teórica, apresentada neste capítulo, tornar-se-á mais fácil construir a etapa de desenvolvimento da presente pesquisa.

3 METODOLOGIA

Vislumbrando alcançar os resultados esperados, a metodologia reveste-se de grande importância para o desenvolvimento deste trabalho, um estudo preliminar sobre os tipos de próteses e sistemas de BCI, orientado nos princípios da metodologia científica.

A metodologia científica é considerada uma forma de conduzir a pesquisa, buscando com rigor o detalhamento de toda ação desenvolvida no método do trabalho e tem como propósito, explicar o método de abordagem, a natureza, o tipo e a técnica de pesquisa. O método pode ser entendido como “o caminho pelo qual se chega a determinado resultado, ainda que esse caminho não tenha sido de antemão refletido e deliberado” (HEGENBERG, 1976, p. 115).

Fachin (2006, p. 29), refere-se ao método como sendo:

Um instrumento do conhecimento que proporciona aos pesquisadores, em qualquer área de sua formação, orientação geral que facilita planejar uma pesquisa, formular hipóteses, coordenar investigações, realizar experiências e interpretar os resultados.

Desta forma, estando o trabalho direcionado inicialmente à pesquisa de próteses de membro superiores e investigações de sistemas de BCI, optou-se pela adoção do método de abordagem conhecido como dedutivo.

O método dedutivo, de acordo com a acepção clássica, é o método que parte do geral e, a seguir, desce ao particular. Tem seu início nos princípios reconhecidos como verdadeiros e indiscutíveis e possibilita chegar a conclusões de maneira puramente formal, em virtude unicamente de sua lógica. (GIL, 1999, p. 27).

Para Marconi e Lakatos (2001, p. 106) o método dedutivo “parte das teorias e leis, na maioria das vezes prediz a ocorrência dos fenômenos particulares”. Assim, visando satisfazer uma necessidade específica e buscando aprofundar-se em novos conhecimentos ou na compreensão dos já existentes, necessários para determinar os meios pelos quais se pode desenvolver e aprimorar mecanismos e sistemas, entende-se que a pesquisa se define como sendo de natureza aplicada e de cunho tecnológico, por envolver aplicações provenientes dos conhecimentos da engenharia mecatrônica na implementação do projeto (SILVA, 2001). E desta forma, tipificada como

exploratória e descritiva, simultaneamente, em razão da necessidade em detalhar as fases do processo de desenvolvimento do protótipo da prótese.

A pesquisa exploratória, segundo Gil (1991), tem como objetivo principal o aprimoramento de ideias, enquanto que na pesquisa descritiva, há a descrição das características de determinada população, fenômeno ou o estabelecimento de variáveis.

Neste viés, para sustentar o desenvolvimento da presente pesquisa, utilizou-se das técnicas documental, bibliográfica e experimental.

De acordo com Marconi e Lakatos (2002, pp. 62, 71, 86, grifo nosso):

A técnica bibliográfica abrange toda bibliografia já tornada pública em relação ao tema de estudo, desde publicações avulsas, boletins, jornais, revistas, livros, pesquisas, monografias, teses etc. Sua finalidade é colocar o pesquisador em contato direto com tudo o que foi escrito ou dito sobre determinado assunto.

O que caracteriza a técnica documental é que a fonte de coleta de dados está restrita a documentos, escrita ou não, constituindo o que se denomina de fontes primárias. Estas podem ser recolhidas no momento em que o fato ou fenômeno ocorre, ou depois.

A técnica experimental consiste em investigações de pesquisas empírica cujo objeto principal é o teste de hipóteses que dizem respeito a relações do tipo causa-efeito. Todos os estudos desse tipo utilizam projetos experimentais que incluem os seguintes fatores: controle, seleção da amostra por técnica probabilística e manipulação. Consiste essencialmente em determinar um objeto de estudo, selecionar as variáveis capazes de influenciá-lo e definir as formas de controle e de observação dos efeitos que a variável produz no objeto.

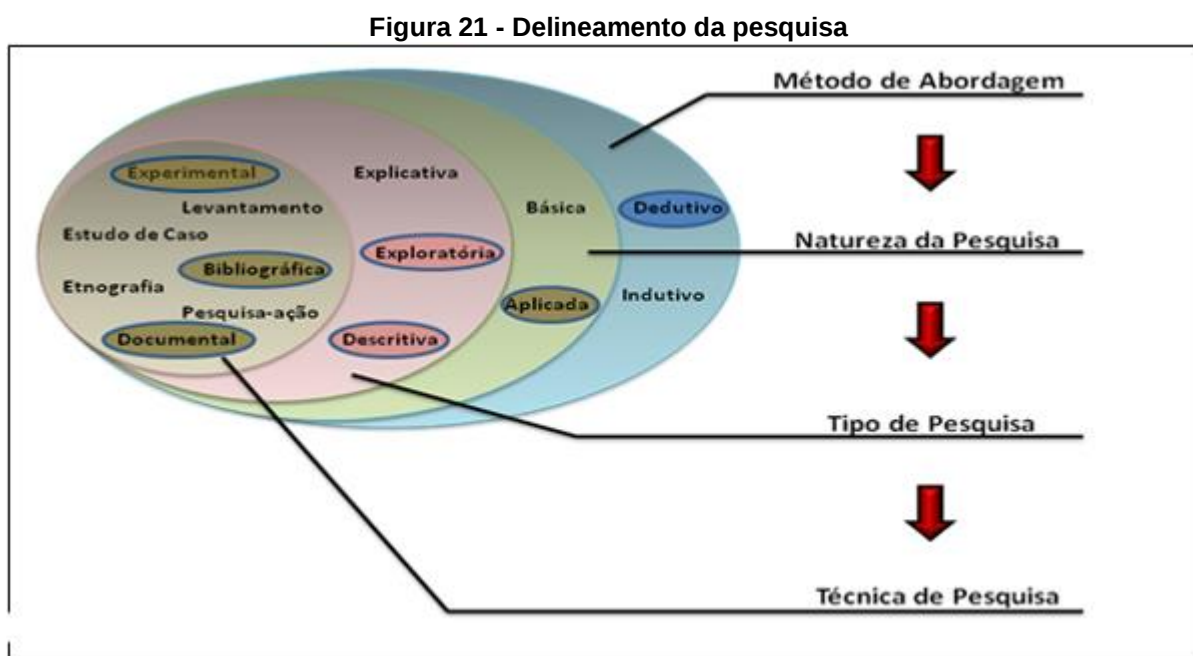
Como apoio a técnica de cunho experimental, aplicada no desenvolvimento do presente projeto, foram utilizadas as seguintes ferramentas computacionais:

- SolidWorks 2019: Software de desenho assistido por computador da Dassault Systèmes S.A. Este permiti a modelagem 3D de peças, possui ambientes de simulação, ferramentas de verificação de fabricação, manufatura assistida por computador e diversos outros recursos (DASSUALT SYSEMES S.A., 2019);
- Simplify3D: Software de impressão 3D, no qual é feito os ajustes dos parâmetros de impressão, fatiamento e geração do arquivo para impressão (SIMPLIFY3D, 2019);
- Arduino (v1.8.10) IDE: Ambiente de programação de código aberto da plataforma Arduino na linguagem JAVA. O software possui

diversas bibliotecas e arquivos de exemplo que auxiliam no desenvolvimento, como controle de servo motores e comunicação serial (ARDUINO, 2019);

- Keil μ Vision3 IDE: Ambiente de programação de microcontroladores, nas linguagens Assembly, C e C++. O software possui um gerenciador de projetos, ambiente em tempo de execução e depuração de programas com janelas de inspeção e controle de execução. Este possui bibliotecas e arquivos de exemplo que auxiliam no desenvolvimento, como comunicação serial e utilização de conversores de sinais analógicos para digitais como o MSC1210 (KEIL, 2019).

Concluindo a abordagem sobre a metodologia da pesquisa, e com a finalidade de sintetizar os procedimentos acima apresentados, elaboramos o seguinte esquema gráfico:



Fonte: Saunders, Lewis e Thornhill (2003, p. 25), adaptado pelo autor.

A estrutura metodológica acima apresentada orientará a construção e a documentação das etapas de desenvolvimento do presente trabalho.

4 DESENVOLVIMENTO DOS PROTÓTIPOS

Este capítulo descreve o desenvolvimento do protótipo de prótese de braço e o dispositivo de aquisição de sinais de EEG, com base na fundamentação teórica previamente apresentada. Neste são retratadas as etapas realizadas para a confecção dos aparatos, assim como os componentes eletrônicos e sistemas computacionais utilizados. Por fim, é feita uma análise dos resultados obtidos.

4.1 Protótipo de braço

A etapa inicial do desenvolvimento, consiste na pesquisa e escolha do modelo de próteses de braço, para fabricação em impressão em 3D, seguido da seleção dos componentes eletromecânicos e montagem do protótipo.

4.1.1 Escolha do modelo de braço

Conforme visto na literatura, durante a fundamentação teórica, diversos autores afirmam que os aspectos estéticos e funcionais de uma prótese são as características mais importantes para o usuário. Desta forma, estes atributos foram levados em consideração e utilizados como critérios de avaliação para a escolha do modelo de prótese de braço. Além destes critérios, a facilidade de fabricação e informações disponíveis sobre o aparato também foram levados em conta.

Seguindo estes critérios, foram encontrados alguns modelos projetados para serem fabricados em impressão 3D. Dentre aqueles encontrados, foram previamente selecionados três exemplares para serem melhor avaliados, levando em consideração os critérios predeterminados. O primeiro refere-se ao braço de um robô humanoide, cujo projeto de código aberto é conhecido como “*InMoov*”, iniciado pelo francês Gaël Langevin em 2012 (Figura 22). O design, a quantidade de articulações presentes no braço, que possibilitam diversas movimentações, incluindo rotação do punho, e conseqüentemente uma gama maior de funcionalidades, além de ser um projeto aberto com inúmeras informações e aprimoramentos em várias aplicações, são as principais vantagens deste modelo. Este funciona através da tração de cabos exercida por servomotores localizados no antebraço.

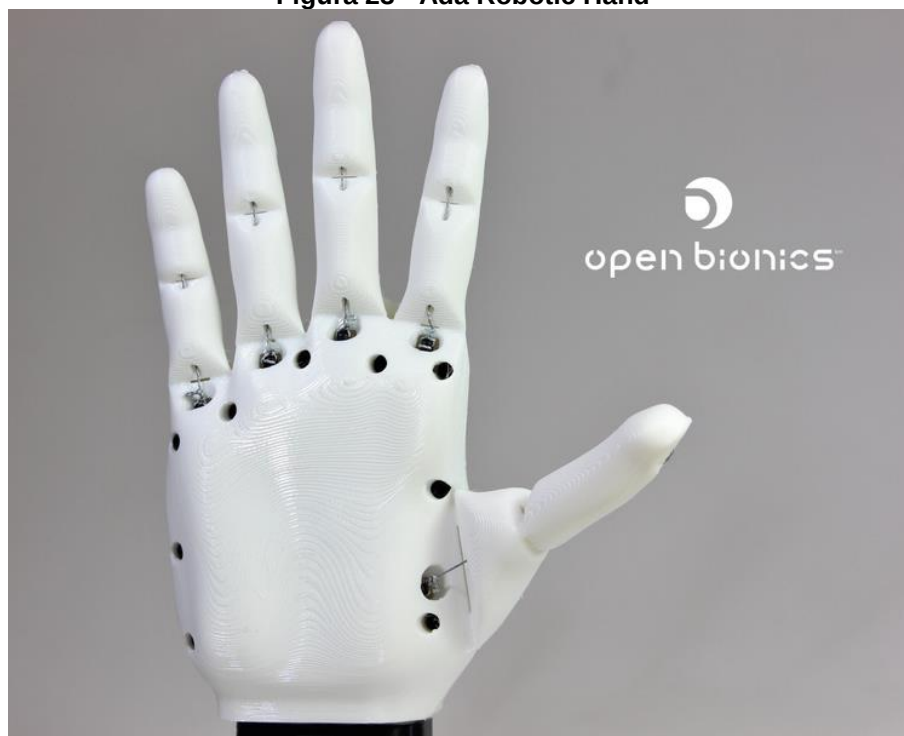
Figura 22 - InMoov Hand



Fonte: InMoov (2019).

O segundo modelo é conhecido como “*Ada Robotic Hand*” (Figura 23), um projeto de código aberto da Open Bionics, uma empresa britânica que desenvolve mãos biônicas de baixo custo. O design, é uma de suas características mais marcantes, além de ser compacto, de forma que atuadores lineares e componentes eletrônicos ficam inseridos na própria mão e não no antebraço como é no “*InMoov*”. Porém, o número de articulações, presentes neste modelo, é menor que no anterior, diminuindo a quantidade de funcionalidades da mão.

Figura 23 - Ada Robotic Hand



Fonte: Open Bionics (2016).

Por fim, o terceiro modelo denominado “*Humanoid Robotic Hand*” (Figura 24), refere-se ao projeto de código aberto de uma mão de um robô humanoide da AGbotics. Muito parecido com o “*InMoov*” em seu funcionamento, este, segundo Gross (2017), possui algumas diferenças em relação ao design para aprimorar o sistema de agarre e a função do polegar.

Figura 24 - Humanoid Robotic Hand

Fonte: Gross (2017).

Ambos os modelos funcionam através da utilização de cabos, diferenciando-se apenas, neste quesito, pelo atuador que realiza a tração dos mesmos e o número de articulações. No braço *“InMoov”* e na *“Humanoid Robotic Hand”*, são utilizados servo motores, enquanto no *“Ada Robotic Hand”*, utiliza-se atuadores lineares. Em relação ao número de articulações, que influencia diretamente na movimentação e funções do braço, o *“InMoov”* apresenta um total de dezessete articulações, a *“Humanoid Robotic Hand”* quinze e a *“Ada Robotic Hand”* apenas dez. Um detalhe importante é que a função de rotação de punho só está presente no modelo *“InMoov”*.

Quanto ao design, o modelo da Open Bionics se destaca em relação aos outros por possuir uma aparência mais próxima a uma mão humana, seguido pelo *“InMoov”* e por último o *“Humanoid Robotic Hand”*.

Por fim, referente a quantidade de informações e facilidade de fabricação dos aparatos, ambos são projetos de código abertos onde recebem constantes aprimoramentos por diversas pessoas ao redor do mundo, porém percebeu-se uma

maior gama de informações e projetos sendo desenvolvidos, utilizando o modelo de braço “*InMoov*”. O fato de existir um maior número de recomendações e referências em relação a projetos, montagem e componentes, no caso da “*InMoov*”, facilita a fabricação dos mesmos, ao contrário do modelo da Open Bionics que necessita, por exemplo, de componentes muito específicos para se adequar ao modelo, o que pode se tornar uma dificuldade. Outro aspecto importante, é o fato de que a “*Ada Robotic Hand*” consiste somente na mão.

Vislumbrando uma forma de auxílio na escolha do modelo que melhor se adequa ao projeto em questão, utilizou-se o método Pugh de avaliação de alternativas, criado por Stuard Pugh em 1991 (TONISSI; CUTOVOI, 2013). O método é aplicado comparando cada alternativa proposta com uma de referência, simbolizando com os sinais “+”, vantagem sobre a referência, “-”, desvantagem sobre a referência e “=”, equivalente a referência, em relação aos critérios em pauta. Dessa forma, chega-se no resultado apresentado na tabela a baixo.

Tabela 1 - Avaliação das alternativas de modelo de modelos de braço

Crítérios	<i>Ada Robotic Hand</i>	<i>InMoov</i>	<i>Humanoid Robotic Hand</i> (Referência)
Design	+	=	
Funcionalidade	-	+	
Facilidade na fabricação	-	=	
Informações e referências	=	+	
Total	-1	+2	

Feita essa análise, com base nos critérios estabelecidos e com o auxílio da matriz de avaliação, chega-se à conclusão de que o modelo de braço do projeto “*InMoov*” se demonstrou ser mais adequado para o trabalho em questão, principalmente por sua funcionalidade, facilidade de fabricação e aprimoramento, além de grande quantidade de informações para auxiliar no projeto e seu design satisfatório.

4.1.2 Componentes do protótipo de braço

Com o modelo de braço escolhido, parte-se para a seleção dos componentes necessários para seu funcionamento. Como relatado anteriormente, o modelo de braço do projeto “*InMoov*” possui diversas informações, incluindo instruções de montagem, melhorias e recomendações de componentes.

O braço é formado quase que totalmente por peças impressas em 3D (Apêndice A), tendo apenas servo motores, cabos, parafusos e molas como componentes a serem inseridos no modelo. Diante disso, buscou-se inicialmente nas recomendações o tipo de servo-motores mais adequados ao modelo.

O projeto sugere a utilização do servo motor HK15298B da HobbyKing, para a movimentação dos dedos e o servo motor MG996R da TowerPro para a rotação do punho, devido seus torques e dimensões. Outro modelo, sugerido nos fóruns do projeto, é conhecido como MG946R, também da TowerPro (Tabela 2).

Tabela 2 - Servo Motores

Características	HK15298B	MG996R	MG946R
Tensão de operação	4,8 V a 7,4 V	4,8 V a 7,2 V	4,8 V a 7,2 V
Corrente de operação	-	500 mA – 900 mA (6V)	-
Stall Torque	10 kgf.cm (6 V), 11,5 kgf.cm (7,4 V)	9,4 kgf.cm (4.8 V), 11 kgf.cm (6 V)	10,5 kg.cm (4.8 V), 13 kg.cm (6 V)
Corrente em Stall	-	2,5 A (6 V)	-
Velocidade de operação	0,21 s/60° (6 V), 0,17 s/60° (7,4 V)	0,17 s/60° (4.8 V), 0,14 s/60° (6 V)	0,20 s/60° (4,8 V) 0,17 s/60° (6 V)
Massa	66,4 g	55 g	55 g
Dimensões gerais	40x20x42 mm aproximadamente	40,7x19,7x42,9 mm aproximadamente.	40,7x19,7x42,9 mm aproximadamente.
Preço (Aproximadamente)	US\$ 20	R\$35,00 - R\$50,00	R\$45,00 - R\$70,00

Fonte: HobbyKing; TowerPro

Analisando a Tabela 2, percebe-se um torque maior no modelo HK15298B, o que justifica sua recomendação para ser utilizado para o movimento dos dedos, uma vez que a mão tem a função de agarre de objetos. Porém, a diferença entre os dois servos motores não é tão grande, e com uma rápida procura nos fóruns, encontrados no website do projeto, obteve-se relatos de desenvolvedores utilizando o MG996R para os dedos, além do punho, onde citam que se percebe um ruído maior e uma perda de torque, mas que não limitam a função do braço. Outro fator importante, está relacionado a dificuldade de aquisição dos servos HK15298B, sem necessidade de importação. Deste modo, por mais que o MG946R tenha um torque um pouco maior que os demais, foi decidido pela utilização do servo motor da TowerPro, MG996R (Figura 25), visto que seu preço é menor, possui maior facilidade para aquisição e ainda assim supre os requisitos de projeto.

Figura 25 - MG996R



Fonte: Elaborada pelo autor.

Como dito anteriormente, além dos servos motores, para o funcionamento do braço, deve-se inserir cabos e molas. A recomendação do autor do projeto "InMoov" indica a utilização de fio de nylon ou linha de pesca de 0,5 a 0,8 mm de

diâmetro e molas de tração de 1 cm de comprimento por 5 mm de diâmetro. Em relação aos cabos, inicialmente foram utilizados fios de nylon, porém durante os testes notou-se um problema de distensionamento nos cabos, a solução encontrada foi a troca desses cabos, por fios encerados (Figura 26). Com referência a mola, foi seguida a sugestão do desenvolvedor.

Figura 26 – Fio encerado



Fonte: Elaborado pelo autor.

Além dos itens descritos acima, como componentes de fixação de todas as partes e mecanismos do protótipo, são utilizados parafusos Allen M3 e M4 e parafusos de madeira M4 de 12 mm.

A tabela 3 apresenta todos os componentes selecionados e sua quantidade.

