



Melissa Carvalho Costa

**Proposta de Dispositivo Biomédico Multisensor Portátil para
Localização de Corpos Estranhos Ferromagnéticos**

Dissertação de Mestrado

Dissertação apresentada como requisito parcial para
obtenção do grau de Mestre em Metrologia pelo
Programa de Pós-Graduação em Metrologia da PUC- Rio.

Orientador: Prof. Carlos Roberto Hall Barbosa

Coorientadora: Profa. Elisabeth Costa Monteiro

Rio de Janeiro,
outubro de 2022



Melissa Carvalho Costa

**Proposta de Dispositivo Biomédico Multisensor Portátil
para Localização de Corpos Estranhos
Ferromagnéticos**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Metrologia da PUC-Rio. Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo assinada.

Prof. Carlos Roberto Hall Barbosa

Orientador

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof^a. Elisabeth Costa Monteiro

Coorientadora

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof. Daniel Ramos Louzada

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof. Eduardo Costa da Silva

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - PUC-Rio

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da universidade, do autor e do orientador.

Melissa Carvalho Costa

Graduada em Engenharia Elétrica pela Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) em 2019. Atualmente mestrando do Programa de Pós-Graduação em Metrologia (PósMQI) pela PUC-Rio.

Ficha Catalográfica

Costa, Melissa Carvalho

Proposta de dispositivo biomédico multisensor portátil para localização de corpos estranhos ferromagnéticos / Melissa Carvalho Costa; orientador: Carlos Roberto Hall Barbosa; coorientadora: Elisabeth Costa Monteiro. – 2022.

75 f.: il. color.; 30 cm

Dissertação (mestrado)–Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Centro Técnico Científico, Programa de Pós-Graduação em Metrologia, 2022.

Inclui bibliografia

1. Metrologia – Teses. 2. Metrologia. 3. Corpos estranhos ferromagnéticos. 4. Magnetômetro GMR. 5. Dispositivo médico portátil. I. Barbosa, Carlos Roberto Hall. II. Monteiro Elisabeth Costa. III. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Centro Técnico Científico. Programa de Pós-Graduação em Metrologia. IV. Título.

CDD: 389.1

Dedico este trabalho à minha avó materna. Eternas saudades.

Agradecimentos

À CAPES e à PUC-Rio, pelos benefícios oferecidos.

À minha família, por todo carinho, suporte e torcida em todos os momentos.

Ao meu orientador Carlos Roberto Hall Barbosa pela oportunidade, orientação, aulas, paciência, dedicação e por toda a ajuda durante o projeto.

À minha coorientadora Elisabeth Costa Monteiro pela orientação, pelas super aulas em sua sala, dedicação e pela colaboração durante o trabalho realizado.

Ao laboratório LEE e seus integrantes pelo apoio fornecido durante as montagens do protótipo.

Aos colegas Jefferson Luiz Rangel Rios e Lizeth Stefania Benavides Cabrera pela ajuda na confecção dos diagramas esquemáticos do suporte de plástico e da PCB.

Ao meu namorado Gabriel Taranto por toda torcida, carinho, amor e diálogo.

Aos amigos de longa data por toda trajetória juntos e noites de jogatinas.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001

Resumo

Costa, Melissa Carvalho; Barbosa, Carlos Roberto Hall; Monteiro, Elisabeth Costa. **Proposta de Dispositivo Biomédico Multisensor Portátil para Localização de Corpos Estranhos Ferromagnéticos**. Rio de Janeiro, 2022. 75 p. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Metrologia. Área de concentração: Metrologia para Qualidade, Inovação, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Os procedimentos atuais de localização de corpos estranhos ferromagnéticos utilizados na prática clínica envolvem as técnicas de imageamento de radioscopia e radiografia, que apresentam diversas limitações e riscos. Assim, técnicas de localização baseadas em magnetômetros como SQUID, GMI e GMR têm sido desenvolvidas, com variados graus de complexidade e sucesso. Uma das principais dificuldades de ordem prática, além do custo e das dimensões do sistema de medição no caso do SQUID, que opera a temperaturas criogênicas, é a necessidade de o paciente estar posicionado em uma estrutura móvel de grandes dimensões que permita a determinação das coordenadas da posição bidimensional do mapeamento magnético. Por outro lado, as pequenas dimensões dos sensores GMR ou GMI possibilitam o desenvolvimento de um sistema de medição portátil que poderia integrar outros sensores que em conjunto viabilizem a determinação da posição espacial do sensor magnético em relação ao paciente. Esta dissertação de mestrado investiga técnicas de determinação da posição espacial de um dispositivo portátil, baseado em uma plataforma Raspberry Pi, integrando sensor GMR, câmera, sensores inerciais e um sensor de distância, visando ao futuro desenvolvimento de um protótipo de dispositivo médico portátil para localização de corpos estranhos ferromagnéticos. A pesquisa também investiga técnicas de resolução do problema inverso magnético em tempo real baseadas em filtros de Kalman e ajuste por mínimos quadrados, de modo a acelerar o procedimento diagnóstico na futura aplicação clínica do dispositivo.

Palavras-chave

Metrologia; corpos estranhos ferromagnéticos; magnetômetro GMR; dispositivo médico portátil

Abstract

Costa, Melissa Carvalho; Barbosa, Carlos Roberto Hall; Monteiro, Elisabeth Costa. **Proposal of a Portable Multisensor Biomedical Device for Detection of Ferromagnetic Foreign Bodies**. Rio de Janeiro, 2022. 75 p. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Metrologia. Área de concentração: Metrologia para Qualidade, Inovação, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

The current procedures for locating ferromagnetic foreign bodies used in the clinic involve radioscopy and radiography image techniques, which presents several limitations and risks. Thus, localization techniques based on magnetometers were developed as SQUID, GMI and GMR, with varying degrees of complexity and success. One of the main difficulties, in addition to the cost and dimensions of the system, in the case of the SQUID, which operates at cryogenic temperatures, is the need for the patient to be positioned in a large structure that allows flexibility in the configurations of the two-dimensional position of the magnetic mapping. On the other hand, the small dimensions of the GMR or GMI sensors allow the development of a portable measurement system that could integrate other sensors that together make it possible to determine the spatial position of the magnetic sensor in relation to the patient. This master's dissertation investigates techniques for determining the spatial position of a portable device, based on a Raspberry Pi platform, integrating GMR sensor, camera, inertial sensors and a distance sensor, aiming at the future development of a prototype of a portable medical device for localization of ferromagnetic foreign bodies. The research also investigates real-time inverse magnetic problem solving techniques based on Kalman filters and least squares adjustment, in order to accelerate the diagnostic procedure in the future clinical application of the device.

Keywords

Metrology; ferromagnetic foreign bodies; GMR magnetometer; portable medical device

Sumário

1. Introdução	17
1.1. Contextualização	17
1.2. Motivação	20
1.3. Objetivos: geral e específicos	20
1.4. Estrutura da dissertação	21
2. Confiabilidade Metrológica	22
2.1. Organismos Internacionais	22
2.1.1. BIPM	22
2.1.2. OIML	23
2.1.3. OMS	24
2.1.4. ISO	25
2.1.5. IEC	26
2.2. Organismos Nacionais	28
2.2.1. INMETRO	28
2.2.2. ANVISA	29
2.2.3. ABNT	29
3. Protótipo de Sistema de Localização de Corpos Estranhos Ferromagnéticos	31

3.1.	Componentes do Sistema	31
3.1.1.	Magnetômetro GMR	31
3.1.2.	Microcontrolador	32
3.1.3.	Conversor Analógico-Digital	33
3.1.4.	IMU (Acelerômetro/Girômetro)	33
3.1.5.	Câmera	34
3.1.6.	Sensor de Distância	34
3.2.	Placa de Circuito Impresso	35
3.3.	Suporte em Plástico para os Componentes	36
3.4.	Calibração dos Sensores	38
3.4.1.	Calibração do Magnetômetro GMR	38
3.4.2.	Calibração do Sensor de Distância	42
3.4.3.	Calibração do Acelerômetro/Girômetro	45
3.5.	Software	45
4.	Métodos de Determinação da Posição Espacial do Instrumento de Medição	48
4.1.	Navegação Inercial	48
4.2.	Odometria Visual	54
5.	Métodos de Solução do Problema Inverso	58
5.1.	Experimentos	58
5.2.	Simulação da Agulha	58

5.3.	Filtro de Kalman Estendido (FKE)	59
5.4.	Mínimos Quadrados (LSE)	61
5.5.	Resultados	61
6.	Conclusão e Trabalhos Futuros	70
6.1.	Hardware	70
6.2.	Metodologia para determinação da posição espacial	70
6.3.	Solução do problema inverso	70
6.4.	Trabalhos Futuros	71

Lista de figuras

Figura 1 - Radiografia mostrando uma pequena agulha, que está posicionada no braço esquerdo de um paciente (Monteiro,2000)[1].....	17
Figura 2 - Mapa do campo magnético gerado pela técnica aplicada com sensor SQUID, através das medições de campo magnético do corpo estranho (Monteiro, 2000) [1]	18
Figura 3 - Esquemático do projeto	31
Figura 4 – GMR utilizado no sistema	32
Figura 5 – Raspberry Pi 4 Model B 4 GB	33
Figura 6 – Digitalizador ADS1115	33
Figura 7 – IMU MPU-9250	34
Figura 8 – Câmera Module v2	34
Figura 9 – Sensor de Distância VCNL4040.....	35
Figura 10 – Diagrama esquemático do circuito eletrônico do protótipo de instrumento de medição.	35
Figura 11 – (a) Parte frontal do projeto da PCB; (b) Parte Traseira do projeto da PCB.	36
Figura 12 – (a) Parte frontal da PCB; (b) Parte Traseira da PCB.....	36
Figura 13 – Projeto do Suporte de Plástico.....	37
Figura 14 – Suporte de Plástico pronto	38
Figura 15 – (a) Bobina de Helmholtz ligada ao sistema de calibração; (b) Circuito da protoboard no centro da bobina	39
Figura 16 – Gráfico Tensão (mV) em função do Campo Magnético (Oe)	41
Figura 17 – Sistema de calibração do sensor de distância.....	43
Figura 18 – Calibração do sensor de distância	45
Figura 19 - Montagem do hardware	46
Figura 20 - Exemplo da planilha Excel gerada pelo software	46
Figura 21 - Exemplo de imagem gerada pelo software	47
Figura 22 - Fluxograma do algoritmo de navegação inercial	49
Figura 23- Medições do giroscópio	50
Figura 24- Medições do acelerômetro	51
Figura 25- Medições dos ângulos de rotação	51
Figura 26 - Configuração do deslocamento do instrumento de medição durante o mapeamento magnético.....	52
Figura 27 – Evolução da coordenada X durante a movimentação indicada na Figura 26	53
Figura 28 – Evolução da coordenada Y durante a movimentação indicada na Figura 26	53
Figura 29 – Evolução da coordenada Z durante a movimentação indicada na Figura 26	53
Figura 30- Fluxograma do algoritmo de navegação inercial	54
Figura 31 - Trajetória realizada nas simulações	55
Figura 32 - Mapa da trajetória da simulação 1 em pixels	56

Figura 33 - Mapa da trajetória da simulação 2 em pixels	56
Figura 34 - Mapa magnético da simulação 1	57
Figura 35 - Mapa magnético da simulação 2	57

Lista de tabelas

Tabela 1: Primeira rotina de calibração do sensor GMR	39
Tabela 2: Segunda rotina de calibração do sensor GMR.	40
Tabela 3: Terceira rotina de calibração do sensor GMR.....	40
Tabela 4: Tensões médias obtidas no processo de calibração do sensor GMR.	41
Tabela 5: Rotinas de calibração do sensor de distância	43
Tabela 6: Média e Desvio Padrão das rotinas	44

Lista de siglas, abreviaturas e símbolos

°	Ângulo
μT	Microtesla
3D	3-Dimensional
A	Ampere
A/D	Analógico- digital
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AMR	Anisotropic magneto resistance
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BIPM	Bureau International de Poids et Mesures
Bx	Densidade de fluxo magnético em x
By	Densidade de fluxo magnético em y
Bz	Densidade de fluxo magnético em z
CA	Corrente Alternada
CB	Comitês Brasileiros
CC	Corrente Contínua
CCEM	Comitê Consultivo de Eletricidade e Magnetismo
CEE	Comissões de Estudo Especiais
CGPM	Conferência Geral de Pesos e Medidas
CIPM	Comitê Internacional de Pesos e Medidas
cm	Centimetro
Conmetro	Conselho Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
cos	Cosseno
CPU	Central Processing Unit
D	Documentos
Diavi	Divisão de Metrologia Acústica e Vibrações
Diele	Divisão de Metrologia Elétrica
Dimat	Divisão de Metrologia de Materiais
Dimec	Divisão de Metrologia Mecânica
Dinam	Divisão de Metrologia em Dinâmica de Fluidos
Diopt	Divisão de Metrologia óptica
Ditel	Divisão de Metrologia em Telecomunicações
Dquim	Divisão de Metrologia Química e Térmica
EMF	Electromagnetic fields
f(.)	Função de previsão de estado
Fk	Matriz jacobiana calculada por f(.)
FKE	Filtro de Kalman Estendido
g	Aceleração da gravidade
GB	Gigabytes
GHz	Gigahertz
GMI	Magnetoimpedância gigante

