



**Universidade de Brasília
Faculdade do Gama**

**Interface Miocinética Para Aquisição de Dados
de Ações Motoras do Antebraço**

Euler Torres Feitosa

PROJETO FINAL DE CURSO
ENGENHARIA ELETRÔNICA

Brasília
2023

**Universidade de Brasília
Faculdade do Gama**

**Interface Miocinética Para Aquisição de Dados
de Ações Motoras do Antebraço**

Euler Torres Feitosa

Trabalho de Conclusão de Curso submetido
como requisito parcial para obtenção do grau
de Engenheiro Eletrônico

Orientador: Prof. Dr. Daniel Mauricio Muñoz Arboleda

Brasília
2023

F769i Feitosa, Euler Torres.
Interface Miocinética Para Aquisição de Dados de Ações Motoras do Antebraço / Euler Torres Feitosa; orientador Daniel Mauricio Muñoz Arboleda. -- Brasília, 2023.
58 p.

Projeto Final de Curso (Engenharia Eletrônica) -- Universidade de Brasília, 2023.

1. Mão Robótica. 2. Placa de Circuito Impresso. 3. Sensores Magnéticos. 4. FPGA. I. Arboleda, Daniel Mauricio Muñoz, orient. II. Título

**Universidade de Brasília
Faculdade do Gama**

**Interface Miocinética Para Aquisição de Dados de Ações
Motoras do Antebraço**

Euler Torres Feitosa

Trabalho de Conclusão de Curso submetido
como requisito parcial para obtenção do grau
de Engenheiro Eletrônico

Trabalho aprovado. Brasília, 19 de Dezembro de 2023:

**Prof. Dr. Daniel Mauricio Muñoz
Arboleda, UnB/FGA**
Orientador

**Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso
Rodrigues Mendes, UnB/FGA**
Examinador interno

**Prof. Dr. Carlos Eduardo da Silva Santos,
IFTO**
Examinador externo

Brasília
2023

*Este trabalho é dedicado ao futuro
que sonhamos e almejamos construir*

Agradecimentos

Agradeço a minha família, que sem exitar sempre sacrificou o que tinham e até o que ainda não tinham para me fornecer a liberdade de seguir meus sonhos. Em especial a minha mãe Adriana Feitosa, que junto ao meu pai Valdir Feitosa nunca deixaram de prover aos filhos todo apoio e carinho necessário para serem felizes durante a longa jornada da vida. Essas pessoas sempre serão minha inspiração e modelos de como superar as muitas dificuldades que estarão por vir.

Agradeço também ao Prof. Dr. Daniel Muñoz, que me lecionou, orientou e inspirou a ser um engenheiro capaz de realizar aquilo que eu sempre almejei alcançar desde a infância, que é possuir a capacidade de mudar e inspirar as pessoas através do meu trabalho. Ao longo da minha graduação e das pesquisas realizadas junto ao professor e ao meus colegas ficou claro que, a engenharia tem como propósito servir ao humano através das máquinas, que o conhecimento está aplicado diretamente no dia a dia de cada pessoa. Foi esse mesmo conhecimento que me inspirou quando criança e hoje retribuo às futuras gerações.

Por fim, agradeço a minha parceira Sophia Anjos, que esteve sempre esteve ao meu lado durante os momentos mais desafiadores da minha graduação e dos ambiciosos projetos. Através da engenharia sonhamos alto, trabalhamos arduamente e comemoramos diversas conquistas. O apoio mútuo possibilitou vivenciarmos marcos, que hoje fazem parte da minha história.

*“You the people have the power,
the power to create machines,
the power to create happiness.
You the people have the power,
to make this life free and beautiful,
to make this life a wonderful adventure.”
(Charlie Chaplin)*

Resumo

Este trabalho apresenta uma Interface Miocinética, que tem como objetivo possibilitar o desenvolvimento do sistema de controle de próteses de mão robótica através da detecção do fluxo magnético de pequenos ímãs, que são deslocados de forma a simular os movimentos dos músculos externos do antebraço de uma pessoa amputada. Além de possibilitar testes sem a necessidade de procedimentos clínicos em pessoas reais, esta pesquisa contribuiu e avançou nos estudos do desenvolvimento da mão robótica UnBHand da Universidade de Brasília. A interface é capaz de fornecer dados sobre o campo magnético de pequenos ímãs, que se deslocam em distâncias conhecidas, através do efeito hall captado por sensores magnéticos LIS3MDL.

A proposta desenvolvida é composta por uma maquete, que abriga os componentes mecânicos e eletrônicos responsáveis por simular o movimento de ímãs de neodímio. Através de quatro placas de circuito impresso, com 16 sensores magnéticos cada, os dados são adquiridos e transmitidos para uma quinta placa, que por sua vez realiza o controle dos atuadores, do fluxo de dados e da sincronização das amostragens. Cada placa possui um microcontrolador ESP32 embarcado, que realiza a leitura e é capaz de transmitir para as outras placas. A placa principal tem como objetivo ser integrada futuramente a uma FPGA, que por sua vez contém o algoritmo de aprendizagem de máquina para estimação das posições dos ímãs, já desenvolvido e validado em trabalhos anteriores. A FPGA possui também todos os sistemas para o controle da mão robótica UnBHand.

A maquete desenvolvida teve seus mecanismos validados em bancada e se mostrou extremamente versátil e de fácil replicabilidade. Em vista que ela permita o deslocamento do ímã em diferentes posições, orientações e distâncias de forma controlada. As placas de circuito impresso desenvolvidas apresentaram o desempenho esperado, ao serem capazes de realizar a leitura de 16 sensores (cada placa) e transmiti-los via protocolo SPI para uma quinta placa.

Palavras-chave: Mão Robótica. Placa de Circuito Impresso. Sensores Magnéticos. FPGA.

Abstract

This work presents a Myokinetic Interface, which aims to enable the development of a control system for robotic hand prostheses through the detection of the magnetic flux of small magnets, which are displaced to simulate the movements of the external muscles of the forearm of an amputated person. In addition to allowing tests without the need for clinical procedures on real people, this research contributed to and advanced the studies of the development of the UnBHand robotic hand from the University of Brasília. The interface is capable of providing data on the magnetic field of small magnets, which move at known distances, through the Hall effect captured by LIS3MDL magnetic sensors.

The developed proposal consists of a model, which houses the mechanical and electronic components responsible for simulating the movement of neodymium magnets. Through four printed circuit boards, each with 16 magnetic sensors, data is acquired and transmitted to a fifth board, which in turn controls the actuators, data flow, and synchronization of sampling. Each board has an embedded ESP32 microcontroller, which performs the reading and is capable of transmitting to the other boards. The main board aims to be integrated in the future with an FPGA, which contains the machine learning algorithm for estimating the positions of the magnets, already developed and validated in previous works. The FPGA also has all the systems for controlling the UnBHand robotic hand.

The developed model had its mechanisms validated on a test bench and proved to be extremely versatile and easily replicable. Considering that it allows the displacement of the magnet in different positions, orientations, and distances in a controlled manner. The developed printed circuit boards showed the expected performance, being able to read 16 sensors (each board) and transmit them via SPI protocol to a fifth board.

Keywords: Robotic Hand. Printed Circuit Board. Magnetic Sensors. FPGA.

Lista de ilustrações

Figura 2.1 – Medida do potencial de membrana da fibra nervosa usando um microeletrodo. O eletrodo de prata é inserido em um meio com potencial elétrico de carga negativa (maior presença de elétrons) enquanto o outro eletrodo é inserido na superfície com potencial positivo. Assim a leitura da diferença de potencial é captada e mostrada pelo indicador.	21
Figura 2.2 – Estágios de um circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos. O sinal é primeiramente amplificado, para compensar sua baixa magnitude. Posteriormente é filtrado para diminuir os ruídos presentes. Por fim é digitalizado, onde é transformado em um sinal discreto, digital.	21
Figura 2.3 – Esquemático do Caminho do sinal. Pensamento do movimento (1). Criação impulso pelo nervo (2). Contração muscular (3). Sinal EMG produzido registrado, retificado e integrado no IMES (4). Transferência de energia e dados por telemetria (5). Pré-processamento (6). Envio dos dados à prótese (7). Realização do movimento (8).	22
Figura 2.4 – Desenho esquemático do IMES, que contém a disposição seus principais componentes e suas respectivas ligas metálicas. O corpo cerâmico é envolto em suas extremidades com dois eletrodos de titânio.	23
Figura 2.5 – Diferentes interfaces invasivas do Sistema Nervoso Periférico (PNS) de acordo com suas propriedades em termos de seletividade e invasividade. Quanto maior a seletividade do método, maior a invasividade	24
Figura 2.6 – Esquema de um SQUID de corrente contínua de baixa temperatura com bobina de entrada integrada. As duas junções Josephson estão no canto inferior esquerdo e são polarizadas com uma corrente I_b	25
Figura 2.7 – SQUID corrente contínua. (a) Esquemático. (b) Características I-V. (c) V versus $\phi = \phi_0$ a uma corrente de polarização constante I_b	25
Figura 2.8 – Os principais Efeitos Hall conhecidos e o ano de sua publicação. Efeito Hall Original (OHE), 1879. Aqui são mostrados as forças envolvidas ao separar as cargas positivas e negativas por uma tensão elétrica.	26
Figura 2.9 – Protocolo de escrita/leitura SPI no modo 4-fios. CS (Chip Select) dá início a comunicação, SPC (Clock) sincroniza os circuitos, SDI (Entrada do dispositivo escravo) são os dados enviados do mestre e SDO (Saída do dispositivo escravo) é o retorno dos dados.	27
Figura 2.10 – Protocolo de leitura SPI no modo 3-fios. Em que SDI e SDO atuam no mesmo fio.	27

Figura 2.11–O modelo replicou os movimentos de 17 graus de liberdade da mão e do pulso, com 17 fios. As placas de sensores (na figura apenas uma está a mostra) são dispostas em volta dos fios que abrigam os sensores e imitam os movimentos dos músculos.	30
Figura 2.12–Sistema físico usado no teste de controle. Quatro placas personalizadas (total de 128 sensores). Os ímãs se encontram numa configuração estática em uma estrutura impressa em 3D com um padrão em zigue-zague. . .	31
Figura 3.13–Visão geral da integração dos subsistemas presentes no projeto. A mão robótica UnBHand à direita é conectada e controlada diretamente por uma FPGA. A interface miocinética, representada pela maquete, fornecerá dados brutos sobre o campo magnético dos ímãs deslocados à FPGA para o processamento. A interface possibilita também o acesso à estes dados sem fio, via bluetooth ou Wi-Fi, para verificação de conformidade através de outros métodos de estimação que podem ser futuramente implementados	33
Figura 3.14–Neste esquemático detalhado. Temos a integração das quatro placas de aquisição de dados, que contem os sensores, com a placa principal. Essa tem a função do controle de fluxo de dados, sincronização da amostragem dos sensores e controle e alimentação dos servos atuadores. Por fim, os dados são ligados a FPGA. Toda comunicação feita no protocolo SPI . .	35
Figura 3.15–Mapa de bits da transmissão entre a placa principal e a FPGA. Neste mapa, os dados adquiridos de todas as placas de aquisição estão organizados na parte azul, começando pelos 6 bytes do primeiro sensor da primeira placa até o 64º sensor. O bit 0 informa se a operação é de leitura ou escrita por parte do mestre (Placa principal), o bit1 informa que o endereço é incrementado em 1 a cada dado subsequente, os bits 2 a 7 informam o primeiro endereço, os bits 8 a 776 são os dados brutos de todos os eixos de todos os sensores.	36
Figura 4.16–Vista por perspectiva cavaleira do protótipo da primeira maquete, utilizada para validar as soluções propostas iniciais e auxiliar na análise de dimensão da bancada. Aqui estão dispostos três servo motores no topo, que puxam os fios de nylon que passam pelas frestas, roldanas e vão até os carretéis na parte inferior direita da imagem	38
Figura 4.17–Vista seccionada do protótipo da maquete. Aqui é ilustrado o caminho do fio de nylon que se inicia no servo motor (fixo em sua haste), passa pela primeira roldana com altura selecionável em direção á segunda roldana e, por fim, é enrolado no carretel que ajusta a firmeza do fio no sistema e serve como medida graduada da distância percorrida pelo ímã.	39
Figura 4.18–Protótipo dos mecanismos a serem utilizados.	39

Figura 4.19–Primeiro protótipo da maquete construída, onde comporta-se o servo motor em cima, uma protoboard no meio com dois sensores LIS3MDL comerciais conectados a uma placa ESP32-DEV-KIT, que por sua vez também controla o servo motor. Há um ímã de neodímio de 1mm de altura e raio de 1mm colado em cima dos sensores com cola quente. O analisador lógico não está presente na figura	40
Figura 4.20–Vista superior da bancada de teste protótipo. O espaçamento entre os sensores LIS3MDL é de aproximadamente 9mm. Este espaçamento foi escolhido para testar a saturação e alcance de detecção dos ímãs comumente utilizado neste tipo de configuração matricial.	41
Figura 4.21–Comunicação SPI entre uma ESP32 mestre e dois LIS3MDL escravo. O início da comunicação se dá pela borda de descida do pino CS do primeiro sensor, que logo em seguida inicia o clock de 10MHz para enviar o primeiro byte pelo pino MOSI (bit0: leitura, bit1: incremento de endereço ativo, bit3-7: primeiro endereço). Em seguida os dados do campo magnético de X, Y e Z são recebidos em 6 bytes consecutivos em MISO. Após 312 μ s, a comunicação com o próximo sensor é iniciada	42
Figura 4.22–Período de transição de comunicação entre chips de 312 μ s	42
Figura 4.23–Visualização 3D em software ECAD das camadas superior e inferior da PCB.	43
Figura 4.24–Visualização do roteamento das trilhas em software ECAD das camadas superior e inferior da PCB.	44
Figura 4.25–Fotografia das quatro PCBs montadas e a PCB sem componentes a direita. A foto destaca a parte inferior da placa, com os sensores. Ao fundo é possível notar uma das placas ligadas a um cabo USB, com a LED de alimentação habilitada	44
Figura 4.26–Ordem e orientação em que os ímãs de neodímio foram deslocados para testar a leitura dos sensores. O primeiro deslocamento foi na orientação do eixo X, indo do positivo para o negativo. O segundo foi na do eixo Y, do positivo para o negativo. Por fim no eixo Z, também do positivo para o negativo.	45
Figura 4.27–Leitura dos sensores para a densidade do fluxo magnético no eixo X. A figura mostra curvas diferentes para cada orientação, para os três testes feitos em um período de aproximadamente 1 segundo entre cada deslocamento.	46
Figura 4.28–Leitura dos sensores para a densidade do fluxo magnético no eixo Y. . .	46
Figura 4.29–Leitura dos sensores para a densidade do fluxo magnético no eixo Z. . .	47

Lista de abreviaturas e siglas

CAD	Projeto e/ou desenho assistido por computador - Computer-aided design..	33
CS	Chip Select	27
EMG	Eletromiografia.....	16
ENMG	Eletroneuromiografia.....	16
FPGA	Field Programmable Gate Array.....	18
GPIO	General Porpouse Input Output	34
IMES	Sensores Mioelétricos Implantáveis - Implantable Myoelectric Sensors	16
I ² C	Inter-Integrated Circuit	18
LIFEs	Eletrodos Intrafasciculares Implantados Longitudinalmente - Longitudinally implanted intrafascicular electrodes	24
MCU	MicroController Unit	34
MISO	Master In Slave Out	27
MM	Marcador Magnético.....	16
MMG	Magnetomiografia	16
MOSI	Master Out Slave In	27
PCB	Placa de Circuito Impresso - Printed Circuit Board	18
PLA	Ácido Polilático - Polylactic acid.....	33
PNS	Sistema Nervoso Periférico - peripheral nervous system	24
RNA	Redes Neurais Artificiais.....	28
SBACV	Sociedade Brasileira de Angiologia e de Cirurgia Vascular	14
SPC	Clock da Porta Serial - Serial Port Clock.....	27
SPI	Serial Peripheral Interfaace	19
SQUID	Dispositivos Supercondutores de Interferência Quântica - Superconducting Quantum Interference Device.....	16
TMR	Reinervação Muscular Direcionada - Targeted Muscle Reinnervation	29
UC	Unidade computacional	27
UnB	Universidade de Brasília	18

Sumário

1	Introdução	14
1.1	Objetivos	18
1.1.1	Objetivo geral	18
1.1.2	Objetivos específicos	18
2	Fundamentação Teórica	20
2.1	Técnicas de interfaceamento para controle de próteses robóticas	20
2.1.1	EMG superficial	20
2.1.2	Eletromiografia implantado	22
2.1.3	Eletroneuromiografia	23
2.2	Magnetomiografia (MMG)	24
2.3	Sensores de Efeito Hall	25
2.4	Protocolo Serial Peripheral Interface	26
2.5	Algoritmos de estimação de deslocamento de ímãs	28
2.6	Estado da Arte	29
3	Materiais e Métodos	32
3.1	Requisitos da Interface Miocinética	32
3.2	Construção da maquete	33
3.3	Design da PCB	34
3.4	Desenvolvimento do Firmware	34
4	Resultados	37
4.1	Construção da interface	37
4.2	Validação da captura de dados com o sensores magnéticos	40
4.3	Elaboração da PCB	42
5	Conclusões	48
	Referências	50
	Apêndices	55
	Apêndice A Esquemático Eletrônico da PCB	56

1 Introdução

O avanço tecnológico tem sido um pilar fundamental no desenvolvimento humano em diversos aspectos, ao influenciar diretamente na qualidade de vida e na superação de limitações físicas impostas a pessoas que passaram por um procedimento de amputação (JANG et al., 2011). Neste contexto, as próteses, especialmente as de membros superiores, representam um avanço significativo na reinclusão social desses indivíduos, ao permitir que recuperem parte de suas capacidades motoras e autonomia no cotidiano (RESNIK; BORGIA; CLARK, 2020). Em vista que, no Brasil, não é difícil encontrar situações em que não há acessibilidade para todos. Como exemplo, a presença de elevadores funcionais para cadeirantes no transporte público, que comumente apresentam falhas de funcionamento por falta de manutenção.