Tabela 3 - Lista de componentes do protótipo de braço

Componente	Quantidade
Servo motor MG996R	6
Fios encerados (Pacote com 20 m)	1
Mola (10x5x0,7 mm)	5
Parafuso Allen de cabeça chata M3x20 mm	15
Porca M3	7
Parafuso Allen de cabeça chata M4x12 mm	1
Parafuso Philips de cabeça chata para madeira M4x12 mm	25

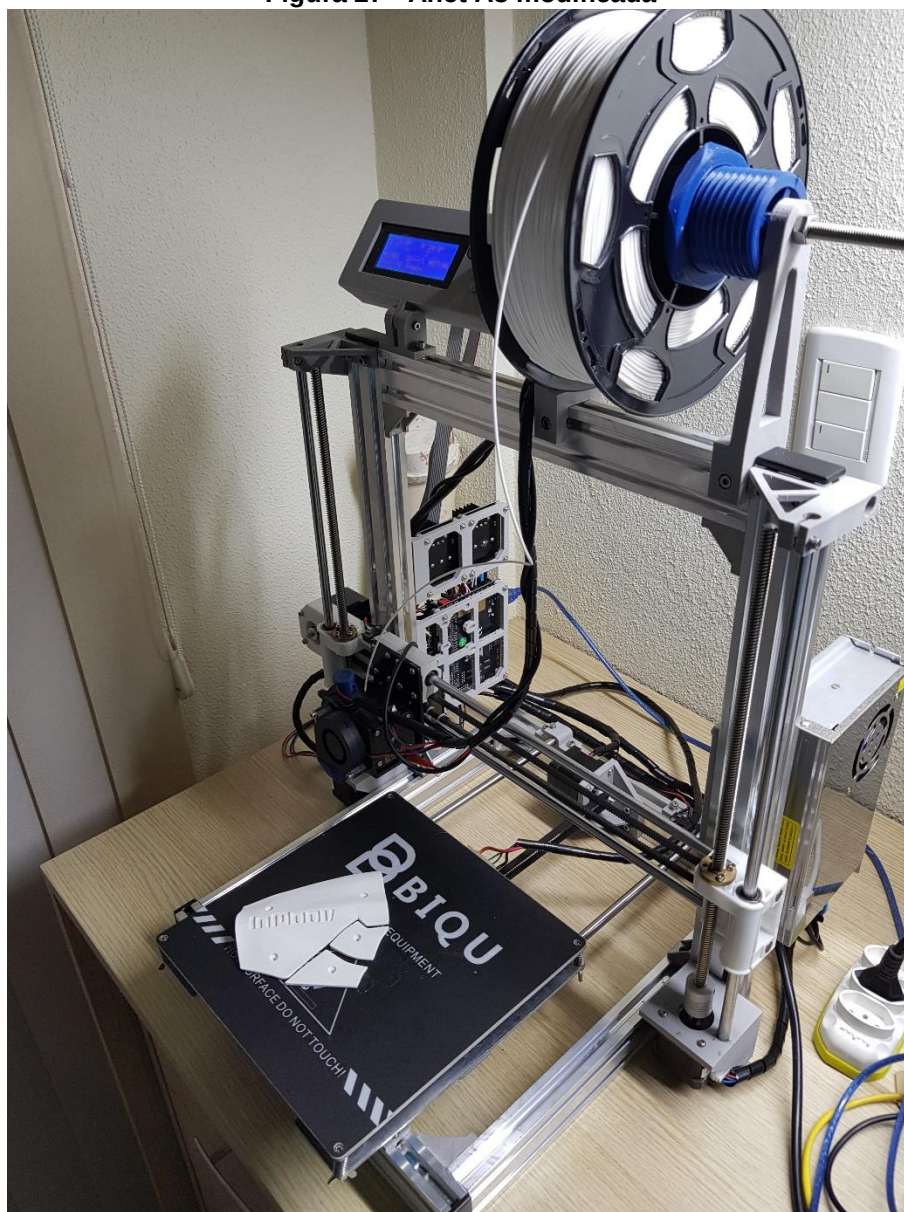
4.1.3 Fabricação e montagem do protótipo de braço

Com todos os componentes selecionados, parte-se para a fabricação do protótipo. O braço do projeto “*InMoov*” possui um total de vinte e cinco arquivos de peças para impressão 3D (Apêndice A).

Para a fabricação dessas peças foi utilizado a impressora 3D Anet A8 com capacidade de imprimir peças de até 220x220x240 mm (Figura 27), juntamente com filamento de PLA branco, conforme as seguintes configurações gerais, ajustadas no fatiador Simplify3D:

- Altura da camada: 0,1 mm
- Preenchimento: 30%
- Camadas de perímetro: 3
- Geração de suportes (em algumas peças)

Figura 27 - Anet A8 modificada



Fonte: Elaborada pelo autor.

Após a fabricação de todas as peças, realizou-se um acabamento, lixando rebarbas provenientes do processo. Feito isso, seguindo as instruções de montagem, presente no website do projeto, iniciou-se as etapas de construção.

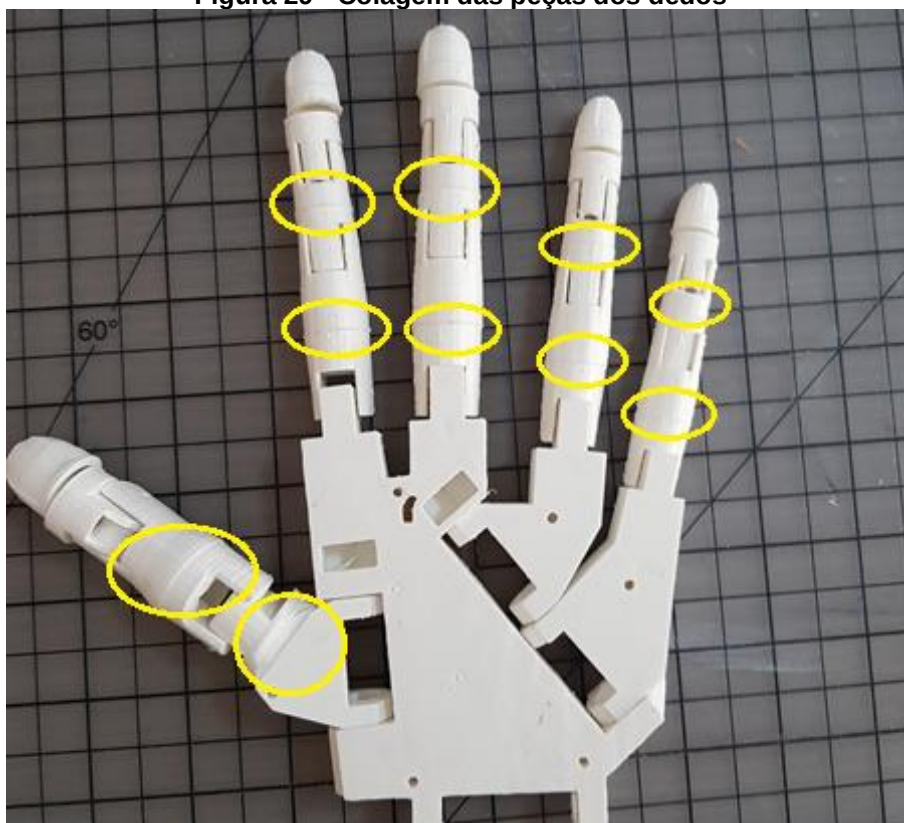
O processo se inicia com a colagem de algumas peças que compõem o antebraço (Figura 28) e os dedos (Figura 29), para isso utilizou-se a cola instantânea de média viscosidade.

Figura 28 – Colagem das peças do antebraço



Fonte: Elaborada pelo autor.

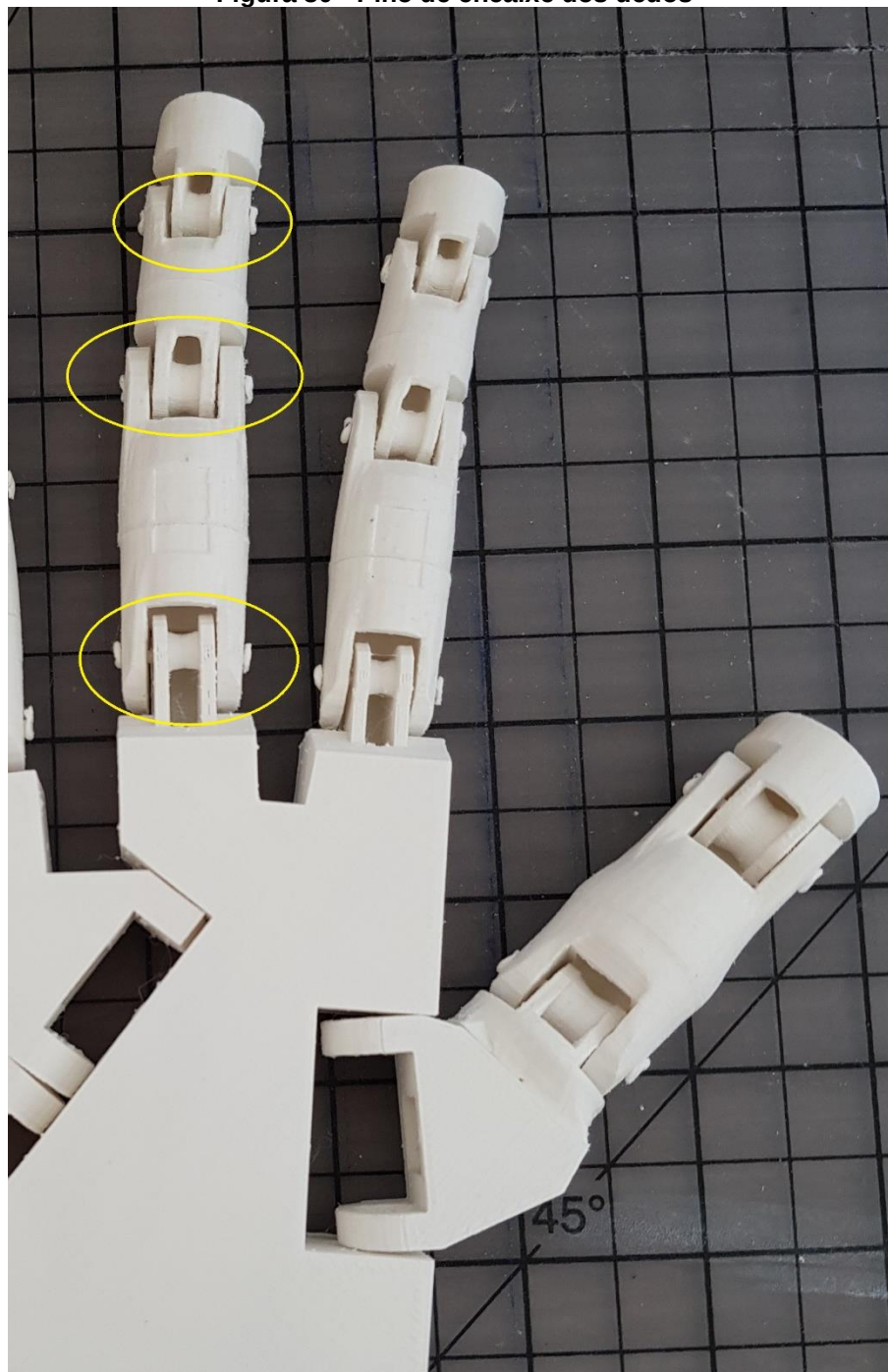
Figura 29 - Colagem das peças dos dedos



Fonte: Elaborada pelo autor.

Feita a colagem das peças, partiu-se para a união das partes dos dedos, no qual, foi sugerido pelo desenvolvedor a utilização de parafusos nas articulações. Porém, vislumbrando um melhor acabamento estético, sem influenciar na funcionalidade, usou-se o próprio filamento de PLA branco, aquecendo os dois lados do “pino” para juntar e fixar as partes, como indicado na Figura 30.

Figura 30 - Pino de encaixe dos dedos



Fonte: Elaborado pelo autor.

As demais peças são encaixadas utilizando os parafusos descritos na Tabela 3. Neste ponto, as peças do antebraço foram colocadas e os servos motores começaram a ser inseridos em seu devido lugar, na peça de acomodação presente no antebraço utilizando os parafusos de madeira M4, já com as polias presas em seu eixo posicionado em 90°, fixada através dos parafusos que acompanham o motor, de acordo com a figura a seguir (Figura 31).

Figura 31 - Antebraço com os servo motores



Fonte: Elaborada pelo autor.

Em seguida as molas foram colocadas em seu lugar predeterminado, na peça nomeada como tensionadora (Figura 32) e, por fim, presa no antebraço com um parafuso para madeira de tamanho M4 (Figura 33).

Figura 32 - Montagem da peça tensionadora



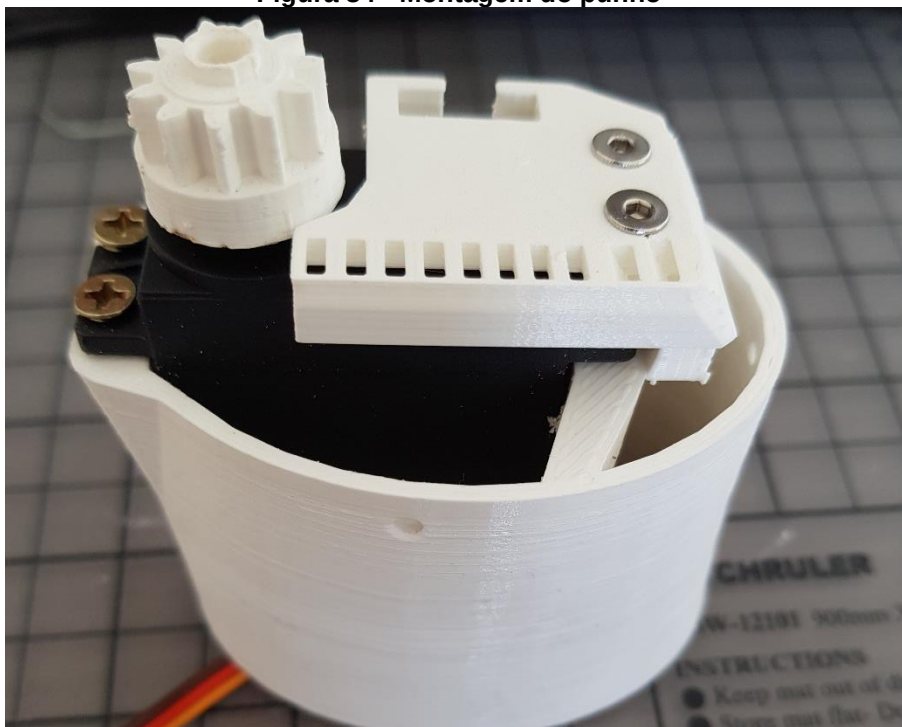
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 33 - Antebraço com a peça tensionadora



Fonte: Elaborada pelo autor.

A próxima etapa foi a montagem do punho, utilizando parafusos para madeira M4 e Allen M3, onde o servo motor, responsável pela rotação do mesmo, é colocado com uma engrenagem presa em seu eixo e um suporte de cabos em sua carcaça (Figura 34).

Figura 34 - Montagem do punho

Fonte: Elaborada pelo autor.

A construção do punho é finalizada encaixando a parte superior com a peça que unirá a mão ao punho, fixadas com o parafuso Allen M4 (Figura 34). Esta possui a segunda engrenagem que transmitirá o movimento do servo para a mão.

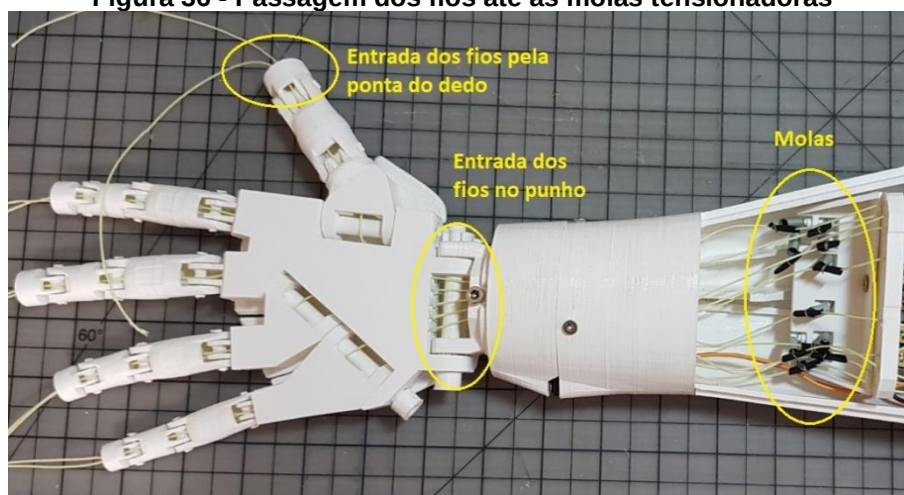
Figura 35 - Montagem completa do punho

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com todas as partes preparadas, a etapa final concerne na inclusão dos fios tracionadores. O procedimento se inicia inserindo a ponta do fio por um dos orifícios da ponta de cada dedo, sendo um relacionado ao fechamento da mão e o

outro à abertura da mão. Ao passar por todas as falanges do dedo o fio passa pela palma da mão, seguindo pelo suporte de cabos do punho e chegando nas molas. Neste ponto utilizou-se os tubos termoretráteis apenas com a função de permitir que o fio escorregue com pouco atrito com a mola (Figura 36).

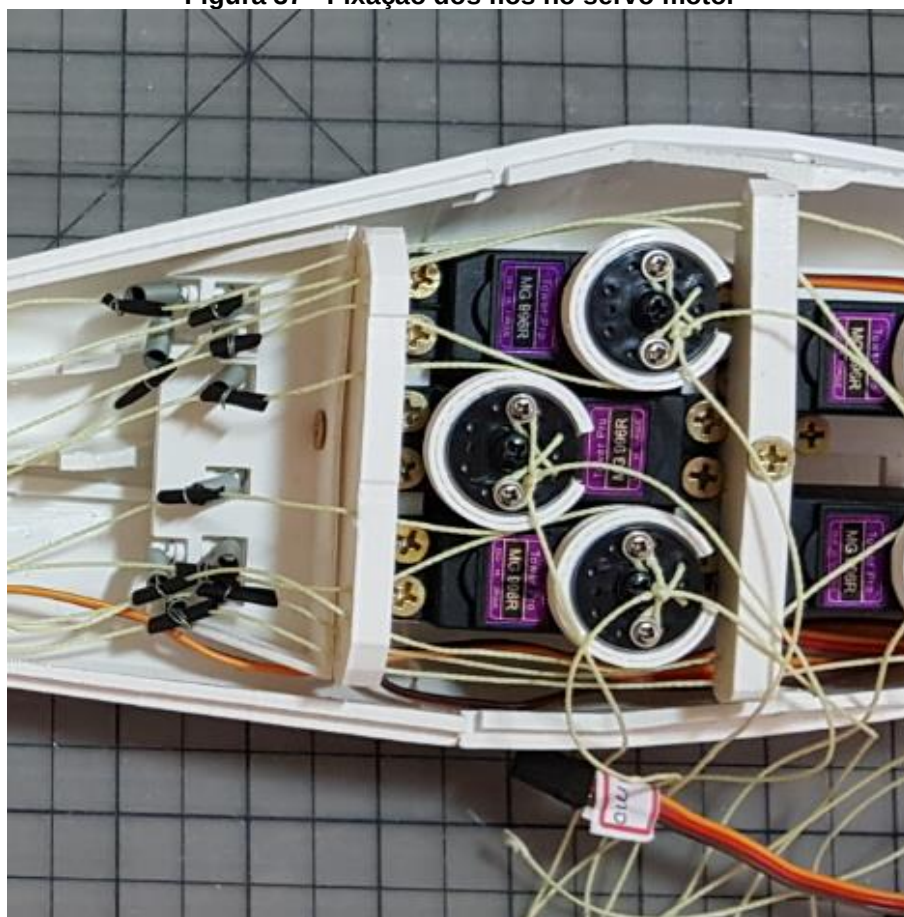
Figura 36 - Passagem dos fios até as molas tensionadoras



Fonte: Elaborada pelo autor.

Após passar pelas molas, o fio percorre pelo orifício da peça de acomodação do servo motor que o manterá em uma posição adequada. Finalmente, o fio passa pela polia do servo e é fixado. Esse procedimento é feito para todos os fios de cada dedo, tanto para os superiores responsáveis pelo fechamento da mão, quanto aos inferiores relacionados a abertura da mão, nos quais são unidos por nós na extremidade do dedo e na fixação acima da polia do servo motor, referente ao dedo em questão (Figura 37). Após todos os fios estarem presos, foram inseridos os parafusos, impressos em 3D, de fixação da mão com o punho e das falanges dos dedos mínimo, anelar e polegar, com a palma da mão, como pode ser visto na Figura 36.

Figura 37 - Fixação dos fios no servo motor



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para finalizar a etapa de montagem, realizou-se o fechamento do antebraço, com os parafusos Allen M3 restantes, cobrindo os servos com a outra metade e passando os fios elétricos por uma tampa localizada na extremidade esquerda, conforme a Figura 38. Além disso, adicionou-se a mão algumas peças de acabamento. Um detalhe importante, é que as peças que representam a ponta dos dedos foram adicionadas apenas após a etapa de testes. Isto foi feito para poder ajustar a tensão dos cabos durante os testes iniciais do braço, apertando ou soltando os nós presentes na ponta dos dedos.

Figura 38 - Montagem completa do braço



Fonte: Elaborada pelo autor.

Concluído o protótipo de braço passamos a etapa de desenvolvimento do protótipo do aparato de eletroencefalografia.

4.2 Protótipo de EEG

Esta etapa consiste na pesquisa e escolha dos eletrodos que serão utilizados para detectar os sinais de EEG, além da fabricação e montagem de um aparato para mantê-los em uma posição pré-determinada para a aplicação.

4.2.1 Escolha dos eletrodos de EEG

Os eletrodos podem ser classificados em quatro tipos, passivos, ativos úmidos e secos (BRAIN SUPPORT, 2019).

Aqueles considerados passivos, não possuem uma pré-amplificação de sinal por um circuito presente no eletrodo, no qual muitas vezes devem ser utilizados materiais condutores, como uma pasta ou um gel, para reduzir a impedância, que está diretamente relacionada ao desempenho do eletrodo, entre a pele e o eletrodo. Já os considerados ativos possuem um módulo eletrônico de pré-amplificação presente do

eletrodo, anulando a necessidade do uso de um gel condutor (BRAIN SUPPORT, 2019).