GMR	Magnetorresistência gigante
h	Profundidade
h(.)	Função de observação
Hk	Matriz jacobiana calculada por h(.)
IEC	Comissão Eletrotécnica Internacional
IEEE	Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos
IMU	Inertial Measurement Unit
Inmetro	Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
IoT	Internet of Things
Kk	Ganho de Kalman
l	Comprimento
Lamce	Laboratório de Metrologia de Campo Elétrico e Magnético
LSQ	Método dos Mínimos Quadrados
m	Metro
mV	MiliVolts
mx	Momento de dipolo magnético no eixo x
my	Momento de dipolo magnético no eixo y
mz	Momento de dipolo magnético no eixo z
NBR	Normas Brasileiras
Oe	Oersteds
OIML	Organização Internacional de Metrologia Legal
OMS	organização Mundial de Saúde
ONS	Organismos de Normalização Setorial
p	Pixels
PCB	Printed Circuit Board
P_k	Matriz de covariância de erro de estado
Q_k	Matriz de covariância de ruído
R	Recomendações
RBC	Rede Brasileira de Calibração
RBLE	Rede Brasileira de Laboratórios de Ensaio
R_k	Matriz de covariância de ruído
rx	Componentes de distância no eixo x
ry	Componentes de distância no eixo y
rz	Componentes de distância no eixo z
s	Segundo
σ	Ruído gaussiano
SC	Subcommittees
SCL	Serial Clock
SDA	Serial Data
sin	Seno
SQUID	Superconducting Quantum Interference Device
TC	Technical Committees
u_k	Vetor de controle
V	Volt
WHO	World Health Organization

X_c	Posição central do eixo x
x_i	Posição da agulha em x
x_k	Vetor de estados
Y_c	Posição central do eixo y
y_i	Posição da agulha em y
Z_c	Posição central do eixo z
z_i	Posição da agulha em z
Ψ	Ângulo de inclinação yaw
ϕ	Ângulo de inclinação pitch
θ	Ângulo de inclinação roll

“Existem muitas hipóteses em ciência que estão erradas. Isso é perfeitamente aceitável, eles são a abertura para achar as que estão certas.”

(Carl Sagan)

1. Introdução

Corpos estranhos são objetos que adentram o organismo humano por meio de qualquer orifício ou através da pele. Um dos tipos de corpos estranhos encontrados com muita frequência são objetos metálicos ferromagnéticos, como agulhas hipodérmicas ou de costura. Devido à possibilidade de gerar desconforto e perfurações de órgãos, a remoção cirúrgica é geralmente recomendada [1-3]. Contudo, para que seja possível realizar o procedimento com sucesso e em pouco tempo, existe a necessidade de estimar a localização e orientação do objeto com a maior exatidão possível.

1.1. Contextualização

Os procedimentos atuais de localização de corpos estranhos ferromagnéticos utilizados em clínicas e hospitais envolvem as técnicas de imageamento de radioscopia e radiografia, conforme ilustrado na Figura 1. Enquanto a radiografia produz imagens estáticas e que necessitam ser reveladas, a radioscopia é um método que gera imagens em tempo real e dinâmicas. Contudo, tais metodologias não oferecem informações que permitem a definição da posição do objeto e sua profundidade em relação à pele, além de expor a equipe de profissionais e pacientes a altos níveis de radiação [1,2]. Essas estratégias podem ocasionar cirurgias de longa duração e com grande probabilidade de insucesso.



Figura 1 - Radiografia mostrando uma pequena agulha, que está posicionada no braço esquerdo de um paciente (Monteiro,2000)[1]

James Edward Zimmerman contribuiu para o desenvolvimento do *Superconducting Quantum Interference Device* (SQUID), o magnetômetro mais sensível comercialmente disponível. É um sensor que vem sendo investigado para aplicações médicas, proporcionando diagnósticos clínicos não-invasivos por meio da magnetocardiografia, magnetoencefalografia, dentre outros [4,5]. Este magnetômetro já foi previamente empregado, em conjunto com algoritmos computacionais específicos, na área de detecção de corpos estranhos metálicos ferromagnéticos no corpo humano, com seis aplicações clínicas bem-sucedidas [1]. Durante todo o processo, o paciente é deitado e posicionado embaixo do dispositivo, enquanto a posição do sensor é projetada na pele e monitorada. A partir das medições realizadas, o algoritmo processa e analisa as imagens obtidas a fim de estimar a posição do corpo estranho. Na Figura 2 apresenta-se um mapa do campo magnético de um corpo estranho ferromagnético medido pelo sensor SQUID. Os tons de cinza correspondem aos diferentes níveis de campo magnético [1]. Em todos os casos empregados o SQUID logrou êxito, diminuindo os riscos de insucesso e o tempo cirúrgico [1]. A técnica baseada na medição do campo magnético possui as vantagens de ser não invasiva, inócua e mais sensível, proporcionando resultados de localização com maior exatidão, diferentemente das outras metodologias clínicas convencionalmente utilizadas [1,2,5-7]. A principal desvantagem da técnica utilizando o SQUID é o alto custo de fabricação, operação e manutenção, pelo fato de necessitar de temperaturas criogênicas [1,2,5-7].

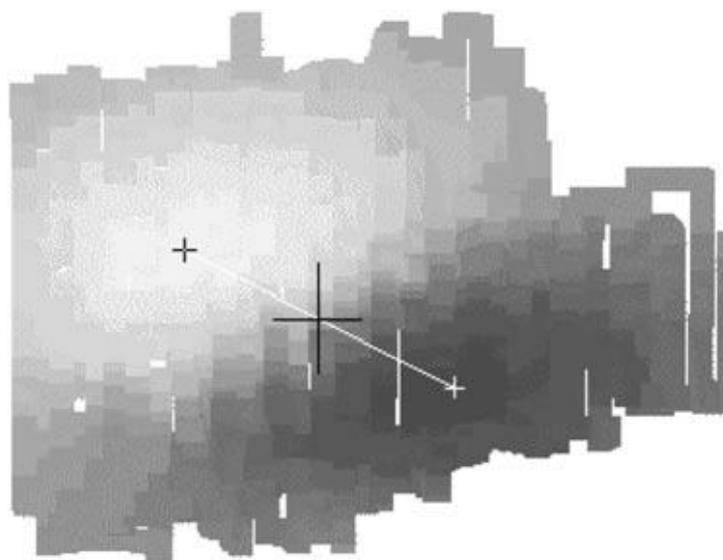


Figura 2 - Mapa do campo magnético gerado pela técnica aplicada com sensor SQUID, através das medições de campo magnético do corpo estranho (Monteiro, 2000) [1]

A utilização de sensores magnéticos para a solução do problema de localização de corpos estranhos se tornou muito popular e atraente na área de estudos biomédicos [1,2,7-9]. A fim de manter as principais vantagens do SQUID e obter um dispositivo de fácil manuseio e menos custoso, estudos estão sendo executados para elaborar sistemas baseados em outros magnetômetros. Os sensores de magnetorresistência gigante (GMR) e de magnetoimpedância gigante (GMI) foram desenvolvidos nas décadas de 1980 e 1990, com suas respectivas relevâncias crescendo ao passar dos anos. Estudos teóricos e experimentais foram realizados com ambos, possuindo alta sensibilidade, baixo custo e facilidade de manutenção. Já foram realizados ensaios visando novos tipos de configurações geométricas [9] e métodos para otimizar a sensibilidade dos sensores [10]. As técnicas de localização de corpos estranhos, por meio desses magnetômetros e algoritmos computacionais, ainda estão em desenvolvimento e sendo aperfeiçoadas, conforme novas pesquisas são realizadas na área.

Estudos comparativos foram realizados entre as três principais técnicas com os respectivos sensores: SQUID, GMR e GMI [7]. Foi constatado que os magnetômetros GMI e GMR são os mais vantajosos para serem utilizados para detecção de corpos estranhos e conseguem respeitar todos os princípios biometrológicos [5-7]. A boa prática dos princípios biometrológicos é importante, pois auxilia a respeitar os requisitos da bioética [5]. A literatura ainda dispõe de poucos estudos e ensaios voltados aos novos magnetômetros na aplicação de detecção de corpos estranhos, principalmente com o sensor GMR.

Outra dificuldade de ordem prática observada nos ensaios já realizados com SQUIDS é relacionada às dimensões e peso do magnetômetro, impedindo de proporcionar portabilidade [5,6], além da grande sensibilidade a campos magnéticos espúrios próximos, o que exige que o sensor seja fixado em uma posição constante sobre uma cama móvel, na qual o paciente se posiciona. Com as dimensões muito menores dos sensores GMR, é possível desenvolver um sistema de medição portátil, baseado em plataforma computacional de prototipagem rápida (Arduino ou Raspberry Pi), que integre os sensores de campo magnético, além de uma câmera, sensores inerciais e um sensor de distância, que em conjunto permitam a determinação da posição espacial do sensor em relação ao paciente.

1.2. Motivação

A aplicação biomédica da técnica de localização de corpo estranho baseada no mapeamento magnético é extremamente relevante, tendo possibilitado a determinação correta do posicionamento e profundidade do objeto, garantindo o sucesso das remoções cirúrgicas por meio de procedimentos rápidos [1].

No entanto, além das características de precisão e exatidão como as proporcionadas com o emprego de sistemas SQUID [1,7], também é importante que o dispositivo seja pouco custoso e de prático manuseio e portabilidade [5-7]. Este conjunto de atributos fazem parte dos princípios biometrológicos e são primordiais para que se viabilize a incorporação da técnica em larga escala no ambiente clínico [5,6].

Assim, é necessário o desenvolvimento de algoritmos computacionais mais robustos para processamento das medições de campo magnético, a fim de promover uma melhor solução do problema inverso, além de aprimoramentos no sistema de localização do corpo estranho. Tais melhorias seriam acopladas ao uso dos magnetômetros portáteis e de baixo custo estudados atualmente, a fim de gerar futuros dispositivos clínicos, com confiabilidade metrológica, para a melhor e rápida remoção de objetos estranhos no organismo humano.

1.3. Objetivos: geral e específicos

O objetivo geral desta dissertação de mestrado é investigar tecnologias e métodos que permitam desenvolver um sistema de localização de corpos estranhos ferromagnéticos no corpo humano com base no mapeamento magnético por sensor GMR e na determinação da posição do sensor em relação à pele por imageamento óptico. São considerados objetivos específicos dessa pesquisa:

- Identificação de sensores e plataformas de hardware com potencial de aplicação no desenvolvimento do instrumento de medição proposto;
- Testes em bancada e calibração dos diversos sensores adquiridos para utilização no projeto;
- Projeto e implementação de um protótipo de instrumento de medição, integrando os diversos sensores a um microcontrolador do tipo Raspberry Pi;

- Estudo, implementação e testes de métodos de determinação da posição espacial do instrumento de medição em relação ao corpo estranho que se deseja detectar; e
- Estudo, implementação e testes de algoritmos computacionais para solução do problema inverso biomagnético.

1.4. Estrutura da dissertação

O presente trabalho encontra-se estruturado em seis capítulos:

O capítulo 1 é a introdução da dissertação, em que é contextualizado o problema e apresentado o tema proposto.

No capítulo 2 é feita uma revisão da literatura sobre a confiabilidade metrológica na área biomédica, com uma discussão sobre as principais organizações nacionais e internacionais, destacando as que se relacionam ao tema desenvolvido na dissertação.

O capítulo 3 descreve os sensores estudados para a criação do sistema de medição, suas respectivas calibrações, montagem do protótipo e desenvolvimento do software para leitura dos sensores.

O capítulo 4 apresenta métodos de determinação da posição espacial do instrumento de medição.

O capítulo 5 apresenta metodologias para solução do problema inverso biomagnético.

O capítulo 6 se refere à conclusão do projeto e apresenta sugestões de trabalhos futuros.

2. Confiabilidade Metrológica

Metrologia, palavra de origem grega, é a ciência que estuda as medições, abrangendo todos os aspectos teóricos e práticos [11]. Essa área de estudo procura garantir as ferramentas necessárias para assegurar a exatidão e a qualidade de produtos e serviços, enquanto é crucial para avaliação de conformidade e garante reconhecimento nacional e internacional [12].

A metrologia divide-se em três áreas: Metrologia Científica, Metrologia Industrial e Metrologia Legal. A metrologia científica se envolve com a parte de pesquisa. Nela abrange todo o estudo conceitual e experimental das grandezas e das medições. A segunda área, metrologia industrial, lida com o controle dos processos e produtos do meio industrial e tem o papel de certificar a qualidade metrológica em cada etapa. Por fim, a metrologia legal procura proporcionar ao consumidor qualidade através de exigências legais e administrativas [12].

Diversos Organismos Nacionais e Internacionais foram criados durante os anos com o intuito de determinar, implementar processos legislativos, administrativos e técnicos e efetuar o controle metrológico, como descrito nas próximas seções.