No Censo Demográfico 2000 do Ministério da Saúde, citado em um estudo publicado no Journal of Prosthetics and Orthotics (SILVA, R. da et al., 2011), mostram que aproximadamente 478.597 brasileiros possuem algum tipo de amputação em pelo menos um dos membros. O estudo aponta também que a maior causa da necessidade deste procedimento no sudeste do Brasil é devido a doenças vasculares, o que corresponde a 80% dos casos, cenário semelhante ao que é observado em outros países. Recentemente, um outro estudo feito pela Sociedade Brasileira de Angiologia e de Cirurgia Vascular (SBACV) publicado na revista Exame (ANGIOLOGIA E DE CIRURGIA VASCULAR (SBACV), 2023), mostra que 245.811 brasileiras sofreram amputação de membros inferiores, e outros 56.513 também passaram por processos de amputação ou desarticulação entre 2020 e 2021, durante a crise epidemiológica. Já em relação aos membros superiores, o tipo mais comum de amputação nas mãos está relacionada à fraturas ou perda da ponta do dedo. Em termos de prevalência, o dedo indicador é o caso mais comum neste tipo de procedimento, com 28%, seguido pelo dedo médio com 24%, o anelar com 21%, o dedo mínimo com 14% e o polegar com 13% (MATSUMOTO et al., 2018). A necessidade de amputar um membro visa dar o primeiro passo na melhoria de qualidade de vida de um paciente, especialmente se tem como objetivo aliviar uma dor crônica ou a infecção do membro em si (SARROCA et al., 2021). Contudo, o processo de recuperação pode muitas vezes se tornar longo e desafiador, em vista que o procedimento gera dores ligadas à sequelas da amputação e desequilíbrio nos sistemas do corpo humano que dificultam a retomada da autonomia daquela pessoa, especialmente no caso do membro amputado ter um papel essencial no cotidiano como a mão (SURGERY OF THE HAND, 2020). Neste caso, a readaptação do indivíduo através do uso de uma prótese pode se tornar mais desafiadora, devido à complexidade ligada a reproduzir a capacidade motora natural de uma mão em um mecanismo que deve ser leve e acessível.

As próteses robóticas, em particular, tem recebido grande notoriedade nos últimos

anos neste cenário, especialmente próteses antropomórficas de braços e mãos (SILVA, J. P. da et al., 2016)(PERTUZ, S. A.; LLANOS, C. H.; MUNOZ, 2016). Tal solução, vem sido cada vez mais viável devido ao avanço da tecnologia, que as deixam mais leves e versáteis. Além do avanço dos estudos dedicados a replicar a destreza da mão humana a uma robótica, com o objetivo de recuperar cada vez mais a capacidade motora de um paciente e sua autonomia (BLAYA; HERR, 2004). Para tanto é necessário desenvolver não apenas um hardware preciso e acessível, mas também um sistema de controle eficiente para ativar os atuadores da mão robótica, que por sua vez representam os graus de liberdade do sistema (YAMAGUCHI et al., 2019) (KYBERD et al., 2001) (BICCHI, 2000). Portanto, diversas soluções foram propostas, implementadas e difundidas nas últimas décadas para leitura e transmissão da informação de movimento, tais como a Eletromiografia (EMG) superficial, Eletroneuromiografia (ENMG) e SQUIDS (MENDEZ et al., 2022).

A técnica de EMG superficial consiste no uso de eletrodos aplicados sobre a pele de forma a captar sinais elétricos produzidos na contração do músculo (DE LUCA, 1997). No entanto, tal técnica é limitada ao necessitar de dados de músculos mais internos de um membro, além da dependência de lidar com diversas condições para uma aquisição precisa dos dados através da pele (MCDONNALL et al., 2012). Já o EMG implantado não possui este tipo de empecilho, devido ao fato de que os Sensores Mioelétricos Implantáveis (IMES - Implantable Myoelectric Sensors) (WEIR, R. et al., 2003) são inseridos diretamente nos músculos. Porém, os IMES devem ser alimentados para poderem enviar os sinais por indução a um transceptor externo, o que aumenta a complexidade do processamento dos dados e também outros aspectos como custo, peso e praticidade. Ambas técnicas de EMG, quando aplicadas no controle protético comercial, possuem também o desafio de acionar vários graus de liberdade da prótese com poucos sinais (MCDONNALL et al., 2012), o que aumenta a dificuldade da utilização da prótese com precisão por parte do usuário, que necessita aprender a realizar cada movimento de forma não natural. Uma forma de contornar este problema é através da leitura do sinal eletroneuromiográfico das atividades elétricas do sistema nervoso periférico (MICERA; CARPANETO; RASPOPOVIC, 2010), em que através da estimulação elétrica dos nervos periféricos, torna-se possível controlar os graus de liberdade correspondentes ao sistema artificial, de forma semelhante ao que também é utilizado em pacientes que não possuam total integridade dos músculos residuais. Esta técnica abre ainda a possibilidade de um retorno ao usuário da mão robótica, pois o sinal ENMG pode servir como via dupla através do estímulo os nervos (MICERA; CITI et al., 2010). Contudo, a complexidade de implementação aumentam os custos de produção e a quantidade de componentes artificiais necessários para o funcionamento. Outros recentes estudos propõem o uso de Dispositivos Supercondutores de Interferência Quântica (SQUIDS - superconducting quantum interference devices), já aplicados na Magnetomiografia (MMG), em interfaces humano-máquina, através de técnicas que viabilizem a implementação de pequenos circuitos com materiais piezoelétricos e à temperatura ambiente (ZUO; SCHMALZ et al., 2020).

Essa abordagem explora a detecção de campos magnéticos de ordem muito pequena (de pT a fT). Contudo, mesmo com baixa amplitude o sinal MMG possui a vantagem ao sinal EMG em relação à integridade do sinal contra ruídos, pois o campo magnético gerado não sofre perda significativa ao passar por camadas de tecidos orgânicos (GARCIA; BAFFA, 2015). Outra alternativa, viável para as desvantagens citadas acima, é o uso de interfaces miocinéticas (TARANTINO; CLEMENTE; BARONE et al., 2017), que consiste em detectar as contrações e relaxamentos dos músculos do antebraço de uma pessoa de forma passiva. A detecção é possível graças a implantação de pequenos ímãs permanentes, designados como marcadores magnéticos (MM), diretamente nos músculos e/ou tendões do usuário. Sensores magnéticos, que envolvem o antebraço sobre a pele da pessoa, detectam a mudança do campo magnético gerado pelos movimentos dos músculos. Desta forma, a transmissão da informação de movimento entre o corpo e a mão robótica pode ser realizada de forma natural, ou seja, um controle direto da posição e força de cada gesto. Outras vantagens são notadas, como o fato de que os MMs não precisam de alimentação para gerar o campo magnético e fornecem também a possibilidade de também realizar um sinal de retorno ao indivíduo através da excitação do ímã, que vibra com a energia induzida a partir de uma bobina externa (MONTERO; CLEMENTE; CIPRIANI, 2021) (MONTERO; THUMSER et al., 2022).

Atualmente, estudos sobre as aplicações da interface miocinética vem sido feitas na Universidade de Brasília (UnB), com intuito de dar continuidade ao desenvolvimento de uma mão robótica, chamada UnBHand. Este projeto teve o início de seu desenvolvimento em 2016 com o estudo de otimização bioinspirada de um mecanismo de um dedo robótico, por Pertuz *et. al* (PERTUZ, S. A.; LLANOS, C. H.; MUNOZ, 2016). O estudo seguiu com a simulação e implementação de um sistema de controle para a mão robótica (PERTUZ, S.; LLANOS, C.; MUÑOZ, D., 2017), seguido com sua implementação em System On Chip com paralelismo para os 7 graus de liberdade da mão (PERTUZ, S. A.; LLANOS, C. et al., 2021), além de um estudo de otimização do sistema de controle da mão com o uso de uma FPGA (PERTUZ, S. A.; LLANOS, C. H.; MUÑOZ, D. M., 2021). Cada grau de liberdade é controlado através do sistema de controle por impedância, em que a força aplicada por cada um dos dedos era estimada através de três fatores, que são a corrente consumida, o deslocamento e a impedância do motor. Para acioná-la, uma interface foi desenvolvida em console onde o usuário insere manualmente os gestos a serem realizados pela mão. Desta forma foi capaz de replicar vários tipos de agarre, tais como: Agarre de potência, em que a mão segura objetos relativamente grandes (tamanho similar a um copo) e que utiliza a maioria dos dedos; Agarre de precisão, onde a mão precisa realizar movimentos delicados com os dedos polegar, indicador e médio para agarrar objetos menores e leves, tais como uma bola de gude; por fim, tem-se o movimento de pinça que é realizado com objetos finos, tais como um cartão de crédito, e são utilizados apenas o polegar e o indicador.

Para aprimorar o sistema de controle e utilização da mão robótica, uma Interface

Miocinética desenvolvida por Cipriani *et. al* (TARANTINO; CLEMENTE; BARONE *et al.*, 2017) no Instituto de Biorobótica da Universidade de Sant'Anna, Itália, foi implementado no estudo. O método explora a simulação do movimento dos músculos do antebraço através de uma maquete, que contém mecanismos para deslocar os ímãs de forma semelhante ao movimento natural do corpo humano. O mecanismo consiste em pequenos ímãs de neodímio atrelados à fios de nylon, que por sua vez passam por roldanas para controlar a direção do deslocamento. Servo motores são utilizados como atuadores dos sistema, posicionados à uma distância segura para que não gerem interferências eletromagnéticas no sistema. A detecção é realizada através de Placas de Circuito Impresso (PCB - Printed Circuit Board) que contém uma grade de 8 x 4 sensores magnéticos do tipo hall (total de 128 sensores com as 4 placas), que detectam mudança do campo magnético gerado pelo deslocamento dos MMs. O sensor utilizado é o MAG3110FCR1, não fabricado atualmente, que transmite os dados adquirido através do protocolo *Inter-Integrated Circuit* (I²C).

Outra interface miocinética recente, desenvolvida por Taylor *et. al* (TAYLOR *et al.*, 2021), apresenta um circuito de monitoramento do comprimento de um músculo através da implantação de ímãs em um modelo de peru *in vivo*. Para detecção dos ímãs, duas PCBs que formam uma matriz de 96 sensores (cada uma composta por 6x8 sensores) foram utilizadas próximas ao músculo do peru, que por sua vez oscilava com frequências de 0,7 a 7Hz com auxílio de um servo motor e uma corda. Devido a quantidade de sensores, o custo computacional e financeiro do projeto o torna desvantajoso em relação a outras técnicas com maior tempo de desenvolvimento.

Ao considerar as complicações relacionadas ao grande número de sensores, pesquisas recentes buscam formas de aprimorar a relação custo benefício do método através de otimizações em relação à aquisição e processamento dos dados adquiridos pelos sensores magnéticos. O estudo de Pertuz *et. al* (MENDEZ *et al.*, 2022) mostra que, a estimativa do deslocamento de ímãs pelo seu campo magnético (problema da magnetostática inversa) pode ser resolvido através de outras formas além de modelos analíticos, como apresentado em (TARANTINO; CLEMENTE; BARONE *et al.*, 2017). O estudo propôs o uso de aprendizagem de máquina, aplicada através de uma placa Field Programmable Gate Array (FPGA), para o reestramento de um ímã com aprimoramentos na precisão e eficiência energética, comparada às soluções anteriores.

A vantagem da FPGA se dá principalmente pelo paralelismo de diversas tarefas que compõem o controle da mão robótica UnBHand. Dentre elas temos o controle da força de agarre através do controlador de impedância dos atuadores (motores elétricos) de cada grau de liberdade, banco de filtros para a leitura eficiente dos ímãs e estimativa de seu deslocamento através do uso de aprendizagem de máquina. Este trabalho perpetua os estudos já realizados com a UnBHand ao fornecer uma interface miocinética para a aquisição de dados do campo magnético de MMs. Os dados são adquiridos através de quatro placas

de circuito impresso, em que cada uma possui uma matriz de sensores do tipo Hall no formato 4x4 e um microcontrolador. Os dados adquiridos são reunidos em uma quinta placa e transmitidos para a FPGA utilizada na UnBHand, com intuito de realizar a estimativa do deslocamento dos MMs e integrar no controle da mão robótica.

1.1 Objetivos

Ao conhecer as limitações das técnicas de aquisição de sinais elétricos enviados aos músculos (através de EMG superficial, implantado e ENMG) e também da atual Interface Miocinética utilizada na aplicação da FPGA no projeto UnBHand, podemos definir os principais pontos a serem aprimorados neste estudo.

1.1.1 Objetivo geral

Desenvolver uma interface miocinética capaz de adquirir dados sobre o deslocamento controlado de pequenos ímãs através do efeito Hall. A interface tem como intuito fornecer estes dados à uma placa FPGA que, em trabalhos futuros, irá utilizá-los para estimar o deslocamento destes ímãs e integrar estes resultados no controle da mão robótica UnBHand, desenvolvida em trabalhos anteriores.

1.1.2 Objetivos específicos

A interface será composta por sistemas mecânicos e eletrônicos afim de realizar os movimentos controlados dos ímãs e adquirir dados do deslocamento através da variação do campo magnético captado por sensores. Para isso, será necessário:

- Elaboração de mecanismos para deslocar pequenos ímãs dentro de um espaço limitado, por distâncias conhecidas e direções específicas. A atuação do sistema deve garantir um deslocamento livre de vibrações e não gerar campos magnéticos que interfiram aos dos ímãs;
- Desenvolvimento de quatro placas de circuito impresso com sensores magnéticos do tipo Hall e um microcontrolador em cada. Estas placas serão utilizadas para aquisição e transmissão dos dados para uma quinta PCB, que por sua vez irá controlar o fluxo de dados, os atuadores para deslocamento de ímãs e a transmissão para a FPGA.
- Elaboração e construção de uma maquete da interface feita com material diamagnético, que tem como função abrigar os componentes mecânicos e eletrônicos de forma a garantir a integridade dos dados e funcionamento pleno dos atuadores e sensores;
- Codificação de um firmware do microcontrolador para processamento dos dados dos sensores através de protocolo Serial Peripheral Interface (SPI), que será usado tanto

na leitura quanto na transmissão dos dados a uma FPGA, que controla a mão robótica desenvolvida anteriormente;

2 Fundamentação Teórica

A aplicação de próteses robóticas envolve um estudo multidisciplinar que abrange áreas da medicina e da robótica ao unir a biologia e anatomia do corpo humano à práticas da engenharia, como processamento de sinais, controle, materiais e software.

2.1 Técnicas de interfaceamento para controle de próteses robóticas

As próteses com maiores avanços em aplicações comerciais atualmente são as que utilizam as técnicas de EMG superficial, implantado, Eletroneuromiografia (ENMG) e SQUIDS. Todas exploram os sinais elétricos presentes no momento da contração do músculo, porém com abordagens diferentes.

2.1.1 EMG superficial

A eletromiografia consiste na medição do diferencial potencial gerado no momento da contração muscular, ou seja, sinais elétricos caracterizados como biopotenciais eletromiográficos (SARRO JUNIOR; MENDES JÚNIOR; FRANTZ, 2014). Através da *equação de Goldman-Hodgkin-Katz* é possível calcular a força eletromotriz da membrana interna através dos íons de sódio ($+$), cloreto (Cl^-) e potássio (K^+).

Dessa forma, é possível medir o diferencial potencial das fibras do músculo com o uso de um microeletrodo, conforme a figura 2.1. Embora o método é amplamente usado comercialmente, possui alta complexidade de aplicação devido às condições necessárias para realizar a leitura dos sinais elétricos em escalas tão pequenas, requerendo o uso de aparelhos específicos para tal (GUYTON; HALL, J. E.; MORENO et al., 1971).

A amplitude observada diretamente no músculo pode ser também medida na superfície da pele, com a utilização de eletrodos menos sofisticados para adquirir o sinal. Porém, diversas condições da pele e da saúde da pessoa afetam a integridade do sinal, que por sua vez tem sua amplitude reduzida ao ser transmitido do músculo à pele para entorno de 5mV em atletas (KONRAD, 2005). Outros fatores também interferem na leitura do sinal (efeito definido como *cross-talk*), tais como o posicionamento correto do eletrodo, a oleosidade da pele, sinal elétrico de outros músculos, temperatura, dentre outros. Dessa forma, é comum necessitar de preparo do local de aquisição, como também o uso de amplificadores, filtros e decodificadores (figura 2.2).

Ao aplicar o EMG superficial para controle de próteses robóticas, deve-se considerar

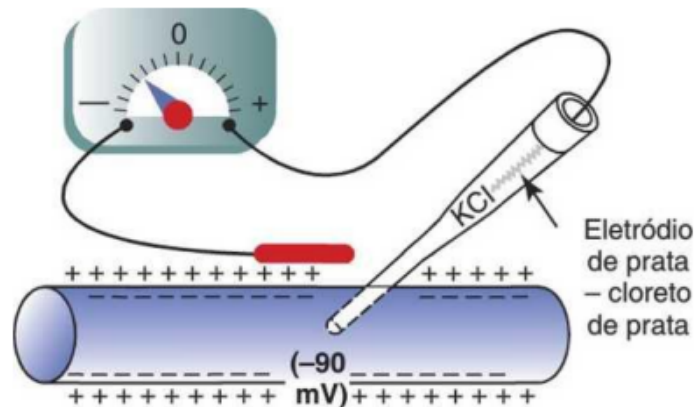


Figura 2.1 – Medida do potencial de membrana da fibra nervosa usando um microeletrodo. O eletrodo de prata é inserido em um meio com potencial elétrico de carga negativa (maior presença de elétrons) enquanto o outro eletrodo é inserido na superfície com potencial positivo. Assim a leitura da diferença de potencial é captada e mostrada pelo indicador.

Fonte: (GUYTON; HALL, J. E.; MORENO et al., 1971)

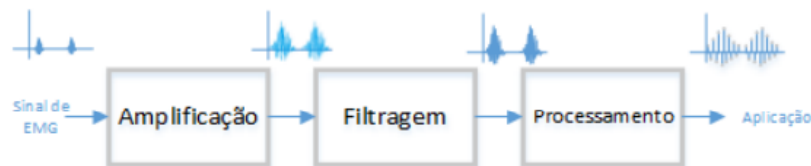


Figura 2.2 – Estágios de um circuito de condicionamento de sinais eletromiográficos. O sinal é primeiramente amplificado, para compensar sua baixa magnitude. Posteriormente é filtrado para diminuir os ruídos presentes. Por fim é digitalizado, onde é transformado em um sinal discreto, digital.

Fonte: (SARRO JUNIOR; MENDES JÚNIOR; FRANTZ, 2014)

as principais vantagens e desvantagens de utilizar eletrodos sobre a pele. Uma das principais vantagens é a implementação é simples e indolor ao paciente que utilizaria a prótese, pois é um método não invasivo. Em contrapartida, há desvantagens que limitam as funcionalidades da prótese, como a ativação poucos graus de liberdade e de forma não simultânea (LOWERY; WEIR, R. F.; KUIKEN, 2006). Esta dificuldade envolve também o fato de que a leitura sobre a pele não torna possível adquirir dados sobre a contração de músculos mais internos de certos membros. Otimizar tal sistema para uso comercial pode trazer dificuldades em termos de peso, custo e praticidade. Em vista que é necessário o uso de filtros e amplificadores, que aumentam o custo de produção e a complexidade do tratamento dos dados.

2.1.2 Eletromiografia implantado

O método de captação de biopotenciais eletromiográficos através de dispositivos implantados visa diminuir o efeito *cross-talk* presente no EMG superficial e também facilitar o controle de próteses com múltiplos graus de liberdade. O uso de sensores possibilitam este feito ao serem implantados e ligadas com fios aos eletrodos. Há também sensores sem fio, como é o caso dos Sensores Mioelétricos Implantáveis (IMES), que devem ser projetados de modo a reduzir ao máximo suas dimensões ao mesmo tempo em que possui componentes para sua alimentação, como baterias ou bobinas (BECERRA-FAJARDO; IVORRA, 2018), como demonstra a figura 2.3.