Em conformidade com a Brain Support (2019), os eletrodos úmidos (Figura 39) são aqueles caracterizados pela utilização de um gel eletrolítico como condutor entre o escalpo e o eletrodo. Estes são comumente produzidos com Ag-AgCl (prata-cloreto de prata), mas também encontrado em outros materiais como aqueles banhados a ouro, por exemplo, e um único fio elétrico. Eletrodos úmidos, devido suas características, são considerados excelentes para coletar dados de alta qualidade em uma ampla faixa de frequência. Porém o seu processo de aplicação no paciente é demorado.

Figura 39 - Eletrodo úmido banhado a ouro

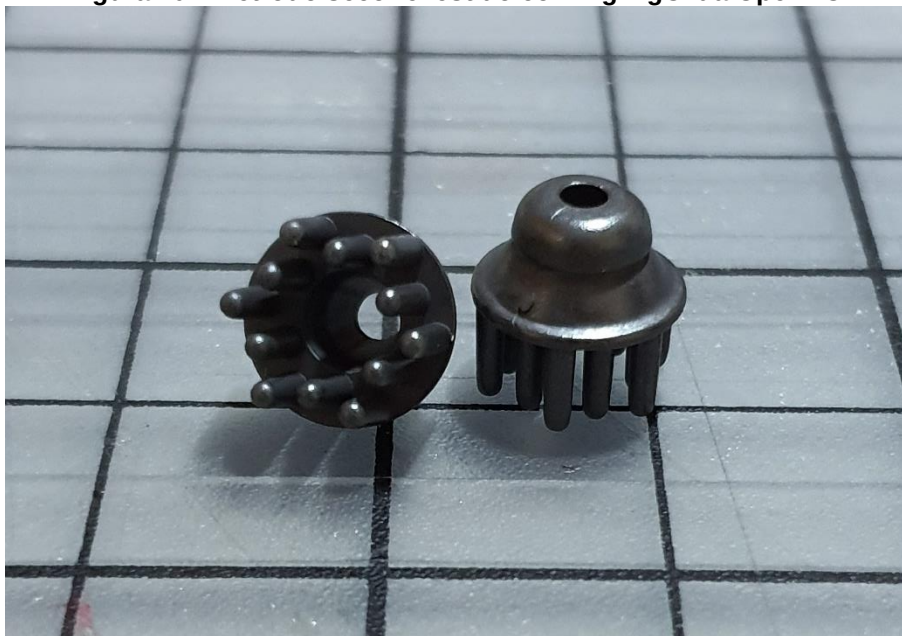


Fonte: Elaborada pelo autor.

Os eletrodos secos (Figura 40), diferente dos úmidos, não utiliza um gel condutor e podem ser ativos ou passivos. Este é posicionado firmemente em contato com a pele para obter um nível confiável de sinal. A principal vantagem do eletrodo

seco sobre o úmido é a ausência de um material condutor, o que torna a preparação do paciente significativamente mais rápida, além de que com o passar do tempo de experimento, o gel pode desidratar ou irritar uma área sensível da pele. Porém, esta pode também ser considerada uma desvantagem para um projeto, considerando que o gel auxilia na aquisição do sinal. (BRAIN SUPPORT, 2019).

Figura 40 - Eletrodo seco revestido com Ag-AgCl da OpenBCI



Fonte: Elaborada pelo autor.

Pela maior facilidade de preparação do paciente e a ausência de um gel condutor que é considerado um empecilho, optou-se pela utilização de um eletrodo seco.

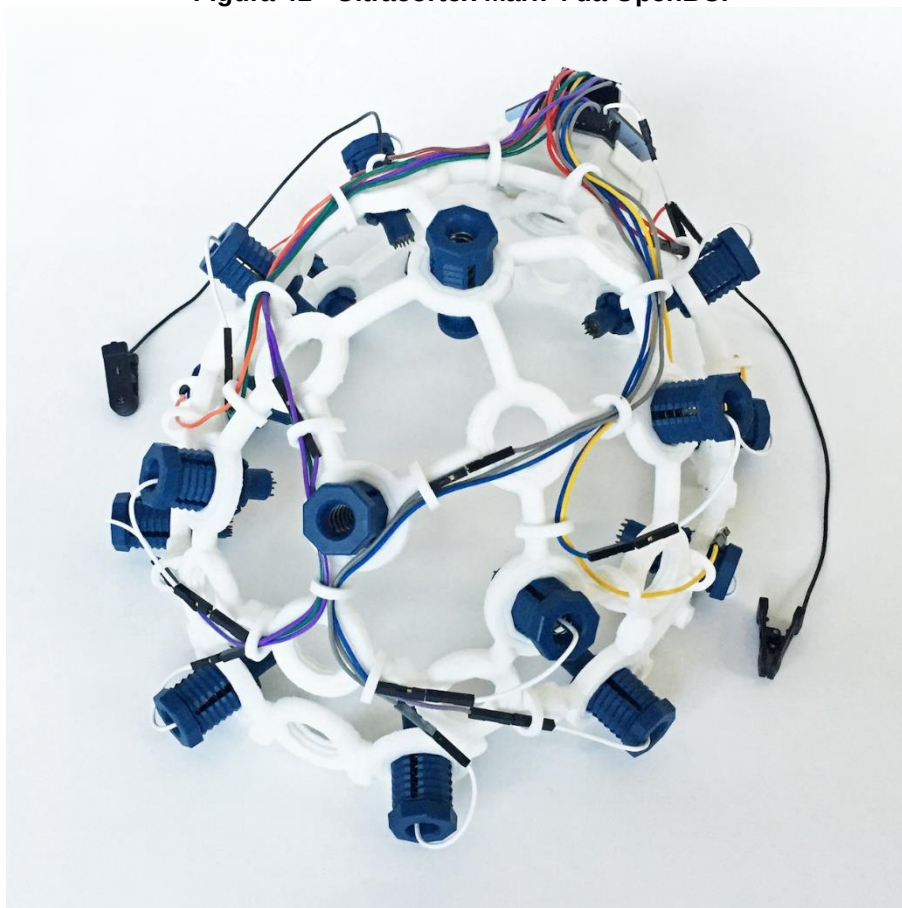
O eletrodo seco foi adquirido na OpenBCI, uma empresa estrangeira especializada no desenvolvimento de dispositivos biosensores para interface cérebro-computador.

4.2.2 Headset de EEG

Com os eletrodos selecionados, partiu-se para o desenvolvimento de um aparato para posicioná-los na cabeça. Para isso, buscou-se alguns modelos para serem impressos em 3D.

Deparamos com a OpenBCI, empresa onde foram adquiridos os eletrodos e que desenvolveu um modelo de capacete de projeto de código aberto, conhecido como “Ultracortex Mark 4” (Figura 41), específico para a utilização dos eletrodos escolhidos. Além de disponíveis os arquivos para impressão 3D, no website da empresa, também possuem instruções de montagem e utilização. Por estes motivos, esse modelo foi selecionado.

Figura 41 - Ultracortex Mark 4 da OpenBCI

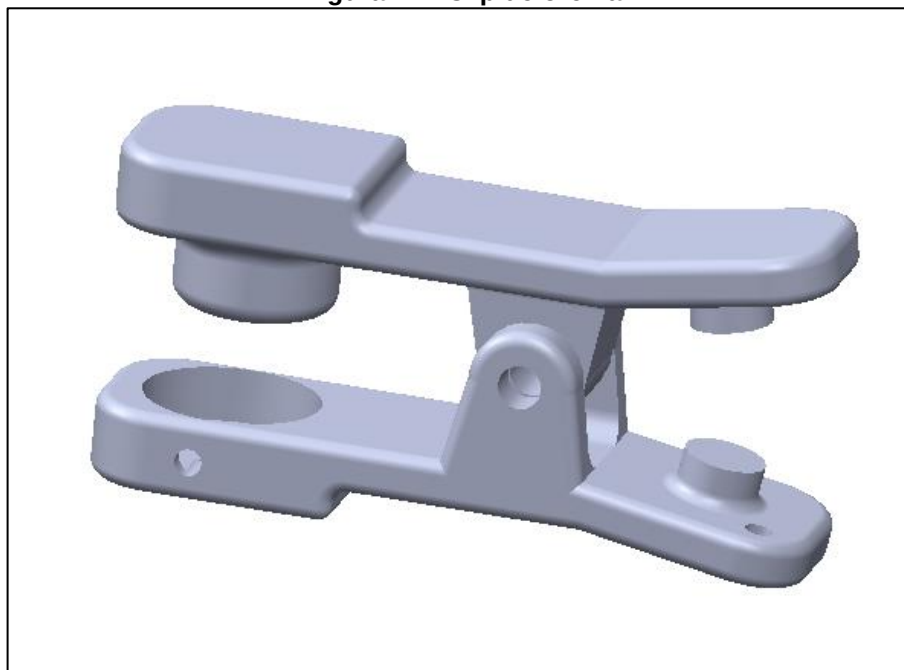


Fonte: OpenBCI (2016).

Os únicos componentes que não estão presentes entre os arquivos disponibilizados é o clipe de orelha e as peças nas quais o eletrodo e a peça de conforto ficam dispostos. Para solucionar este problema, foram utilizados os modelos

encontrados no Thingiverse, no qual se encontram diversos modelos de peças para serem impressas em 3D. O modelo de clipe de orelha é chamado de “EEG Earclip Electrode”, pelo autor Arthur Jordan (Figura 42).

Figura 42 - Clip de orelha

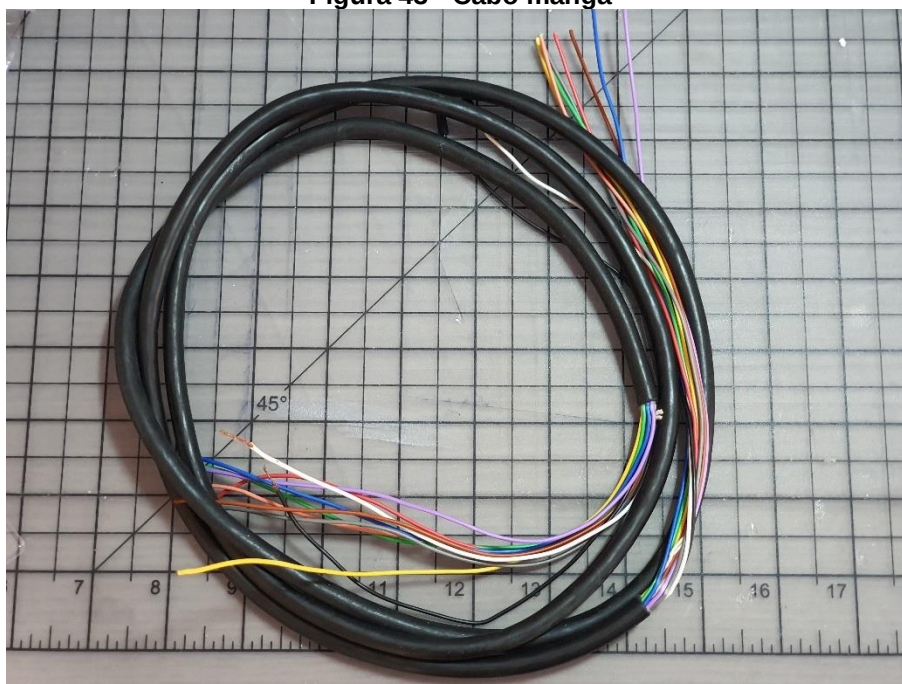


Fonte: Jordan (2016), adaptado pelo autor

As demais peças foram obtidas através dos modelos do autor Sterling Cooley (2018).

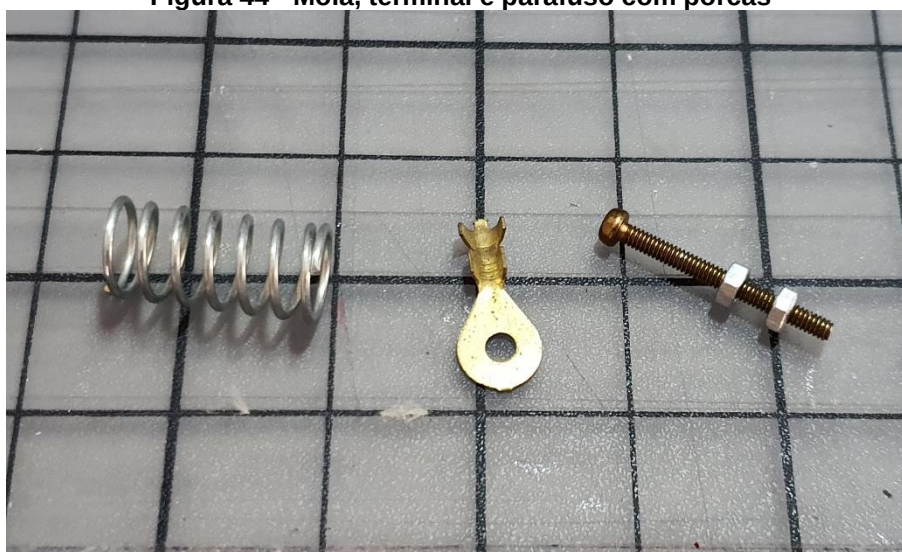
4.2.3 Componente do protótipo de EEG

Assim como o protótipo do braço, quase todas as peças são impressas em 3D, sendo necessária a aquisição apenas de alguns componentes. Como primeiro componente, tem-se os eletrodos secos da OpenBCI, na qual foi adquirido um pacote padrão com trinta eletrodos, porém serão utilizados apenas nove (Figura 40). O Segundo componente é um cabo manga de dez vias 22AWG com malha de cobre, para proteção contra interferências, em um comprimento de dois a três metros para facilitar nos testes podendo ser reduzido posteriormente (Figura 43). Este ligará os eletrodos em uma placa eletrônica.

Figura 43 - Cabo manga

Fonte: Elaborada pelo autor.

Molas de compressão, também serão utilizadas, tanto na montagem das peças nas quais os eletrodos e peças de conforto serão acoplados, como no clipe de orelha. Outros componentes são os terminais de cobre em anel, parafusos e porcas M2, que irão conectar os fios do cabo manga aos eletrodos (Figura 44).

Figura 44 - Mola, terminal e parafuso com porcas

Fonte: Elaborada pelo autor.

A tabela 4 apresenta todos os componentes selecionados e sua quantidade.

Tabela 4 - Lista de componentes do protótipo de EEG

Componente	Quantidade
Cabo manga de dez vias 22AWG com malha de cobre	2-3 m
Mola de compressão (17x9x1 mm)	14
Terminal de cobre em anel M2.5 com diâmetro externo de 7 mm	9
Parafuso Philips M2x20 mm	10
Porca M2	19
Eletrodos secos OpenBCI	9

4.2.4 Fabricação e montagem do protótipo de EEG

Encerrando a etapa de definição dos componentes, inicia-se o processo de fabricação e montagem do protótipo de EEG. O *headset* possui um total de oito arquivos de peças para impressão 3D (Apêndice B).

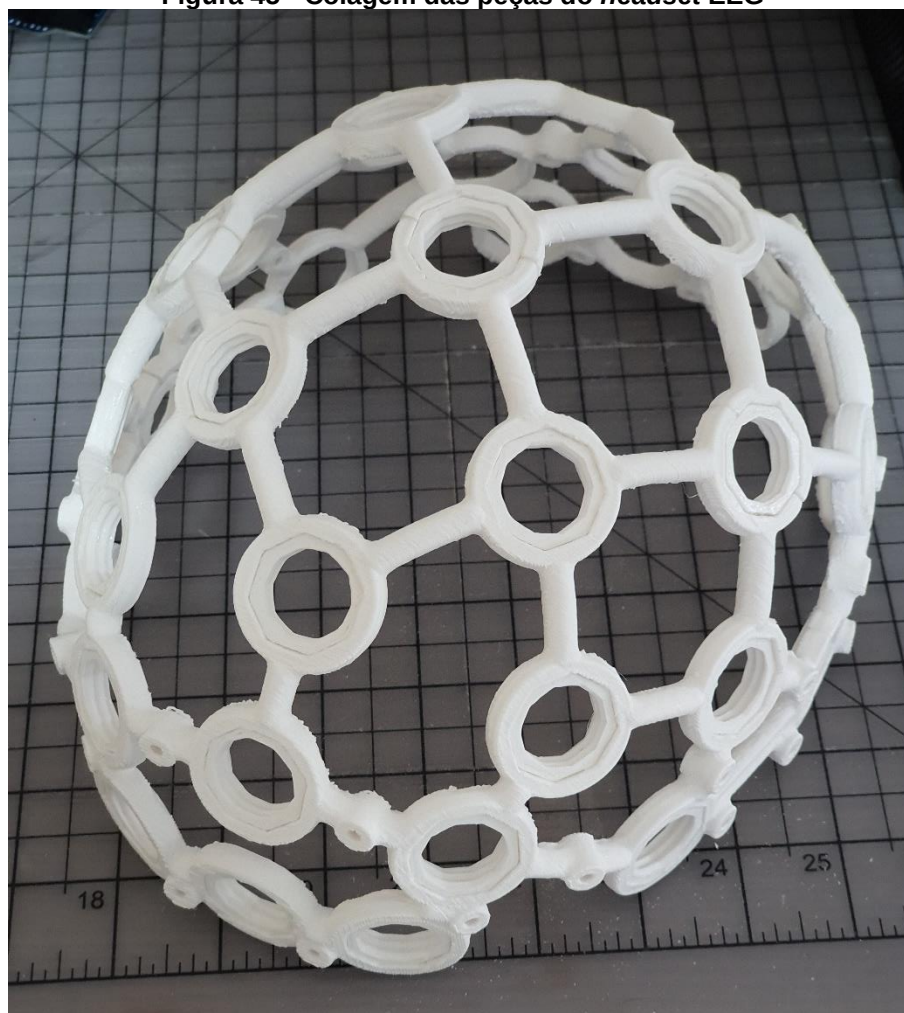
Para a fabricação das peças foi utilizada a mesma impressora 3D usada no protótipo do braço, juntamente com filamento de PLA branco, conforme as seguintes configurações gerais, ajustadas no fatiador Simplify3D:

- Altura da camada: 0,3 mm
- Preenchimento: 100%
- Camadas de perímetro: 2
- Geração de suportes (em algumas peças)

Após a fabricação de todas as peças, realizou-se um acabamento, lixando rebarbas provenientes do processo. Feito isso, seguindo as instruções de montagem, presente no website da OpenBCI, iniciou-se as etapas de construção.

Primeiramente as peças frontal, traseira e as porcas foram coladas com a mesma cola instantânea utilizada no protótipo do braço.

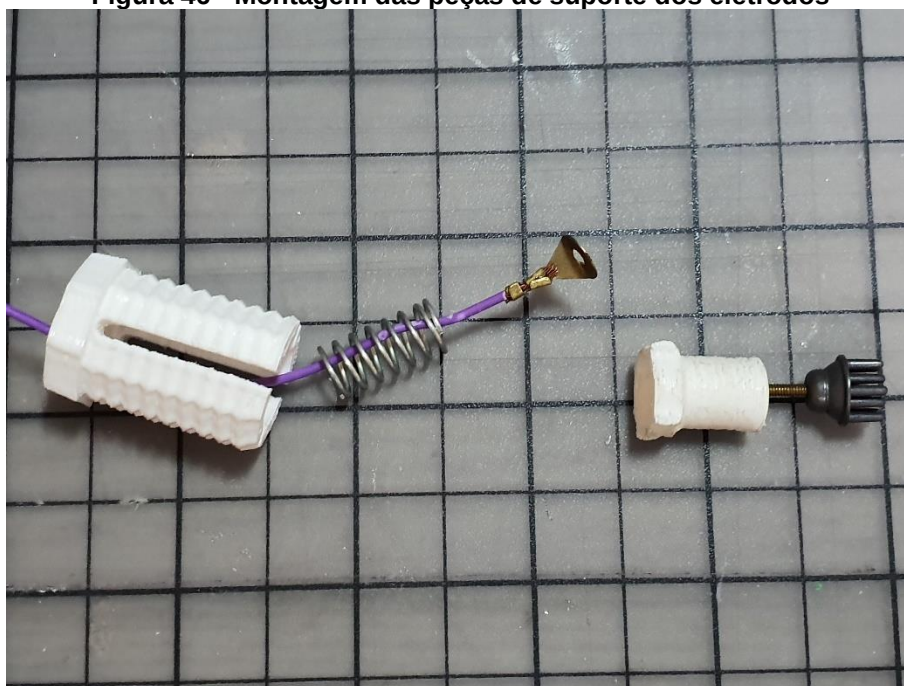
Figura 45 - Colagem das peças do headset EEG



Fonte: Elaborada pelo autor.

A próxima etapa é a montagem das peças nas quais os eletrodos são inseridos. Para isso, primeiramente foram colocados os terminais em anel nos fios elétricos, seguido da passagem de cada fio pelo seu respectivo parafuso octogonal 3D e mola. Posteriormente, o eletrodo é preso, por um parafuso M2 e porca, na peça de suporte de eletrodo (Figura 46).