2.1. Organismos Internacionais

2.1.1. BIPM

De acordo com [13], o Bureau Internacional de Pesos e Medidas - BIPM (*Bureau International de Poids et Mesures*) foi criado pela Convenção do Metro, assinada em Paris, em 1875 por 17 países. O Bureau Internacional de Pesos e Medidas funciona sob fiscalização do Comitê Internacional de Pesos e Medidas (CIPM), sob autoridade da Conferência Geral de Pesos e Medidas (CGPM). Tem sua sede perto de Paris e tem por missão assegurar a unificação mundial das medidas físicas, sendo encarregado de:

- estabelecer as unidades e os padrões internacionais das principais grandezas físicas e de conservar os padrões internacionais;
- efetuar a comparação dos padrões nacionais e internacionais;
- assegurar a coordenação das técnicas de medições correspondentes; e

- efetuar e coordenar as determinações relativas às constantes físicas que intervêm naquelas unidades.

O comitê consultivo do BIPM diretamente associado ao tema desta dissertação de mestrado é o CCEM, o Comitê Consultivo de Eletricidade e Magnetismo. Criado em 1997, é responsável por realizações práticas dos padrões de referência laboratoriais de SI (Sistema Internacional de Unidades) do volt, ohm, ampere e watt, baseados nos efeitos Josephson e Quantum-Hall, padrões de capacitância e medições CA/CC (corrente alternada/corrente contínua), padrões de RF (rádio frequência) e micro-ondas e da unidade tesla, utilizando a metodologia da bobina de Helmholtz . Este comitê consultivo assessora o CIPM em questões relacionadas a normas elétricas [13]. Possui os seguintes grupos de trabalho:

- *Working Group on Radiofrequency Quantities* (CCEM-GT-RF)
- *Working Group on RMO Coordination* (CCEM-WGRMO)
- *Working Group on Low-Frequency Quantities* (CCEM-WGLF)

2.1.2. OIML

A Organização Internacional de Metrologia Legal (OIML) é uma organização intergovernamental. Ela representa os interesses da comunidade da metrologia legal e seu principal dever é desenvolver regulamentos, normas e documentos relacionados à área da metrologia legal e indústria [14]. Suas publicações se diferem entre Vocabulários, Guias, Relatórios, Recomendações internacionais, modelos que os países membros deveriam implementar, e documentos internacionais, para orientações.

Os TC's (*technical committees*) que se relacionam com a biometrologia e seus SC's (*subcommittees*) são:

- *TC 17: Instruments for physico-chemical measurements*
 - *SC 7: Breath testers*
 - *SC 8: Instruments for quality analysis of agricultural products*
- *TC 18: Medical measuring instruments*
 - *SC 1: Blood pressure instruments*
 - *SC 2: Medical thermometers*

- *SC 5: Measuring instruments for medical laboratories*
- *TC 15: Measuring instruments for ionizing radiations*
- *SC 1: Measuring instruments for ionizing radiations used in medical applications*

Os principais documentos e recomendações relacionadas à biometrologia são:

- *D 21-en: Secondary standard dosimetry laboratories for the calibration of dosimeters used in radiotherapy*
- *R 7-en: Clinical thermometers, mercury-in-glass with maximum device*
- *R 16-en: Sphygmomanometers*
- *R 26-en: Medical syringes*
- *R 78-en: Westergren tubes for measurement of erythrocyte sedimentation rate*
- *R 89-en: Electroencephalographs - Metrological characteristics - Methods and equipment for verification*
- *R 90-en: Electrocardiographs - Metrological characteristics - Methods and equipment for verification*
- *R 90-en: Electrocardiographs - Metrological characteristics - Methods and equipment for verification*
- *R 115-en: Clinical electrical thermometers with maximum device*
- *R 126-en: Evidential breath analyzers*
- *R 128-en: Ergometers for foot crank work*
- *R 135-en: Spectrophotometers for medical laboratories*
- *R 145-en: Ophthalmic instruments - Impression and applanation tonometers*

2.1.3. OMS

A organização Mundial de Saúde (OMS), em inglês *World Health Organization* (WHO), foi fundada em 1948. Com sede na Suíça, ela patrocina programas na área de prevenção e tratamento de doenças, publica classificações médicas e relatórios mundiais de saúde. Seu objetivo é garantir um alto nível de saúde para todos [15].

Na área médica, a entidade tem programas destinados a dispositivos médicos no Departamento de Medicamentos Essenciais e Produtos de Saúde que tem objetivo de promover acesso e qualidade a dispositivos médicos seguros e adequados. Gerou também uma publicação de orientação cujo objetivo é conscientizar sobre a importância do desenvolvimento e implementação de políticas de tecnologia em saúde. Também fornece o Hinari, um Programa de Pesquisa em Saúde que permite que países de baixa e média renda tenham acesso a coleções mundiais de literatura biomédica e de saúde.

Na área de campos eletromagnéticos, há o Projeto Internacional EMF (*Electromagnetic fields*), que visa avaliar as evidências científicas dos possíveis efeitos na saúde na faixa de frequências de 0 a 300 GHz.

2.1.4. ISO

A Organização Internacional de Normalização (ISO) promove a normalização de produtos e serviços, utilizando determinadas normas para que a qualidade seja melhorada. Seu objetivo principal é desenvolver e aprovar normas internacionais, além de conscientizar o público sobre padrões e padronização. Criada em 1947, possui atualmente 164 membros e comitês que buscam a criação das normas e técnicas [16].

Os principais comitês voltados para a área biometrológica são:

- *ISO/TC 47: Chemistry*
- *ISO/TC 48: Laboratory equipment*
- *ISO/TC 76: Transfusion, infusion and injection, and blood processing equipment for medical and pharmaceutical use*
- *ISO/TC 84: Devices for administration of medicinal products and catheters*
- *ISO/TC 85: Nuclear energy, nuclear technologies, and radiological protection*
- *ISO/TC 94: Personal safety -- Personal protective equipment*
- *ISO/TC 121: Anaesthetic and respiratory equipment*
- *ISO/TC 170: Surgical instruments*
- *ISO/TC 194: Biological and clinical evaluation of medical devices*
- *ISO/TC 198: Sterilization of health care products*

- *ISO/TC 210: Quality management and corresponding general aspects for medical devices*
- *ISO/TC 212: Clinical laboratory testing and in vitro diagnostic test systems*
- *ISO/TC 215: Health informatics*
- *ISO/TC 276: Biotechnology*
- *ISO/TC 304: Healthcare organization management*

Dentre as 22979 normas e técnicas já publicados, vale destacar as seguintes relacionadas à área biomédica:

- *ISO/IEEE 11073: Health informatics — Personal health device*
- *ISO/TS 22077: Health informatics — Medical waveform format*
- *ISO 18562-1:2017: Biocompatibility evaluation of breathing gas pathways in healthcare applications — Part 1: Evaluation and testing within a risk management process*
- *ISO 8536-8:2015: Infusion equipment for medical use — Part 8: Infusion sets for single use with pressure infusion apparatus*
- *ISO 14971:2007: Medical devices — Application of risk management to medical devices*
- *IEC 80601-2-49:2018: Medical electrical equipment — Part 2-49: Particular requirements for the basic safety and essential performance of multifunction patient monitoring equipment*
- *ISO 11197:2019: Medical supply units*
- *ISO 1135-3:2016: Transfusion equipment for medical use — Part 3: Blood-taking sets for single use*

2.1.5. IEC

A Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC) é uma entidade internacional que prepara e publica normas internacionais para tecnologias elétricas/eletrônicas. A IEC tem 107 comitês técnicos e 100 subcomitês. Aqueles que se relacionam à área biomédica [17] são:

- *TC 62: Electrical equipment in medical practice;*

- *SC 62 A: Common aspects of electrical equipment used in medical practice;*
- *SC 62 B: Diagnostic imaging equipment;*
- *SC 62 C: Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry; e*
- *SC 62 D: Electromedical equipment.*
- *CIS/B: Interference relating to industrial, scientific and medical radio-frequency apparatus, to other (heavy) industrial equipment, to overhead power lines, to high voltage equipment and to electric traction*

Na seção de normas, encontram-se algumas voltadas para a área médica e saúde:

- *IEC 60336:2005: Medical electrical equipment - X-ray tube assemblies for medical diagnosis - Characteristics of focal spots*
- *IEC TR 60513:1994: Fundamental aspects of safety standards for medical electrical equipment*
- *IEC 60526:1978: High-voltage cable plug and socket connections for medical X-ray equipment*
- *IEC 60601-1:2018 SER: Medical electrical equipment - ALL PARTS*
- *IEC 60613:2010: Electrical and loading characteristics of X-ray tube assemblies for medical diagnosis*
- *IEC 60627:2013: Diagnostic X-ray imaging equipment - Characteristics of general purpose and mammographic anti-scatter grids*
- *IEC TR 60930:2008: Guidelines for administrative, medical and nursing staff concerned with the safe use of medical electrical equipment and medical electrical systems*
- *IEC TR 61852:1998: Medical electrical equipment - Digital imaging and communications in medicine (DICOM) - Radiotherapy objects*
- *IEC TR 62354:2014: General testing procedures for medical electrical equipment*
- *IEC 61786-1:2013: Measurement of DC magnetic, AC magnetic and AC electric fields from 1 Hz to 100 kHz with regard to exposure of human beings - Part 1: Requirements for measuring instruments*

- *IEC 61786-2:2014: Measurement of DC magnetic, AC magnetic and AC electric fields from 1 Hz to 100 kHz with regard to exposure of human beings - Part 2: Basic standard for measurements*

2.2.

Organismos Nacionais

2.2.1.

INMETRO

O Inmetro - Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia, é um órgão nacional de verificação de qualidade. Essa verificação é realizada dentro de normas e parâmetros técnicos decididos pelo Inmetro junto ao Conmetro - Conselho Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia [12].

Visando assegurar a segurança e confiabilidade dos consumidores, essas normas relacionam-se a produtos e instrumentos utilizados para a medição deles, sendo enquadrados na Metrologia Legal.

Neste campo o Inmetro também se responsabiliza pela certificação dos métodos de medição e das unidades utilizadas, além de atestar o estado dos instrumentos utilizados. O Inmetro também é responsável pelo estabelecimento de programas de avaliação da conformidade. Laboratórios acreditados, como os Laboratórios de Calibração (RBC) e Laboratórios de Ensaio (RBLE) promovem ensaios a fim de verificar se os produtos estão sendo confeccionados de acordo com os requisitos necessários [12].

O INMETRO possui 8 divisões: Divisão de Metrologia Acústica e Vibrações (Diavi), Divisão de Metrologia Química e Térmica (Dquim), Divisão de Metrologia Mecânica (Dimec), Divisão de Metrologia óptica (Diopt), Divisão de Metrologia de Materiais (Dimat), Divisão de Metrologia em Dinâmica de Fluidos (Dinam), Divisão de Metrologia em Telecomunicações (Ditel) e Divisão de Metrologia Elétrica (Diele).

O Diele possui seis laboratórios, dentre eles o Laboratório de Metrologia de Campo Elétrico e Magnético (Lamce). O Lamce garante rastreabilidade nacional às grandezas intensidade de campo elétrico e densidade de fluxo magnético. Realiza a manutenção dos padrões e presta serviços de calibração para laboratórios integrantes da Rede Brasileira de Calibração (RBC) e empresas geradoras,

distribuidoras e consumidoras de energia elétrica. Os padrões de medição existentes são a bobina com eixo único, formada por uma bobina Helmholtz, e a bobina triaxial, formada por três bobinas Helmholtz [18].

2.2.2. ANVISA

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) é uma agência reguladora. Ela realiza o controle sanitário de todos os produtos e serviços, como alimentos, medicamentos, serviços de saúde, agrotóxicos, sangue, equipamentos médicos, laboratórios clínicos etc. Criada em 1999, tem o compromisso de melhorar a qualidade de vida da população brasileira através de regulamentos, controle sanitário e vigilância. Ela deve garantir que todos os produtos sejam seguros, de qualidade e com eficácia comprovada [19].

A ANVISA tem o principal dever de controlar e fiscalizar produtos e serviços que envolvam a saúde populacional, disponibilizar registros mediante a certificação de produto segundo normas técnicas, por meio de ensaios realizados pela RBLE, proibir fabricação/distribuição de produtos e serviços que causem danos à saúde. Mantém relações e cooperações internacionais a fim de preservar marco regulatório nacional moderno e atualizado, participando dos principais fóruns de discussão sobre regulação de produtos e serviços sujeitos à vigilância sanitária.

2.2.3. ABNT

A Associação Brasileira de Normas e Técnicas (ABNT) é um foro nacional de normalização criado em 1940. É membro da IEC e membro fundador da ISO. É responsável pela elaboração das Normas Brasileiras (ABNT NBR), elaboradas por seus Comitês Brasileiros (ABNT/CB), Organismos de Normalização Setorial (ABNT/ONS) e Comissões de Estudo Especiais (ABNT/CEE) [20].

A ABNT tem 60 comitês técnicos, que são órgãos de coordenação, planejamento e execução das atividades de normalização técnica. Ela estuda e propõe formas de sistematizar processos, sejam eles de cunho acadêmico, tecnológico, industrial, produção de serviços, entre outros.

O objetivo da entidade é tornar cada processo reproduzível de forma padronizada. Isso é importante para evitar erros e tornar o conhecimento acessível para grande parte da sociedade.