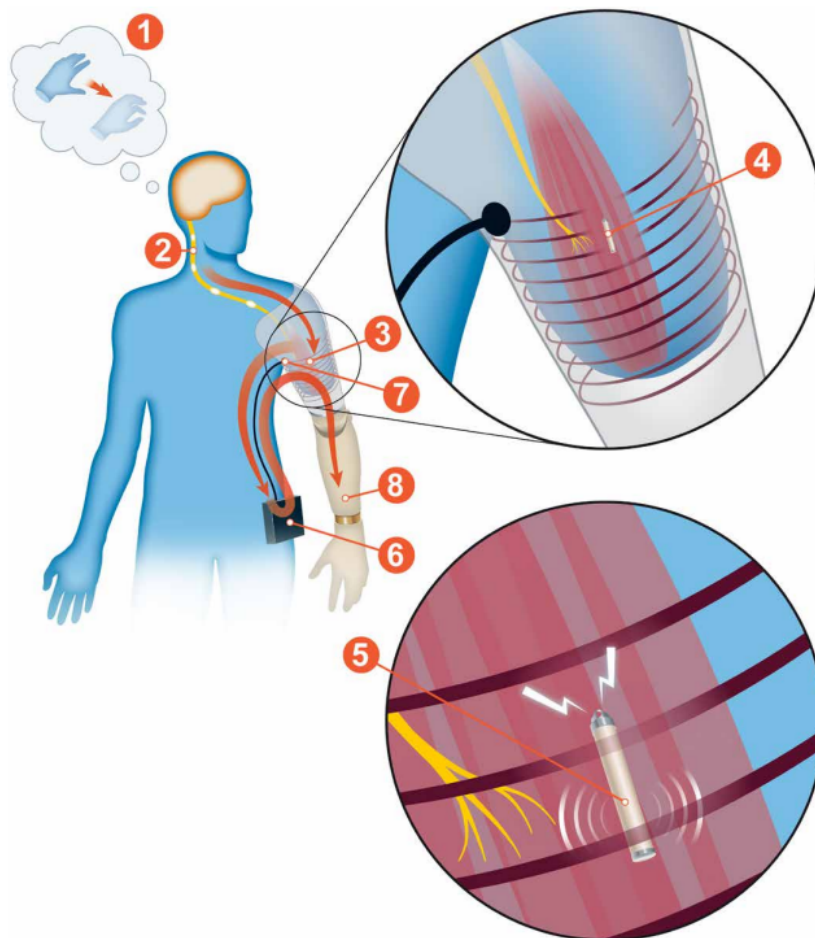


Figura 2.3 – Esquemático do Caminho do sinal. Pensamento do movimento (1). Criação impulso pelo nervo (2). Contração muscular (3). Sinal EMG produzido registrado, retificado e integrado no IMES (4). Transferência de energia e dados por telemetria (5). Pré-processamento (6). Envio dos dados à prótese (7). Realização do movimento (8).

Fonte: Traduzido de (SALMINGER et al., 2019)

Ao implantar os IMES, além das dimensões, deve-se levar em consideração também a biocompatibilidade dos materiais que o compõem com o corpo do paciente. Um exemplo de constituição do sensor é observado na figura 2.4, em que os eletrodos que captam os sinais EMG são feitos de liga de titânio grade 5 (Ti-Al-4V), encapsulamento cerâmico, ilhó (ponta

em forma de anel) de liga de Platina e Iridio (Pt/Ir 90/10), anel de solda de Nitinol (Ni/Ti 50/50) e disco de Iridio (Ir). Além da biocompatibilidade, é necessário acompanhamento médico após o procedimento de implantação, em vista que o sensor pode se deslocar ao longo do tempo no músculo do paciente, modificando sua posição original.

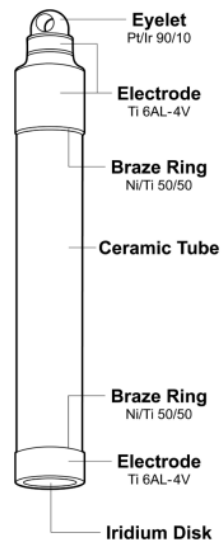


Figura 2.4 – Desenho esquemático do IMES, que contém a disposição seus principais componentes e suas respectivas ligas metálicas. O corpo cerâmico é envolto em suas extremidades com dois eletrodos de titânio.

Fonte: Traduzido de (SALMINGER et al., 2019)

2.1.3 Eletroneuromiografia

Os nervos ligados a atividades motoras da mão podem ser preservados após o procedimento de amputação do braço, mesmo após anos, o que se relaciona também com o relato de pacientes que sentem um "membro fantasma" no local da amputação (MERCIER et al., 2006). Estes nervos podem servir como uma via dupla, ou seja, tanto para a aplicação de estímulos elétricos quando para o recebimento de sinais ENMG (MCDONNALL et al., 2012). Dispositivos usados como estímulo elétrico, para pacientes que tiveram sua medula espinhal danificada, podem ser utilizados para criar a interface bidirecional. Contudo, quanto maior a seletividade do sensor, ou seja, a capacidade de diferenciar tipos de fibras nervosas, maior a invasão de sua implantação no sistema nervoso periférico (PNS - peripheral nervous system), como mostra a figura 2.5 (MICERA; CITI et al., 2010). O eletrodo Cuff é o tipo mais comum em aplicações neuro-prostéticas crônicas é do tipo extraneural, pois envolve os nervos e contém fios de chumbo isolados para conectar-se aos eletrodos. Os Eletrodos Intrafasciculares Implantados Longitudinalmente (LIFEs - Longitudinally Implanted Intrafascicular Electrodes) são um tipo de interface de PNS que são inseridos longitudinalmente no nervo periférico. Eles são projetados para registrar ou estimular a atividade neural. Os LIFEs têm sido usados em várias aplicações, incluindo o fornecimento de retorno sensorial

para membros protéticos e a restauração da função motora em indivíduos com paralisia (MICERA; CARPANETO; RASPOPOVIC, 2010).

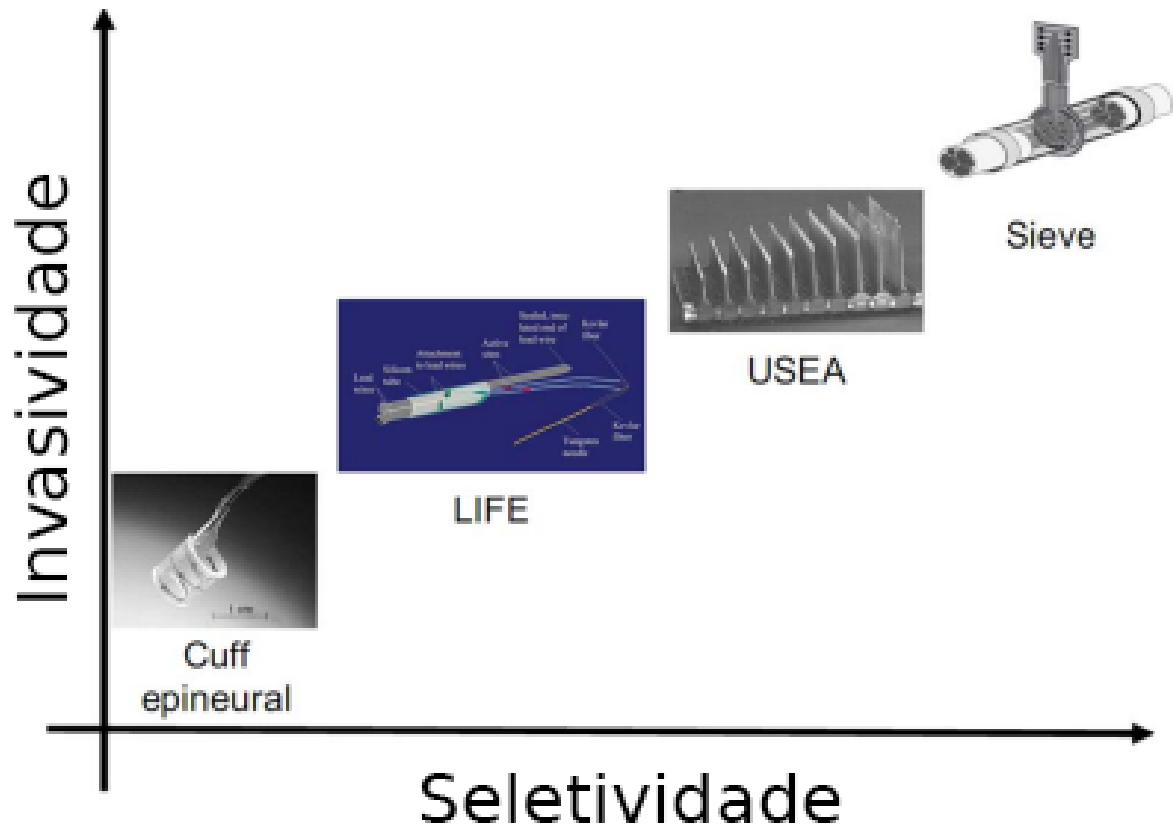


Figura 2.5 – Diferentes interfaces invasivas do Sistema Nervoso Periférico (PNS) de acordo com suas propriedades em termos de seletividade e invasividade. Quanto maior a seletividade do método, maior a invasividade

Fonte: Traduzido de (MICERA; CITI et al., 2010)

2.2 Magnetomiografia (MMG)

A magnetomiografia é mais um método de monitoramento das atividades de músculos esqueléticos. Em contrapartida ao EMG implantado, esta solução não trás dores ao paciente, em vista que são detectados os pequenos campos magnéticos gerados pela atividade muscular, o que dispensa o uso de agulhas por exemplo (GHAHREMANI AREKHLOO et al., 2023). O desenvolvimento de sensores cada vez mais eficientes em detectar campos magnéticos na ordem de Pico a Femto Teslas é o que permite o grande potencial de aplicação da MMG em diagnósticos, monitoramento de saúde e Interfaces Humano-Máquina (IHM) através da robótica (ZUO; HEIDARI et al., 2020). Dentre os sensores utilizados um que obteve destaque no desenvolvimento em sua engenharia é o SQUID (GHAHREMANI AREKHLOO et al., 2023). A descoberta de seu funcionamento foi dada na década de 60, e desde então

vem sido aprimorado para ser capaz de quantificar campos magnéticos de escala cada vez menor.

Segundo Kleiner *et. al* (KLEINER *et al.*, 2004), os SQUIDS exploram um fenômeno chamado interferência quântica. Eles são projetados com dois pontos de contato, ou "junções Josephson", em um anel supercondutor (figura 2.6). Quando um campo magnético é aplicado, a corrente pode fluir em ambas as direções ao redor do anel (figura 2.7). No entanto, as propriedades quânticas da corrente permitem interferirem uma com a outra. Isso resulta em um padrão de interferência que pode ser medido e para determinar a força do campo magnético.

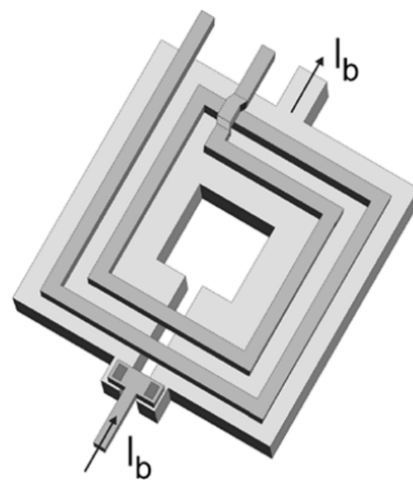


Figura 2.6 – Esquema de um SQUID de corrente contínua de baixa temperatura com bobina de entrada integrada. As duas junções Josephson estão no canto inferior esquerdo e são polarizadas com uma corrente I_b .

Fonte: (KLEINER *et al.*, 2004)

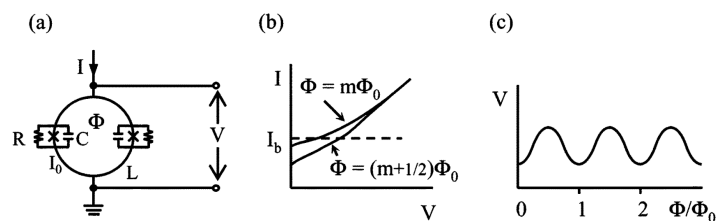


Figura 2.7 – SQUID corrente contínua. (a) Esquemático. (b) Características I-V. (c) V versus $\phi = \phi_0$ a uma corrente de polarização constante I_b .

Fonte: (KLEINER *et al.*, 2004)

2.3 Sensores de Efeito Hall

O efeito Hall (HALL, E. H. *et al.*, 1879), descoberto por Wdwin Herbert Hall em 1879, é o ponto de partida para diversas aplicações, por isso se divide em Efeito Hall Anômalo, Efeito Hall de Spin, Efeito Hall Quântico, Efeito Hall de Spin Reverso, Efeito Hall Foto

Induzido e outras combinações (KARSENTY, 2020). A descoberta de 1879, conhecida como Efeito Hall Original, nos permite distinguir partículas carregadas positivamente das que estão negativamente através do campo magnético. A figura 2.8 exemplifica um simples método para a detecção da presença de um campo magnético B_z perpendicular à um condutor. A diferença de potencial V_{Hall} gerada pode ser calculada através da relação entre B_z , a corrente aplicada I_x , a densidade de portadores de carga do material condutor n , a carga da partícula portadora e e a espessura da placa d , como demonstra a equação 2.2 (KARSENTY, 2020).

$$V_{Hall} = \frac{I_x * B_z}{n * e * d} \quad (2.1)$$

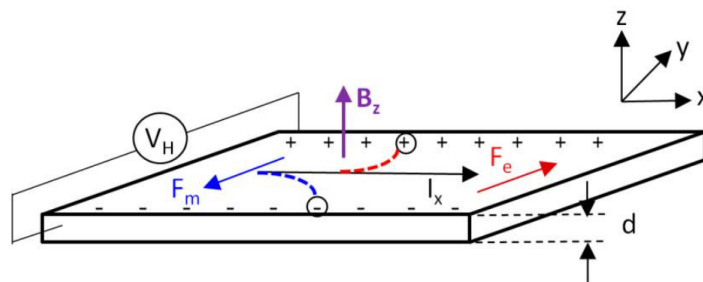


Figura 2.8 – Os principais Efeitos Hall conhecidos e o ano de sua publicação. Efeito Hall Original (OHE), 1879. Aqui são mostrados as forças envolvidas ao separar as cargas positivas e negativas por uma tensão elétrica.

Fonte: (KARSENTY, 2020)

2.4 Protocolo Serial Peripheral Interface

Sensores magnéticos modernos comumente fazem uso de protocolos de comunicação para transmitir os dados adquiridos à unidade computacional (UC), os mais usuais são o I²C e o SPI. O protocolo SPI pode ser utilizado de duas maneiras, com 4 fios ou 3 fios (vide figuras 2.9 e 2.10, respectivamente), para estabelecer conexão entre um dispositivo principal (mestre) aos secundários (escravos). Ambos os modos utilizam duas ligações essenciais, o Chip Select (CS) e o Clock da Porta Serial (SPC - Serial Port Clock), que respectivamente definem com qual dispositivo a comunicação será feita e qual a velocidade de transmissão de cada bit, definido pela mudança de nível lógico do SPC (tanto baixo para alto quanto alto para baixo). Para a transmissão de dados, o modo 4 fios necessita de duas conexões para envio e recepção dos dados, que são respectivamente Master Out Slave In (MOSI) e Master In Slave Out (MISO).

A comunicação é iniciada no momento em que a porta CS apresenta uma borda de descida, de nível lógico alto para baixo, seguida pelo início da oscilação do SPC e os bits de comando da porta MOSI, onde serão informados ao escravo se a operação é de leitura ou escrita, o endereço do registrador em questão e os dados em si. Caso a operação seja de

leitura, no momento em que a porta MOSI está a transmitir os dados de escrita, o mestre recebe dados pela MISO. Caso a operação seja de apenas escrita, a porta MOSI não é utilizada. Por fim, é possível realizar ambos ao mesmo tempo com a configuração de 4 fios, já que MOSI e MISO são conexões independentes, diferente da configuração 3 fios.

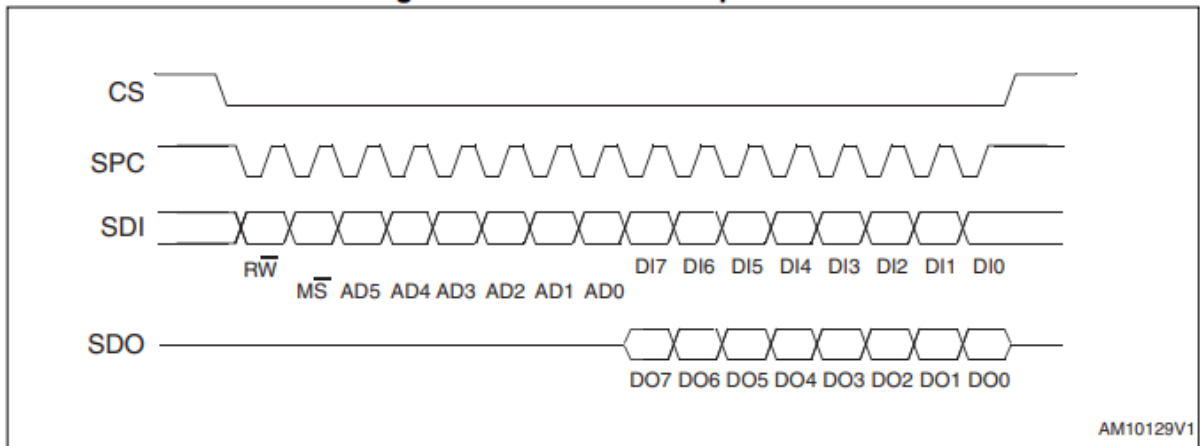


Figura 2.9 – Protocolo de escrita/leitura SPI no modo 4-fios. CS (Chip Select) dá início a comunicação, SPC (Clock) sincroniza os circuitos, SDI (Entrada do dispositivo escravo) são os dados enviados do mestre e SDO (Saída do dispositivo escravo) é o retorno dos dados.