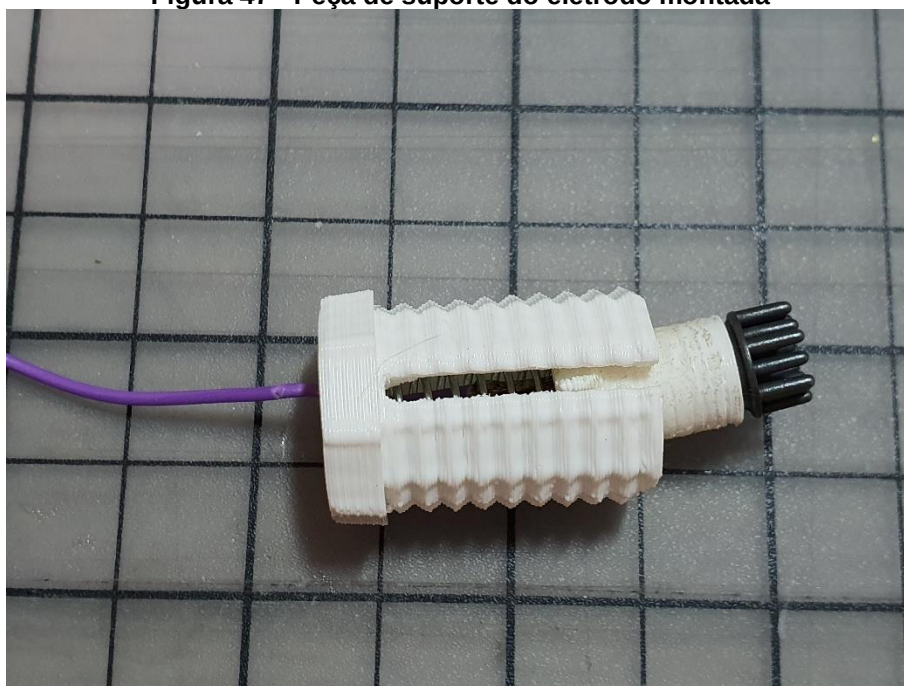
Figura 46 - Montagem das peças de suporte dos eletrodos



Fonte: Elaborada pelo autor.

Por fim, o terminal é preso ao parafuso do eletrodo com a utilização de mais uma porca e é feita a junção das peças (Figura 47). Esse processo é repetido para utilizar oito eletrodos.

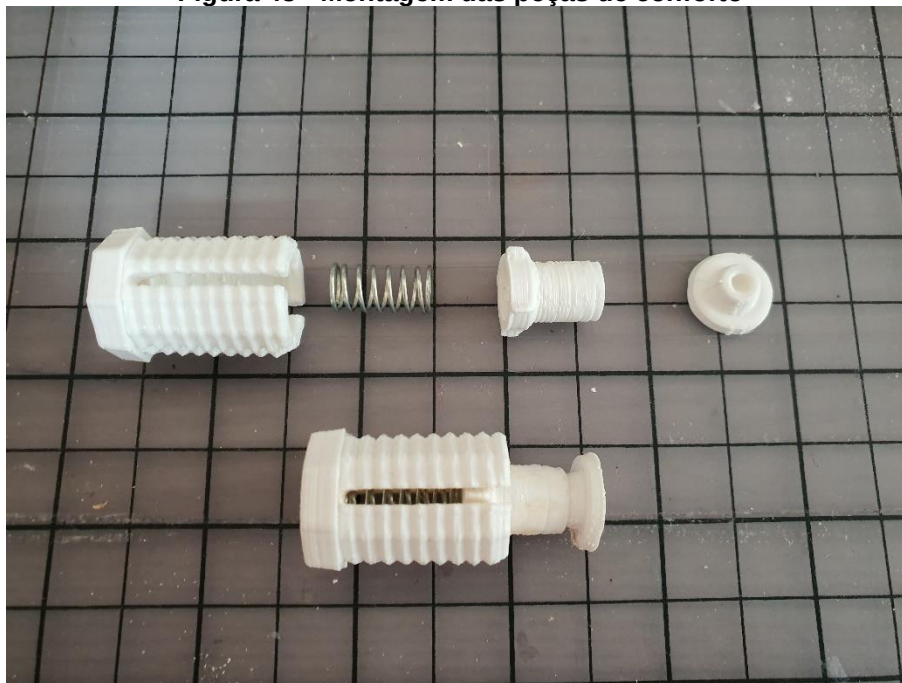
Figura 47 - Peça de suporte do eletrodo montada



Fonte: Elaborada pelo autor

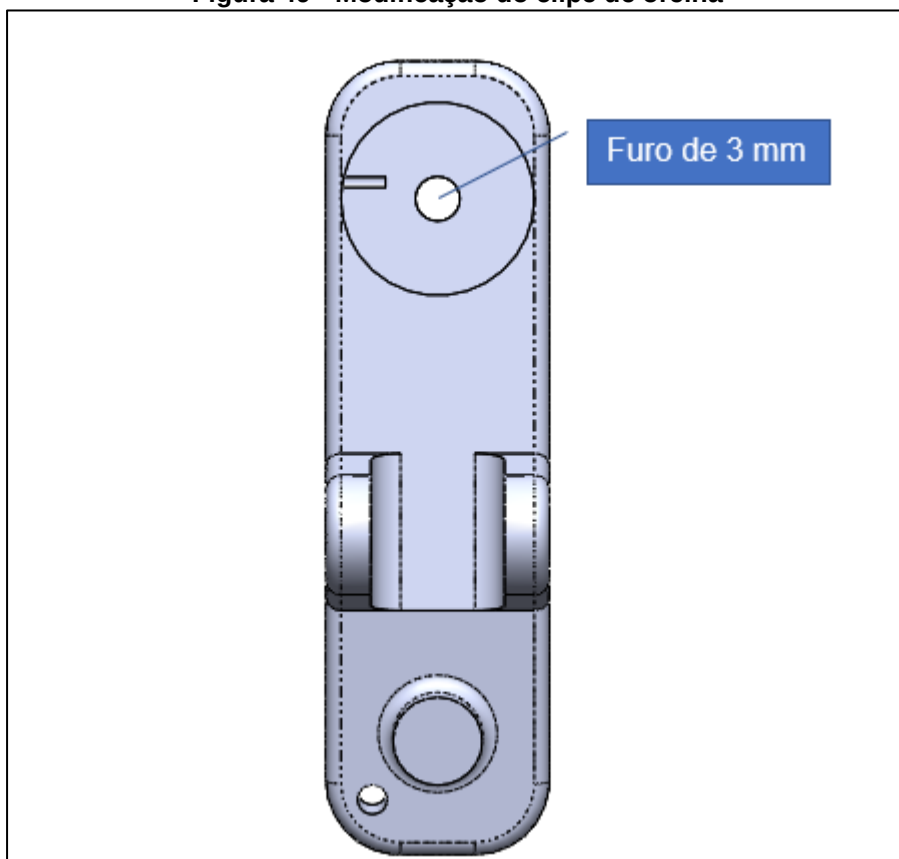
Após a montagem das peças do eletrodo, realizou-se a montagem das peças de conforto. Muito parecidas com as peças do eletrodo, basta encaixar as peças conforme a Figura 48. A peça de conforto foi unida com a peça de suporte de eletrodo com a cola instantânea e são necessárias cinco peças de conforto.

Figura 48 - Montagem das peças de conforto



Fonte: Elaborada pelo autor

Finalmente passa-se para a fabricação e montagem do clipe de orelha. Como o eletrodo a ser utilizado é diferente daquele utilizado por Arthur Jordan, foi necessário realizar uma alteração, no software de CAD SolidWorks, da peça “earclip”. A alteração consiste na adição de um furo de 3 mm de diâmetro no local de inserção do eletrodo, para a passagem de um parafuso (Figura 49). A fabricação destas peças foi feita da mesma forma e nas mesmas configurações que o *headset* de EEG, alterando apenas a cor do filamento para preto.

Figura 49 - Modificação do clipe de orelha

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para a montagem, as duas peças do clipe são unidas por um parafuso M2 e uma porca, seguida da adição de uma mola. O eletrodo é preso com um parafuso M2 que passa pelo furo, adicionado no modelo, e é fixado por uma porca. Nesse mesmo parafuso é preso outro fio, com um terminal em anel, através de outra porca (Figura 50).

Figura 50 - Clipe de orelha



Fonte: Elaborada pelo autor.

Neste ponto, foram utilizados nove dos dez fios presentes do cabo manga, obtendo um clipe de orelha e oito eletrodos para a cabeça. Sendo assim, a próxima etapa é inseri-los no capacete.

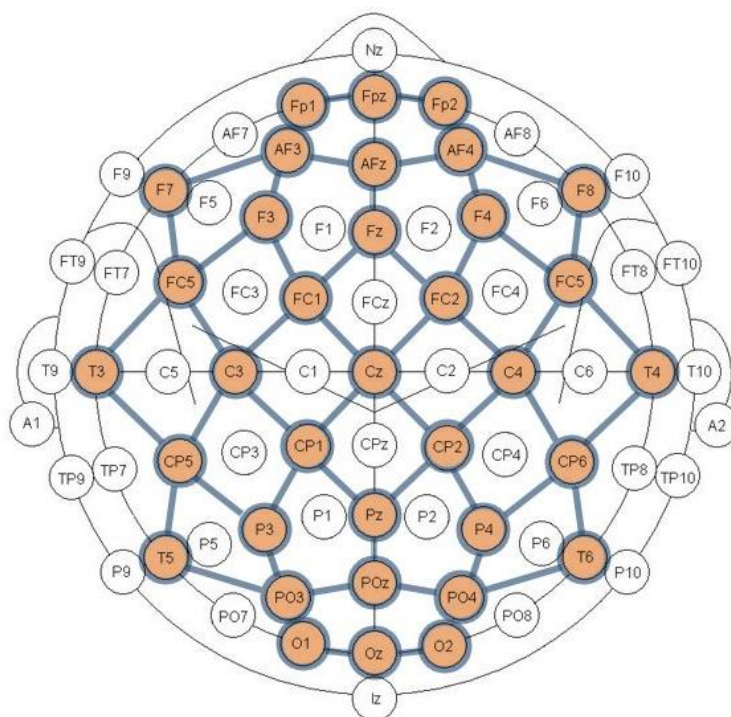
O posicionamento sugerido pela OpenBCI é baseado no sistema 10/20, um método reconhecido internacionalmente que descreve o posicionamento dos eletrodos no escalpo, no qual cada ponto é identificado por uma letra e um número referente a sua localização, sendo F (lóbulo frontal), T (lóbulo temporal), P (lóbulo parietal), O (lóbulo occipital) e C (identificação da região central). Os números ímpares referem-se ao lado esquerdo do crânio e os pares ao lado direito (TRANS CRANIAL TECHNOLOGIES LTD, 2012).

O sistema é baseado na relação entre a localização de um eletrodo e a área subjacente do córtex cerebral. Os números '10' e '20' se referem ao fato de que as distâncias entre os eletrodos adjacentes são 10% ou 20% do total das distâncias frontal-traseira ou direita-esquerda do crânio. (TRANS CRANIAL TECHNOLOGIES LTD, 2012, p. 1, tradução nossa).

O *headset* da OpenBCI, possui trinta e cinco pontos possíveis para dispor os eletrodos, como mostra a figura abaixo.

Figura 51 – Pontos disponíveis no Ultracortex Mark IV

Ultracortex Mark IV Node Locations (35 total)



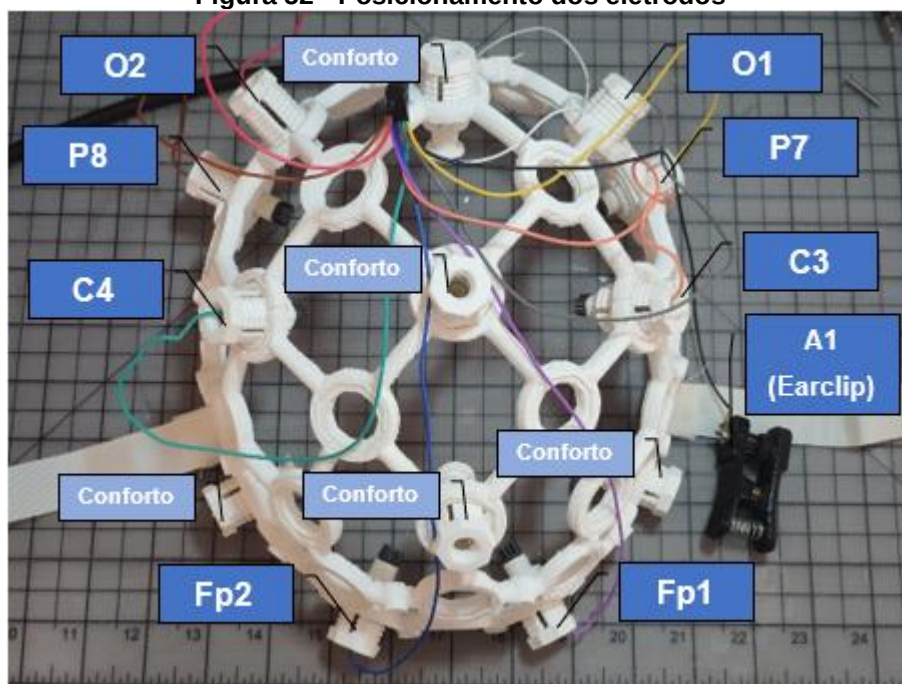
Based on the internationally accepted **10-20 System**
for electrode placement in the context of EEG research

Fonte: OpenBCI (2016)

Foi utilizado um padrão sugerido pela empresa tanto para os eletrodos quanto para as peças de conforto, sendo os eletrodos dispostos nas regiões, Fp1, Fp2, C3, C4, P7, P8, O1 e O2, conforme apresenta a Figura 52. Este padrão utiliza o método de leitura dos sinais com ponto comum de referência.

Foram adicionadas fitas de velcro para ajudar a fixar bem o *headset* na cabeça do usuário.

Figura 52 - Posicionamento dos eletrodos



Fonte: Elaborada pelo autor

Ao término das etapas anteriores se dá o fim da fabricação e montagem do protótipo de EEG.

4.3 Hardware

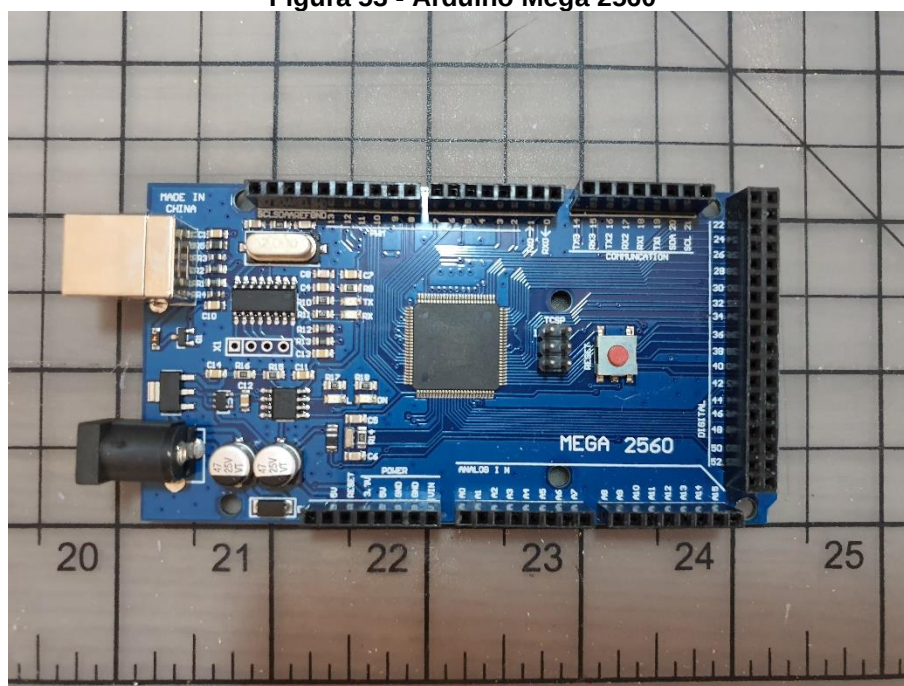
Este tópico descreve a seleção dos sistemas embarcados e componentes eletrônicos para comandar a prótese de braço e adquirir os sinais de eletroencefalografia. Neste também é apresentado a montagem e os esquemáticos de ligação dos componentes.

4.3.1 Definição do hardware

Para controlar o braço foi escolhido o Arduino Mega 2560, um sistema embarcado de código aberto muito utilizado em prototipagens (Figura 53). Este possui uma quantidade maior de I/Os que os outros modelos, sendo 54 portas digitais, nas quais 15 podem ser utilizadas como saídas de PWM, 16 portas analógicas e 4 UARTs. Outra vantagem em relação aos demais modelos de Arduino, encontra-se na memória do microcontrolador ATmega2560 que possui memória flash de 256 kB, EEPROM (*Electrically Erasable Programmable Read*

Only Memory) de 4 kB e SRAM (Static Random-Access Memory) de 8 kB. Sua tensão de alimentação é de 7-12 V e a placa opera com 5 V, com uma corrente nas I/Os de 20 mA e com 3.3v, opera com uma corrente de 50 mA nas I/Os. (ARDUINO, 2019).

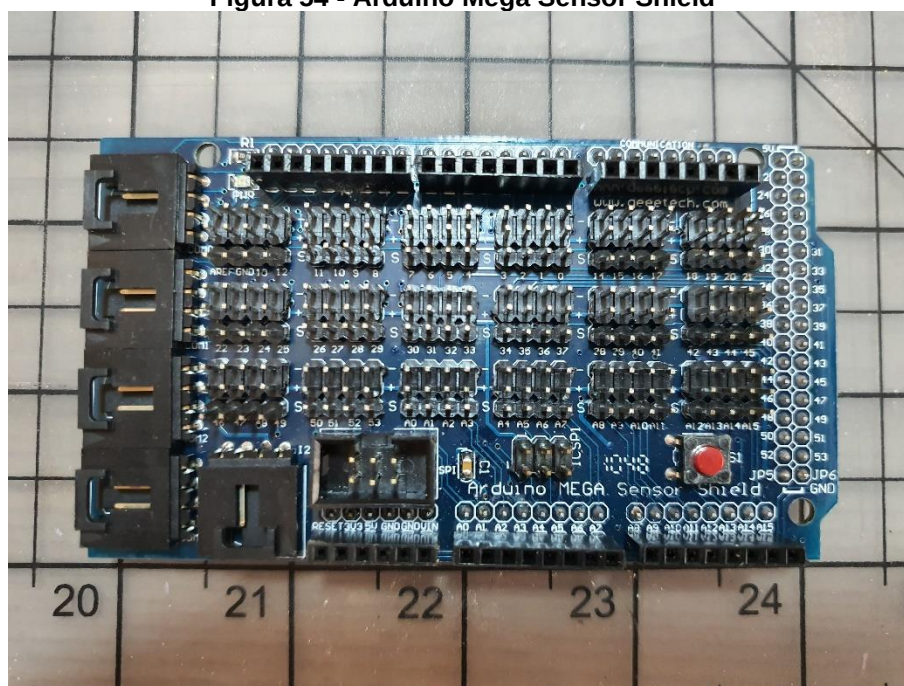
Figura 53 - Arduino Mega 2560



Fonte: Elaborada pelo autor.

Juntamente com o Arduino Mega, foi selecionado o Arduino Mega Sensor Shield para conectar os servos motores e a alimentação externa da placa (Figura 54). O *shield* foi desenvolvido para conectar de maneira prática, rápida e organizada, componentes como servos, motores e sensores.

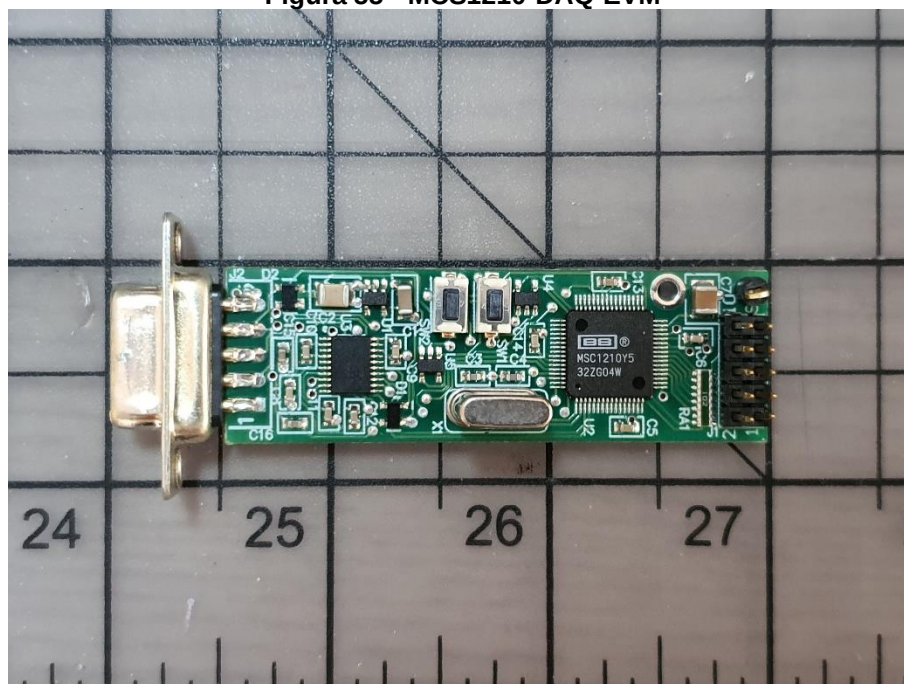
Figura 54 - Arduino Mega Sensor Shield



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para adquirir os sinais dos eletrodos, amplificá-los e convertê-los de analógicos para digitais, foi selecionada a MSC1210-DAQ-EVM da Texas Instruments (Figura 55).