Dentre algumas normas da ABNT podem-se citar:

- ABNT NBR IEC 60601-2-37:2016 - Equipamento eletromédico Parte 2-37: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial dos equipamentos médicos de monitoramento e diagnóstico por ultrassom
- ABNT NBR IEC 62366-1:2021 - Dispositivos médicos Parte 1: Aplicação de engenharia de usabilidade para dispositivos médicos
- ABNT NBR IEC 60601-2-2:2022 - Equipamento eletromédico Parte 2-2: Requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial de equipamentos cirúrgicos de alta frequência e acessórios cirúrgicos de alta frequência

3. Protótipo de Sistema de Localização de Corpos Estranhos Ferromagnéticos

O propósito da pesquisa é construir um sistema magneto-óptico para realizar medições e extrair a localização do objeto magnético de forma mais prática e menos custosa. Com o objetivo em mente, pensamos nos hardwares e peças necessárias: Um microcontrolador para receber e processar informações, sensores, uma PCB e uma placa de plástico para unir todos os componentes. Os componentes escolhidos estão mostrados na figura 3, um esquemático do projeto, e serão apresentados a seguir.

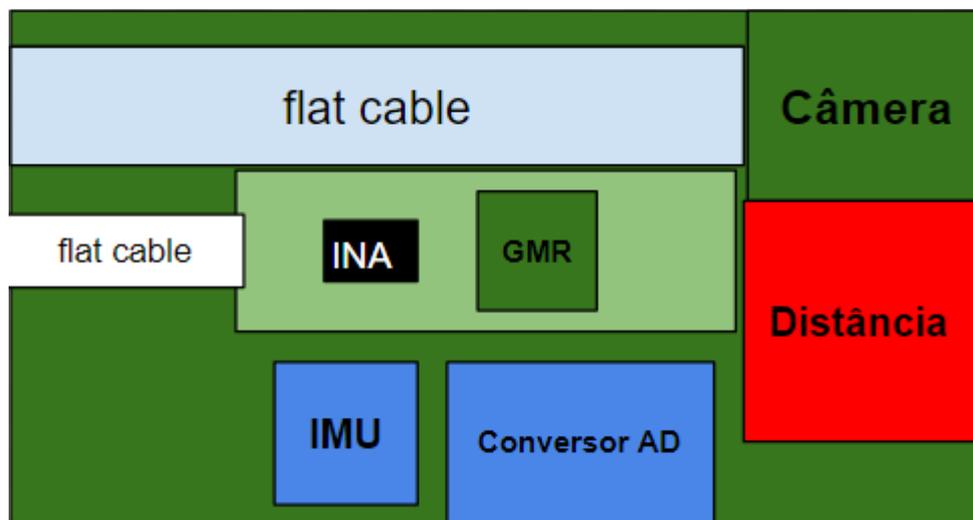


Figura 3 - Esquemático do projeto

3.1. Componentes do Sistema

3.1.1. Magnetômetro GMR

Os magnetômetros são sensores capazes de medir campos magnéticos. Para satisfazer o propósito do estudo, precisa-se de um sensor de baixo custo e de alta sensibilidade. O sensor escolhido atende aos requisitos por se basear no fenômeno da magnetorresistência gigante (GMR).

O efeito GMR foi descoberto em 1988, quando foi percebido que alguns componentes com camadas finas de materiais ferromagnéticos e não magnéticos mostravam variações perceptíveis na resistividade ao serem expostos a um campo magnético, assim como o efeito AMR (*Anisotropic MagnetoResistance*) [21]. Atualmente foram desenvolvidos diversos sensores que proporcionam a medição

de campos magnéticos alternados e contínuos através do efeito GMR. São vantajosos pela sua rapidez em transformar o sinal magnético em sinal elétrico e baixo custo de produção, porém são influenciados pela temperatura e são não-lineares. São transdutores muito utilizados na área da eletrônica automotiva.

O princípio físico básico do GMR é descrito pela mecânica quântica, mais especificamente, o fato de que certos metais (principalmente metais de transição, como níquel, ferro e cobre) têm estados de densidade energética suficientemente diferentes para elétrons com diferentes spins [22].

O GMR utilizado para o sistema, mostrado na Figura 4, é o modelo AAL002-02E da série AA/A-B produzido pela NVE Corporation. Possui uma faixa linear para medição de densidades de fluxo magnético entre 0,2 mT e 1 mT, opera próximo de 0 volts [23]. A sensibilidade do sensor deve ser multiplicada pela tensão de alimentação do sensor, até 24 volts, para obter a sensibilidade real. No caso desta dissertação, utilizou-se uma alimentação de 5 volts (fornecida por um microcontrolador Raspberry Pi), obtendo-se uma sensibilidade de 180 mV/mT (18 mV/Oe).



Figura 4 – GMR utilizado no sistema

3.1.2. Microcontrolador

Dentre os microcontroladores disponíveis no mercado, optou-se pelo Raspberry Pi por ter maior capacidade de processamento. Lançados em 2012, são pequenos computadores de placa única desenvolvidos no Reino Unido. São tão poderosos quanto a maioria das máquinas desktop, usando apenas uma fração da energia. Tiveram um impacto significativo nas indústrias e na área de IoT, por serem utilizados para programar em várias linguagens e usar sensores através dos seus pinos GPIO (*General Purpose Input/Output*).

Utilizou-se o último modelo disponível na época, o Raspberry Pi 4 Model B 4 GB, mostrado na figura 5. Como um computador, ele possui diversas portas

como: USB, Ethernet, micro-HDMI. Possui alimentação 5 V, 3 A, memória RAM 4 GB e uma CPU de 1.5 GHz 64 bits [24].



Figura 5 – Raspberry Pi 4 Model B 4 GB

3.1.3. Conversor Analógico-Digital

Um conversor analógico/digital é um dispositivo capaz de transformar sinais analógicos em sinais digitais. O componente ADS1115, apresentado na figura 6, foi escolhido por ter alta precisão e ser geralmente utilizado junto a microcontroladores. Ele possui 4 canais, funciona entre 2 e 5,5 V, consome pouca corrente e tem resolução de 16 bits [25].

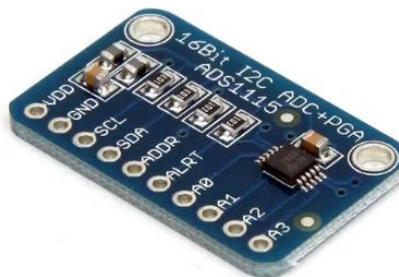


Figura 6 – Digitalizador ADS1115

3.1.4. IMU (Acelerômetro/Girômetro)

Um acelerômetro é utilizado para medir as forças da aceleração sobre um objeto e se orientar em relação à gravidade. Já o girômetro mede a velocidade angular de um corpo, geralmente complementando as informações fornecidas pelo acelerômetro, pois consegue identificar a inclinação e rotação do corpo.

Selecionou-se o sensor MPU-9250, um *Inertial Measurement Unit* (IMU) ilustrado na Figura 7, por conter um acelerômetro com 3 eixos, um giroscópio com 3 eixos e um magnetômetro com 3 eixos. Possui um conversor A/D 16 bits já acoplado e pode ser alimentado por uma tensão de 3,3 V. As faixas de medição do girômetro são de ± 250 °/s, ± 500 °/s, ± 1000 °/s e ± 2000 °/s, enquanto a do

acelerômetro fica entre $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ e $\pm 16g$ e a faixa do magnetômetro varia entre $\pm 4800 \mu T$ [26].

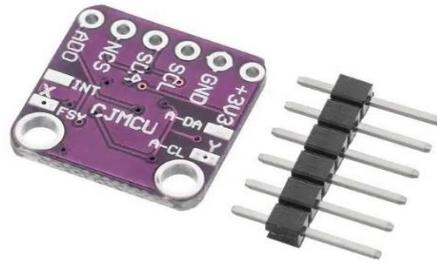


Figura 7 – IMU MPU-9250

3.1.5. Câmera

A aplicação faz uso de imagens retiradas do sistema para contribuir com as medidas dos sensores IMU e de distância na tarefa de posicionamento de objetos estranhos no corpo humano. A câmera que a própria empresa, *Raspberry Pi Foundation*, fabrica foi usada para realizar vídeos durante as medições.

O acessório eletrônico é apresentado na figura 8, possui resolução de 8 megapixels e sensor Sony IMX219. Consegue fazer vídeos de 1080p30, 720p60, 640x480p90 e capturar imagens de até 2592×1944 pixels, além de possuir 3,04 mm de distância focal [27].



Figura 8 – Câmera Module v2

3.1.6. Sensor de Distância

Um sensor de distância tem o objetivo de medir a distância entre ele e um objeto a sua frente. No projeto será útil para auxiliar o MPU-9250 a determinar a localização do objeto estranho ferromagnético.

Comprado no site *SparkFun*, o sensor de proximidade *SparkFun Breakout*, mostrado na figura 9, é um instrumento eletrônico simples de presença IR (infravermelho) e luz ambiente, que utiliza o VCNL4040 e tem tensão de operação de 3,3 volts. O VCNL4040 não tem zona morta e consegue ler até a face do sensor, além de ter a capacidade de detectar objetos qualitativamente até 20 cm de distância [28].



Figura 9 – Sensor de Distância VCNL4040

3.2. Placa de Circuito Impresso

Com o intuito de conectar todos os sensores com o Raspberry Pi, uma placa de circuito impresso (PCB) foi projetada e construída. O projeto foi realizado no software *Altium*, com base no diagrama esquemático mostrado na Figura 10.

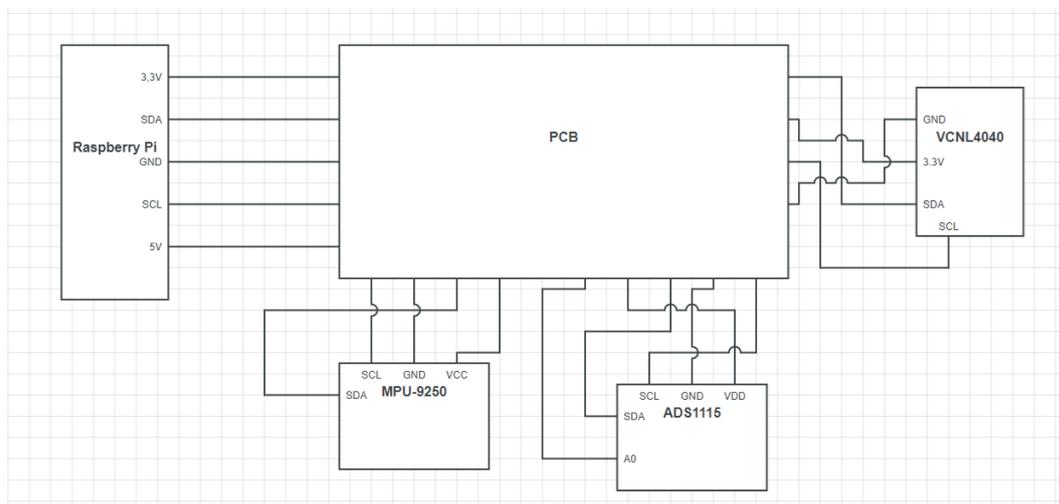


Figura 10 – Diagrama esquemático do circuito eletrônico do protótipo de instrumento de medição.

Na Figura 11 apresentam-se as duas faces da PCB. Na figura 11(a), os componentes U2 e U1 são respectivamente o INA 129 e o GMR. Em j1 são

conectados os pinos GPIO do Raspberry Pi necessários para os outros sensores: Ground, 3,3 V, 5 V, SDA (*Serial Data*) e SCL (*Serial Clock*). Nas áreas de pinos j2, j3 e j4 são conectados os sensores IMU, o conversor A/D e o sensor de distância. Na figura 11(b) apresentam-se as conexões necessárias entres os elementos feitas na placa.

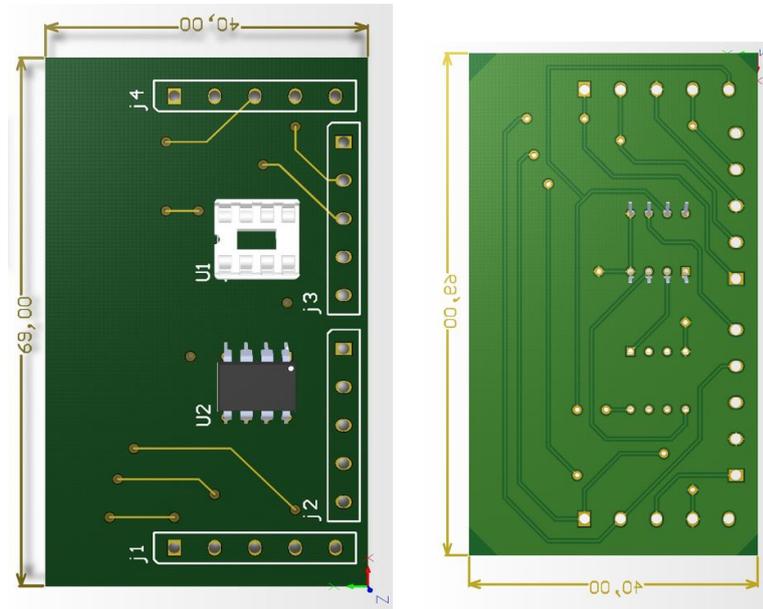


Figura 11 – (a) Parte frontal do projeto da PCB; (b) Parte Traseira do projeto da PCB.