Fonte: (STMICROELECTRONICS, 2015)

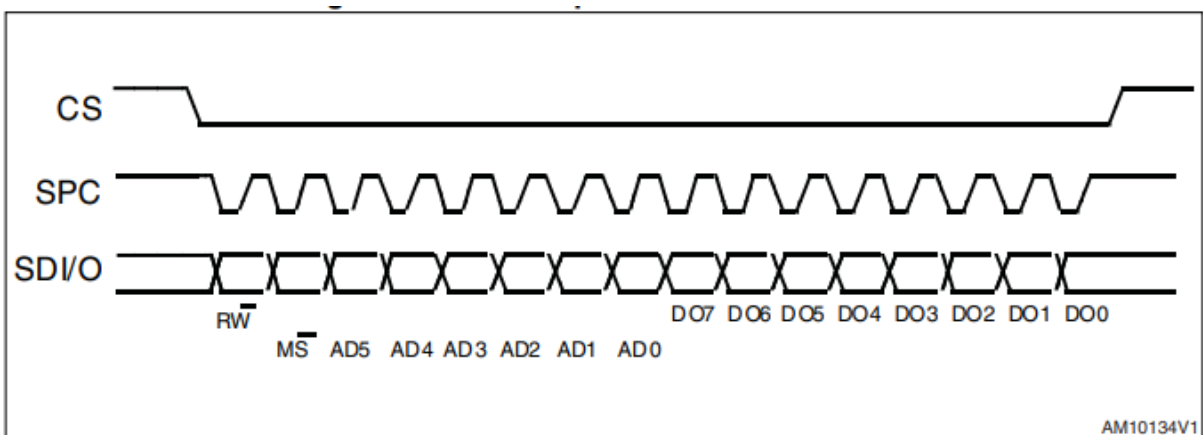


Figura 2.10 – Protocolo de leitura SPI no modo 3-fios. Em que SDI e SDO atuam no mesmo fio.

Fonte: (STMICROELECTRONICS, 2015)

O protocolo SPI possui a vantagem sobre o I²C em relação à velocidade de transmissão dos dados, pois além de possibilitar um paralelismo de envio e recebimento dos dados, o protocolo I²C faz uso de apenas uma conexão para informar o endereço do chip a se comunicar com o mestre, o endereço do registrador e os dados em si. Contudo, isso se torna uma vantagem do protocolo I²C sobre o SPI em termos de design de circuitos, pois menos trilhas são necessárias.

2.5 Algoritmos de estimação de deslocamento de ímãs

Estimar o deslocamento do ímã através da detecção do seu campo magnético é um tarefa em que diversos estudos já foram dedicados com diferentes abordagens (SHUR; NOVOSLUGINA; SMORODINSKII, 2013). No contexto de uma Interface Miocinética, o estudo de Cipriani *et. al* (TARANTINO; CLEMENTE; BARONE *et al.*, 2017) aplica o método do algoritmo de otimização Levenberg–Marquardt, que consiste na modelagem analíticas de dipolos para cada ímã. O deslocamento calculado pelo localizador D_m^{MMx} leva em consideração 6 tipos de erros além da localização real do ímã D_a^{MMx} (equação 2.2, são eles o erro do próprio modelo E_{model} , a somatória dos erros causados pelo *cross-talk* $E_{cross-talk}^y$, do sensor E^{sensor} , o erro causado pelo campo geomagnético E_{geo} e o local E_{local} .

$$D_m^{MMx} = D_a^{MMx} + E_{model} + \sum_{y=1}^{n-1} E_{cross-talk}^y + E^{sensor} + E_{geo} + E_{local} \quad (2.2)$$

Outra forma de resolver o problema inverso da magnetostática foi demonstrado em (MENDEZ *et al.*, 2022), com o uso de FPGAs para aplicação de aprendizagem de máquina através de Redes Neurais Artificiais (RNA), com o modelo linear Rede Neural de Função Radial Básica (RBFNN - Radial Basis Function Neural Network). Este tipo de RNA utiliza funções radiais como funções de ativação e sua saída é uma combinação linear das funções de base radial dos dados de entrada. Além disso possuem também a capacidade de aproximar qualquer função contínua, o que as torna uma ferramenta poderosa para a modelagem de sistemas não lineares. As RBFNNs são compostas por três camadas: a camada de entrada, a camada oculta e a camada de saída. A camada de entrada é responsável por receber os dados de entrada e distribuí-los para os neurônios na camada oculta. Cada neurônio na camada oculta aplica uma função de base radial aos dados de entrada. A função de base radial é uma função que tem um valor máximo em seu centro e decai conforme a distância do centro aumenta. A camada de saída combina linearmente as saídas da camada oculta para produzir a saída final da rede. As RBFNNs têm várias vantagens em relação a outros tipos de redes neurais. Uma de suas vantagens está no fato de serem menos propensas a ficar presas em mínimos locais durante o treinamento, em comparação com as redes neurais de retro-propagação. Por fim, as RBFNNs têm a capacidade de generalizar bem a partir de um conjunto limitado de dados de treinamento. No trabalho de (MENDEZ *et al.*, 2022), as RBFNNs foram implementadas para resolver o problema inverso da magnetostática. O uso de FPGAs favoreceu significamente o desempenho por ser um sistema altamente paralelizável, diferente de modelos convencionais.

2.6 Estado da Arte

Ao longo dos últimos anos, propostas de interface miocinéticas foram desenvolvidas com intuito de validar diferentes metodologias. Em 2017, um estudo de Tarantino *et. al* (TARANTINO; CLEMENTE; BARONE *et al.*, 2017) demonstrou uma maquete que replica a posição e orientação dos músculos de um antebraço perante a deformação da contração dos músculos. Através de 17 fios com ímãs atrelados, a maquete é capaz de representar movimentos de até 17 graus de liberdade das mãos e dos punhos. Cada tem em uma de suas extremidades um servo motor, que permite o deslocamento do ímã de forma controlada. Os localizadores, denominação dada ao conjunto de dispositivos responsáveis pela aquisição de dados, são postos em torno da maquete. O conjunto, demonstrado na figura 2.11, é formado por um computador e 4 PCBs, que contém cada uma 28 sensores magnéticos do tipo Hall HMC5983 uniformemente distribuídos em uma grade, que transmitem os dados para um microcontrolador 8-bit através do protocolo I²C. Os dados são então passados para um computador pessoal, que realiza a estimativa de deslocamento do ímã através do algoritmo de otimização Levenberg–Marquardt. Com os avanços dos estudos, com esta interface, em 2019 o sistema foi capaz de rastrear o deslocamento de 7 ímãs em um período de 450ms, com acurácia de posição e orientação de 1mm/5° e desvio padrão da posição de 0.45mm entre os resultados experimentais e os simulados (TARANTINO; CLEMENTE; DE SIMONE *et al.*, 2019).

Outro estudo, desenvolvido por Gherardini *et. al* (GHERARDINI; CLEMENTE *et al.*, 2021) em 2021, compara diferentes abordagens de número de sensores magnéticos e a configuração geométrica, relativo à distância entre os sensores e os ímãs. O sistema experimental inclui quatro placas, cada uma com 32 sensores distribuídos em uma grade de 4 x 8. Uma estrutura impressa em impressora 3D serve como base para a alocação dos ímãs sobre as placas, como demonstra a figura 2.12. Após a validação entre o sistema físico e o simulado, foi observado que a precisão da localização foi principalmente afetada por um ângulo específico ($\theta = \tan^{-1}(L_{\text{inter-MM}}/L_{\text{MM-sensor}})$), que descreve a geometria do sistema. Em particular, ao rastrear nove ímãs, foram obtidos erros abaixo de aproximadamente 1 mm (10% do comprimento da trajetória simulada) e em torno de 9°, se $\theta \geq 31^\circ$. Este último provou ser uma regra geral em todas as condições testadas, inclusive quando o número de ímãs foi dobrado. Posteriormente, outro estudo deu (GHERARDINI; STURMA *et al.*, 2022) início a fase de aplicação, em que a interface miocinética com a combinação do procedimento de Reinervação Muscular Direcionada (TMR - Targeted Muscle Reinnervation) de forma não invasiva. Dois participantes que passaram pela cirurgia de TMR após amputação acima do cotovelo foram inscritos neste estudo. Com o uso de um simples regressor logístico provou ser capaz de discriminar três diferentes graus de liberdade (seis movimentos), com uma média de pontuação F1 entre classes e condições de teste de 0,84 (0,65) e 0,69 (0,60) para os dados de vídeo e miocinéticos, para o primeiro (segundo) participante, respectivamente.

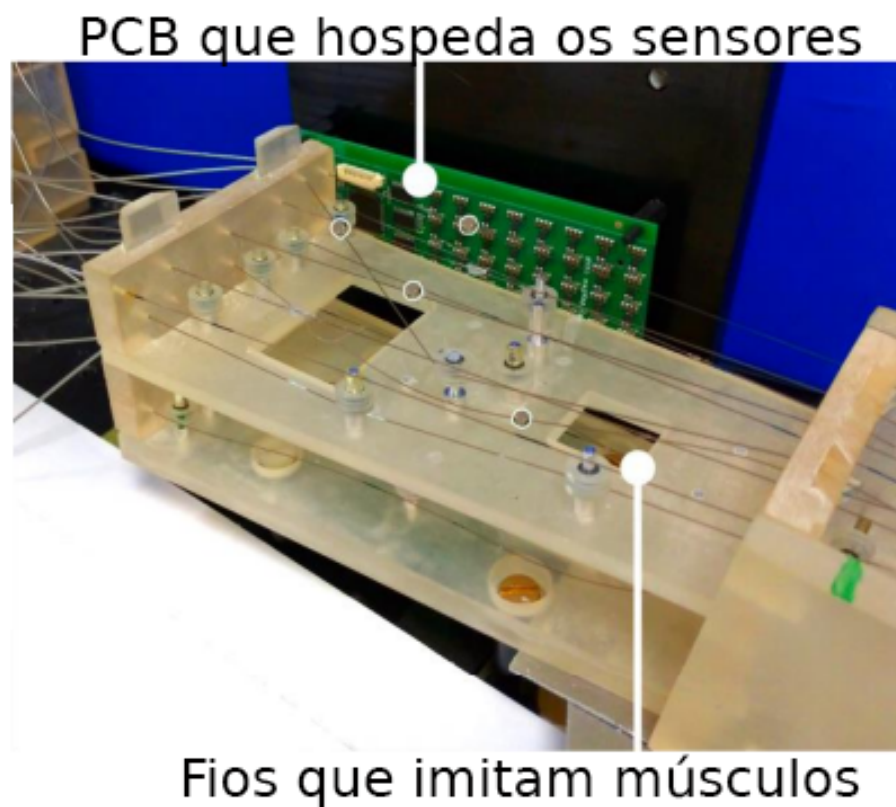


Figura 2.11 – O modelo replicou os movimentos de 17 graus de liberdade da mão e do pulso, com 17 fios. As placas de sensores (na figura apenas uma está a mostra) são dispostas em volta dos fios que abrigam os sensores e imitam os movimentos dos músculos.

Fonte: Traduzido de (TARANTINO; CLEMENTE; DE SIMONE et al., 2019)

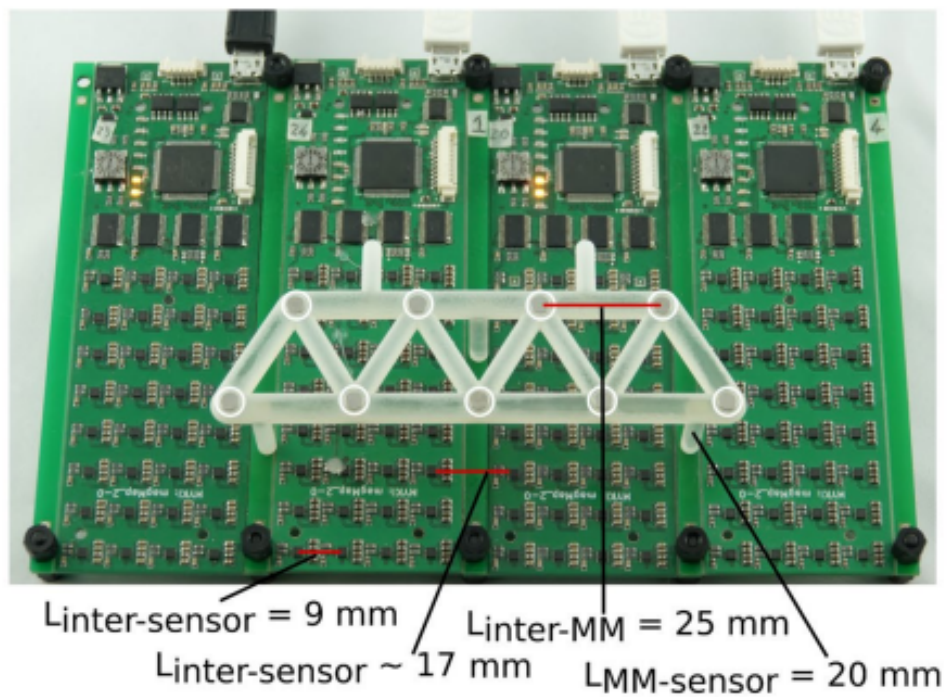


Figura 2.12 – Sistema físico usado no teste de controle. Quatro placas personalizadas (total de 128 sensores). Os ímãs se encontram numa configuração estática em uma estrutura impressa em 3D com um padrão em zigue-zague.

Fonte: (GHERARDINI; CLEMENTE et al., 2021)

3 Materiais e Métodos

Muitos aspectos devem ser levados em consideração no desenvolvimento da Interface Miocinética para se obter um aprimoramento de sua aplicação. Por isso, podemos dividi-la em três subsistemas que, posteriormente, integram-se para almejar os objetivos específicos. São eles a maquete do antebraço, as PCBs que a envolvem e o firmware de processamento dos dados. Além destes subsistemas, um software em um programa de simulação numérica auxiliará na validação dos dados adquiridos de forma *offline*, ou seja, de forma assíncrona à aquisição.

3.1 Requisitos da Interface Miocinética

Como demonstra a figura 3.13, os subsistemas são compostos por:

- **Maquete**, tem como função simular a anatomia de um antebraço ao abrigar todos os mecanismos envolvidos na movimentação dos ímãs e as PCBs que os envolvem para o sensoreamento;
- **Design PCB**, deve ser elaborado de forma a garantir a detecção adequada do deslocamento dos ímãs e ser modular, para que quatro versões sejam fabricadas e envolvidas transversalmente à maquete;
- **Firmware**, deve garantir que os dados de todos os sensores sejam lidos, organizados e transmitidos à uma FPGA de forma otimizada. A leitura das quatro PCBs deve ocorrer de forma simultânea pela FPGA, afim de evitar a utilização de dados adquiridos em tempos diferentes.

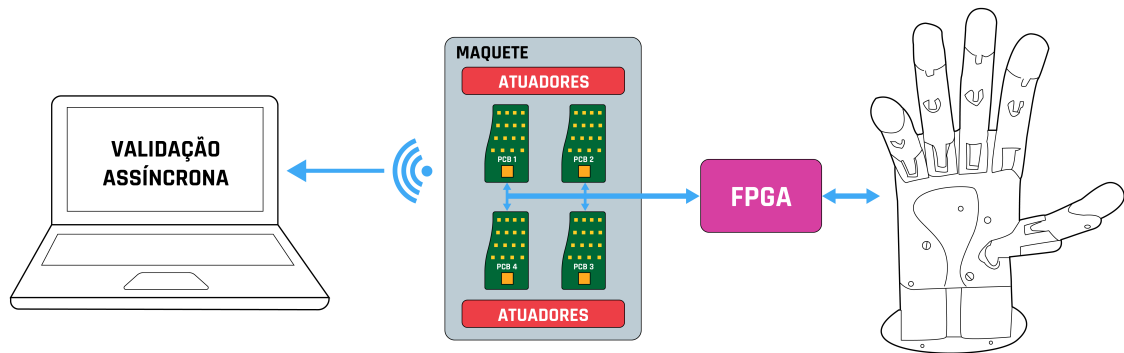


Figura 3.13 – Visão geral da integração dos subsistemas presentes no projeto. A mão robótica UnBHand à direita é conectada e controlada diretamente por uma FPGA. A interface miocinética, representada pela maquete, fornecerá dados brutos sobre o campo magnético dos ímãs deslocados à FPGA para o processamento. A interface possibilita também o acesso à estes dados sem fio, via bluetooth ou Wi-Fi, para verificação de conformidade através de outros métodos de estimação que podem ser futuramente implementados

Por fim, para validar a integração destes três subsistemas, um algoritmo de estimação do deslocamento dos ímãs deve fazer uso dos dados obtidos dos sensores para resolução do problema da magnetostática inversa. Desta forma, é adquirido o erro entre o deslocamento real e o estimado como parâmetro qualitativo do sistema como um todo.

3.2 Construção da maquete

A maquete, que porta todos os mecanismos de atuação do deslocamento dos ímãs e as PCBs, deve ser construída de tal forma a simular a anatomia de um antebraço. Portanto, diferente dos trabalho anterior de Cipriani *et. al* (TARANTINO; CLEMENTE; BARONE *et al.*, 2017), esta maquete possuirá um mecanismo que permite definir a posição e direção de deslocamento dos MMs acoplados em fios de nylon. Desta forma, diferentes configurações de movimentos de músculos podem realizados e experimentados com o mesmo aparato.

Uma forma de adquirir boa precisão, baixo custo e flexibilidade na criação das peças com geometrias diversas, que compõem a maquete com material diamagnético, é fabricar sua estrutura em plástico de Ácido Polilático (PLA) através da técnica de impressão 3D. Com estas características, a maquete se torna fácil de replicar e aprimorar conforme as necessidades do projeto. Para isso, serão desenvolvidos projetos e desenhos assistidos por computador (CADs) em softwares de design e fatiamento 3D.

3.3 Design da PCB

A proposta do design da PCB do projeto possui como diferencial, das implementações já citadas, um número reduzido de sensores hall e um formato anatômico, de modo em que os sensores estejam posicionados em posições mais adequadas à leitura dos ímãs mais próximos. Além da redução do custo de produção das placas, com menos sensores, torna-se viável aprimorar também a frequência de aquisição, contanto que a Unidade Computacional (UC) possua poder de processamento adequado. Além destes aspectos, a escolha do protocolo de comunicação entre sensor, UC e FPGA também afeta a velocidade de transmissão e consumo energético. A possibilidade de transmissão dos dados sem cabos (*wireless*) também é um recurso a ser explorado na aplicação final, o que facilita o uso dos dados em outras plataformas, como um computador que contenha o software de validação. Com isso, cada uma das quatro PCBs da proposta atual da Interface Miocinética será constituída por:

- Máximo de 16 sensores LIS3MDL, um sensor magnético tipo Hall com pequenas dimensões ($2 \times 2 \times 1 \text{ mm}$), com baixo custo energético, escalonamento selecionável e suporte para os protocolos I²C e SPI de até 10MHz de taxa de transmissão ¹;
- Uso do protocolo SPI para leitura dos sensores e transmissão dos dados para a FPGA, em vista que há uma vantagem de velocidade em relação ao I²C e a distância das trilhas não afetarão a integridade do sinal;
- Espressif ESP-WROOM-32 como μC , em vista que serão necessários uma porta *General Purpose Input Output* (GPIO) para sensor, ou seja 16 portas, devido ao fato da comunicação SPI ser ativada pelo pino CS, além de outros GPIOs dedicados a outros propósitos. O MCU possui 34 GPIOs, velocidade de *clock* para SPI de até 40Mhz e conectividade *wireless* via bluetooth e WI-FI ².