O MSC1210 incorpora uma CPU 8051, um conversor analógico-digital (ADC) de 24 bits delta-sigma de alto desempenho e muitos periféricos para fornecer uma solução de sistema *on-chip* para um sistema de aquisição de dados de alta precisão. O MCS1210-DAQ-EVM é um módulo de avaliação (EVM) de baixo custo que não compromete o desempenho do MSC1210 (Sub-100nV_{RMS}). Quando o DAQ-EVM é usado com o *Raisonance Ride Demo* de 4kB, a maioria dos recursos avançados do MSC1210 pode ser examinada. (TEXAS INSTRUMENTS, 2002, p. 1, tradução nossa).

Figura 55 - MCS1210-DAQ-EVM

Fonte: Elaborada pelo autor.

A placa possui oito entradas analógicas e uma porta de referência, ideal para o projeto em questão. Esta é alimentada e conectada com um computador por uma porta RS232, operando com 3.3 V e é compatível com os ambientes de desenvolvimento Keil uVision3 e Raisonance Ride (TEXAS INSTRUMENTS, 2002).

Como a MSC1210-DAQ-EVM utiliza uma portar RS232, usa-se um cabo conversor para USB, conhecido como “PL-2303HXA Conversor USB Serial RS232” da Leadership, para conectá-la ao computador (Figura 56).

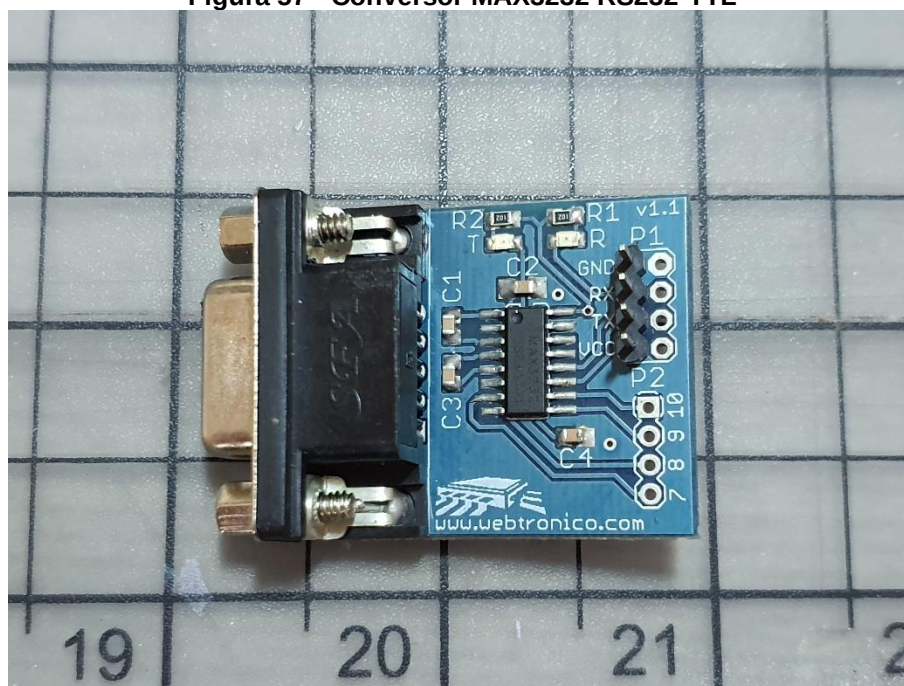
Figura 56 - PL-2303HXA Conversor USB Serial RS232



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para comunicar diretamente do MSC1210-DAQ-EVM com o Arduino Mega, selecionou-se um módulo de conversão RS232 para TTL (Figura 57). Esse componente é necessário para mandar os dados diretamente, via serial, para o Arduino.

Figura 57 - Conversor MAX3232 RS232-TTL



Fonte: Elaborada pelo autor.

Como o conversor e a placa MSC1210-DAQ-EVM possuem conectores DB9 fêmea, é necessário um cabo com conectores DB9 macho em ambas as pontas (Figura 58).

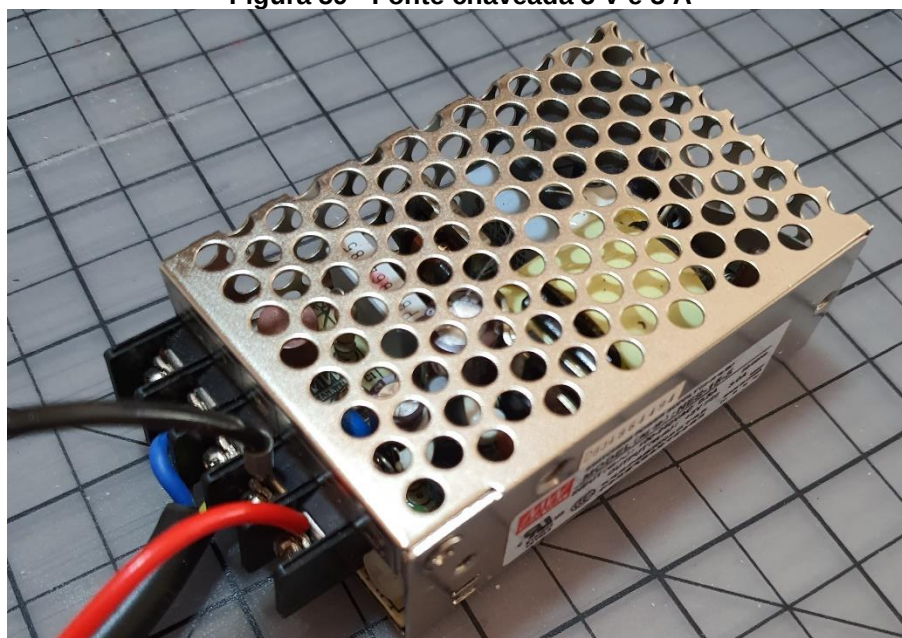
Figura 58 - Cabo com conectores DB9 macho



Fonte: Elaborada pelo autor.

Por fim, para alimentar o Arduino Mega e os servo motores, utiliza-se uma fonte chaveada de 5 V e 3 A, indicada na figura abaixo.

Figura 59 - Fonte chaveada 5 V e 3 A



Fonte: Elaborada pelo autor.

A tabela abaixo apresenta os componentes seleccionados nesta etapa.

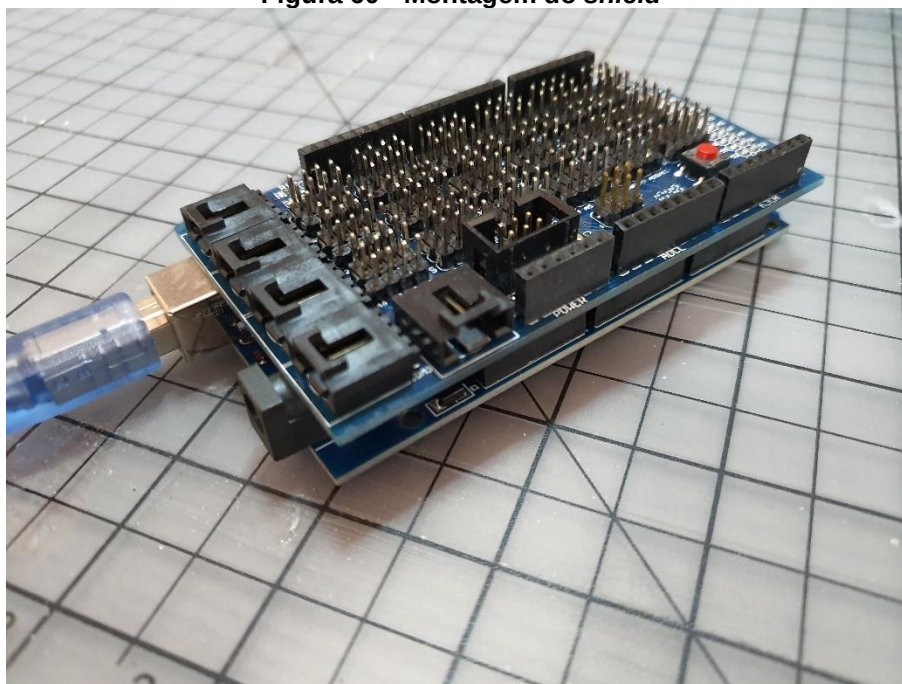
Tabela 5 - Lista de componentes referentes ao hardware

Componente
Arduino Mega
Arduino Mega Sensor Shield
MSC1210-DAQ-EVM
Conversor MAX3232 RS232-TTL
Fonte chaveada 5V/3A
PL-2303HXA Conversor USB Serial RS232
Cabo com conectores DB9 macho

4.3.2 Montagem do hardware

Com todo o hardware seleccionado, iniciou-se a montagem e conexão dos componentes. Primeiramente foi inserido o *shield* no Arduino Mega (Figura 60).

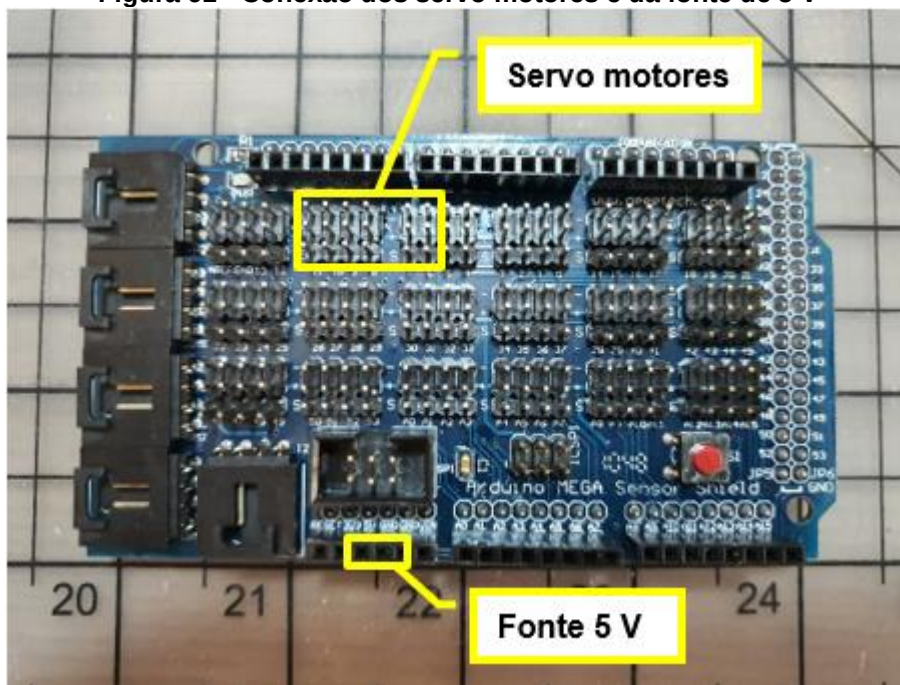
Figura 60 - Montagem do *shield*



Fonte: Elaborada pelo autor.

Em seguida foram conectados os cabos da alimentação de 5 V e dos servos motores no *shield*, obedecendo a seguinte sequência: Punho, pino 6; mínimo, pino 7; anelar, pino 8; médio, pino 9; indicador, pino 10; polegar, pino 11; (Figura 61).

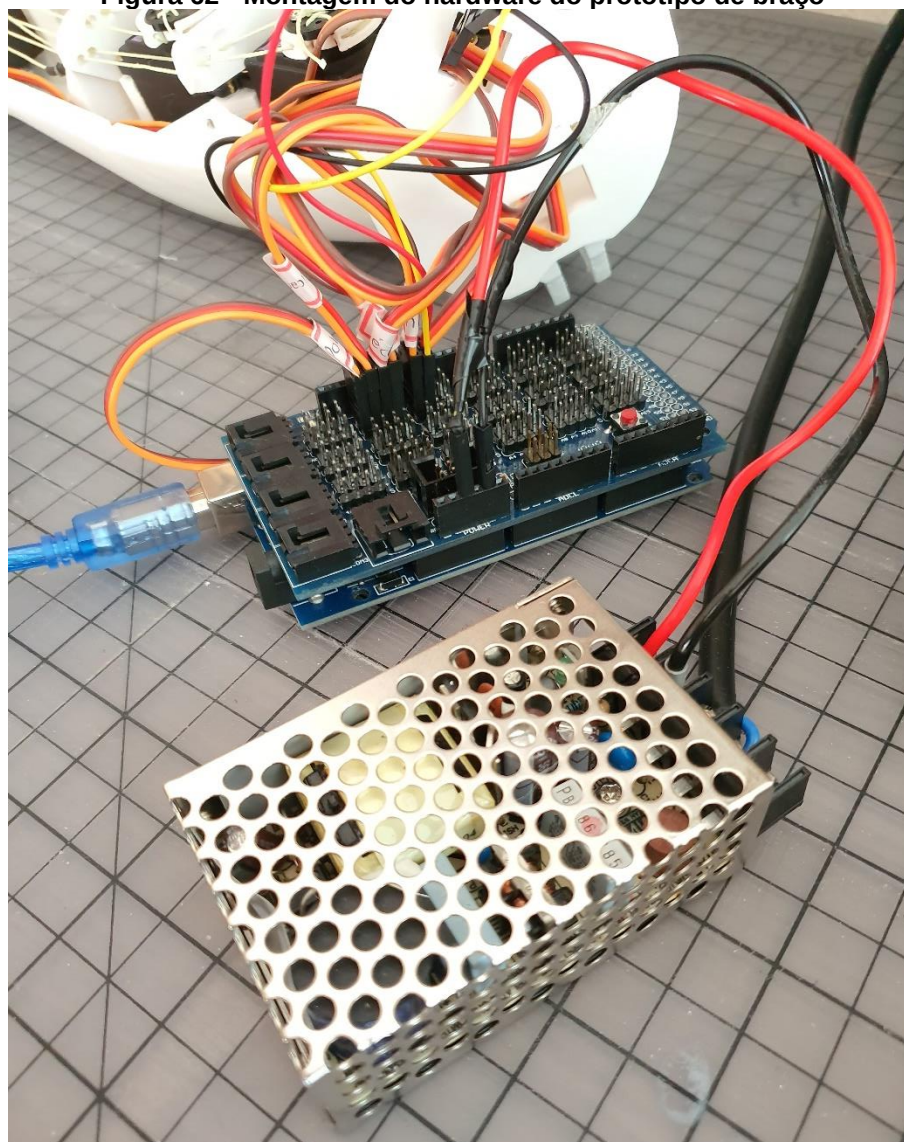
Figura 61 - Conexão dos servo motores e da fonte de 5 V



Fonte: Elaborada pelo autor.

A realização das conexões anteriores representa o fim na montagem do hardware referente ao protótipo de braço (Figura 62).

Figura 62 - Montagem do hardware do protótipo de braço



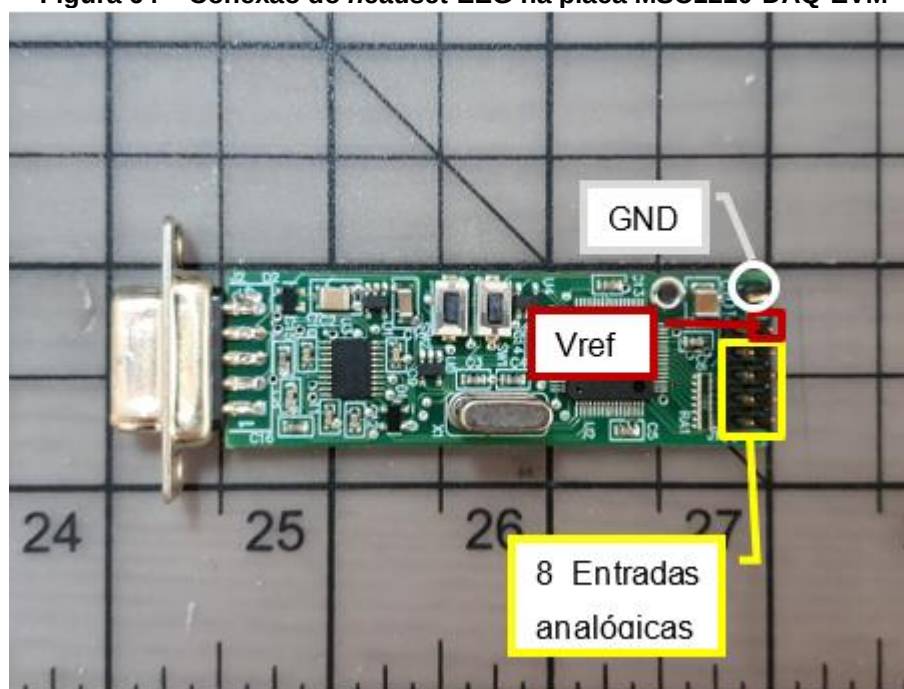
Fonte: Elaborada pelo autor.

Para montar o hardware do protótipo de EEG, é necessário colocar conectores fêmea em uma das pontas dos fios do cabo manga, para facilitar a conexão na MSC1210-DAQ-EVM. Também foi inserido uma “ponta jacaré” para aterrar a malha na placa (Figura 63).

Figura 63 - Conectores fêmea

Fonte: Elaborada pelo autor.

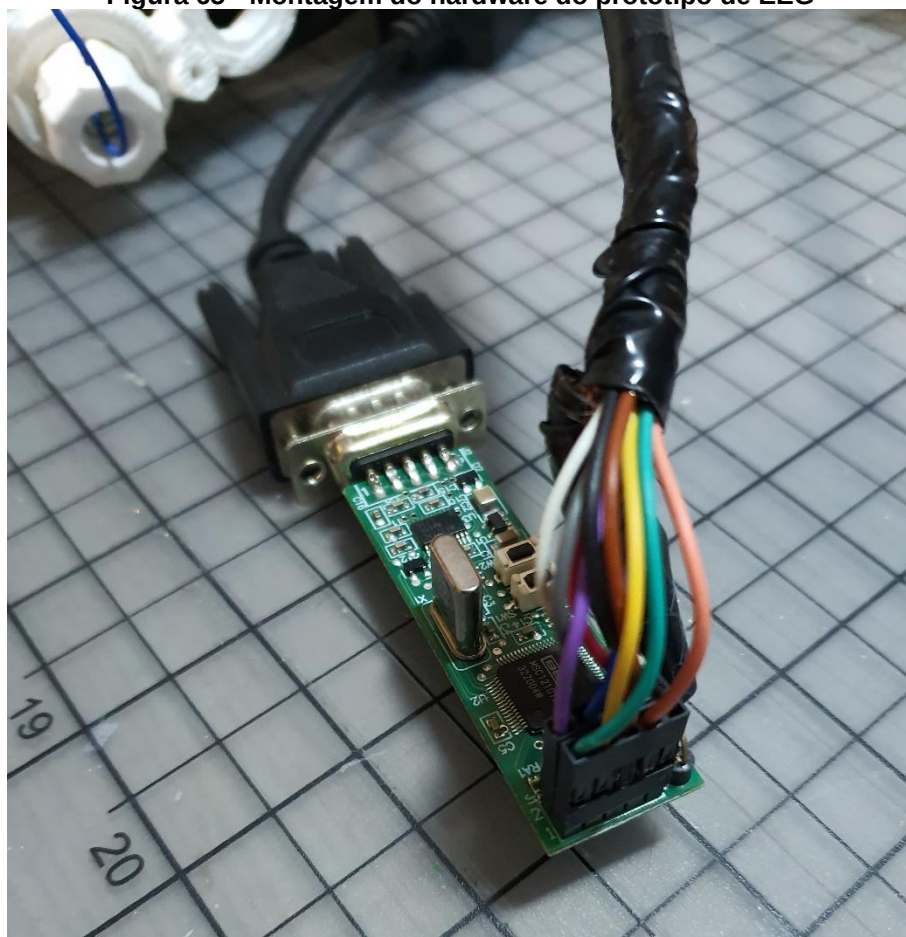
Postos os conectores, basta encaixar os fios referentes aos eletrodos nas entradas analógicas da placa e aterrar a malha (Figura 64).

Figura 64 – Conexão do headset EEG na placa MSC1210-DAQ-EVM

Fonte: Elaborada pelo autor.

Conectados todos os cabos, finaliza-se a etapa de montagem e conexão dos componentes eletrônicos para o teste do protótipo de EEG (Figura 65).