A figura 12 mostra a placa PCB concluída com base no projeto apresentado na Figura 11.

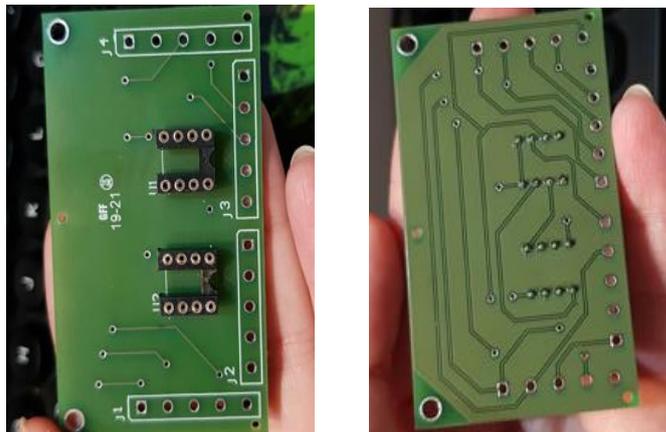


Figura 12 – (a) Parte frontal da PCB; (b) Parte Traseira da PCB

3.3. Suporte em Plástico para os Componentes

Foi construído um suporte de plástico para integrar todos os componentes necessários para o sistema funcionar. Com uso do software SolidWorks foi gerado

o projeto do suporte, como mostrado na figura 13. A figura 14 apresenta o suporte construído de acordo com o projeto e com o auxílio de uma impressora 3D. A face do suporte da figura 12(a) se destina à conexão com o Raspberry Pi, enquanto a face da figura 12(b) fixa outros sensores e componentes.

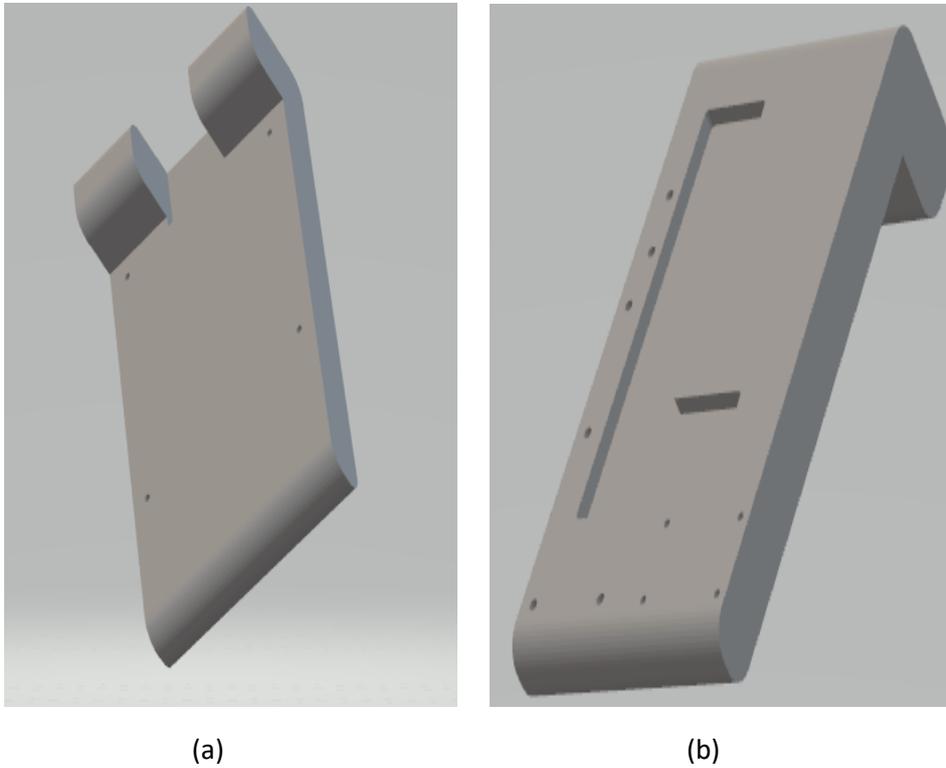


Figura 13 – Projeto do Suporte de Plástico

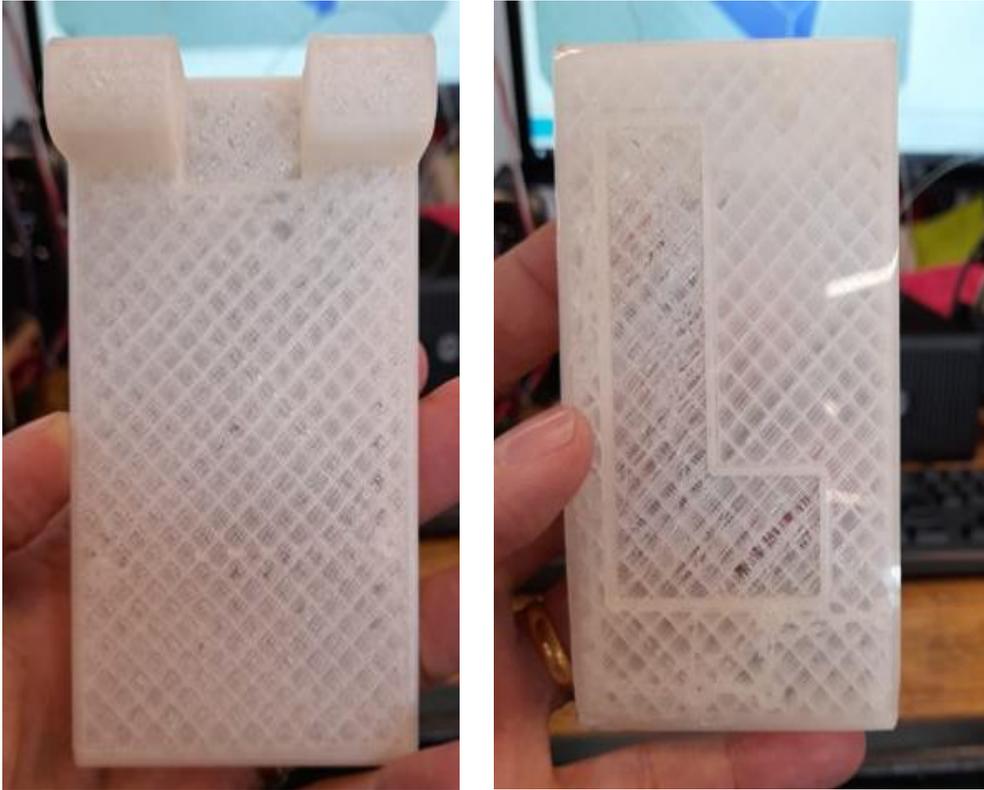


Figura 14 – Suporte de Plástico pronto

3.4. Calibração dos Sensores

3.4.1. Calibração do Magnetômetro GMR

Para calibrar o GMR foi utilizada uma bobina de Helmholtz, uma fonte dupla de bancada, um multímetro Fluke 87V e um protoboard com o magnetômetro conectado. A fonte dupla alimenta tanto a bobina com uma corrente, quanto o circuito da protoboard com uma tensão de 5 volts. Para cada rotina de medição a fonte de corrente foi variada de 0 A até 3 A e de 0 A até -3 A (invertendo o cabeamento ligado à bobina), em passos de 0,5 A, de modo a obter a curva de histerese do sensor GMR.

A equação (1) demonstra o cálculo necessário para encontrar o campo magnético gerado em relação à corrente de alimentação da Bobina de Helmholtz.

$$B = \frac{8\mu NI}{5R\sqrt{5}} \quad (1)$$

onde μ é igual a $4\pi \times 10^{-7}$ H/m, $N=48$ é o número de espiras em cada bobina, $R=0,15$ m é o raio das bobinas e B é a densidade de fluxo magnético.

Logo, pode-se chegar à equação (2)

$$B = 2,89 \times I \quad (2)$$

Na figura 15 pode-se ver o sistema de calibração conectado. As tabelas 1 a 3 apresentam as três rotinas de medição realizadas. Foram realizadas apenas três rotinas de medição devido aos impactos relacionados a pandemia.

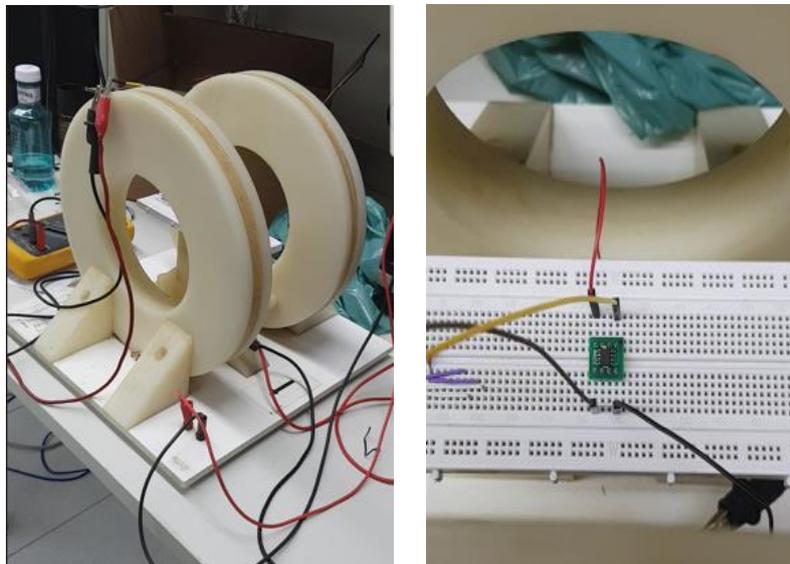


Figura 15 – (a) Bobina de Helmholtz ligada ao sistema de calibração; (b) Circuito da protoboard no centro da bobina

Tabela 1: Primeira rotina de calibração do sensor GMR

Corrente (A)	Tensão (mV)	Campo Magnético (Oe)	Corrente (A)	Tensão (mV)	Campo Magnético (Oe)
0,0	-4,50	0	0,0	8,80	0
0,5	28,70	1,445	-0,5	42,60	-1,445
1,0	61,40	2,89	-1,0	72,40	-2,89
1,5	92,20	4,335	-1,5	95,40	-4,335
2,0	113,60	5,78	-2,0	115,70	-5,78
2,5	132,40	7,225	-2,5	134,90	-7,225
3,0	151,20	8,67	-3,0	151,40	-8,67
2,5	134,90	7,225	-2,5	135,70	-7,225
2,0	116,20	5,78	-2,0	118,20	-5,78
1,5	95,80	4,335	-1,5	98,10	-4,335
1,0	72,00	2,89	-1,0	75,40	-2,89
0,5	41,80	1,445	-0,5	46,50	-1,445
0,0	0,90	0	0,0	9,80	0

Tabela 2: Segunda rotina de calibração do sensor GMR.

Corrente (A)	Tensão (mV)	Campo Magnético (Oe)	Corrente (A)	Tensão (mV)	Campo Magnético (Oe)
0,0	-1,1	0	0,0	-5,1	0
0,5	21,8	1,445	-0,5	32,4	-1,445
1,0	58,9	2,89	-1,0	66,1	-2,89
1,5	86,3	4,335	-1,5	92,3	-4,335
2,0	108,8	5,78	-2,0	114,1	-5,78
2,5	129	7,225	-2,5	133,3	-7,225
3,0	147,2	8,67	-3,0	150,5	-8,67
2,5	131,7	7,225	-2,5	134,8	-7,225
2,0	113,2	5,78	-2,0	116,8	-5,78
1,5	92,7	4,335	-1,5	96,8	-4,335
1,0	68,1	2,89	-1,0	73,4	-2,89
0,5	37,7	1,445	-0,5	44,5	-1,445
0,0	-2,6	0	0,0	7,8	0

Tabela 3: Terceira rotina de calibração do sensor GMR.

Corrente (A)	Tensão (mV)	Campo Magnético (Oe)	Corrente (A)	Tensão (mV)	Campo Magnético (Oe)
0,0	7,1	0	0,0	-1,9	0
0,5	23,2	1,445	-0,5	34,6	-1,445
1,0	57,5	2,89	-1,0	65,4	-2,89
1,5	83,7	4,335	-1,5	91	-4,335
2,0	107,6	5,78	-2,0	113,8	-5,78
2,5	127,8	7,225	-2,5	134,3	-7,225
3,0	145,3	8,67	-3,0	149,6	-8,67
2,5	129,6	7,225	-2,5	136,4	-7,225
2,0	111,4	5,78	-2,0	116,1	-5,78
1,5	91,1	4,335	-1,5	96,3	-4,335
1,0	67,1	2,89	-1,0	73,1	-2,89
0,5	37,3	1,445	-0,5	45	-1,445
0,0	0,1	0	0,0	7,9	0

A tabela 4 apresenta o valor médio das tensões do sensor GMR correspondentes a cada corrente na bobina de Helmholtz, com os respectivos

desvios padrões. Pode-se observar que o desvio padrão da tensão medida é inversamente proporcional aos níveis de campo magnético e corrente.

Tabela 4: Tensões médias obtidas no processo de calibração do sensor GMR.