A placa principal, responsável por integrar as placas de aquisição de dados, os servos atuadores e a FPGA, também utilizará do μC ESP32.

3.4 Desenvolvimento do Firmware

A arquitetura do firmware embarcado nos MCUs deve estar estritamente ligada ao desempenho, de forma a otimizar a taxa de amostragem em tempo real do sistema. Para tanto, as quatro ESP-Wroom-32 devem sempre iniciar a leitura dos 16 sensores de forma simultânea, de forma a garantir que o deslocamento detectado seja do mesmo momento. Este

¹ <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/880677/STMICROELECTRONICS/LIS3MDL.html>

² <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1179101/ESPRESSIF/ESP-WROOM-32.html>

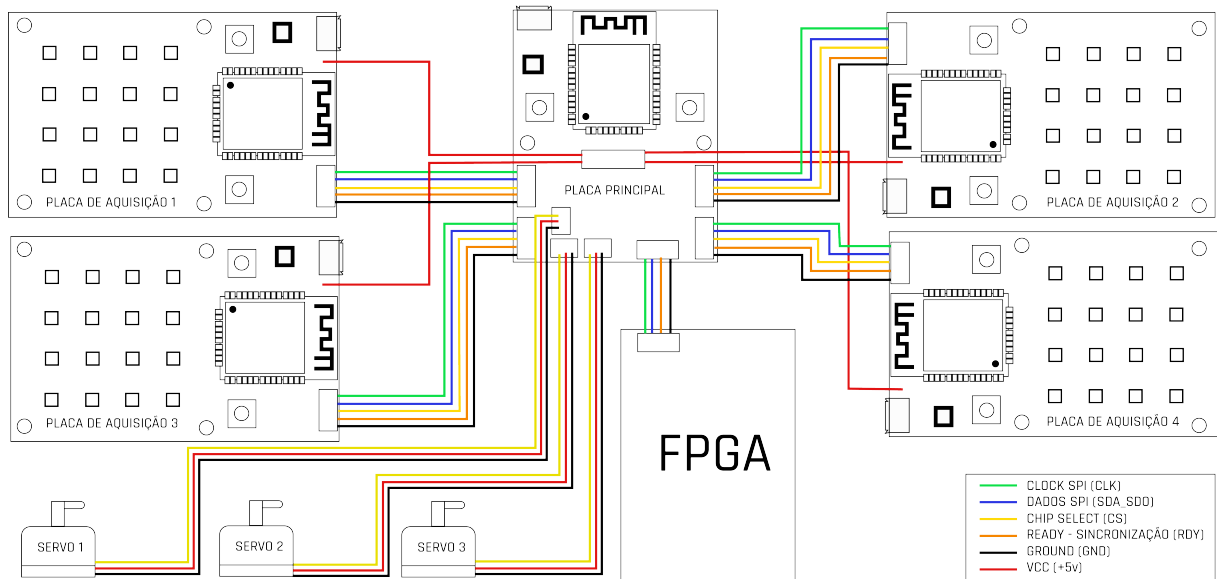


Figura 3.14 – Neste esquemático detalhado. Temos a integração das quatro placas de aquisição de dados, que contem os sensores, com a placa principal. Essa tem a função do controle de fluxo de dados, sincronização da amostragem dos sensores e controle e alimentação dos servos atuadores. Por fim, os dados são ligados a FPGA. Toda comunicação feita no protocolo SPI

controle pode ser realizado através de interrupções entre os quatro MCUs a placa principal, em que a mudança de nível lógico dos fios (*READY*) que interligam as placas indica o início ou fim de uma leitura, como ilustra a figura 3.14. No caso da utilização do algoritmo de estimação assíncrono, realizado por conexão sem fio, as interrupções não são necessários, ao considerar que o processamento será feito inteiramente pelo computador.

Na placa principal. Os dados de todos os sensores de todas as placas devem ser organizados, para então serem transmitidos para a FPGA. A figura 3.15 mostra um mapa de bits da transmissão entre a placa principal e a FPGA. São transferidos um total de 385 bytes. No primeiro byte, temos informações sobre aquela transmissão de dados, em que o primeiro bit (R/W) informa se é operação de leitura ou escrita, o segundo bit informa se o endereço subsequente ao do primeiro dado tem valor equivalente acrescido em 1 (ou seja, se o primeiro endereço é 0x36, o próximo será 0x37). Ainda no primeiro byte, informamos também o endereço em que o primeiro dado está armazenado. Em seguida a transmissão dos dados brutos é iniciada, onde cada sensor fornece 6 bytes de dados sobre a leitura realizada, 2 bytes para cada eixo. Desta forma, ao padronizar o fluxo de dados, é possível implementar futuramente algoritmos para verificação de perda de dados durante a transmissão, pois o que será recebido pela FPGA deve estar em conformidade com o protocolo estabelecido.

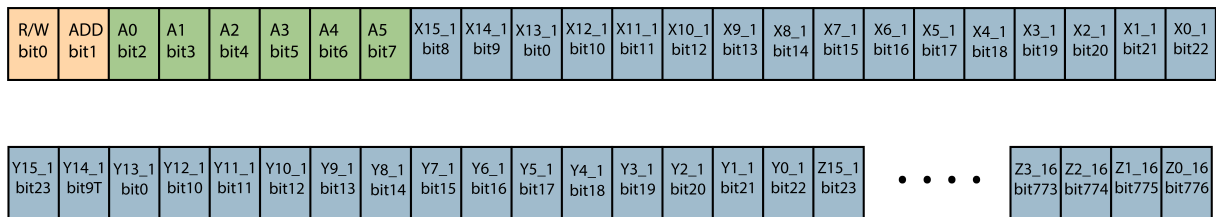


Figura 3.15 – Mapa de bits da transmissão entre a placa principal e a FPGA. Neste mapa, os dados adquiridos de todas as placas de aquisição estão organizados na parte azul, começando pelos 6 bytes do primeiro sensor da primeira placa até o 64º sensor. O bit 0 informa se a operação é de leitura ou escrita por parte do mestre (Placa principal), o bit1 informa que o endereço é incrementado em 1 a cada dado subsequente, os bits 2 a 7 informam o primeiro endereço, os bits 8 a 776 são os dados brutos de todos os eixos de todos os sensores.

4 Resultados

Antes de integrar os subsistemas que compõem a Interface Miocinética, foi necessário validar as soluções propostas de forma isolada. Os principais subsistemas que passaram por testes, antes da construção final da interface, foram os mecanismos de deslocamento dos MMs impressos em 3D e o firmware para aquisição de dados.

4.1 Construção da interface

Pelo fato da maquete ser composta por material dielétrico e de fácil acesso à fabricação, a elaboração de protótipos dos mecanismos puderam ser impressos em 3D e testados na prática, de forma a validar as soluções propostas e realizar melhorias contínuas. A figura 4.16 apresenta um primeiro CAD do protótipo, o qual permite avaliar o funcionamento dos seguintes componentes:

- a) Mecanismo de ajuste de direção do fio XZ (figura 4.18b), em que duas hastes móveis permitem posicionar as duas extremidades do fio da forma mais adequada. Após a definição das direções, o mecanismo pode ser fixado com parafusos M5, como observado na figura 4.17;
- b) Carretel na extremidade do fio (figura 4.18a), para evitar folgas ou esticamentos. Além disso, possui a função de servir como contrapeso para o fio de nylon. O carretel é livre para movimentar-se no eixo Z, o que possibilita utilizá-lo também como medida graduada para verificar a distância percorrida pelo MM;
- c) Ativação dos atuadores. Pode-se testar qual a melhor forma de puxar o fio, com um servo motor ou motor de passo;
- d) Características mecânicas do sistema, como vibração e estabilidade quando os atuadores são ativados ao mesmo tempo.

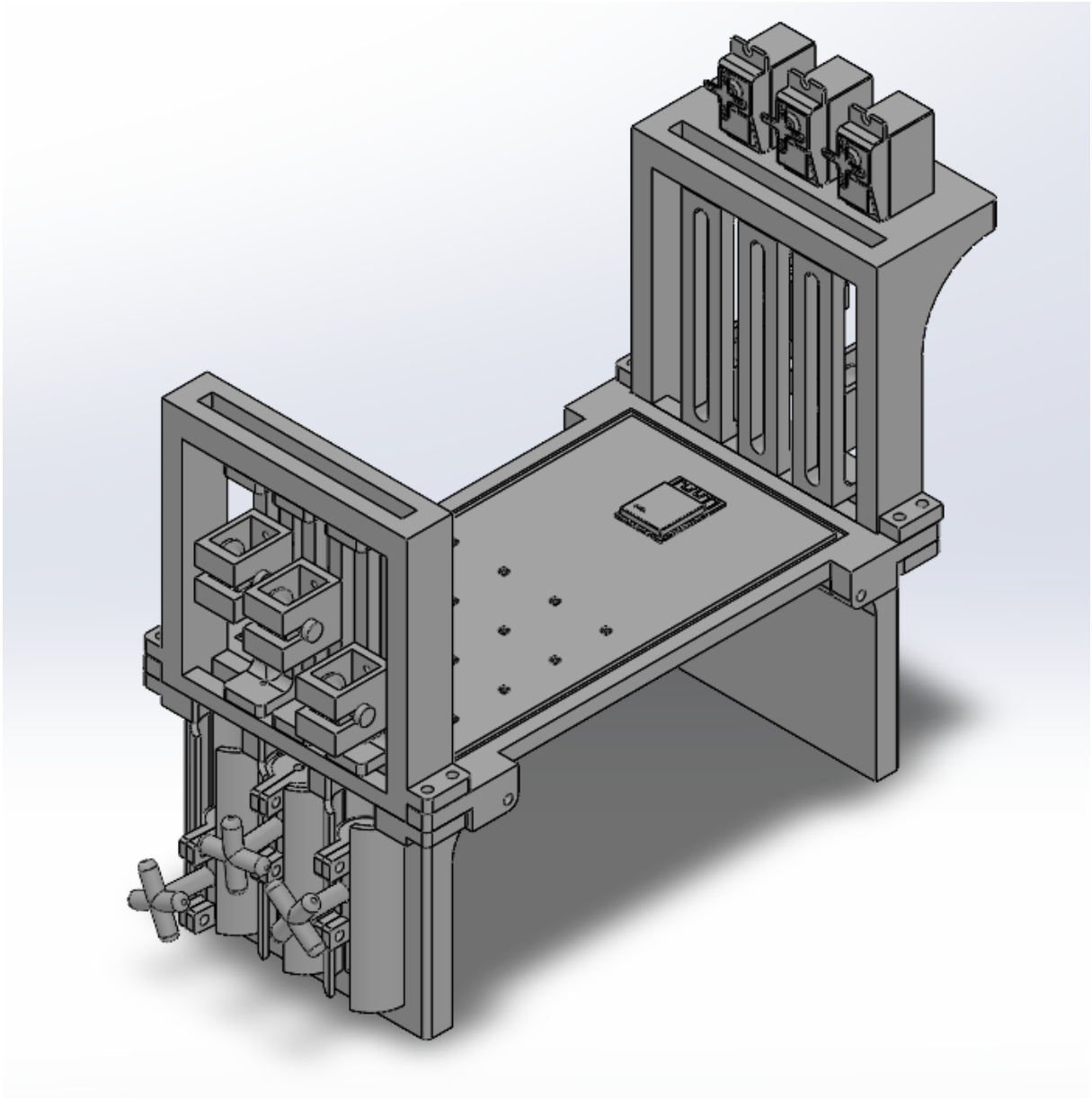


Figura 4.16 – Vista por perspectiva cavaleira do protótipo da primeira maquete, utilizada para validar as soluções propostas iniciais e auxiliar na análise de dimensão da bancada. Aqui estão dispostos três servo motores no topo, que puxam os fios de nylon que passam pelas frestas, roldanas e vão até os carretéis na parte inferior direita da imagem

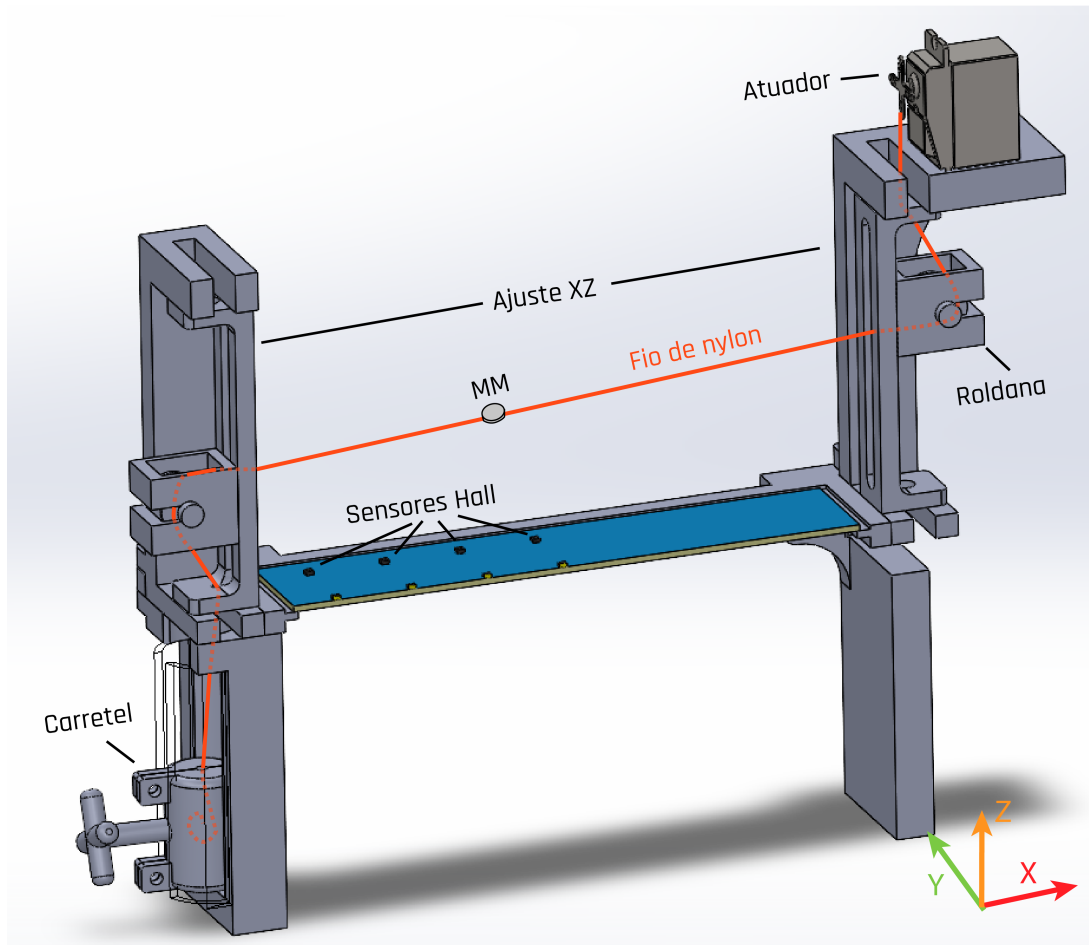
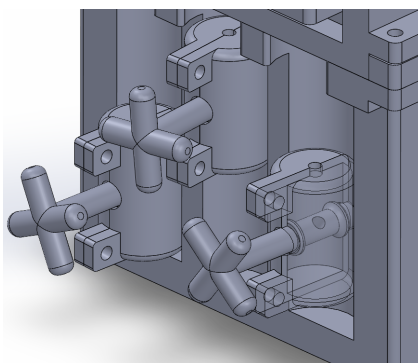
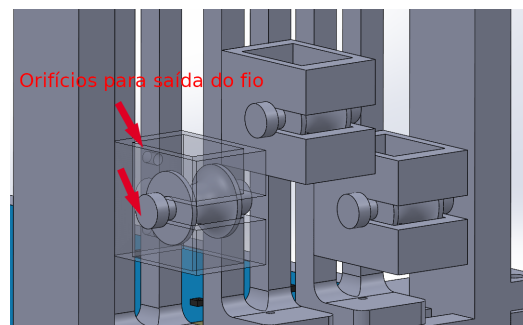


Figura 4.17 – Vista seccionada do protótipo da maquete. Aqui é ilustrado o caminho do fio de nylon que se inicia no servo motor (fixo em sua haste), passa pela primeira roldana com altura selecionável em direção à segunda roldana e, por fim, é enrolado no carretel que ajusta a firmeza do fio no sistema e serve como medida graduada da distância percorrida pelo ímã.



(a) Vista interna carretel, com o orifício para amarrar a extremidade do fio de nylon.



(b) Vista interna rolamento do ajuste. Onde há dois pequenos orifícios para o fio passar por cima ou por baixo do rolamento

Figura 4.18 – Protótipo dos mecanismos a serem utilizados.

4.2 Validação da captura de dados com o sensores magnéticos

Após a construção do primeiro protótipo de bancada, com o uso de dois sensores LIS3MDL comerciais, pode-se estimar o desempenho do firmware realizando a leitura de sensores consecutivos. No caso do protótipo montado na figura 4.20, dois sensores LIS3MDL foram conectados com a configuração 4 fios de comunicação SPI no modo escravo. Uma placa ESP32-Dev-kit, que se comunica como mestre, configura os sensores, realiza a leitura dos 6 registradores que contém as leituras dos três eixos de cada sensor e controla o servo motor por PWM para controle de deslocamento do ímã. Para verificar o período e validação dos sinais envolvidos, um analisador lógico é conectado em paralelo, onde são lidos os pinos CLK (SPC), CS1 (Chip Select sensor 1), CS2 (Chip Select sensor 2), MOSI e MISO.