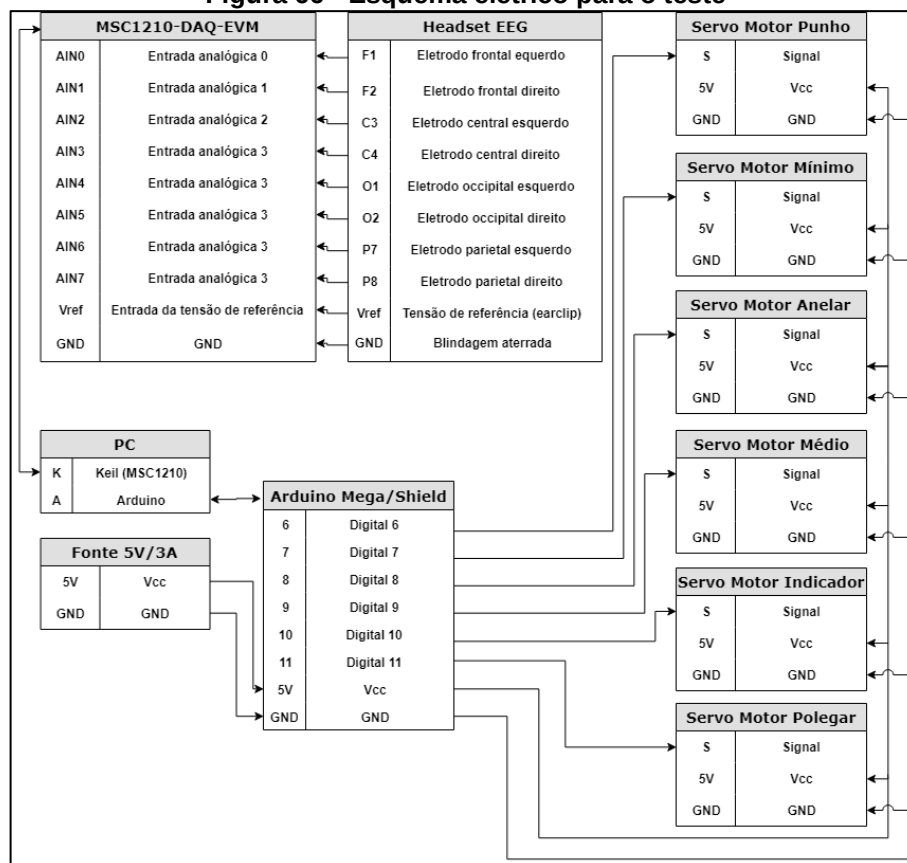
Figura 65 - Montagem do hardware do protótipo de EEG



Fonte: Elaborada pelo autor.

A Figura 66 apresenta o esquema elétrico de conexões realizadas nesta etapa, e os componentes utilizados.

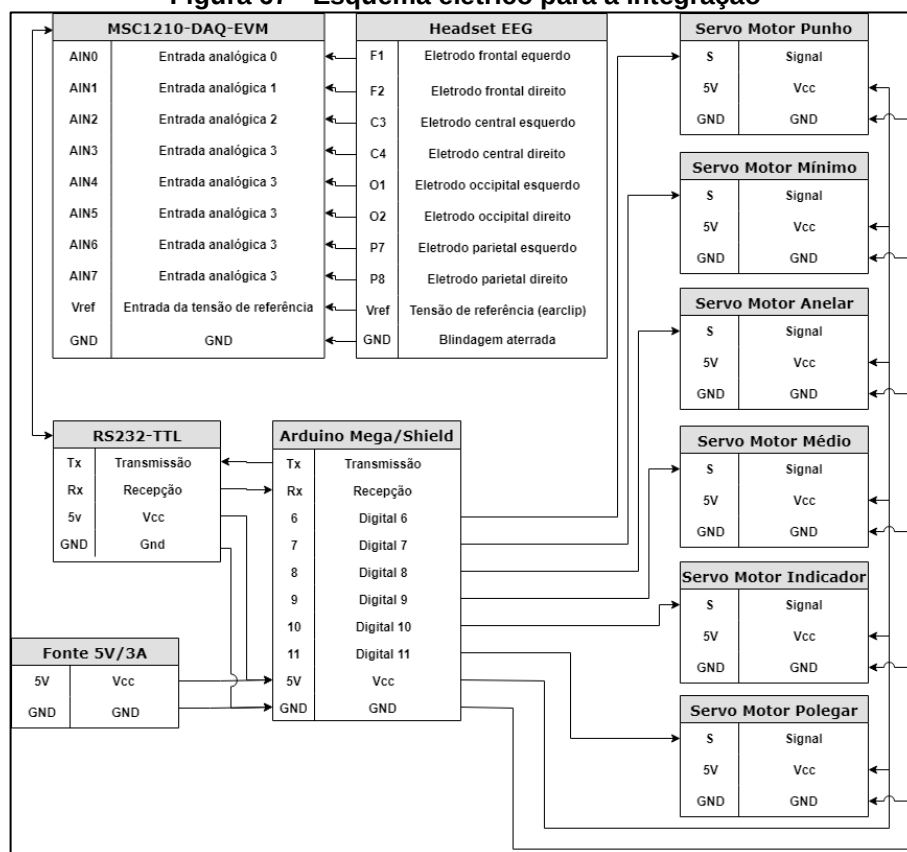
Figura 66 - Esquema elétrico para o teste



Fonte: Elaborada pelo autor.

As conexões ao utilizar o conversor de RS232 para TTL, para comunicação direta entre a MSC1210-DAQ-EVM com o Arduino Mega, estão representadas na Figura 67. A principal diferença é a exclusão da utilização do computador e do cabo conversor USB serial RS232, além da inserção do cabo com conectores DB9 macho.

Figura 67 - Esquema elétrico para a integração



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4 Testes individuais

Neste tópico são apresentados os testes realizados individualmente, ou seja, serão demonstrados os testes feitos no protótipo de braço e protótipo de EEG separadamente.

4.4.1 Testes do protótipo de braço

Para iniciar os testes com o braço, foi desenvolvido um código simples, utilizando a IDE do Arduino, no qual movimenta todos os servos de 90° para 180° e em seguida de 180° para 90° (Figura 68).

Figura 68 - Código do primeiro teste do protótipo de braço

```
#include <Servo.h>

Servo minimo;
Servo anelar;
Servo medio;
Servo indicador;
Servo polegar;

int val = 90;

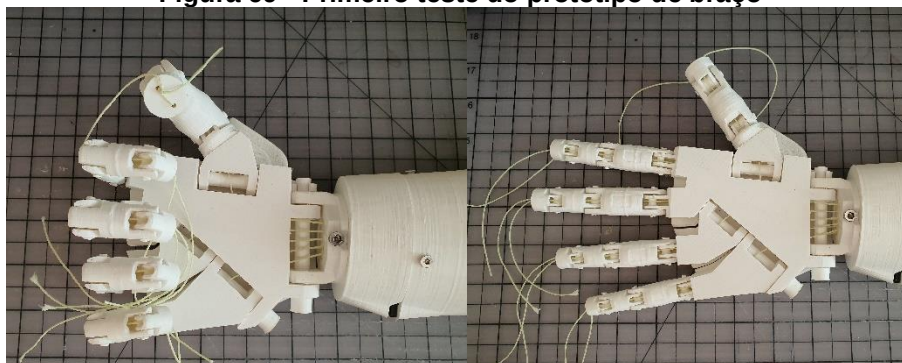
void setup() {
  minimo.attach(7);
  anelar.attach(8);
  medio.attach(9);
  indicador.attach(10);
  polegar.attach(11);
}

void loop() {
  for (val = 90; val <= 180; val += 1) {
    minimo.write(val);
    anelar.write(val);
    medio.write(val);
    indicador.write(val);
    polegar.write(val);
    delay(15);
  }
  for (val = 180; val >= 90; val -= 1) {
    minimo.write(val);
    anelar.write(val);
    medio.write(val);
    indicador.write(val);
    polegar.write(val);
    delay(15);
  }
}
```

Fonte: Elaborada pelo autor.

Este procedimento faz com que a mão abra e feche várias vezes (Figura 69). Dessa forma foi possível analisar a tensão exercida nos fios, podendo ajustá-los de forma satisfatória para que a mão abrisse e fechasse corretamente, apertando ou soltando o nó nas pontas dos dedos. Conforme mencionado anteriormente, inicialmente haviam sido utilizados fios de nylon como cabos de tração, porém, no decorrer do teste percebeu-se que o fio não mantinha a tensão e então foi alterado para o fio encerado.

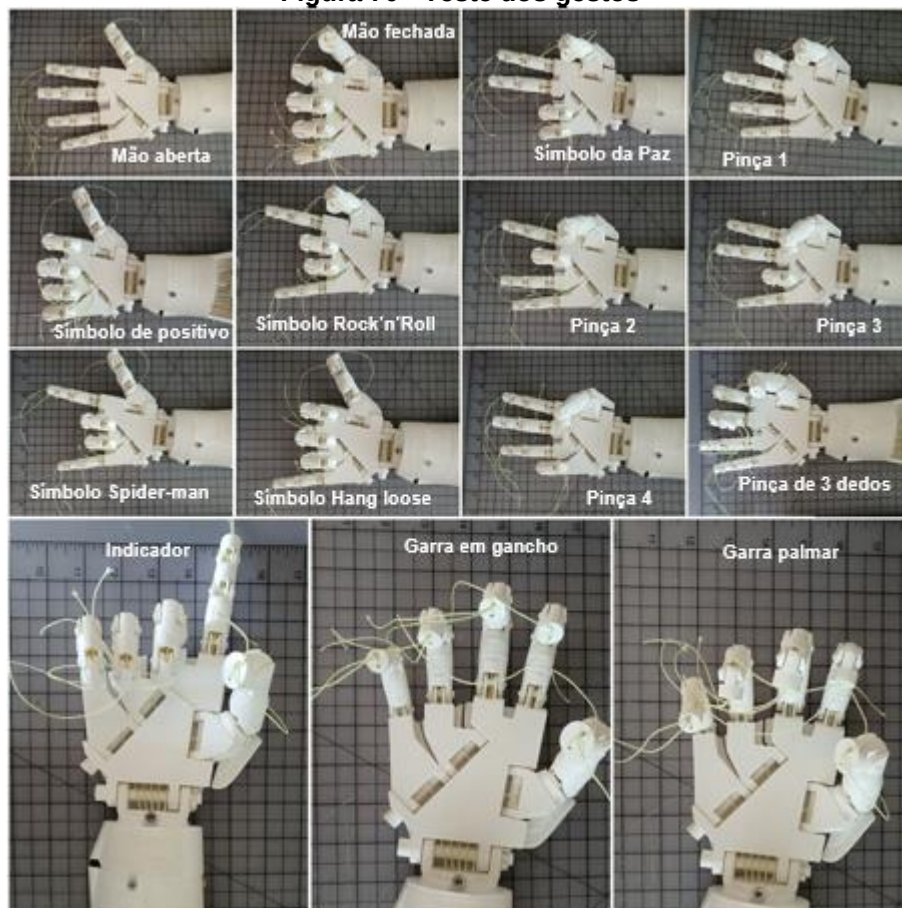
Figura 69 - Primeiro teste do protótipo de braço



Fonte: Elaborada pelo autor.

Com a tensão dos cabos ajustada, pôde-se passar para o segundo teste, cujo objetivo é identificar o ângulo de rotação de cada servo motor para realizar gestos. Para isso foi desenvolvido um código de programação, no qual um comando era enviado por serial para o Arduino, para que ele posicionasse os servos, conforme o gesto referente ao comando (Apêndice C). Este procedimento foi repetido diversas vezes para identificar o ângulo mais adequado para cada servo em cada gesto (Figura 70).

Figura 70 - Teste dos gestos



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os gestos foram baseados em algumas das principais funções estáticas da mão humana, nas quais ao estender ou flexionar os dedos, pode-se ter diferentes tipos de agarramentos. Essas funções podem ser divididas entre pinças e garras. (THOMAZONI, 2015, apud. NAPIER, 1956).

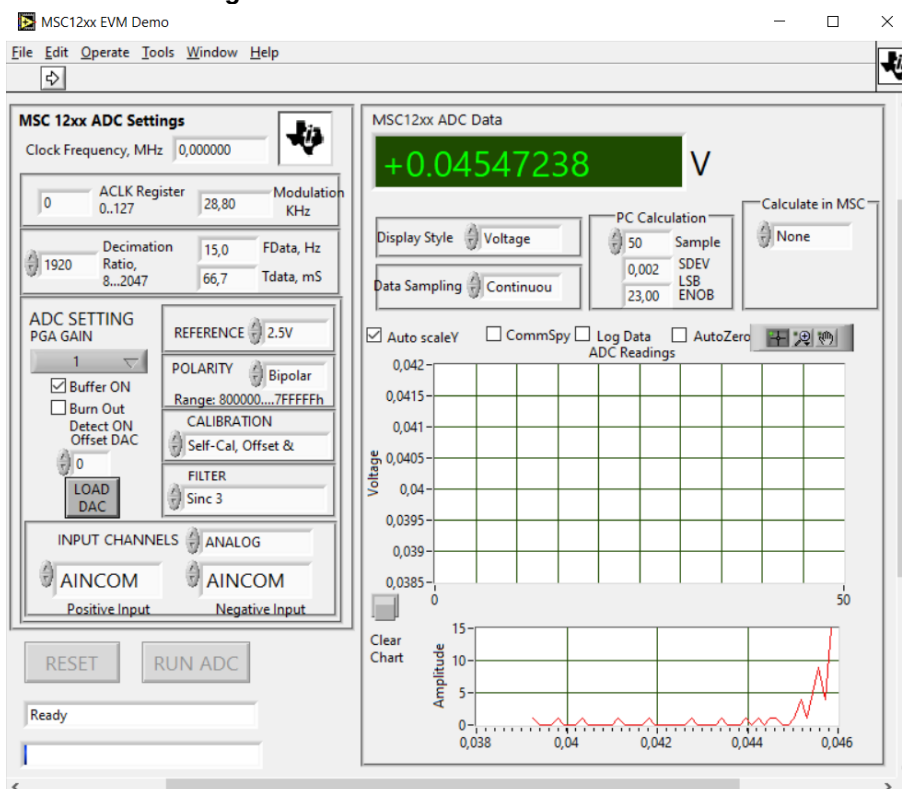
Além das funções estáticas a mão humana é capaz de exercer outras funções essenciais por meio da sua múltipla possibilidade de movimentações, podemos utilizá-la para percussões, contato, expressões gestuais e, principalmente, para a execução das preensões ativas, que combinam as funções estáticas à uma ação com o objeto permanecendo na mão (como, por exemplo, a ação de acender um isqueiro ou cortar com uma tesoura) (THOMAZONI, 2015 p.19-20, apud. KAPANDJI, 2000).

O sucesso das etapas anteriores caracteriza o fim dos testes individuais do protótipo de braço.

4.4.2 Testes do protótipo de EEG

Para realizar os testes com o EEG, foi utilizado uma interface de demonstração para o MSC1210, presente na IDE Keil μ Vision3, chamado “MSC 12xx EVM Demo”. Com essa interface é possível manipular a frequência de amostragem, o número de amostras, selecionar as entradas analógicas de interesse, modificar o ganho, além de fazer cálculos simples e indicar a variação do sinal através de um *display* gráfico. Este também permite exportar os valores lidos para análise externa. (Figura 71).

Figura 71 - MSC12xx EVM Demo Labview



Fonte: Elaborada pelo autor

O teste se inicia conectando os cabos do *headset* de EEG no MSC1210-DAQ-EVM que é ligado no computador com o cabo conversor RS232 para USB. Em seguida colocou-se o *headset* no usuário (Figura 72).

Figura 72 - Disposição do headset EEG no usuário

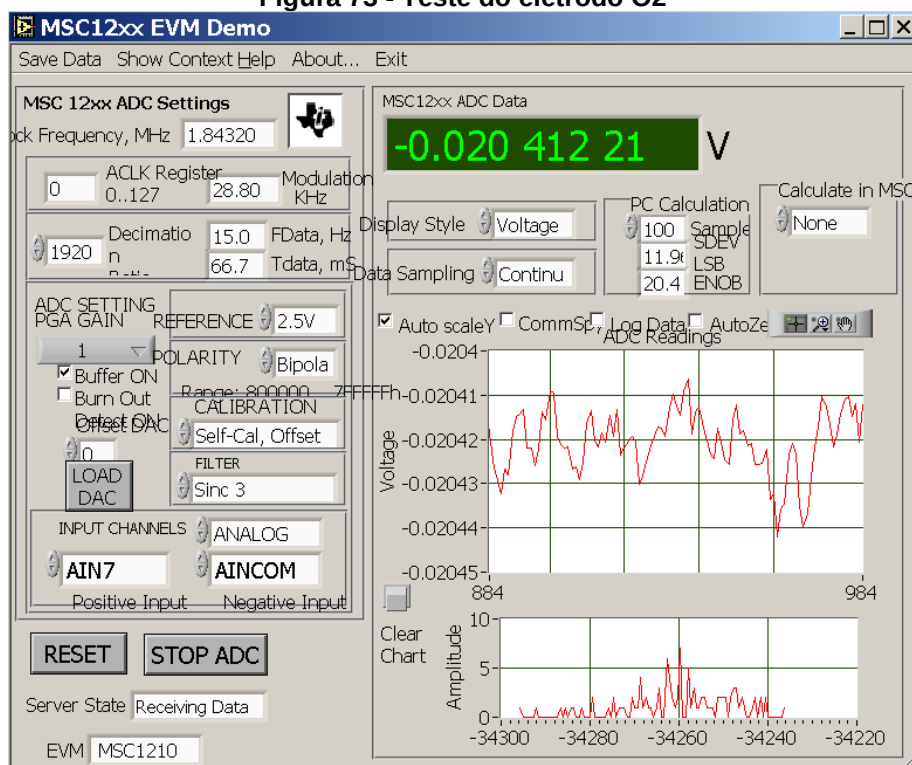


Fonte: Elaborada pelo autor.

Após colocar o aparato EEG conectado aos equipamentos, iniciou-se a interface de demonstração para analisar o funcionamento dos eletrodos com a MSC1210-DAQ-EVM, para tanto, foi mantida a configuração padrão do simulador, modificando apenas o número de amostras, a serem apresentadas no gráfico, para 100 (Figura 73).

Cabe ressaltar que com uma faixa permissível de entrada de -2,5 a 2,5 V e 22 bits efetivos de resolução presentes na MSC1210, é possível identificar, sem aplicar nenhum ganho no amplificador programável, um degrau mínimo de tensão de aproximadamente $1,5 \mu\text{V}$. Já com o amplificador configurado em seu ganho máximo, com uma faixa de -0,019 a 0,019 V, o degrau mínimo é de aproximadamente 75 nV (TEXAS INSTRUMENTS, 2002), o que é suficiente para captação do sinal das ondas cerebrais.

Figura 73 - Teste do eletrodo O2



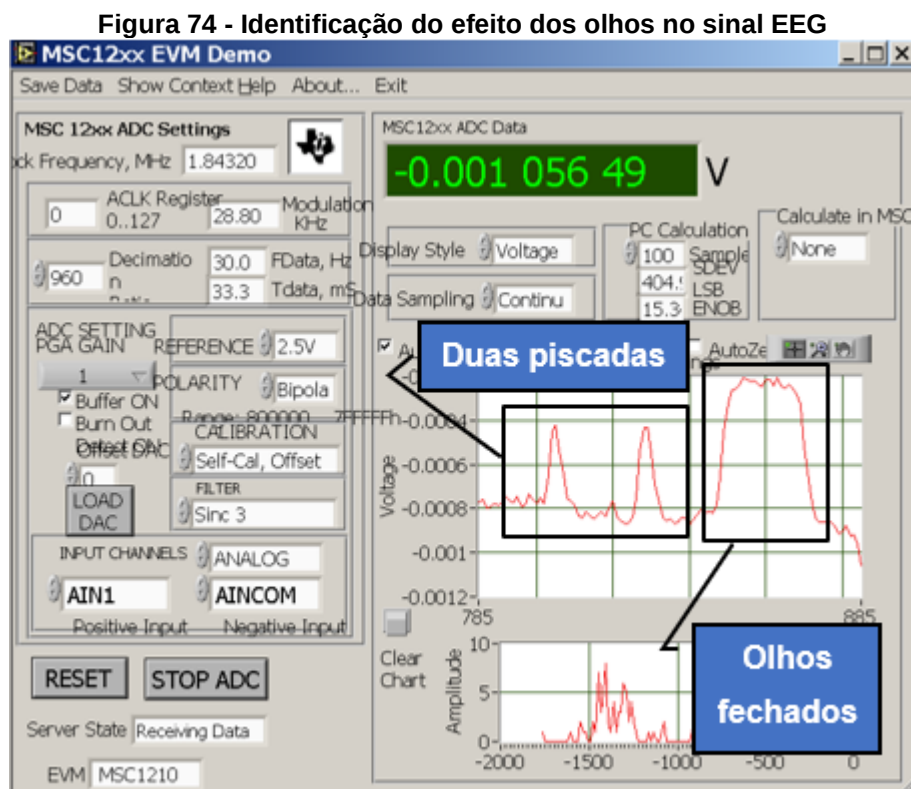
Fonte: Elaborada pelo autor.

Por intermédio dos resultados obtidos, a exemplo do teste realizado no eletrodo O2, conforme a imagem acima, foi possível identificar a variação de sinais de baixa amplitude e frequências distintas. Assim, ajustando a frequência de amostragem, comprova-se a capacidade deste equipamento em obter os sinais das ondas cerebrais, visto que estas variam sua amplitude entre 5 a 50 μV e frequência entre 0,5 a 50 Hz.

Com os eletrodos captando sinais satisfatoriamente, realizou-se a tentativa de identificar a onda Alpha. Como visto na fundamentação teórica, Feulo (2013) relata que essa onda possui uma frequência de 8 a 13 Hz com amplitude de 30 a 50 μV e são mais evidentes no córtex frontal e occipital. De acordo com Madeira (2008), sua presença aumenta quando estamos de olhos fechados. Além disso, ao analisar essa onda, pode-se obter interferências de músculos próximos aos eletrodos, como movimentar ou piscar de olhos e movimentar a cabeça.