Corrente (A)	Campo Magnético (Oe)	Tensão Média (mV)	Desvio Padrão (mV)	Corrente (A)	Campo Magnético (Oe)	Tensão Média (mV)	Desvio Padrão (mV)
0,0	0	-1,10	5,96	0,0	0	-1,90	7,28
0,5	1,445	23,20	3,65	-0,5	-1,445	34,60	5,37
1,0	2,89	58,90	1,98	-1,0	-2,89	66,10	3,86
1,5	4,335	86,30	4,36	-1,5	-4,335	92,30	2,26
2,0	5,78	108,80	3,18	-2,0	-5,78	114,10	1,02
2,5	7,225	129,00	2,39	-2,5	-7,225	134,30	0,81
3,0	8,67	147,20	3,01	-3,0	-8,67	150,50	0,90
2,5	7,225	131,70	2,67	-2,5	-7,225	135,70	0,80
2,0	5,78	113,20	2,43	-2,0	-5,78	116,80	1,07
1,5	4,335	92,70	2,39	-1,5	-4,335	96,80	0,93
1,0	2,89	68,10	2,59	-1,0	-2,89	73,40	1,25
0,5	1,445	37,70	2,49	-0,5	-1,445	45,00	1,04
0,0	0	0,10	1,83	0,0	0	7,90	1,13

A Figura 15 apresenta a curva de histerese do sensor GMR obtida pelo processo de calibração.

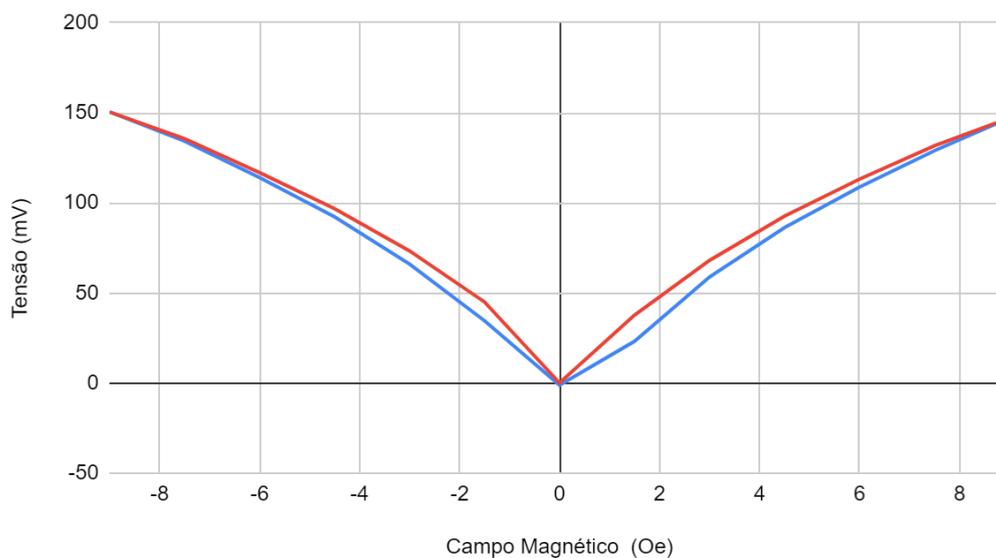


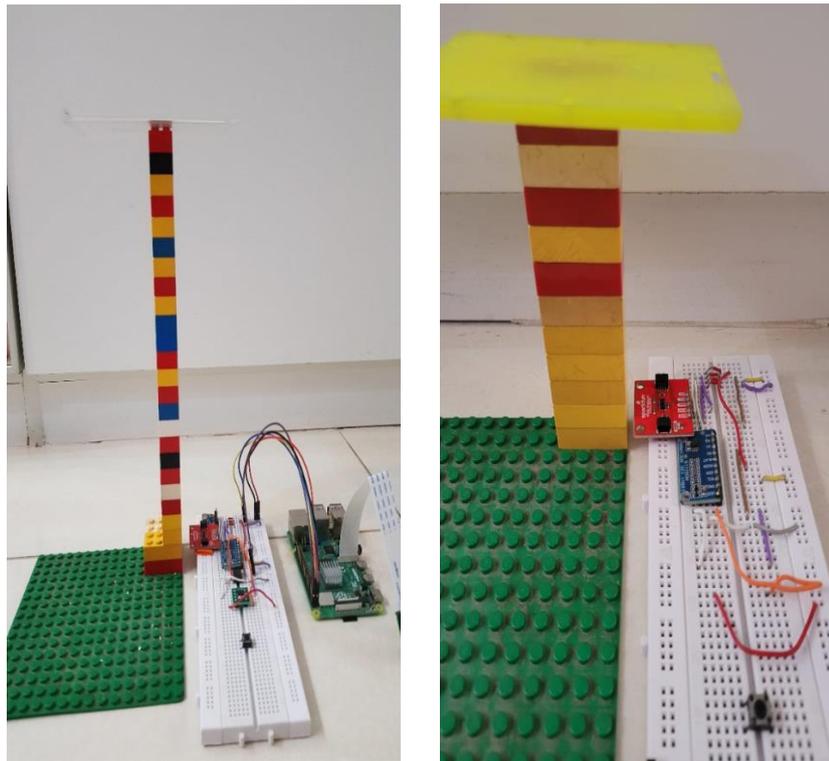
Figura 16 – Gráfico Tensão (mV) em função do Campo Magnético (Oe)

A histerese média encontrada foi de 4,4 mV, calculada a partir da média dos valores de tensão medidos, aproximadamente 2,9% do valor máximo encontrado de tensão, que é 150 mV. A sensibilidade foi determinada por meio da média dos valores obtidos, dividindo-se os resultados das tensões, em milivolts (mV), pelos resultados de campo magnético, em oersteds (Oe). A sensibilidade calculada foi de 183,4 mV/mT (18,34 mV/Oe), bem próxima à sensibilidade indicada no datasheet e na sessão 3.1.1 desta dissertação [28].

3.4.2. Calibração do Sensor de Distância

A calibração do sensor de distância foi feita com o auxílio de peças de Lego, um multímetro Fluke 87V e um protoboard com o sensor de distância conectado ao Raspberry Pi. Como o sensor mede até uma distância de 20 cm, iniciou-se com uma distância mínima de 0,65 cm e sucessivamente foram adicionadas peças de Lego, cada uma com 9 mm de altura, até alcançar o limite do instrumento.

A figura 17 mostra o sistema de calibração montado, enquanto a tabela 5 mostra os valores das três rotinas realizadas. Os valores medidos apresentam-se bem até 9 cm de distância e isso já é o suficiente para a aplicação pretendida. Deve-se notar que o sensor de distância utilizado fornece como saída um valor inteiro. A figura 17(a) apresenta o fim da rotina de calibração, já a figura 17(b) aproxima a imagem para ser possível observar o obstáculo utilizado para realizar as medições e o próprio sensor de distância (o sensor vermelho).



(a)

(b)

Figura 17 – Sistema de calibração do sensor de distância

Tabela 5: Rotinas de calibração do sensor de distância

Primeira Rotina		Segunda Rotina		Terceira Rotina	
Distância (cm)	Sensor	Distância (cm)	Sensor	Distância (cm)	Sensor
0,65	684	0,65	762	0,65	708
1,55	182	1,55	176	1,55	171
2,45	82	2,45	71	2,45	73
3,35	43	3,35	40	3,35	41
4,25	28	4,25	26	4,25	26
5,15	19	5,15	17	5,15	18
6,05	14	6,05	13	6,05	14
6,95	12	6,95	10	6,95	10
7,85	10	7,85	7	7,85	9
8,75	6	8,75	6	8,75	7
9,65	6	9,65	5	9,65	5
10,55	4	10,55	4	10,55	5
11,45	4	11,45	4	11,45	4
12,35	4	12,35	4	12,35	4
13,25	3	13,25	3	13,25	3
14,15	3	14,15	3	14,15	3
15,05	3	15,05	3	15,05	3
15,95	3	15,95	3	15,95	3
16,85	2	16,85	2	16,85	2
17,75	2	17,75	2	17,75	2
18,65	2	18,65	2	18,65	2
19,55	2	19,55	2	19,55	2
20,45	1	20,45	2	20,45	1

Na Tabela 6 apresenta-se a média e desvio padrão das três rotinas realizadas e, na figura 18, a curva de calibração do sensor de distância.

Tabela 6: Média e Desvio Padrão das rotinas

Distância (cm)	Média	Desvio Padrão
0,65	708	39,95
1,55	176	5,51
2,45	73	5,86
3,35	41	1,53
4,25	26	1,16
5,15	18	1,00
6,05	14	0,58
6,95	10	1,16
7,85	9	1,53
8,75	6	0,58
9,65	5	0,58
10,55	4	0,58
11,45	4	0,00
12,35	4	0,00
13,25	3	0,00
14,15	3	0,00
15,05	3	0,00
15,95	3	0,00
16,85	2	0,00
17,75	2	0,00
18,65	2	0,00
19,55	2	0,00
20,45	1	0,58

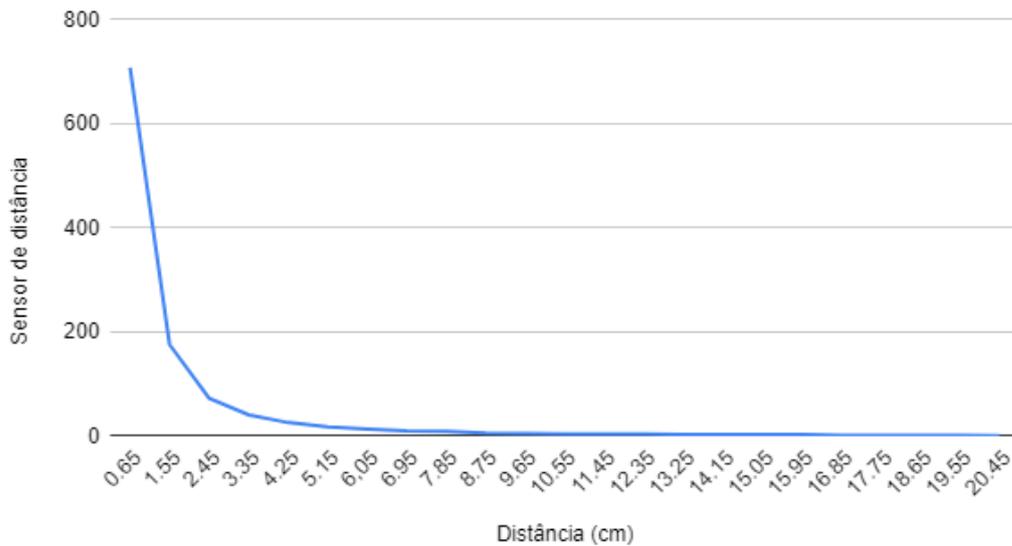


Figura 18 – Calibração do sensor de distância

3.4.3. Calibração do Acelerômetro/Girômetro

A calibração do sensor IMU foi feita com o auxílio de software, utilizando um script em Python. Durante a execução do código é necessário girar o sensor em todos os seus eixos para realizar a calibração do acelerômetro, ou seja, em 6 posições diferentes. O código calcula os valores médios após cada direção e guarda os novos valores de calibração encontrados em um arquivo .json.

Para realizar a calibração do girômetro mantém-se o sensor imóvel por algum tempo, enquanto o código realiza a leitura dos valores e seus respectivos cálculos. Assim como os valores do acelerômetro, os valores de calibração obtidos com o giroscópio também são guardados em um arquivo .json, a ser carregado durante a execução do sistema.

3.5. Software

Uma vez integrado o hardware, como visto na figura 19, passou-se ao desenvolvimento do software do sistema de medição. Em um cartão de memória microSD de 16 Gb foi instalado o sistema operacional gratuito do Raspberry Pi, o Raspbian. Esse S.O. (sistema operacional) já provê o Python, uma linguagem de programação de alto nível, bastante utilizada atualmente, que foi empregada para escrever os códigos do sistema.

Com suporte de algumas bibliotecas da linguagem, pode-se criar um código para capturar as leituras de cada sensor, carregar o arquivo .json que contém as informações de calibração e inicializar a gravação da câmera. Através de um loop, armazenam-se todas as medições feitas, enquanto a câmera está filmando e passando, como um scanner, pela área delimitada pelo usuário que está movimentando o protótipo. Ao encerrar o programa são gerados dois arquivos: uma planilha Excel com todas as medidas de aceleração nos 3 eixos cartesianos x,y,z, velocidades de rotação nos 3 eixos, posição nos 3 eixos (calculada por integração dupla dos sinais de aceleração), distância e campo magnético, como mostrado na figura 20; e um arquivo de vídeo mostrando o escaneado feito, visto na figura 21. O fundo xadrez foi adicionado às simulações para adicionar mais características visuais.