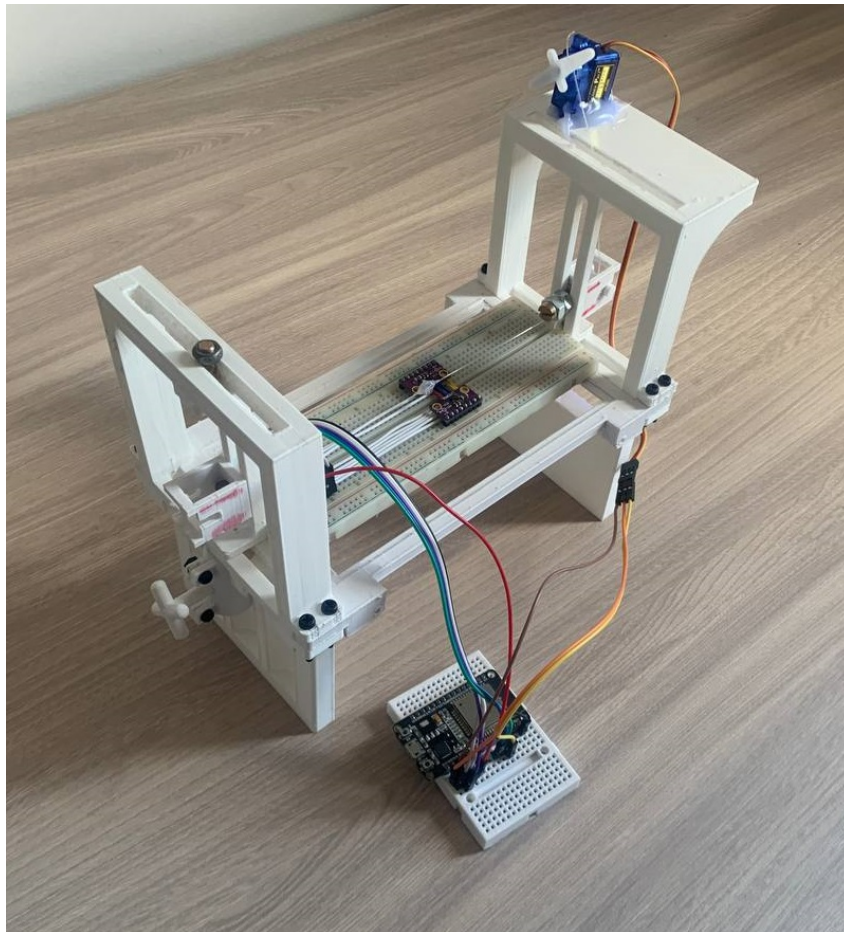


Figura 4.19 – Primeiro protótipo da maquete construída, onde comporta-se o servo motor em cima, uma protoboard no meio com dois sensores LIS3MDL comerciais conectados a uma placa ESP32-DEV-KIT, que por sua vez também controla o servo motor. Há um ímã de neodímio de 1mm de altura e raio de 1mm colado em cima dos sensores com cola quente. O analisador lógico não está presente na figura

Como demonstra a figura 4.21, um *clock* de 10MHz é utilizado para a taxa de transmissão dos bits. Após mudar o nível lógico da porta CS do primeiro sensor, a ESP32 envia

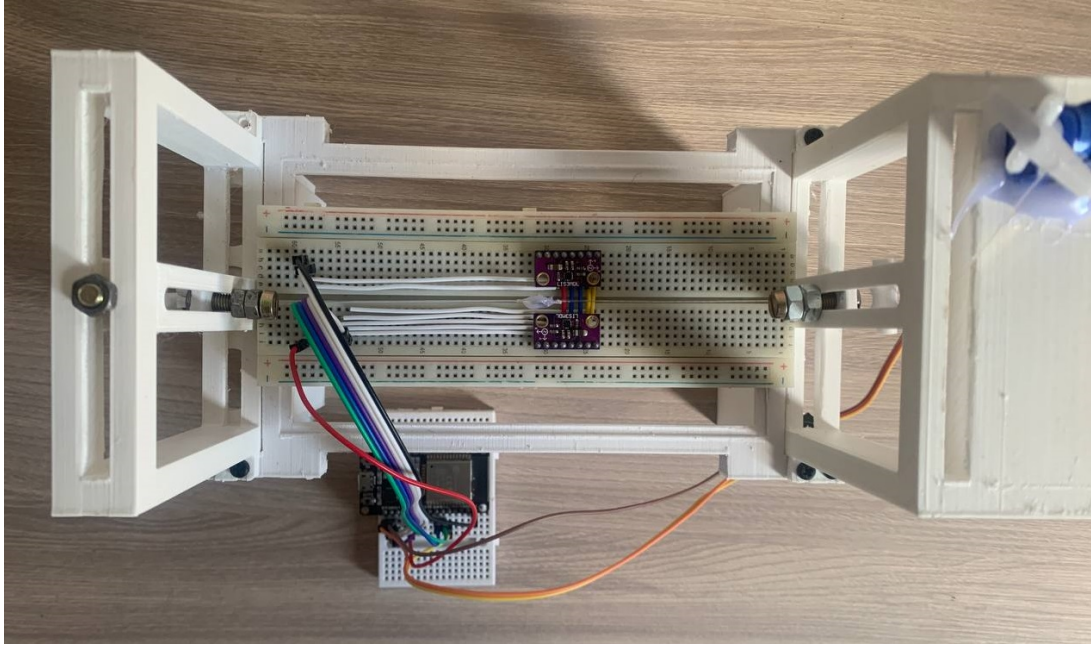


Figura 4.20 – Vista superior da bancada de teste protótipo. O espaçamento entre os sensores LIS3MDL é de aproximadamente 9mm. Este espaçamento foi escolhido para testar a saturação e alcance de detecção dos ímãs comumente utilizado neste tipo de configuração matricial.

2 bits em alto para indicar leitura contínua, seguidos dos bits que informam o primeiro endereço lido, neste caso a parte menos significativa da leitura no eixo X ($OUT_X_L = 0x28$). O período de comunicação entre os chips, mensurado pela troca de nível lógico do CS, é de $7,5\mu s$ para cada sensor. Já o período de transição entre cada sensor é de $0,312\mu s$ (figura 4.22). Portanto, nesse mesmo cenário, podemos estimar que o período para se ler 16 sensores é de $124,68\mu s$.

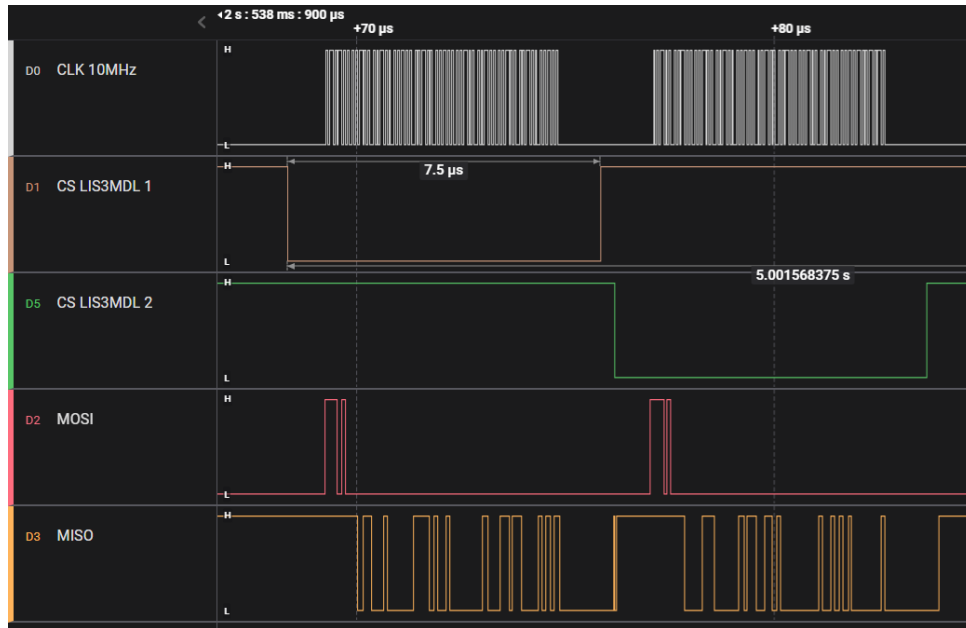


Figura 4.21 – Comunicação SPI entre uma ESP32 mestre e dois LIS3MDL escravo. O início da comunicação se dá pela borda de descida do pino CS do primeiro sensor, que logo em seguida inicia o clock de 10MHz para enviar o primeiro byte pelo pino MOSI (bit0: leitura, bit1: incremento de endereço ativo, bit3-7: primeiro endereço). Em seguida os dados do campo magnético de X, Y e Z são recebidos em 6 bytes consecutivos em MISO. Após $312\mu s$, a comunicação com o próximo sensor é iniciada

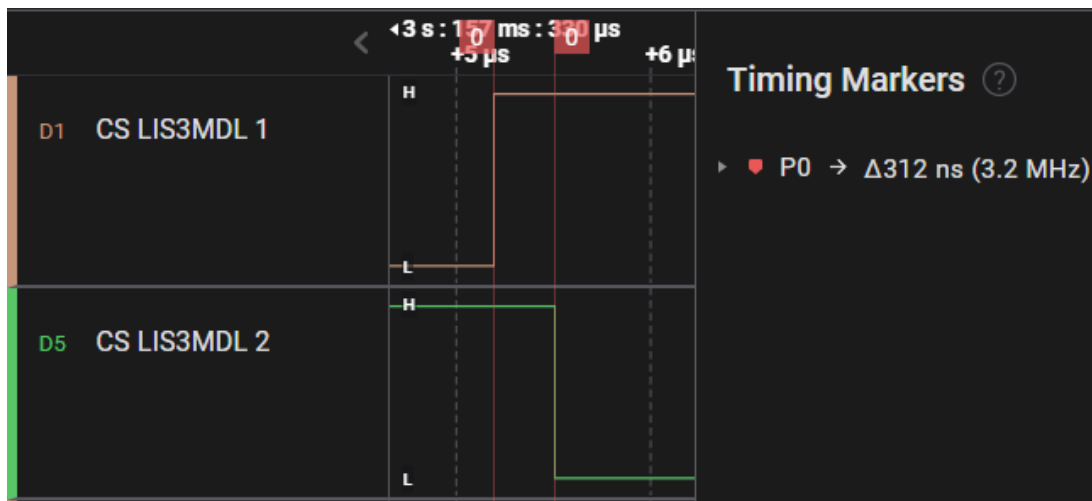
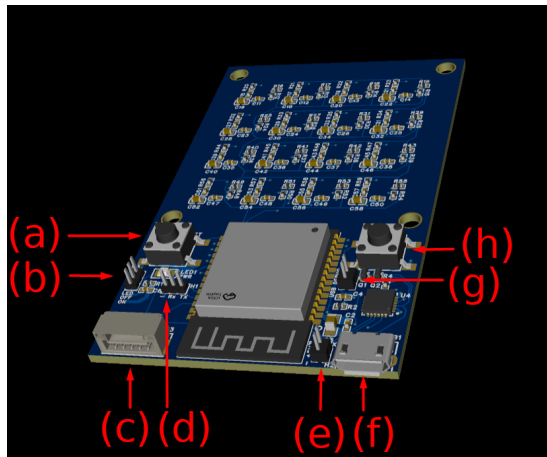


Figura 4.22 – Período de transição de comunicação entre chips de $312\mu s$

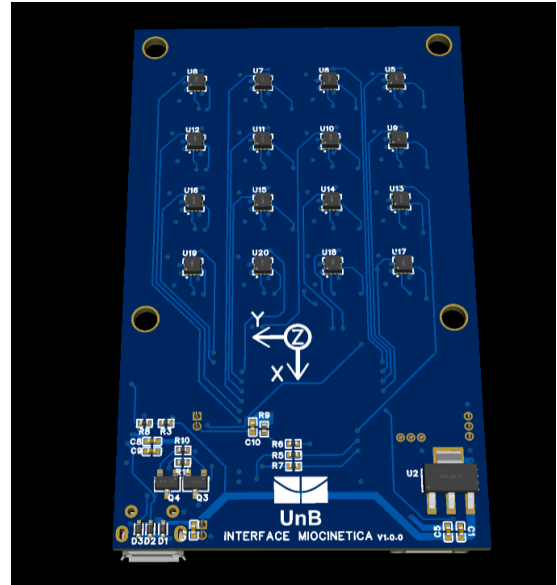
4.3 Elaboração da PCB

Por fim, a elaboração da PCB se deu em 4 etapas. Primeiro foi a elaboração do diagrama esquemático da placa de aquisição de dados, onde contém o microcontrolador ESP32, a matriz de 16 sensores LIS3MDL e todos os demais circuitos responsáveis por alimentação, pinos de debug, conector para integração com as demais placas e comunicação, SPI e serial (USB) Posteriormente foi feito o design do layout da PCB, em que todos os

componentes principais estão em uma camada (*top layer*, figura 4.23a) e a matriz de sensores estão na outra camada (*bottom layer*, figura 4.23b), em que há a menor quantidade de componentes possível para evitar interferência no campo magnético.



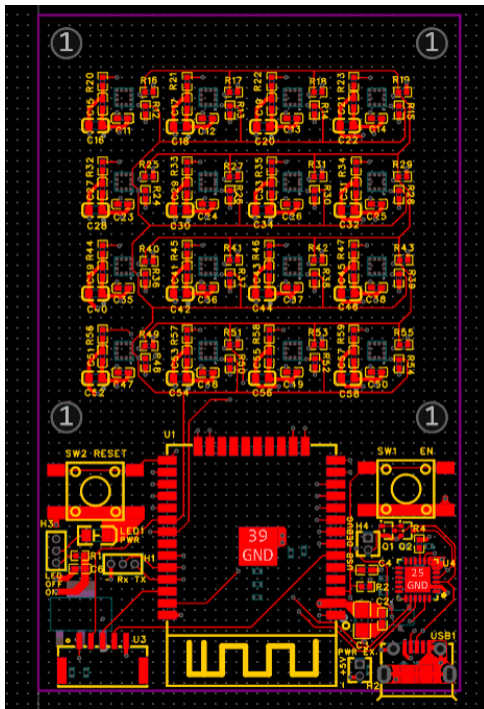
(a) Vista da camada superior da placa. a) Botão *reset*, b) ON/OFF LED, c) Entrada JST JX1.25 5 vias, d) Pinos GND/TX/RX comunicação serial, e) Alimentação externa 5V, f) Entrada micro USB para alimentação e programação, g) Habilitar circuito de depuração da comunicação (não utilizado) e h) Botão EN para programação.



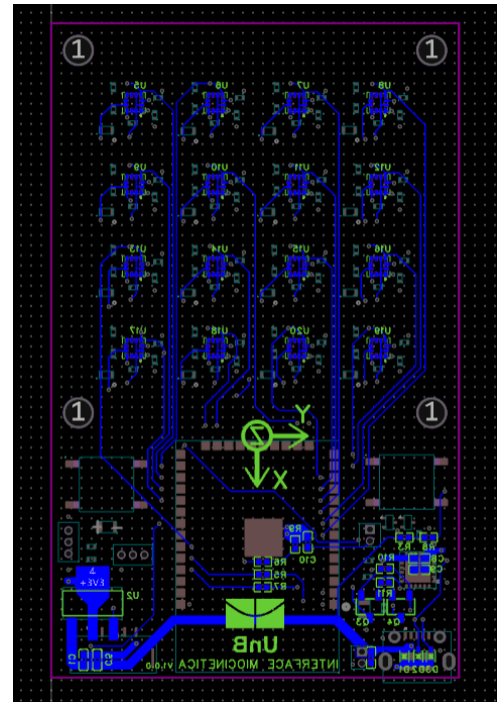
(b) Vista da camada inferior da PCB. Onde estão localizados os sensores LIS3MDL espaçados igualmente por 9mm. A orientação dos sensores é demonstrada por um desenho na própria placa.

Figura 4.23 – Visualização 3D em software ECAD das camadas superior e inferior da PCB.

Em seguida o roteamento das trilhas foi realizado de acordo com as normas padrões estabelecidas pela empresa de fabricação, como mostra as figuras 4.24a e 4.24b. Além de seguir a recomendação de padrão para a impedância esperada das trilhas principais de 50ohms, que para uma placa de 4 camadas foi feita ao definir a espessura das trilhas em 0.152mm. Por fim, após verificar a disponibilidade de todos os componentes na fabricante, foi feita a BOM do projeto para fabricar 4 unidades já montadas de fábrica e 1 unidade sem componentes montados, demonstrado na figura 4.25.



(a) Roteamento e *Silk Layer* da camada superior da PCB.



(b) Roteamento e *Silk Layer* da camada inferior da PCB.

Figura 4.24 – Visualização do roteamento das trilhas em software ECAD das camada superior e inferior da PCB.

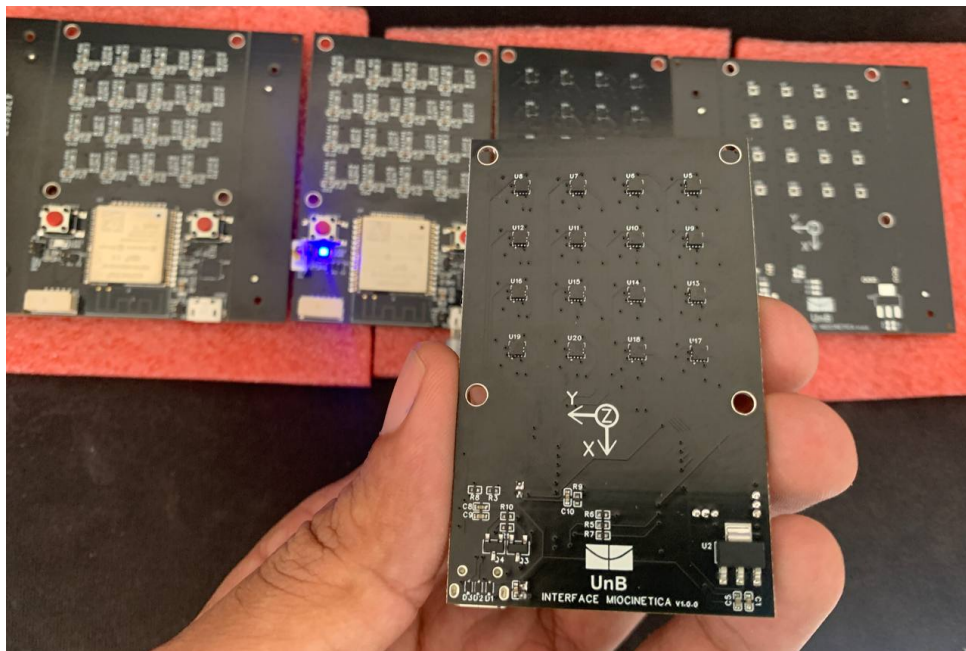


Figura 4.25 – Fotografia das quatro PCBs montadas e a PCB sem componentes a direita. A foto destaca a parte inferior da placa, com os sensores. Ao fundo é possível notar uma das placas ligadas a um cabo UsB, com a LED de alimentação habilitada

Por fim, para o teste das placas. Um código foi elaborado para configurar cada sensor individualmente e realizar a leitura bruta dos dados à uma escala de ± 4 gauss. O teste foi

realizado de forma manual ao passar vários ímãs sob uma das placas de aquisição durante a leitura dos sensores. O teste visou testar conformidade na leitura de todos os sensores em cada eixo, portanto os ímãs foram deslocados na ordem que é mostrado na figura 4.26. Primeiro passando-os sobre todos sensores na direção do eixo X, como mostra a figura 4.27. Logo em seguida, passou-se os ímãs na direção do eixo Y (figura 4.28). Por fim, aproximou-se os ímãs na direção do eixo Z, figura 4.29. O código utilizado para este teste está disponível no repositório GitHub da interface ¹.