Desta forma, conhecendo a frequência da onda, a região do cortex onde ela pode ser encontrada e a forma que podemos identificá-la, foi selecionado o eletrodo Fp1, referente ao córtex frontal, e como tensão de referência o clipe de orelha (AINCOM) para identificação da onda Alpha. Na sequência, seguindo o critério de Nyquist, a frequência de amostragem foi configurada para 30 Hz, um pouco mais que

o dobro da frequência máxima da onda Alpha. Dessa forma, foi possível identificar o efeito no sinal ao piscar os olhos (Figura 74).



Fonte: Elaborada pelo autor.

No entanto, a onda alpha não foi identificada. Com isto, comprova-se a necessidade de um pré-processamento do sinal, com o intuito de eliminar as frequências e características indesejadas, tal qual o efeito da movimentação dos olhos, antes de analisar a onda e seu comportamento.

Segundo Silva (2017), no pré-processamento de sinais de EEG, são utilizados alguns métodos como a utilização de filtros de frequência para manter somente a faixa de interesse, além de filtros espaciais, como para melhorar a relação sinal-ruído. Silva também relata sobre etapas e métodos de extração de características e classificação.

Filtros de frequência passa baixa, são comumente utilizados, de forma a manter apenas os sinais abaixo da frequência de corte. Uma parte do ruído encontrado é proveniente da rede elétrica, para solucionar este problema usa-se os filtros conhecidos como *Notch* ou rejeita-faixa. (BARBOSA, 2010).

Barbosa (2010) afirma que a leitura dos sinais de EEG possuem pouca resolução espacial, devido a superposição dos sinais elétricos em diferentes regiões

do cérebro, e para aumentá-la, utiliza-se métodos como a estimativa da Superfície Laplaciana, que elimina o efeito da difusão dos potenciais pelo escalpo, além do método de Hjorth, para determinar o potencial da superfície em um eletrodo em relação a três eletrodos vizinhos. Barbosa também cita a utilização da Transformada Wavelet Discreta e Transformada de Fourier, para analisar e extrair características no domínio da frequência.

Embora haja a necessidade de realizar um processamento mais adequado dos dados adquiridos, o dispositivo desenvolvido demonstrou-se satisfatório para captar os sinais nas amplitudes e frequências específicas de cada onda cerebral.

4.5 Análise dos Resultados

Este tópico retoma os resultados obtidos no desenvolvimento e testes dos protótipos, apresentado uma análise dos mesmos.

4.5.1 Resultados do desenvolvimento do protótipo de braço

Pesquisado os tipos de próteses de membros superiores, pôde-se analisar as diferentes tecnologias utilizadas nestes equipamentos, identificar os tipos de classificação para as mesmas e as características que os indivíduos amputados consideram mais relevantes para estes dispositivos.

Desta forma, os aspectos estéticos e funcionais, relevantes para os usuários, foram levados em consideração e utilizados como critérios de avaliação para a escolha do modelo de prótese de braço. Além destes critérios, a facilidade de fabricação e informações disponíveis sobre o aparato também foram levados em conta. Estes critérios conduziram à escolha do modelo de braço do projeto InMoov, que apresentou ser o mais adequado em relação aos demais.

Por intermédio da impressão 3D e dos conhecimentos em eletrônica foi possível efetivar com sucesso a fabricação e, também, selecionar os componentes eletrônicos e eletromecânicos necessários para o funcionamento do braço.

Após a seleção de todos os componentes e a fabricação do protótipo, foi iniciada a etapa de testes. O primeiro teste realizado foi o acionamento dos servos motores e da tração dos fios, fazendo com que eles se movessem do seu limite

mínimo de posicionamento do eixo para o máximo. Com isso, foi possível ajustar a tensão nos fios, para que a mão abrisse e fechasse adequadamente e comprovar que os servos MG996R são satisfatórios para esta aplicação, mesmo com um torque um pouco a baixo do sugerido pelo desenvolvedor do projeto InMoov. Também sustenta-se a capacidade da fonte de alimentação de 5 V e 3 A em suprir a demanda do hardware utilizado, com o protótipo trabalhando sem uma carga externa, ou seja, sem a mão segurar um objeto. Inicialmente haviam sido utilizados fios de nylon como cabos de tração, porém, no decorrer do teste percebeu-se que o fio não mantinha a tensão e então foi alterado para o fio encerado, que apresentou elevada resistência e durabilidade, além de manter o tensionamento.

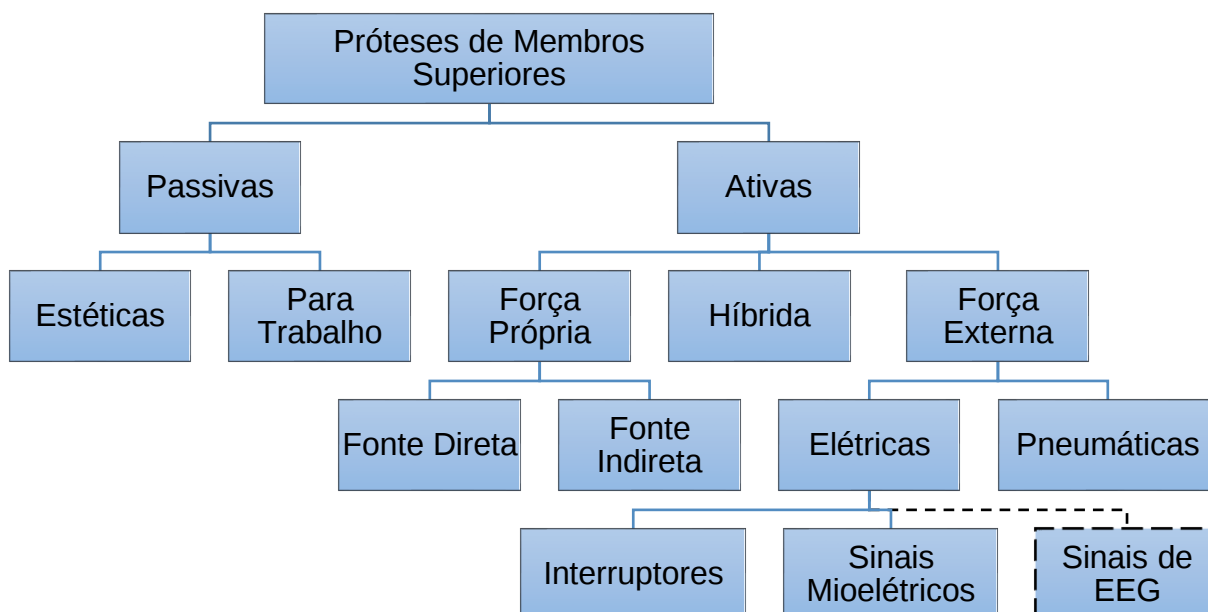
O segundo teste realizado, foi em relação ao ângulo de rotação dos servos para efetuar diferentes gestos. O resultado mostrou que é possível obter diversos tipos de movimentação dos dedos e punho, garantindo um grande número de funcionalidades.

A utilização do Arduino Mega 2560, como sistema embarcado demonstrou-se benéfico devido sua fácil programação, bibliotecas, códigos de exemplo, periféricos, como o *Sensor Shield*, além da possibilidade da comunicação com dispositivos externos.

Desta forma, o resultado do desenvolvimento do protótipo de braço mostrou-se satisfatório, uma vez que cumpre com os requisitos de funcionalidade e estética, além de apresentar um hardware que possibilita a comunicação com o protótipo de EEG.

Nesta ótica pode-se ainda enfatizar, com o estudo e desenvolvimento realizado, que o protótipo se encaixa na classificação de prótese ativa de força externa elétrica, porém, em relação ao tipo de sinal de controle utilizado, existem apenas aquelas que operam com sinais mioelétricos e as que usam interruptores. Sendo assim, entendemos previamente que o protótipo desenvolvido abre mais uma divisão para aquelas que utilizam sinais de EEG, conforme demonstrado na Figura 75.

Figura 75 - Adição de uma nova classificação de prótese



Fonte: CUNHA, 2002, p. 22, Figura 2.4, adaptado pelo autor.

4.5.2 Resultados do desenvolvimento do protótipo de EEG

Relativo aos diferentes tipos de eletrodos de EEG pesquisados, para uma aplicação de BCI, foi selecionado o eletrodo seco devido sua característica de funcionamento, o qual não necessita de substâncias condutoras. Com o eletrodo escolhido, foi selecionado o modelo de capacete da OpenBCI, conhecido como Ultracortex Mark 4, projetado para a utilização deste tipo de eletrodo. Uma vantagem observada neste modelo é a possibilidade de alterar o posicionamento dos eletrodos, permitindo a análise em diferentes configurações.

Por mais que a empresa disponibilizasse alguns arquivos para impressão 3D, foi necessário buscar outras peças que posteriormente foram encontradas no site Thingiverse.

Após a fabricação do protótipo do capacete, a qual foi bem-sucedida, iniciou-se a etapa de testes. O primeiro foi referente ao funcionamento dos eletrodos com a MSC1210-DAQ-EVM. Este teste demonstrou que com a utilização destes componentes é possível obter os sinais das ondas cerebrais, visto que estas variam sua amplitude entre 5 a 50 μV e frequência entre 0,5 a 50 Hz e o ADC possuir uma resolução suficiente para captá-las.

Embora a MSC1210-DAQ-EVM possua capacidade para obter esses sinais, no segundo teste, ao tentar identificar a onda Alpha por meio do eletrodo Fp1 (posicionado no córtex frontal), comprovou-se o efeito de movimento dos olhos sobre o sinal e a necessidade de um processamento mais adequado para identificar a onda adequadamente, retirando as interferências e sinais indesejados. Este fato confirma as dificuldades previamente identificadas na literatura, em relação a aquisição e filtragem dos sinais, captados pelos eletrodos de eletroencefalografia para determinar quando e como a prótese deve realizar seus movimentos.

4.5.3 Considerações Preliminares

O resultado obtido, referente ao protótipo de braço, demonstrou-se satisfatório uma vez que cumpriu adequadamente com os requisitos relacionados aos aspectos estéticos e funcionais. Ficou também comprovado a capacidade do *headset* de EEG em captar sinais em amplitudes e frequências suficientes para adquirir as ondas cerebrais. Por fim, pôde-se distinguir as principais dificuldades referentes a aquisição e interpretação do comportamento das ondas, o que será o principal problema para a integração dos sistemas, no qual deverão ser identificadas técnicas, métodos e ferramentas para solucionar tal obstáculo.

5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

A criação de próteses cada vez mais avançadas é um fator fundamental para que pessoas portadoras de alguma deficiência motora possam voltar a realizar as tarefas do cotidiano e, quando bem desenvolvidas, ampliam suas funcionalidades e conseqüentemente sua aceitação.

Encontrar próteses com essa complexidade, tendo diversas funcionalidades que atendam todos os tipos de pessoas portadoras de deficiência motora relacionada ao membro superior, principalmente para aquelas que possuem uma deficiência mais severa que não conseguem se beneficiar das próteses existentes em razão de limitações em seu funcionamento, é um grande problema para estes indivíduos. Dessa forma, diante desta constatação, justifica-se o desenvolvimento de uma prótese de membro superior controlada por EEG que possa suprir tais necessidades, trazendo benefícios a seus usuários.

O estudo das tecnologias de próteses de braço e das interfaces cérebro-computador, associado ao conhecimento adquirido na área da engenharia mecatrônica, foram fatores essenciais para o desenvolvimento adequado de um protótipo capaz de ser utilizado em uma aplicação de sistema BCI, baseado em EEG.

Neste viés, o primeiro objetivo específico foi buscar uma melhor compreensão sobre as tecnologias das próteses de membros superiores, a qual favoreceu no levantamento das suas principais características que foram adotadas como critérios de avaliação das alternativas para a escolha do modelo de braço e seus componentes.

Em consonância com as informações levantadas sobre as próteses, o segundo objetivo específico, teve como alvo o estudo das interfaces cérebro-computador, contribuindo com o desenvolvimento do protótipo de EEG, ao compreender os princípios fundamentais dos sistemas BCI e os componentes necessários para esta aplicação.

Com o desfecho dos objetivos anteriores, tornou-se possível a construção dos protótipos e a seleção dos componentes eletrônicos e eletromecânicos, que através da análise dos resultados, validou o funcionamento do protótipo do braço, contemplando o terceiro objetivo da pesquisa. Assim como o protótipo de braço, o *headset* de EEG com os componentes utilizados, demonstrou-se mais apropriado para a aplicação em questão, visto possuir uma adequada capacidade de aquisição

de sinais de EEG e de comunicação com periféricos, possibilitando a integração ao braço. Além disso, comprovou-se por meio dos testes realizados que as principais dificuldades, encontram-se na aquisição, processamento e classificação dos sinais, desafios determinantes para a integração entre a EEG e o acionamento do braço. Todavia, por mais que este obstáculo tenha sido identificado, a resolução deste não faz parte do escopo do presente trabalho.

Diante deste cenário, verifica-se que o objetivo geral da presente pesquisa foi alcançado, visto que, o estudo das próteses e das BCIs, proporcionaram o conhecimento necessário para o desenvolvimento dos protótipos que demonstraram resultados satisfatórios, vislumbrando a integração dos sistemas de forma a possibilitar, futuramente, o controle efetivo do braço por sinais de EEG.

Neste contexto, abrem-se oportunidades a serem implementadas em novos trabalhos, como por exemplo a realização de pesquisas voltadas ao condicionamento dos sinais e a avaliação dos princípios de decodificação, no intuito de interpretar os sinais relacionados aos movimentos, ou a imaginação destes, e assim, aplicar efetivamente a integração. Por este motivo, o assunto aqui abordado não tem a mínima pretensão em ser conclusivo, mas sim, em despertar especialmente nos pesquisadores, interessados tanto na área da neurociência quanto na engenharia mecatrônica, um observar diferenciado embasado na multidisciplinaridade de forma a contribuir no estudo e aperfeiçoamento das próteses para as pessoas portadoras de deficiências motoras.

REFERÊNCIAS

AIRES, M. de M. *Fisiologia*. 3ª edição. Rio de Janeiro: G Koogan, 2008.

AMAVC. **Entendendo o funcionamento do cérebro**. 2015. Disponível em: <<https://amavc.com.br/entendendo-o-funcionamento-do-cerebro/>>. Acesso em: 08 out. 2019.

ARDUINO. **Arduino IDE**. 2019. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Main/Software>>. Acesso em: 17 nov. 2019.

ARDUINO. **Arduino Mega 2560 Rev3**. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/mega-2560-r3>>. Acesso em: 04 nov. 2019.

AULADEANATOMIA. **Telencéfalo**. 2001. Disponível em: <<https://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-nervoso/telencefalo/>>. Acesso em: 08 out. 2019.

BARBOSA, A. O. G. **Controle de um manipulador robótico através de uma interface cérebro máquina não-invasiva com aprendizagem mútua**. p. 42–50, 2010.

BAIRD, James. **Visão geral das próteses de membros**. 2015. Disponível em: <<https://www.msmanuals.com/pt-br/profissional/t%C3%B3picos-especiais/pr%C3%B3teses-de-membros/vis%C3%A3o-geral-das-pr%C3%B3teses-de-membros#>>. Acesso em: 16 ago. 2019.

BARRADAS, I. **Eletroencefalograma no controlo de sistemas biônicos**, [s.d.].

BETA LAYOUT. **Arduino Mega Sensor Shield for digital analog module & servos**. Disponível em: <https://uk.beta-layout.com/estore/order_product_details.html?p=385>. Acesso em: 05 nov. 2019.

BEYROUTHY, T. et al. EEG Mind Controlled Smart Prosthetic Arm – A Comprehensive Study. **Advances in Science, Technology and Engineering Systems Journal**, v. 2, n. 3, p. 891–899, 2017.

BLOHMKE, Fritz. **Compêndio Otto Bock: Próteses para o membro Superior**. Berlin: Schiele & Schön, 1994.

BRAIN SUPPORT. **Wet, dry, active and passive electrodes. What are they, and what to choose?** 2019. Disponível em: <<https://www.brainlatam.com/blog/wet-dry-active-and-passive-electrodes.-what-are-they-and-what-to-choose-413>>. Acesso em: 27 out. 2019.

CAMARGO, D. R. DE. **Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores**, 2003.

CENSO, I.B.G.E. Disponível em: <https://www2.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/resultados_preliminares_amostra/default_resultados_preliminares_amostra.shtm>. Acesso em: 31/07/2019.

CHILDRESS, D. S.; PH, D. Historical Aspects of Powered Limb Prostheses. **Clinical prosthetics and orthotics**, v. 9, n. 1, p. 2–13, 1985.

CHRISTOPH, G. et al. “**Prosthetic Control by an EEG-based Brain-Computer Interface (BCI).**” AAATE 5th European Conference for the Advancement of Assistive Technology, p. 2–7, 1999.

COOLEY, Sterling. **Designs**. 2018. Disponível em: <<https://www.thingiverse.com/percymate/designs>>. Acesso em: 04 nov. 2019.

CUNHA, F. L. DA. **São Carlos hand, a multifunction upper limb prosthesis: a study of the mechanisms, actuators and sensors**, 2002.

DASSAULT SYSTÈMES S.A.. **SolidWorks**. 2019. Disponível em: <<https://www.3ds.com/products-services/solidworks/>>. Acesso em: 17 nov. 2019.

FACHIN, Odília. **Fundamentos de Metodologia**. 5ª Ed. São Paulo: Saraiva, 2006.

FADERS (Rio Grande do Sul). **Órteses e Próteses**. Disponível em: <<http://www.faders.rs.gov.br/servicos/3/9/14>>. Acesso em: 13 set. 2019.

FEULO, G. **Interfaces cérebro-computador através de Eletroencefalograma**, 2013. Disponível em: <http://compmus.ime.usp.br/sites/ime.usp.br.compmus/files/seminario_bci.pdf>

GIL, Antônio Carlos. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 3ª Ed. São Paulo: Atlas, 1991.

GODÓI, A. C. B. DE. **Detecção de potenciais evocados p300 para ativação de uma interface cérebro-máquina detecção de potenciais evocados p300 para ativação de uma interface cérebro-máquina**, 2010.

GROSS, Ryan. **Humanoid Robotic Hand**. 2017. Disponível em: <<https://www.thingiverse.com/thing:2269115>>. Acesso em: 21 out. 2019.

G1 (São Paulo). **Dedão de múmia pode ser prótese mais antiga do mundo**. 2012. Disponível em: <<http://g1.globo.com/ciencia-e-saude/noticia/2012/10/dedao-de-mumia-pode-ser-protese-mais-antiga-do-mundo-diz-estudo.html>>. Acesso em: 20 ago. 2019.

HEGENBERG, Leônidas. Etapas da investigação científica, v. 2: leis, teorias, método. São Paulo: Editora USP, 1976.

HOBBYKING. **HobbyKing™ Coreless Digital HV/MG/BB Servo 11.5kg / 0.17sec / 66.4g**. Disponível em: <https://hobbyking.com/en_us/hobbykingtm-coreless-digital-hv-mg-bb-servo-20kg-0-16sec-66g.html>. Acesso em: 22 out. 2019.

IFSC, Engenharia Mecatrônica. **Instituto Federal de Santa Catarina**. Disponível em: <<http://sites.florianopolis.ifsc.edu.br/engmecatronica/o-curso/>> Acesso em: 02/08/2019.

INMOOV. **Hand and Forarm**. Disponível em: <<http://inmoov.fr/hand-and-forarm/>>. Acesso em: 21 out. 2019.

ISD, Simpósio de neuroengenharia. **Instituto Santos Dumont** 2018. Disponível em: <<http://www.institutosantosdumont.org.br/simposio-neuroengenharia/>>. Acesso em 03/08/2019

INVENÇÕES BRASILEIRAS. **Mão de São Carlos**. 2003. Disponível em: <<http://www.invencoesbrasileiras.com.br/mao-de-sao-carlos/>>. Acesso em: 03 out. 2019.

JORDAN, Arthur. **EEG Earclip Electrode**. 2016. Disponível em: <<https://www.thingiverse.com/thing:1648317>>. Acesso em: 30 out. 2019.

JÚNIOR, W. C. **Controle de cadeira de rodas motorizada através de EEG e acelerômetro**, 2018.

K, Andrea. **Controle da Motricidade**. 2016. Disponível em: <<https://slideplayer.com.br/slide/9507733/>>. Acesso em: 09 out. 2019.

KEIL. **µVision IDE**. 2019. Disponível em: <<http://www2.keil.com/mdk5/uvision/>>. Acesso em: 17 nov. 2019.

KOTTKE, F. J.; LEHMANN, J. F (ed.). **Tratado de Medicina Física e Reabilitação de Krusen**, v.2. 4.ed. São Paulo: Manole, 1994.

KOUDELKOVÁ, Z.; STRMISKA, M. Introduction to the identification of brain waves based on their frequency. **MATEC Web of Conferences**, v. 210, p. 1–4, 2018.

LEBEDEV, M. A.; NICOLELIS, M. A. L. Brain-machine interfaces: past, present and future. **Trends in Neurosciences**, v. 29, n. 9, p. 536–546, 2006.