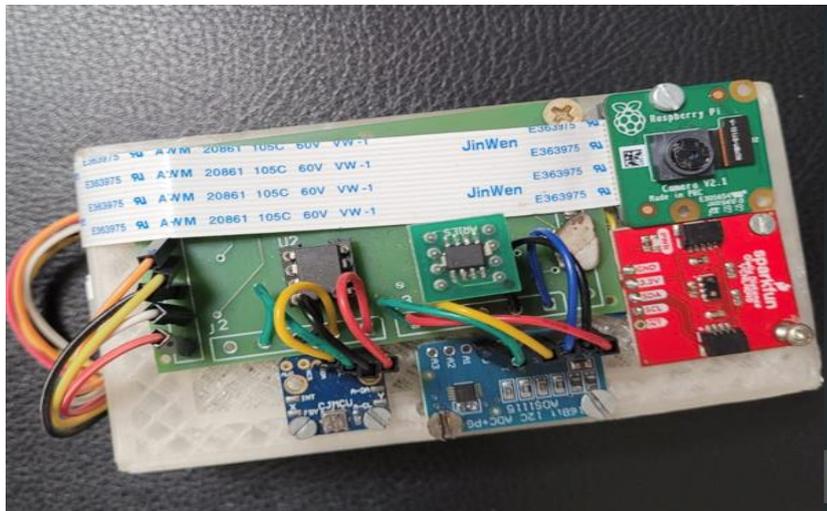


Figura 19 - Montagem do hardware

	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q
	Acelerômetro eixo x (g)	Acelerômetro eixo y (g)	Giroscópio eixo x (°/s)	Giroscópio eixo y (°/s)	Giroscópio eixo z (°/s)	Distância (#)	Distância (mm)	Conversor AD	Bx (Oe)	Posição x (m)	Posição y (m)	Posição z (m)	Tempo (s)	Roll (°)	Pitch (°)	Yaw (°)
1	-0.363	-9.976	-0.008	0.028	0.018	6	16.959	12172	-0.582	0.001	-0.001	-0.500	0.059	-177.918	-0.461	103.523
2	-0.420	-10.019	0.028	0.041	0.025	5	23.036	12132	-0.600	0.007	-0.001	-0.497	0.210	-177.601	-0.552	102.859
3	-0.463	-9.815	0.023	0.076	0.021	5	23.036	12077	-0.624	0.018	-0.009	-0.496	0.365	-177.298	-1.579	100.707
4	-0.552	-10.091	-0.029	0.018	0.027	6	16.959	12144	-0.594	-0.003	-0.012	-0.493	0.514	-176.866	-1.203	102.327
5	-0.483	-9.979	-0.022	-0.011	5	23.036	12167	-0.582	-0.014	0.000	-0.504	0.665	-177.226	-2.018	100.371	
6	-0.492	-9.685	0.010	0.002	-0.025	5	23.036	12164	-0.588	0.005	0.003	-0.510	0.818	-177.088	-1.943	100.003
7	-0.592	-9.961	0.043	0.004	-0.010	5	23.036	12260	-0.541	0.023	0.019	-0.505	0.975	-176.591	-1.565	101.725
8	-0.649	-9.952	0.004	-0.006	0.007	6	16.959	12239	-0.553	-0.001	0.005	-0.496	1.130	-176.264	-1.743	101.670
9	-0.584	-9.927	-0.021	0.005	0.005	6	16.959	12203	-0.571	-0.010	-0.017	-0.497	1.286	-176.629	-1.459	102.213
10	-0.619	-9.965	0.021	-0.007	-0.001	5	23.036	12172	-0.582	0.010	0.020	-0.501	1.441	-176.443	-1.644	102.562
11	-0.478	-9.940	-0.034	-0.003	0.010	5	23.036	12154	-0.588	-0.029	-0.025	-0.492	1.597	-177.244	-1.681	102.155
12	-0.532	-9.953	-0.039	-0.014	0.017	5	23.036	12116	-0.606	-0.046	-0.022	-0.484	1.752	-176.934	-1.526	103.861
13	-0.514	-9.884	-0.027	-0.004	-0.006	6	16.959	12182	-0.576	-0.029	-0.022	-0.505	1.906	-177.021	-1.512	105.074
14	-0.806	-9.919	0.041	-0.005	-0.010	5	23.036	12150	-0.594	0.037	0.047	-0.509	2.061	-176.502	-1.087	108.026
15	-0.541	-9.953	-0.017	0.016	-0.013	6	16.959	12130	-0.600	-0.001	-0.036	-0.513	2.216	-176.886	-1.202	108.100
16	-0.617	-9.903	0.056	-0.001	-0.018	5	23.036	12150	-0.594	0.064	0.067	-0.517	2.370	-176.428	-1.522	109.770
17	-0.679	-9.862	0.004	0.013	-0.006	4	33.514	12158	-0.584	0.021	-0.011	-0.507	2.526	-176.055	-1.545	111.933
18	-0.757	-9.896	0.030	0.011	-0.012	6	16.959	12170	-0.582	0.055	0.026	-0.514	2.675	-175.622	-0.942	117.858
19	-0.791	-10.017	-0.018	-0.002	-0.002	5	23.036	12182	-0.576	-0.028	-0.022	-0.503	2.825	-175.478	-1.137	119.026
20	-0.755	-9.887	0.007	-0.015	-0.007	5	23.036	12276	-0.535	-0.012	0.034	-0.510	2.975	-175.628	-1.243	120.040
21	-0.645	-9.855	-0.006	-0.007	-0.005	5	23.036	12274	-0.535	-0.020	0.000	-0.507	3.124	-176.290	-1.427	118.898

Figura 20 - Exemplo da planilha Excel gerada pelo software



Figura 21 - Exemplo de imagem gerada pelo software

4. Métodos de Determinação da Posição Espacial do Instrumento de Medição

No sistema foram integrados sensores, como o IMU (acelerômetro/girômetro) e a câmera, com o objetivo de determinar a posição espacial do instrumento de medição a cada instante de medição do campo magnético pelo magnetômetro GMR. Isto permite construir um mapa magnético, que por sua vez permite localizar o corpo estranho ferromagnético (resolvendo-se o problema inverso magnético, abordado no Capítulo 5).

Na literatura, diversos estudos demonstram que se pode obter a localização de um objeto através de técnicas como navegação inercial e odometria visual [29]. Os trabalhos [30] e [31] unem informações e medições de câmeras e sensores IMU utilizando Filtro de Kalman Estendido. Já o trabalho [32] adiciona o sinal de um GPS e usa o filtro de Kalman Unscented. Devido às limitações do sistema e resultados de medição em pequena escala (cm), a ideia de acoplar um GPS foi considerada inadequada.

A metodologia proposta consistiu na análise do emprego tanto da navegação inercial quanto da odometria visual para encontrar uma determinação de posição e orientação ótima. Descrevem-se a seguir os desenvolvimentos e resultados obtidos para estas duas técnicas.

4.1. Navegação Inercial

Um Sistema de Navegação Inercial faz uso de sensores IMU para detectar a velocidade de rotação e a aceleração de objetos em relação a 3 eixos ortogonais. Essas informações podem ser usadas para determinar automaticamente a velocidade e a posição do sistema de referência [33], além de sua orientação espacial em relação aos 3 eixos.

De acordo com [34], acelerômetros não são capazes de separar a aceleração total do objeto da aceleração da gravidade. Com base nas informações apresentadas, nas medições realizadas e no que é demonstrado por [34], foi possível elaborar um algoritmo para determinar a localização e posição do objeto, como mostrado na figura 22.

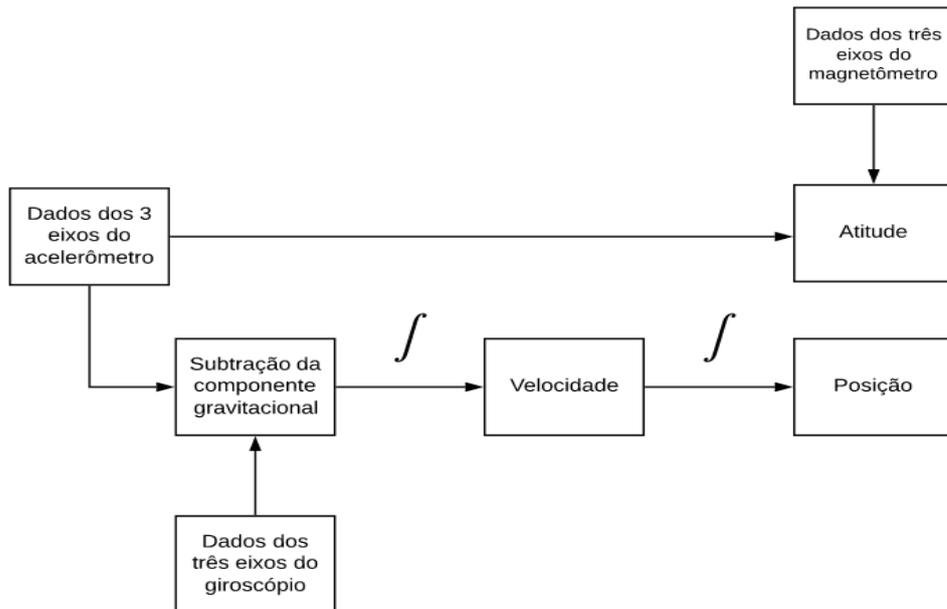


Figura 22 - Fluxograma do algoritmo de navegação inercial

Os dados dos três sensores triaxiais integrados ao IMU (acelerômetro, girômetro e magnetômetro) são capturados através do sistema de hardware e software projetados. A partir das equações (2), (3) e (4) é possível obter os ângulos de rotação roll, pitch e yaw, respectivamente.

$$\tan \theta = \frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}} \quad (2)$$

$$\tan \phi = \frac{-A_x}{\sqrt{A_z^2 + A_y^2}} \quad (3)$$

$$\tan \psi = \frac{B_x \cos \phi - B_z \sin \phi}{B_x \cos \theta + B_y \sin \theta \sin \phi \quad B_z \sin \theta \quad B_z \cos \phi} \quad (4)$$

onde A_x, A_y, A_z são as componentes de aceleração nos eixos xyz, B_x, B_y, B_z são a densidade de fluxo magnético nos eixos xyz.

Para determinar a posição retira-se a componente gravitacional da aceleração, com auxílio dos dados do giroscópio e a matriz de Euler, e integra-se duas vezes os valores obtidos pelo acelerômetro.

Essa abordagem não foi eficaz, pois as medições capturadas pelo sensor IMU estavam muito ruidosas. O sistema, por ter deslocamento na escala de centímetros, precisa de boa resolução e precisão. De acordo com [35], erros de

offset em IMUs vêm de fábrica, o que torna seus resultados pouco confiáveis. O processo de calibração ajuda a diminuir esse erro, porém não totalmente. Além disso, há outras fontes de erro provenientes dos cálculos de integração, o que deixa as estimativas cada vez mais distantes do valor real. As figuras 23, 24 e 25 mostram medições realizadas pelo MPU-9250, com o instrumento na mesma posição espacial e sendo girado em torno do eixo X nos dois sentidos.