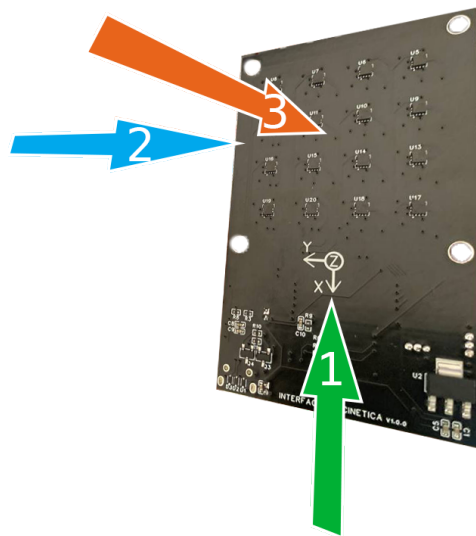


Figura 4.26 – Ordem e orientação em que os ímãs de neodímio foram deslocados para testar a leitura dos sensores. O primeiro deslocamento foi na orientação do eixo X, indo do positivo para o negativo. O segundo foi na do eixo Y, do positivo para o negativo. Por fim no eixo Z, também do positivo para o negativo.

¹ https://github.com/eulertorres/Interface_miocinetica

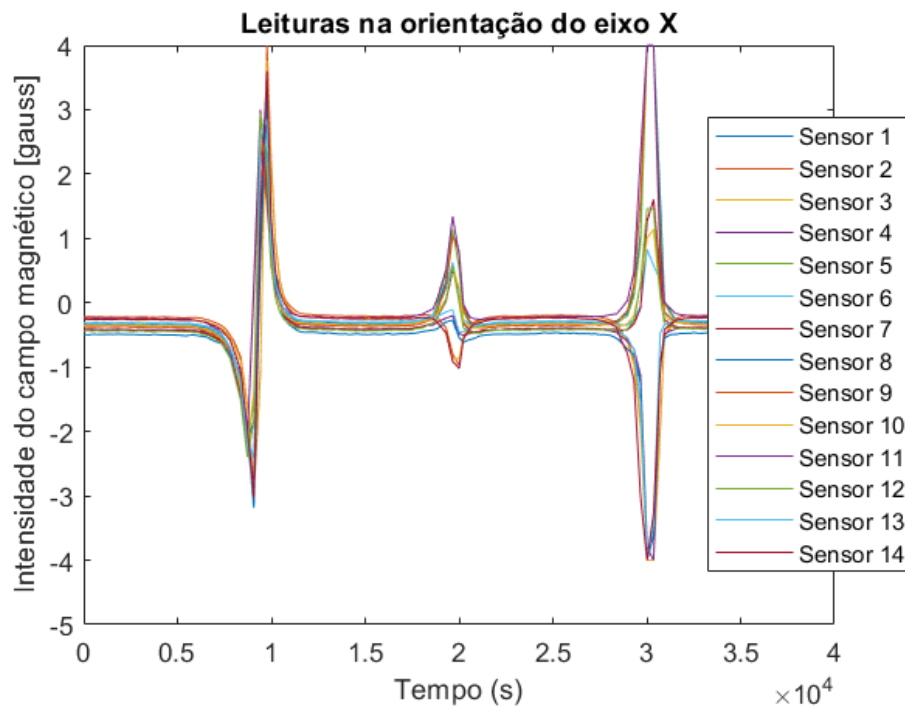


Figura 4.27 – Leitura dos sensores para a densidade do fluxo magnético no eixo X. A figura mostra curvas diferentes para cada orientação, para os três testes feitos em um período de aproximadamente 1 segundo entre cada deslocamento.

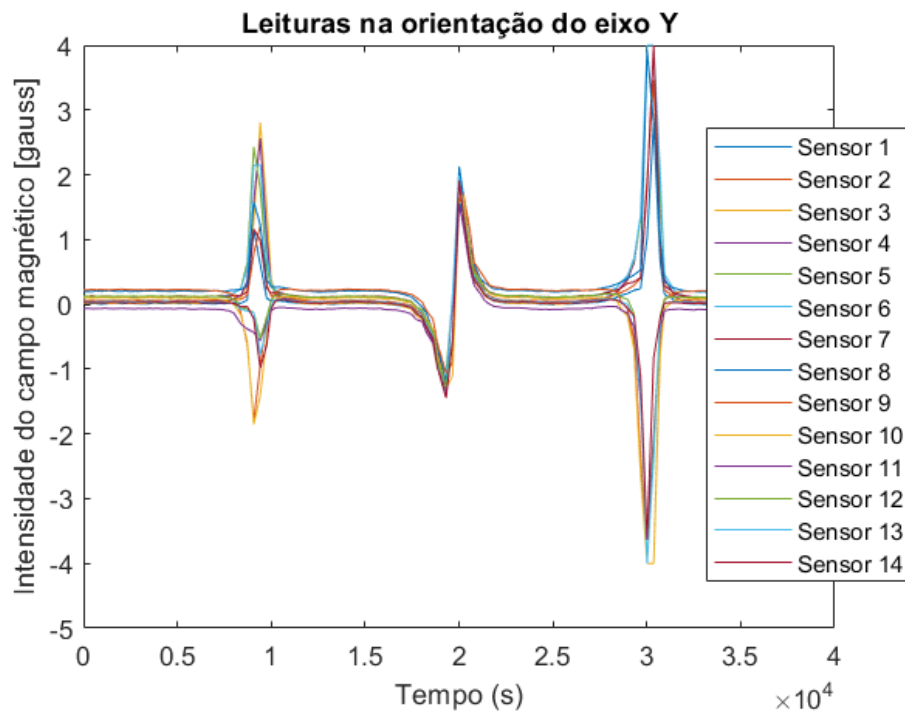


Figura 4.28 – Leitura dos sensores para a densidade do fluxo magnético no eixo Y.

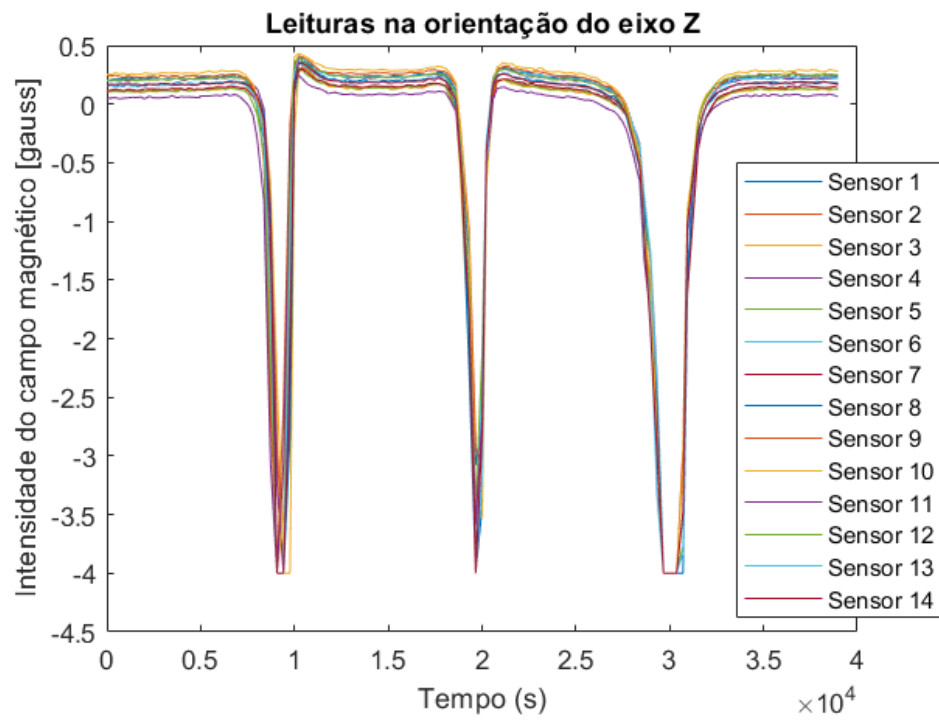


Figura 4.29 – Leitura dos sensores para a densidade do fluxo magnético no eixo Z.

5 Conclusões

Através do desenvolvimento de uma interface miocinética, este trabalho contribuiu para os avanços dos estudos de implementação de ímãs como forma de controle mãos robóticas. Portanto, mais um passo foi dado para que tais pesquisas na área da robótica se tornem próteses funcionais, inovadoras e comercialmente viáveis.

Com uso de uma maquete de fácil produção e customização de implementação, o sistema é capaz de simular o deslocamento de ímãs de forma semelhante aos movimentos feitos pelos músculos de um antebraço. Dessa forma, o desenvolvimento da prótese se torna mais simples, ágil, ético e seguro comparado ao que seria realizá-los através da implantação desses ímãs de forma clínica. Além do sistema mecânico, o sistema eletrônico desenvolvido é capaz de adquirir, organizar e transmitir dados sobre a variação do campo magnético do deslocamento dos ímãs, detectados por sensores do tipo Hall, para a FPGA que integra o sistema de controle da mão robótica UnBHand. Para tanto, foram desenvolvidas e fabricadas quatro PCBs. Cada uma possui uma matriz de sensores Hall LIS3MDL, em que cada um é capaz de fornecer leituras em três eixos com escala selecionável de ± 4 gauss a ± 16 gauss e possui distância de saturação de aproximadamente 9mm na maior escala.

Além de ser um sistema modular e acessível, esta interface possui como diferencial a quantidade reduzida de sensores utilizados em estudos semelhantes, o que diminui o custo de produção de mais placas. Tal vantagem é possível graças a implementação do algoritmo, desenvolvido em trabalhos anteriores, de estimação do posicionamento do ímã através de redes neurais na FPGA. Este algoritmo aproveita o paralelismo de atividades realizadas no sistema de controle, que teriam custo computacional elevado caso feito em processadores comuns. A placa desenvolvida com o μC ESP32-Wroom é capaz de utilizar a máxima frequência de transferência de dados do sensor LIS3MDL através do protocolo SPI. Dessa forma, a leitura de toda a matriz leva aproximadamente $124,68\mu S$ para ser realizada, o que idealmente nos fornece uma frequência de amostragem de 8020 leituras por segundo, desconsiderando o tempo de transmissão destes dados para a FPGA também por SPI.

A placa de aquisição de dados apresentou funcionamento dentro do esperado. Através do simples teste realizado com o deslocamento manual dos ímãs na orientação de cada eixo, pôde-se ver um comportamento dos sensores em conformidade com a folha de dados do LIS3MDL. Os dados apresentaram grandeza na escala correta (neste caso ± 4 gauss) e conformidade com a orientação. Nos testes no eixo X e Y é possível notar que há uma alternância entre valores negativos para positivos em seus deslocamentos respectivos. Tal fato se dá pelos ímãs passaram pelo ponto zero do sensor, localizado em seu centro, o que inverte a leitura. No eixo Z não há tal alternância, pois durante o teste os ímãs não foram

deslocados para a outra face da placa.

Por fim, através da fácil replicabilidade de implementação da interface desenvolvida neste projeto, diferentes configurações de deslocamento de ímãs e transmissão de dados poderão ser testados e validados, tais como Wi-Fi e I²C. Isto é possível através da modificação do firmware desenvolvido ao utilizar dos circuitos de comunicação serial integrados nas PCBs.

Além das possibilidades abertas com essa interface que será integrada na FPGA, outras melhorias também podem ser implementadas em trabalhos futuros. Uma delas está tem relação ao modo de programação da placa de sensores, que atualmente dois GPIOs devem ser desabilitados antes de subir o código via USB. Além do desenvolvimento e fabricação da placa principal, que neste projeto foi construída em protoboard. Além de outras implementações no firmware das placas, como por exemplo habilitar a transferência de dados via Wi-Fi ou Bluetooth, rotina de auto-teste para verificação da saúde dos sensores e algoritmos para verificação de perda de dados na transmissão.

Referências

- ANGIOLOGIA E DE CIRURGIA VASCULAR (SBACV), S. B. de. **Amputações no Brasil: um problema de saúde pública**. 2023. Disponível em: <<https://exame.com/brasil/a-cada-hora-3-brasileiros-sofrem-amputacao-de-pernas-ou-pes-entenda-motivo/>>. Citado na p. 14.
- BECERRA-FAJARDO, L.; IVORRA, A. First steps towards an implantable electromyography (EMG) sensor powered and controlled by galvanic coupling. In: SPRINGER. WORLD Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018: June 3-8, 2018, Prague, Czech Republic (Vol. 3). 2018. P. 19–22. Citado na p. 22.
- BICCHI, A. Hands for dexterous manipulation and robust grasping: a difficult road toward simplicity. **IEEE Transactions on Robotics and Automation**, v. 16, n. 6, p. 652–662, 2000. DOI: [10.1109/70.897777](https://doi.org/10.1109/70.897777). Citado na p. 15.
- BLAYA, J. A.; HERR, H. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. **IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, IEEE, v. 12, n. 1, p. 24–31, 2004. Citado na p. 15.
- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of applied biomechanics**, Human Kinetics, Inc., v. 13, n. 2, p. 135–163, 1997. Citado na p. 15.
- GARCIA, M. A.; BAFFA, O. **Magnetic fields from skeletal muscles: A valuable physiological measurement?** v. 6. Frontiers Media SA, 2015. P. 228. Citado na p. 16.
- GHAHREMANI AREKHLOO, N.; PARVIZI, H.; ZUO, S.; WANG, H.; NAZARPOUR, K.; MARQUETAND, J.; HEIDARI, H. Alignment of magnetic sensing and clinical magnetomyography. **Frontiers in Neuroscience**, Frontiers, v. 17, p. 1154572, 2023. Citado na p. 24.
- GHERARDINI, M.; CLEMENTE, F.; MILICI, S.; CIPRIANI, C. Localization accuracy of multiple magnets in a myokinetic control interface. **Scientific Reports**, Nature Publishing Group UK London, v. 11, n. 1, p. 4850, 2021. Citado nas pp. 29, 31.
- GHERARDINI, M.; STURMA, A.; BOESENDORFER, A.; IANNICIELLO, V.; MANNINI, A.; ASZMANN, O. C.; CIPRIANI, C. Feasibility Study on Disentangling Muscle Movements in TMR Patients Through a Myokinetic Control Interface for the Control of Artificial Hands. **IEEE Robotics and Automation Letters**, IEEE, v. 7, n. 3, p. 7240–7246, 2022. Citado na p. 29.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; MORENO, M. J. et al. **Tratado de fisiologia médica**. Interamericana México, 1971. v. 2011. Citado nas pp. 20, 21.

-
- HALL, E. H. et al. On a new action of the magnet on electric currents. **American Journal of Mathematics**, v. 2, n. 3, p. 287–292, 1879. Citado na p. 25.
- JANG, C. H.; YANG, H. S.; YANG, H. E.; LEE, S. Y.; KWON, J. W.; YUN, B. D.; CHOI, J. Y.; KIM, S. N.; JEONG, H. W. A survey on activities of daily living and occupations of upper extremity amputees. **Annals of rehabilitation medicine**, Korean Academy of Rehabilitation Medicine, v. 35, n. 6, p. 907–921, 2011. Citado na p. 14.
- KARSENTY, A. A comprehensive review of integrated Hall effects in macro-, micro-, nanoscales, and quantum devices. **Sensors**, MDPI, v. 20, n. 15, p. 4163, 2020. Citado na p. 26.
- KLEINER, R.; KOELLE, D.; LUDWIG, F.; CLARKE, J. Superconducting quantum interference devices: State of the art and applications. **Proceedings of the IEEE**, IEEE, v. 92, n. 10, p. 1534–1548, 2004. Citado na p. 25.
- KONRAD, P. The abc of emg. **A practical introduction to kinesiological electromyography**, v. 1, n. 2005, p. 30–5, 2005. Citado na p. 20.
- KYBERD, P. J.; LIGHT, C.; CHAPPELL, P. H.; NIGHTINGALE, J. M.; WHATLEY, D.; EVANS, M. The design of anthropomorphic prosthetic hands: A study of the Southampton Hand. **Robotica**, Cambridge University Press, v. 19, n. 6, p. 593–600, 2001. Citado na p. 15.
- LOWERY, M. M.; WEIR, R. F.; KUIKEN, T. A. Simulation of intramuscular EMG signals detected using implantable myoelectric sensors (IMES). **IEEE transactions on biomedical engineering**, IEEE, v. 53, n. 10, p. 1926–1933, 2006. Citado na p. 21.
- MATSUMOTO, M. K.; FERNANDES, M.; MORAES, V. Y. d.; RADUAN NETO, J.; OKAMURA, A.; BELLOTI, J. C. Treatment of fingertip injuries by specialists in hand surgery in brazil. **Acta Ortopédica Brasileira**, SciELO Brasil, v. 26, p. 294–299, 2018. Citado na p. 14.
- MCDONNALL, D.; HIATT, S.; SMITH, C.; GUILLORY, K. S. Implantable multichannel wireless electromyography for prosthesis control. In: IEEE. 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2012. P. 1350–1353. Citado nas pp. 15, 23.
- MENDEZ, S. P.; GHERARDINI, M.; PAULA SANTOS, G. V. de; MUÑOZ, D. M.; AYALA, H. V. H.; CIPRIANI, C. Data-driven real-time magnetic tracking applied to myokinetic interfaces. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, IEEE, v. 16, n. 2, p. 266–274, 2022. Citado nas pp. 15, 17, 28.
- MERCIER, C.; REILLY, K. T.; VARGAS, C. D.; ABALLEA, A.; SIRIGU, A. Mapping phantom movement representations in the motor cortex of amputees. **Brain**, Oxford University Press, v. 129, n. 8, p. 2202–2210, 2006. Citado na p. 23.