LEBEDEV, M. A.; NICOLELIS, M. A. L. Brain-machine interfaces: From basic science to neuroprostheses and neurorehabilitation. **Physiological Reviews**, v. 97, n. 2, p. 767–837, 2017.

LEUTHARDT, E. C. et al. Evolution of brain-computer interfaces: Going beyond classic motor physiology. **Neurosurgical Focus**, v. 27, n. 1, p. 1–21, 2009.

MACHADO, S. et al. Interface cérebro-computador: Novas perspectivas para a reabilitação. **Revista Neurociencias**, v. 17, n. 4, p. 329–335, 2009.

MADEIRA, P. H. DE A. **Aplicação do estudo da interface homem máquina em cadeiras de rodas motorizadas aplicação do estudo da interface homem máquina em cadeiras de rodas motorizadas**, 2008.

MARCONI, Marina de Andrade e LAKATOS, **Técnicas de Pesquisa: planejamento e execução de pesquisas, amostragens e técnicas de pesquisa, elaboração, análise e interpretação de dados**. 5ª Ed. São Paulo: Atlas, 2002.

MENG, J. et al. Noninvasive Electroencephalogram Based Control of a Robotic Arm for Reach and Grasp Tasks. **Scientific Reports**, v. 6, n. December, p. 1–15, 2016.

MUSSATTO, G. G. Perspectivas e Potencialidades da Interface. v. 13, p. 51–56, 2014.

NORTON, K. A brief History of Prosthetics. **InMotion**, v. 17, n. 7, p. 1–3, 2007.

OPENBCI. **Ultracortex Mark IV**. 2016. Disponível em: <<https://docs.openbci.com/docs/04AddOns/01-Headwear/MarkIV>>. Acesso em: 30 out. 2019.

OPEN BIONICS. **ADA V1.1 Assembly Instructions**. 2016. Disponível em: <<https://openbionicslabs.com/obtutorials/ada-v1-assembly>>. Acesso em: 21 out. 2019.

RAMZAN, Q.; SHIDLOVSKIY, S. Evolution of the Brain Computing Interface (BCI) and Proposed Electroencephalography (EEG) Signals Based Authentication Model. **MATEC Web of Conferences**, v. 155, p. 1–8, 2018.

SAUNDERS, M; LEWIS, P.; THORNHILL, A. **Employee Relations: Understanding the employment relationship**. Londres: Prentice Hall, 2003.

SHIMOSAKAI, Ricardo. **Avançada mão biônica mioelétrica devolve todos os movimentos para amputados das mãos**. 2014. Disponível em: <<https://turismoadaptado.com.br/avancada-mao-bionica-mioeletrica-devolve-todos-os-movimentos-para-amputados-das-maos/>>. Acesso em: 23 set. 2019.

SILVA, C. D. **Processamento de sinais de eeg para classificação de tarefas motoras em sistemas de interface cérebro-máquina**. p. 191, 2017.

SILVA, Edna Lúcia da. **Metodologia da pesquisa e elaboração de dissertação**. 3ª. Ed. rev. atual. Florianópolis: Laboratório de Ensino a Distância da UFSC, 2001.

SIMPLIFY3D. **Simplify3D**. 2019. Disponível em: <<https://www.simplify3d.com/blog/>>. Acesso em: 17 nov. 2019.

TARANTOLA, Andrew. **Esta prótese de mão poderia ser do Exterminador do Futuro**. 2012. Disponível em: <<https://gizmodo.uol.com.br/protese-bebionic-fibra-carbono/>>. Acesso em: 03 out. 2019.

TEXAS INSTRUMENTS. **MCS1210-DAQ-EVM Users Guide and Examples**. 2002.

THOMAZONI, L. **Análise e implementação de protótipo de mão robótica**, 2015.

TOCCI, R. J.; WIDMER, N. S.; MOSS, G. L. **Sistemas digitais: princípios e aplicações**. 11. ed. São Paulo: Pearson, 2011.

TONISSI, I.; CUTOVOI, M. **Aplicação do método pugh para a sistematização do pdp na cadeia de suprimentos numa empresa do segmento automotivo**. 2013.

TOWERPRO. **MG996R**. Disponível em: <<http://www.towerpro.com.tw/product/mg996r/>>. Acesso em: 22 out. 2019.

TRANS CRANIAL TECHNOLOGIES LTD. 10 / 20 System Positioning. **Gloucester Road**, n. 2410, p. 77–79, 2012.

TROPEA, Peppino et al. **Giuliano Vanghetti and the innovation of “cineplastic operations”**. 2017. Disponível em: <<https://n.neurology.org/content/89/15/1627>>. Acesso em: 11 set. 2019.

VON MECHEL, Christian. **Berlichingen Eiserne Hand**. 2017. Disponível em: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Berlichingen_Eiserne_Hand_1.jpg>. Acesso em: 03 out. 2019.

WEIR, RF. A Century of the Sauerbruch-Lebsche-Vanghetti Muscle Cineplasty: The U. S. Experience. **9th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics (ISPO)**, v. 7, n. 4, p. 198–199, 1998.

WIKIMEDIA COMMONS. **Sauerbrucharm mit Hühnerhand**. 2014. Disponível em: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Sauerbrucharm_mit_H%C3%BCfnerhand.JPG>. Acesso em: 03 out. 2019.

WIKIMEDIA COMMONS. **Pneumatic artificial muscle**. 2015. Disponível em: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Pneumatic_artificial_muscle.jpg>. Acesso em: 03 out. 2019.

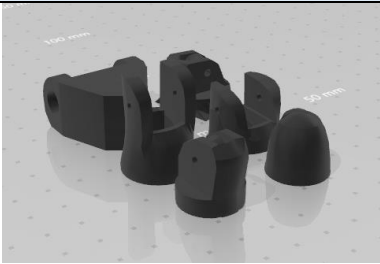
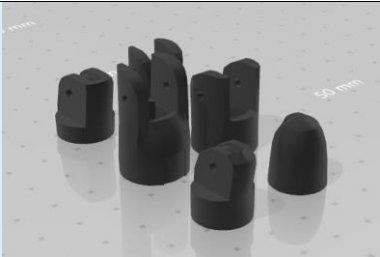
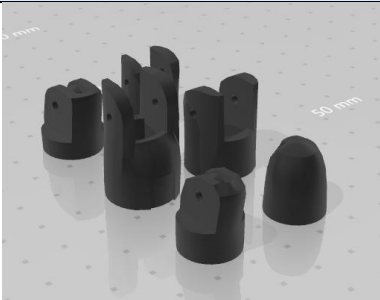
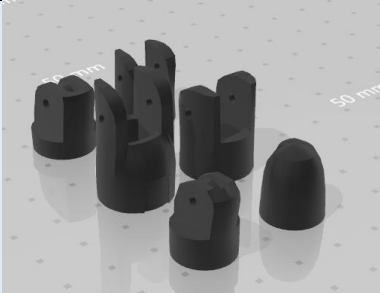
WIKIMEDIA COMMONS. **Eiserne Hand Pare**. 2015. Disponível em: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Eiserne_Hand_Pare.jpg>. Acesso em: 03 out. 2019.

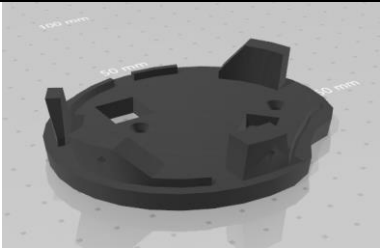
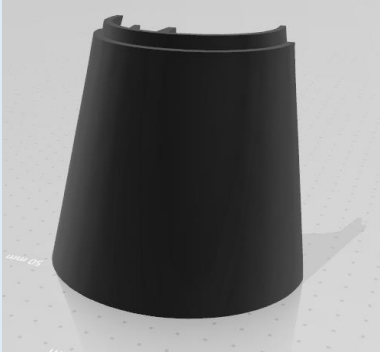
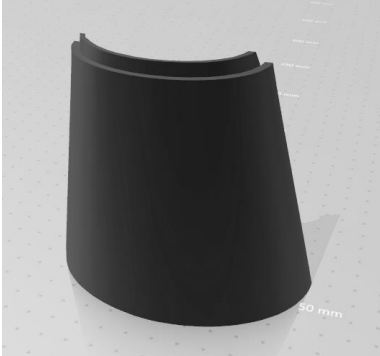
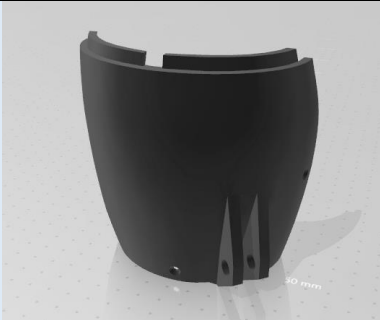
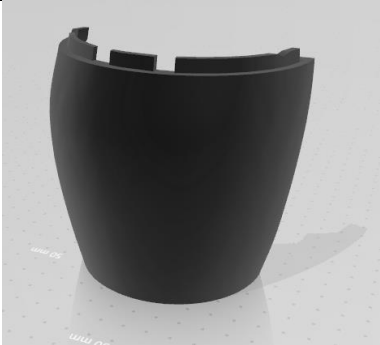
WOOD, Matt. **Neuroscience researchers receive \$3.4 million NIH grant to develop brain-controlled prosthetic limbs**. 2018. Disponível em: <<https://www.uchicagomedicine.org/forefront/neurosciences-articles/2018/october/neuroscience-researchers-receive-grant-to-develop-brain-controlled-prosthetic-limbs>>. Acesso em: 24 set. 2019.

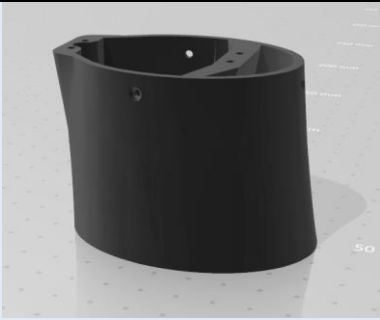
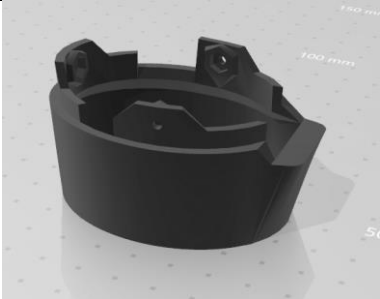
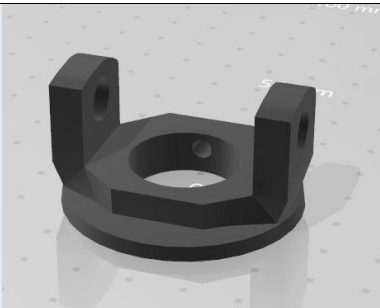
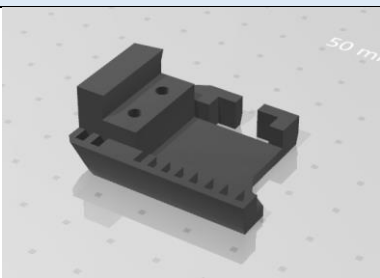
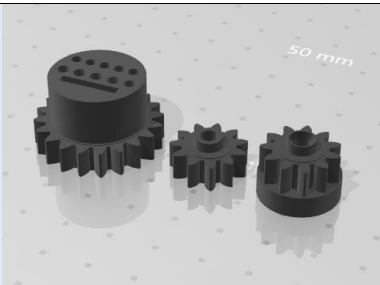
WORLD HEALTH ORGANIZATION, **World report on disability**, Geneva, Switzerland, 2011.

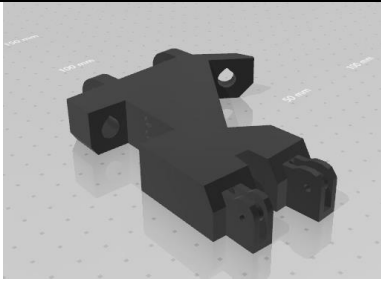
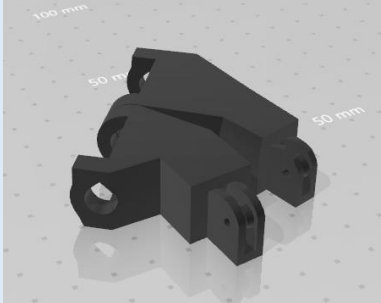
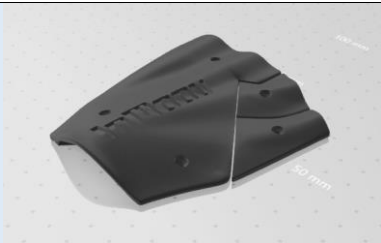
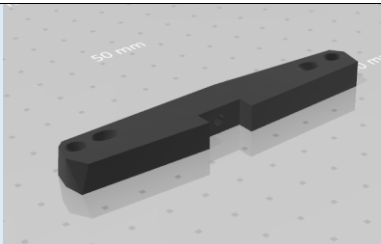
ZUO. K. J.; OLSON, J. L. The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation. **Canadian Journal of Plastic Surgery**, v. 22, n. 1, p. 44–51, 2014.

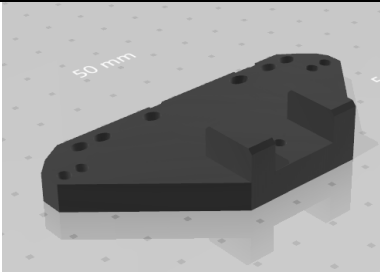
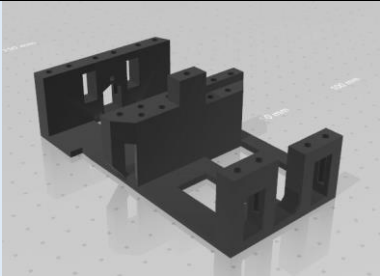
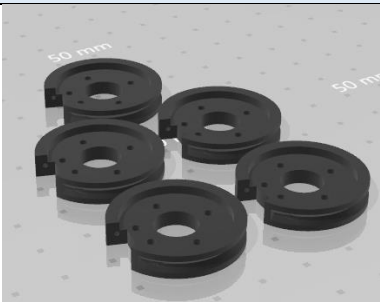
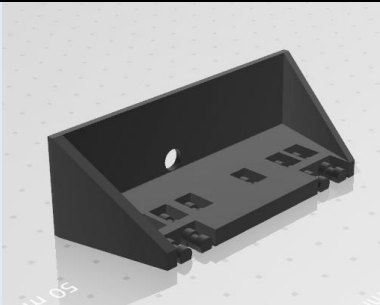
APÊNDICE A – Tabela de peças 3D do protótipo do braço

Arquivo	Peça
Auriculaire3	
thumb5	
Index3	
Majeure3	
ringfinger3	

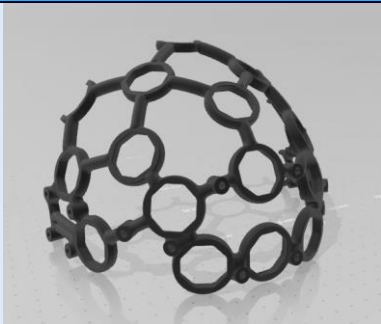
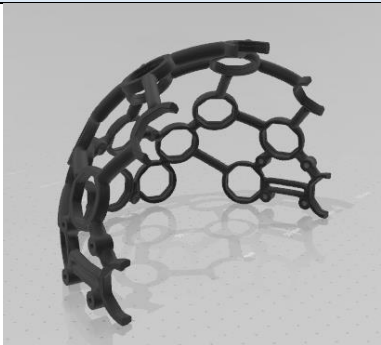
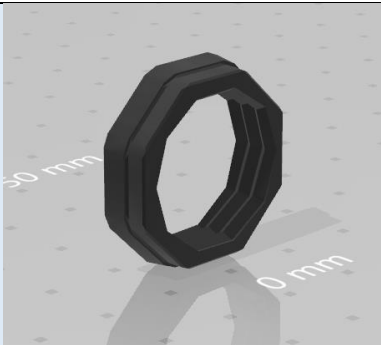
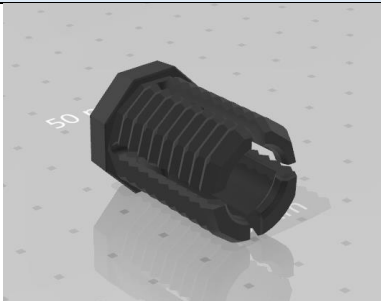
robcap3V2			
robpart2V4			
robpart3V4			
robpart4V4			
robpart5V4			

RotaWrist1V4			
RotaWrist2V3			
RotaWrist3V3			
CableHolderWristV5			
WristGearsV5			

WristlargeV4			
WristsmallV4			
Bolt_entretoise7			
topsurface6			
coverfinger1			
RobCableBackV3			

RobCableFrontV3			
RobServoBedV6			
servo-pulleyX5			
TensionerRightV1			

APÊNDICE B - Tabela de peças 3D do protótipo de EEG

Arquivo	Peça	
M4_Medium_Front		
M4_Medium_Back		
M4_Hardware_insert_tight		
M4_Hardware_10_Octabolt_update		
M4_Hardware_09_Eholder		

Comfy_Insert	
earclip_counterpart	
earclip	

APÊNDICE C - Código de teste de gestos do protótipo de braço

```
#include <Servo.h>

Servo minimo;
Servo anelar;
Servo medio;
Servo indicador;
Servo polegar;
Servo punho;
char gesto = '1';

void setup() {
  Serial.begin(9600);

  punho.attach(6);
  minimo.attach(7);
  anelar.attach(8);
  medio.attach(9);
  indicador.attach(10);
  polegar.attach(11);

  punho.write(90);
  minimo.write(30);
  anelar.write(0);
  medio.write(0);
  indicador.write(0);
  polegar.write(0);
  delay(15);
}

void loop() {
  if (Serial.available()){
    gesto = Serial.read();
    Serial.println(gesto);
    delay(10);
    switch (gesto) {
      case '1': // Mão aberta
        Serial.write("Mão aberta\n");
        minimo.write(30);
        anelar.write(0);
        medio.write(0);
        indicador.write(0);
        polegar.write(0);
        delay(15);
        break;
      case '2': // Mão fechada
        Serial.write("Mão fechada\n");
        minimo.write(160);
```

```
    anelar.write(160);
    medio.write(160);
    indicador.write(160);
    polegar.write(100);
    delay(15);
    break;
case '3': // Joinha
    Serial.write("Joinha\n");
    minimo.write(160);
    anelar.write(160);
    medio.write(160);
    indicador.write(160);
    polegar.write(0);
    delay(15);
    break;
case '4': // Rock'n'Roll
    Serial.write("Rock'n'Roll\n");
    minimo.write(30);
    anelar.write(160);
    medio.write(160);
    indicador.write(0);
    polegar.write(100);
    delay(15);
    break;
case '5': // Spider-man
    Serial.write("Spider-man\n");
    minimo.write(30);
    anelar.write(160);
    medio.write(160);
    indicador.write(0);
    polegar.write(0);
    delay(15);
    break;
case '6': // Hang Loose
    Serial.write("Hang Loose\n");
    minimo.write(30);
    anelar.write(160);
    medio.write(160);
    indicador.write(160);
    polegar.write(0);
    delay(15);
    break;
case '7': // Paz
    Serial.write("Paz\n");
    minimo.write(160);
    anelar.write(160);
    medio.write(0);
    indicador.write(0);
    polegar.write(100);
    delay(15);
```

```

    break;
case '8': // Ponta dos dedos
    Serial.write("Ponta dos dedos\n");
    minimo.write(30);
    anelar.write(10);
    medio.write(0);
    indicador.write(110);
    polegar.write(105);
    delay(2000);
    indicador.write(0);
    polegar.write(0);
    delay(500);
    medio.write(105);
    polegar.write(110);
    delay(2000);
    medio.write(0);
    polegar.write(0);
    delay(500);
    anelar.write(160);
    polegar.write(120);
    delay(2000);
    anelar.write(0);
    polegar.write(0);
    delay(500);
    minimo.write(160);
    polegar.write(120);
    delay(2000);
    minimo.write(30);
    anelar.write(10);
    medio.write(0);
    indicador.write(0);
    polegar.write(0);
    delay(15);
    break;
case '9': // Pinça 3 dedos
    Serial.write("Pinça 3 dedos\n");
    minimo.write(30);
    anelar.write(10);
    medio.write(100);
    indicador.write(90);
    polegar.write(105);
    delay(15);
    break;
case '0': // Garra palmar
    Serial.write("Garra palmar\n");
    minimo.write(100);
    anelar.write(90);
    medio.write(85);
    indicador.write(80);
    polegar.write(105);

```

```
    delay(15);
    break;
case 'a': // Garra em gancho
    Serial.write("Garra em gancho\n");
    minimo.write(90);
    anelar.write(80);
    medio.write(75);
    indicador.write(80);
    polegar.write(100);
    delay(15);
    break;
case 'b': // Indicador
    Serial.write("Indicador\n");
    minimo.write(160);
    anelar.write(160);
    medio.write(160);
    indicador.write(0);
    polegar.write(100);
    delay(15);
    break;
case 'c': // Rotação de punho
    Serial.write("Rotação de punho\n");
    punho.write(90);
    delay(15);
    punho.write(0);
    delay(500);
    punho.write(180);
    delay(500);
    punho.write(90);
    delay(15);
    break;
}
}
```