- MICERA, S.; CARPANETO, J.; RASPOPOVIC, S. Control of hand prostheses using peripheral information. **IEEE reviews in biomedical engineering**, IEEE, v. 3, p. 48–68, 2010. Citado nas pp. 15, 24.
- MICERA, S.; CITI, L.; RIGOSA, J.; CARPANETO, J.; RASPOPOVIC, S.; DI PINO, G.; ROS-SINI, L.; YOSHIDA, K.; DENARO, L.; DARIO, P. et al. Decoding information from neural signals recorded using intraneural electrodes: toward the development of a neurocontrolled hand prosthesis. **Proceedings of the IEEE**, IEEE, v. 98, n. 3, p. 407–417, 2010. Citado nas pp. 15, 23, 24.
- MONTERO, J.; THUMSER, Z.; MASIERO, F.; BECKLER, D.; CLEMENTE, F.; MARASCO, P.; CIPRIANI, C. The myokinetic stimulation interface: activation of proprioceptive neural responses with remotely actuated magnets implanted in rodent forelimb muscle. **Journal of Neural Engineering**, IOP Publishing, v. 19, n. 2, p. 026048, 2022. Citado na p. 16.
- MONTERO, J.; CLEMENTE, F.; CIPRIANI, C. Feasibility of generating 90 Hz vibrations in remote implanted magnets. **Scientific Reports**, Nature Publishing Group UK London, v. 11, n. 1, p. 15456, 2021. Citado na p. 16.
- PERTUZ, S.; LLANOS, C.; MUÑOZ, D. Simulation and implementation of impedance control in robotic hand. In: 24TH ABCM international congress of mechanical engineering. 2017. P. 1–10. Citado na p. 16.
- PERTUZ, S. A.; LLANOS, C.; PEÑA, C.; MUÑOZ, D. A parallel system-on-chip approach for impedance controller for a 7-DoF robotic hand. **Analog Integrated Circuits and Signal Processing**, Springer, v. 106, p. 195–204, 2021. Citado na p. 16.
- PERTUZ, S. A.; LLANOS, C. H.; MUNOZ, D. M. Bioinspired optimization of a robotic finger mechanism. In: IEEE. 2016 XIII Latin American Robotics Symposium and IV Brazilian Robotics Symposium (LARS/SBR). 2016. P. 199–204. Citado nas pp. 15, 16.
- PERTUZ, S. A.; LLANOS, C. H.; MUÑOZ, D. M. Development of a robotic hand using bioinspired optimization for mechanical and control design: Unb-hand. **IEEE Access**, IEEE, v. 9, p. 61010–61023, 2021. Citado na p. 16.
- RESNIK, L.; BORGIA, M.; CLARK, M. Function and quality of life of unilateral major upper limb amputees: effect of prosthesis use and type. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Elsevier, v. 101, n. 8, p. 1396–1406, 2020. Citado na p. 14.
- SALMINGER, S.; STURMA, A.; HOFER, C.; EVANGELISTA, M.; PERRIN, M.; BERGMEISTER, K.; ROCHE, A. D.; HASENOEHL, T.; DIETL, H.; FARINA, D. et al. Long-term implant of intramuscular sensors and nerve transfers for wireless control of robotic arms in above-elbow amputees. **Science Robotics**, American Association for the Advancement of Science, v. 4, n. 32, eaaw6306, 2019. Citado nas pp. 22, 23.

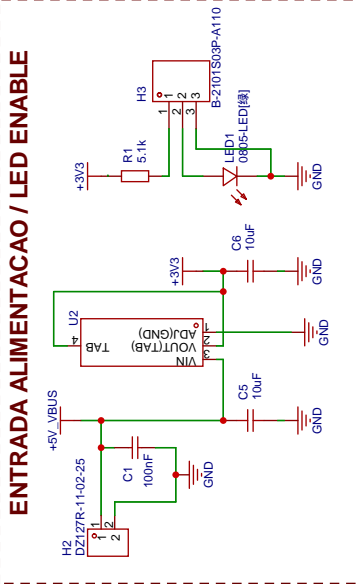
- SARRO JUNIOR, A. D. d.; MENDES JÚNIOR, J. J. A.; FRANTZ, S. H. **Controle de um braço robótico através de eletromiografia**. 2014. B.S. thesis – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Citado nas pp. 20, 21.
- SARROCA, N.; VALERO, J.; DEUS, J.; CASANOVA, J.; LUESMA, M. J.; LAHOZ, M. Quality of life, body image and self-esteem in patients with unilateral transtibial amputations. **Scientific reports**, Nature Publishing Group UK London, v. 11, n. 1, p. 12559, 2021. Citado na p. 14.
- SHUR, M.; NOVOSLUGINA, A.; SMORODINSKII, Y. G. On the inverse problem of magnetostatics. **Russian Journal of Nondestructive Testing**, Springer, v. 49, p. 465–473, 2013. Citado na p. 28.
- SILVA, J. P. da; RODRIGUES, B. A.; CORREIA, S. K.; SILVA, J. V. C.; DIAS, T.; CASADO, J.; ROSA, S. R. F. Modelo matemático do comportamento de pé de uma prótese para amputados abaixo do joelho. **HOLOS**, v. 3, p. 31–51, 2016. Citado na p. 15.
- SILVA, R. da; RIZZO, J. G.; GUTIERRES FILHO, P. J. B.; RAMOS, V.; DEANS, S. Physical activity and quality of life of amputees in southern Brazil. **Prosthetics and Orthotics International**, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 35, n. 4, p. 432–438, 2011. Citado na p. 14.
- STMICROELECTRONICS. **Digital output magnetic sensor: ultra-low-power, high-performance 3-axis magnetometer**. 2015. Available from: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/880677/STMICROELECTRONICS/LIS3MDL.html>. Citado na p. 27.
- SURGERY OF THE HAND, A. S. for. **Amputation: Prosthetic Hand And Fingers**. 2020. Disponível em: <<https://www.assh.org/handcare/condition/amputation-prosthetic-hand-and-fingers>>. Citado na p. 14.
- TARANTINO, S.; CLEMENTE, F.; BARONE, D.; CONTROZZI, M.; CIPRIANI, C. The myokinetic control interface: Tracking implanted magnets as a means for prosthetic control. **Scientific reports**, Nature Publishing Group UK London, v. 7, n. 1, p. 17149, 2017. Citado nas pp. 16, 17, 28, 29, 33.
- TARANTINO, S.; CLEMENTE, F.; DE SIMONE, A.; CIPRIANI, C. Feasibility of tracking multiple implanted magnets with a myokinetic control interface: Simulation and experimental evidence based on the point dipole model. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 67, n. 5, p. 1282–1292, 2019. Citado nas pp. 29, 30.
- TAYLOR, C. R.; SRINIVASAN, S. S.; YEON, S. H.; O'DONNELL, M.; ROBERTS, T.; HERR, H. M. Magnetomicrometry. **Science robotics**, American Association for the Advancement of Science, v. 6, n. 57, eabg0656, 2021. Citado na p. 17.

- WEIR, R.; TROYK, P.; DEMICHELE, G.; KUIKEN, T. Implantable myoelectric sensors (IMES) for upper-extremity prosthesis control-preliminary work. In: IEEE. PROCEEDINGS of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No. 03CH37439). 2003. v. 2, p. 1562–1565. Citado na p. 15.
- YAMAGUCHI, T.; KASHIWAGI, T.; ARIE, T.; AKITA, S.; TAKEI, K. Human-like electronic skin-integrated soft robotic hand. **Advanced Intelligent Systems**, Wiley Online Library, v. 1, n. 2, p. 1900018, 2019. Citado na p. 15.
- ZUO, S.; HEIDARI, H.; FARINA, D.; NAZARPOUR, K. Miniaturized magnetic sensors for implantable magnetomyography. **Advanced Materials Technologies**, Wiley Online Library, v. 5, n. 6, p. 2000185, 2020. Citado na p. 24.
- ZUO, S.; SCHMALZ, J.; ÖZDEN, M.-Ö.; GERKEN, M.; SU, J.; NIEKIEL, F.; LOFINK, F.; NAZARPOUR, K.; HEIDARI, H. Ultrasensitive magnetoelectric sensing system for pico-tesla magnetomyography. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, IEEE, v. 14, n. 5, p. 971–984, 2020. Citado na p. 15.

Apêndices

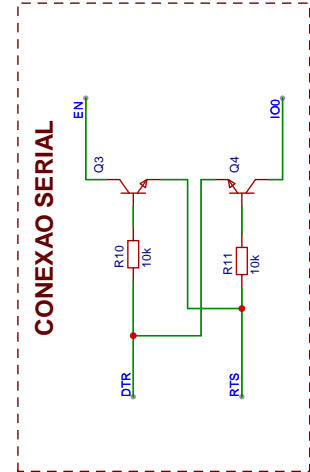
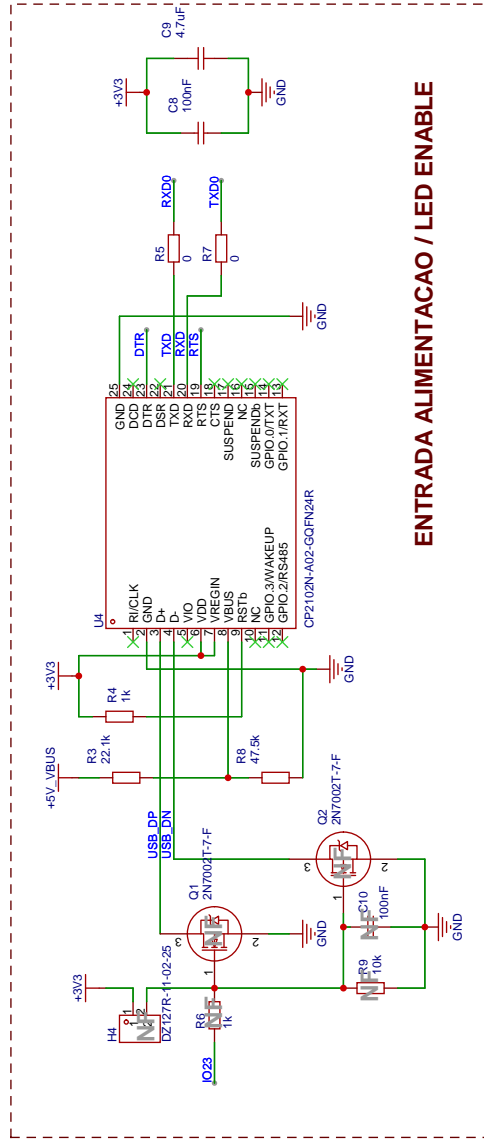
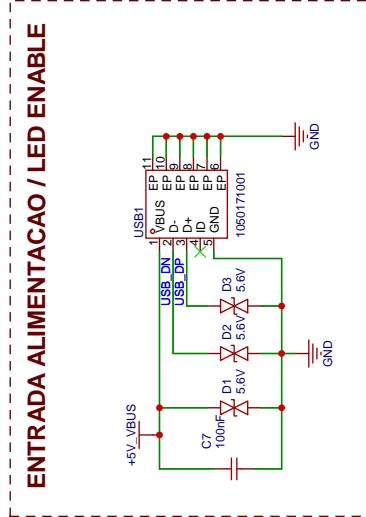
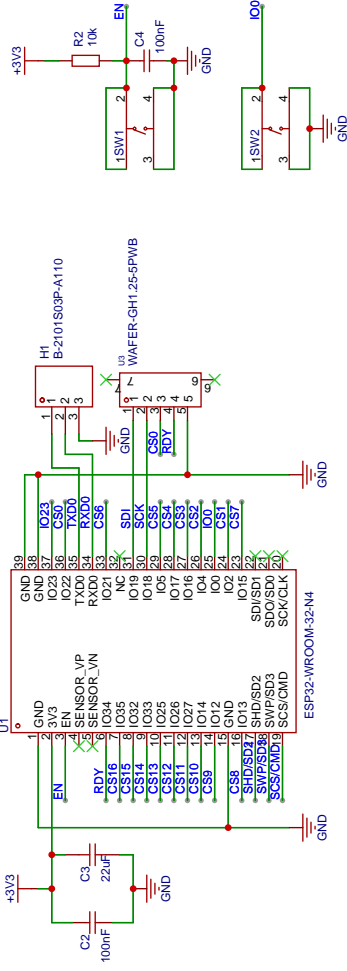
Apêndice A – Esquemático Eletrônico da PCB

INTERFACE MIO CINÉTICA ESP32 LIS3MDL

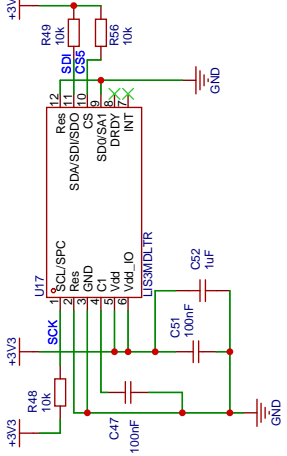
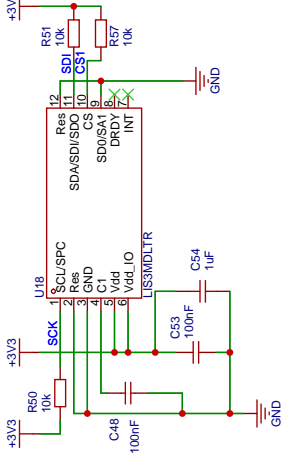
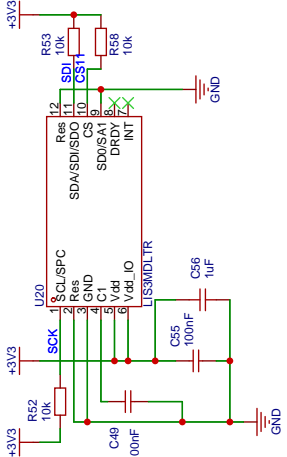
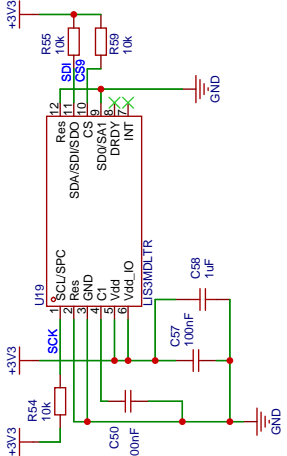
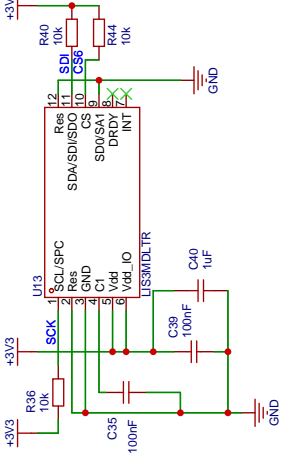
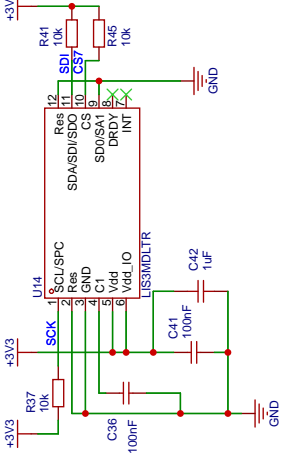
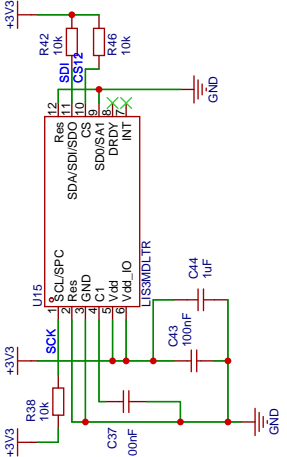
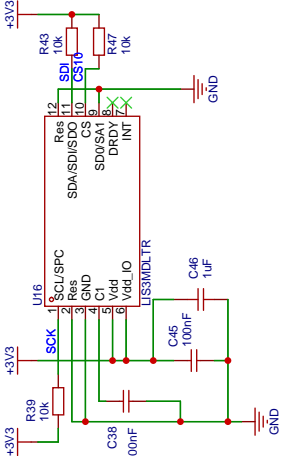
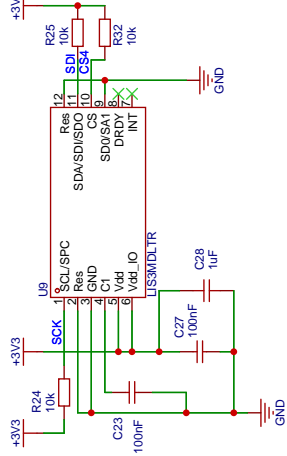
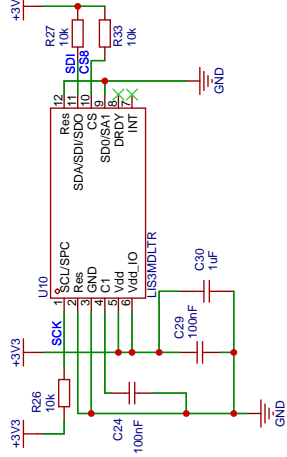
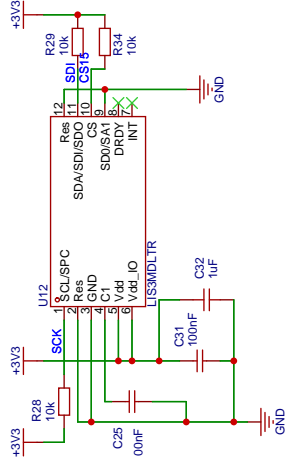
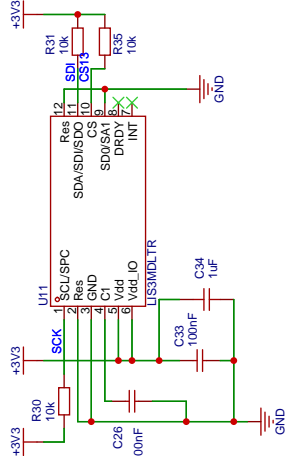
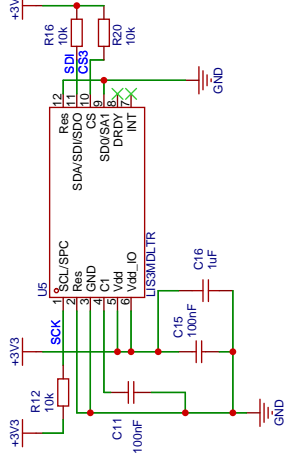
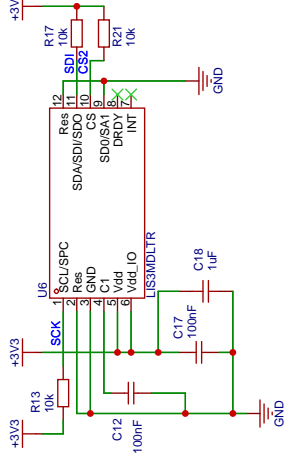
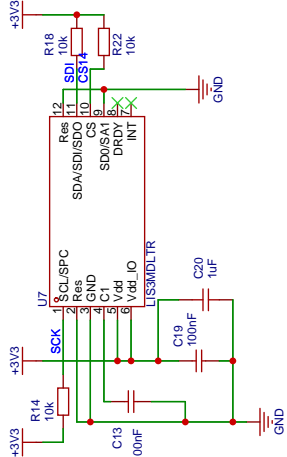
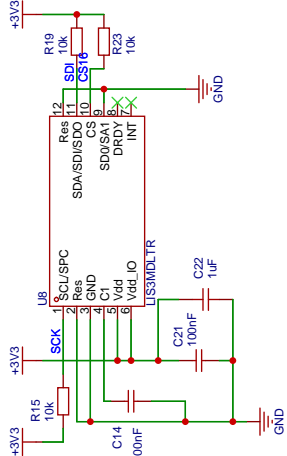


ESP32

BOTOES RESET



Schematic	Placa 1	Update Date	2023-11-25
Page	P1	Create Date	2023-09-12
Drawn	Euler Torres	Part Number	JLCPCB-002
Reviewed	Daniel Muñoz		
		TCC2_ESP32_LIS3MDL	
		VER	SIZE
		V0.1	A4
		PAGE	1 OF 2
		Universidade de Bras í lia (UnB)	



Schematic		Update Date	2023-11-21
Page		Create Date	2023-10-07
Placa 1		Part Number	JLPCPB-002
EasyEDA Pro		TCC2_ESP32_LIS3MDL	
EasyEDA Pro		VER	V0.1
		SIZE	A4
		PAGE	2 OF 2
			EasyEDA.com

MATRIZ SENSORES HALL LIS3MDL