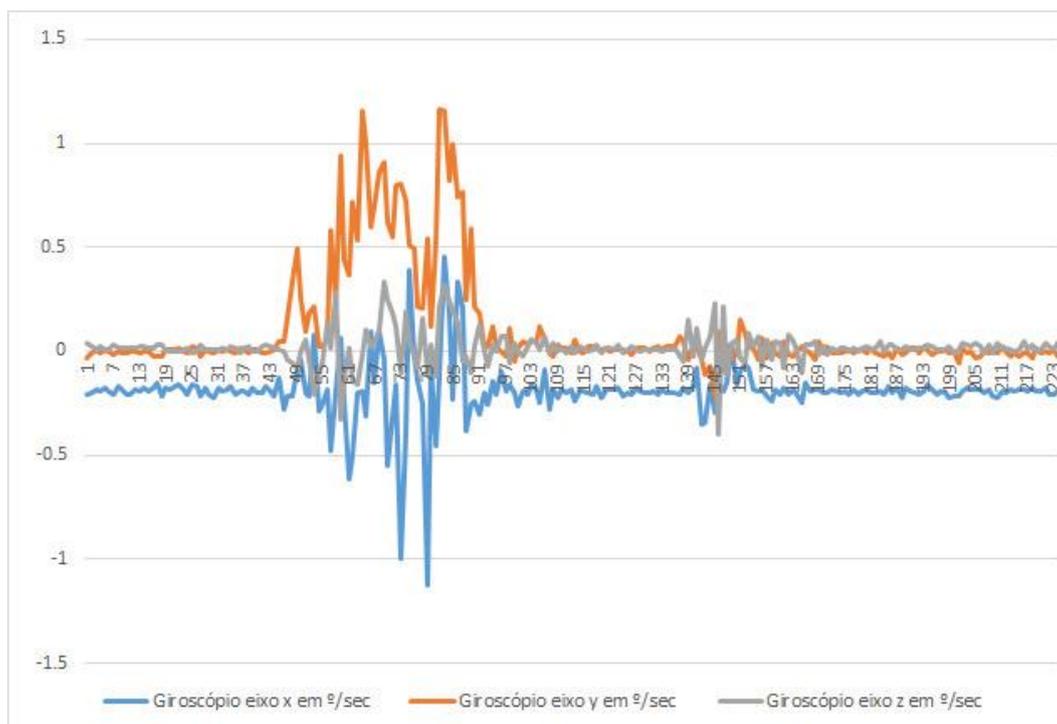


Figura 23- Medições do giroscópio

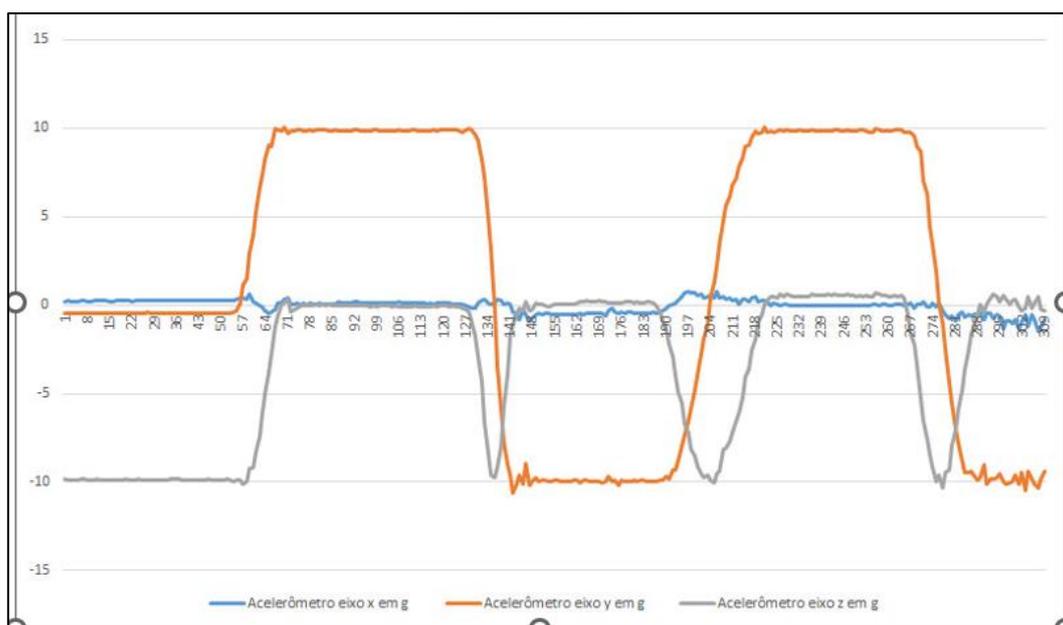


Figura 24- Medições do acelerômetro

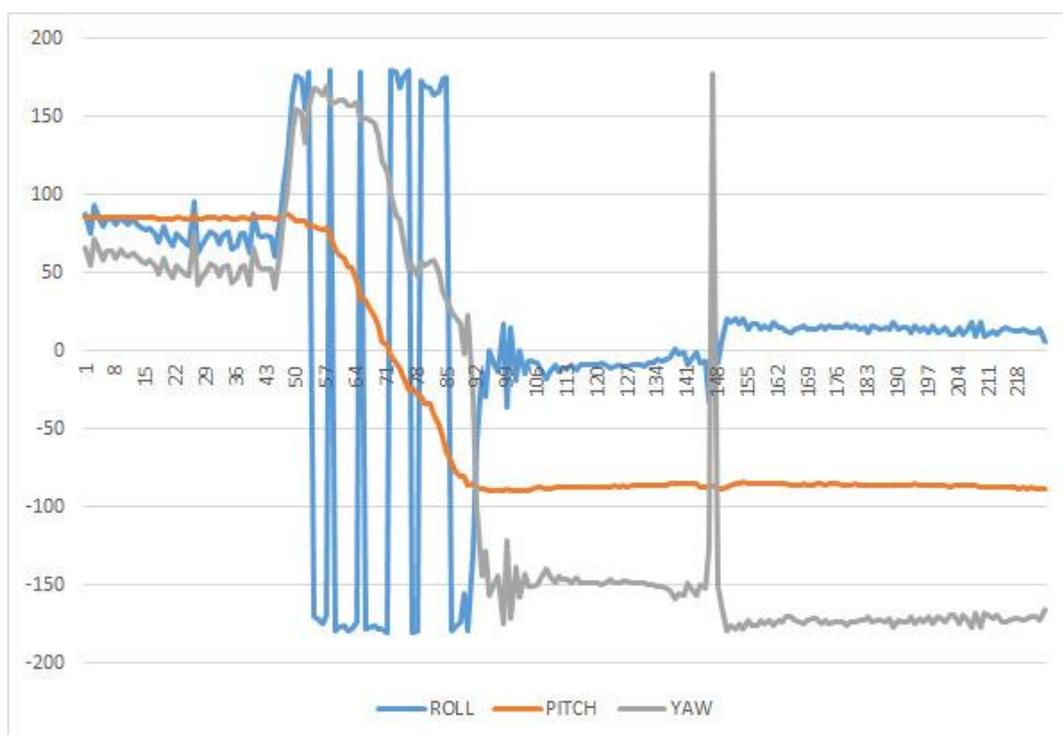


Figura 25- Medições dos ângulos de rotação

Na Figura 24, percebe-se coerência dos sinais de aceleração de acordo com a orientação do instrumento. Como o instrumento estava em uma posição fixa, ficou sujeito somente à aceleração da gravidade, e esta é medida sucessivamente pelos

acelerômetros alinhados com os eixos Y e Z. Contudo, percebe-se também, claramente, um grande nível de ruído nos resultados das 3 grandezas.

Ainda assim, buscou-se realizar uma medição com o instrumento em movimento, seguindo o padrão em zig-zag ilustrado na Figura 26. O quadrado na figura demonstra uma folha de papel A4, enquanto as setas representam a direção que o protótipo percorreu até voltar ao seu ponto inicial, representado pela seta em vermelho.

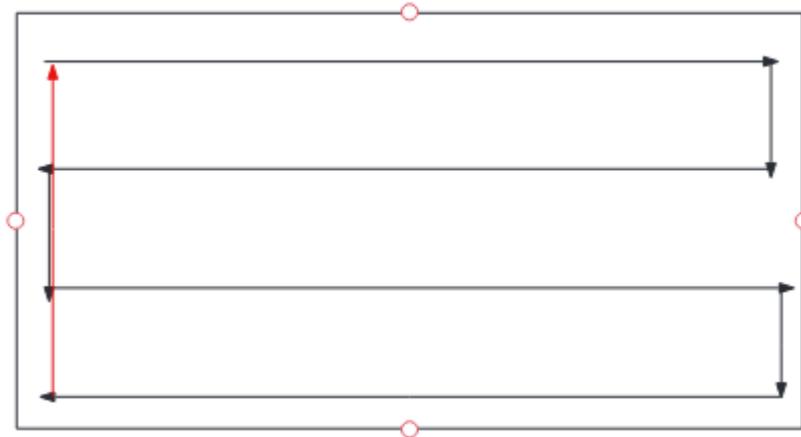


Figura 26 - Configuração do deslocamento do instrumento de medição durante o mapeamento magnético.

As figuras 27 a 29 mostram o resultado do processo de navegação inercial utilizando os sensores IMU para detectar a velocidade de rotação e a aceleração em relação aos 3 eixos ortogonais.



Figura 27 – Evolução da coordenada X durante a movimentação indicada na Figura 26

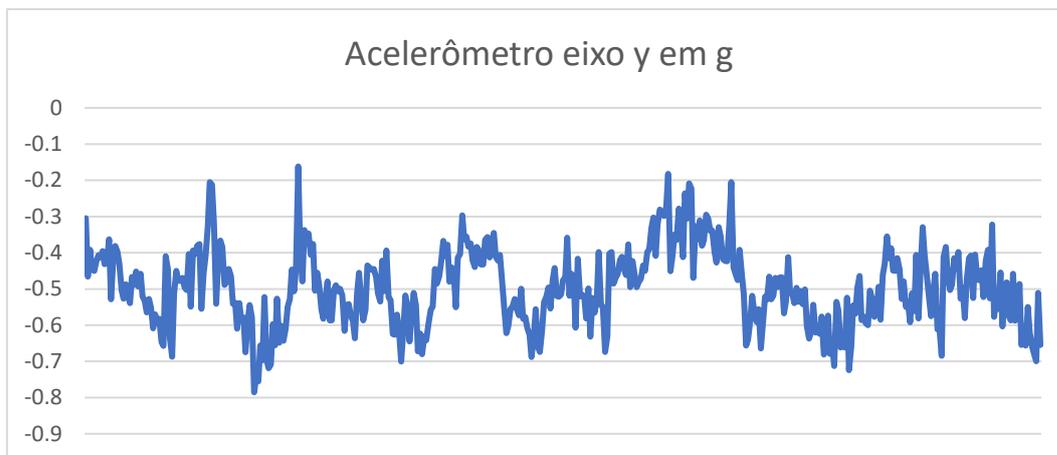


Figura 28 – Evolução da coordenada Y durante a movimentação indicada na Figura 26



Figura 29 – Evolução da coordenada Z durante a movimentação indicada na Figura 26

Analisando-se as Figuras 27 a 29, percebe-se que a navegação inercial não funcionou de forma satisfatória. Analisando as especificações do IMU utilizado, constatou-se que este é mais apropriado para deslocamentos grandes e velocidades maiores do que as tipicamente empregadas nesta aplicação clínica. Assim, decidiu-se investigar outro método para determinar a posição instantânea do instrumento, como descrito na próxima seção. Nota-se que utilizar um IMU mais adequado pode melhorar o desempenho da navegação inercial

4.2. Odometria Visual

A odometria visual é um método que permite estimar a localização espacial de um corpo utilizando somente informações visuais obtidas por câmeras. De acordo com [36], existem alguns tipos distintos de odometria visual, modificando a maneira como se capturam os dados e se trata a informação visual. Para esse trabalho será abordada a odometria visual monocular, que possui apenas uma câmera, e direta pelo fato de se utilizarem diretamente as informações das imagens.

Na figura 30 é apresentada a metodologia para empregar a odometria visual. Com o uso do software feito na linguagem Python no Raspberry-Pi foram capturados vídeos para realizar os experimentos. O conteúdo do vídeo simula um escaneamento de um corpo estranho magnético, em zig-zag, com um fundo de papel no padrão xadrez, para incluir informações visuais adicionais. Em seguida, o vídeo é dividido em seus vários frames para obtenção de imagens.

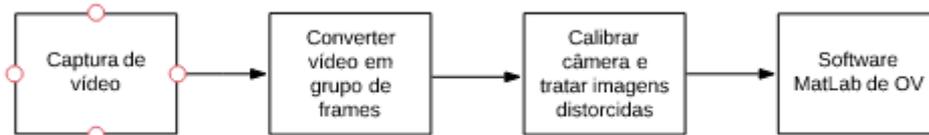


Figura 30- Fluxograma do algoritmo de navegação inercial

Com o uso de [37] e a biblioteca OpenCV, voltada para criar algoritmos no campo de visão computacional, a calibração da câmera foi feita. Um *dataset* de algumas imagens com o padrão xadrez teve que ser usado para a calibração. Ao fim da calibração tem-se a matriz de calibração e a possibilidade de compensar as distorções nas imagens de escaneamento.

As imagens do vídeo de escaneamento foram utilizadas no software Matlab, junto com as medições realizadas e guardadas em Excel, para efetuar a odometria visual. No software, cada imagem foi carregada no código e transformada para escala de cinza. O algoritmo realiza uma iteração sobre as imagens e compara dois *frames* consecutivos com o uso da função *imregcorr*, que estima a transformação geométrica que alinha duas imagens 2-D, usando correlação de fase [38]. Dessa

forma, é possível estimar as variações de posição em x e y entre as imagens. No final da iteração, e do código, é obtido um mapa mostrando a trajetória do protótipo e o mapa magnético a partir dos valores de campo magnético medidos durante a simulação e posicionamento.

Na figura 31 exibe-se a trajetória, em centímetros, feita durante as simulações, já as figuras 32 e 33 apresentam-se os mapas de trajetória obtida de algumas simulações. As setas na figura 31 demonstram a direção que o sistema percorreu até voltar ao ponto inicial, representando pela seta em vermelho. Apesar dos visíveis erros, os resultados conseguem capturar o básico da trajetória mostrada na figura 31. As figuras 34 e 35 mostram os mapas magnéticos, valores da densidade de campo magnético no eixo x, da simulação capturadas pelo sensor GMR. As áreas com cores quentes demonstram momentos que a medição de campo magnético estava mais elevada, enquanto as cores frias indicam que o campo está mais fraco.

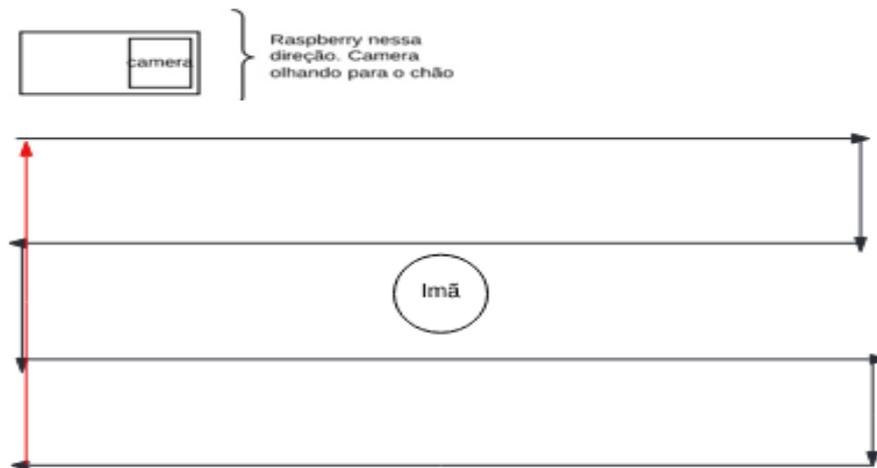


Figura 31 - Trajetória realizada nas simulações

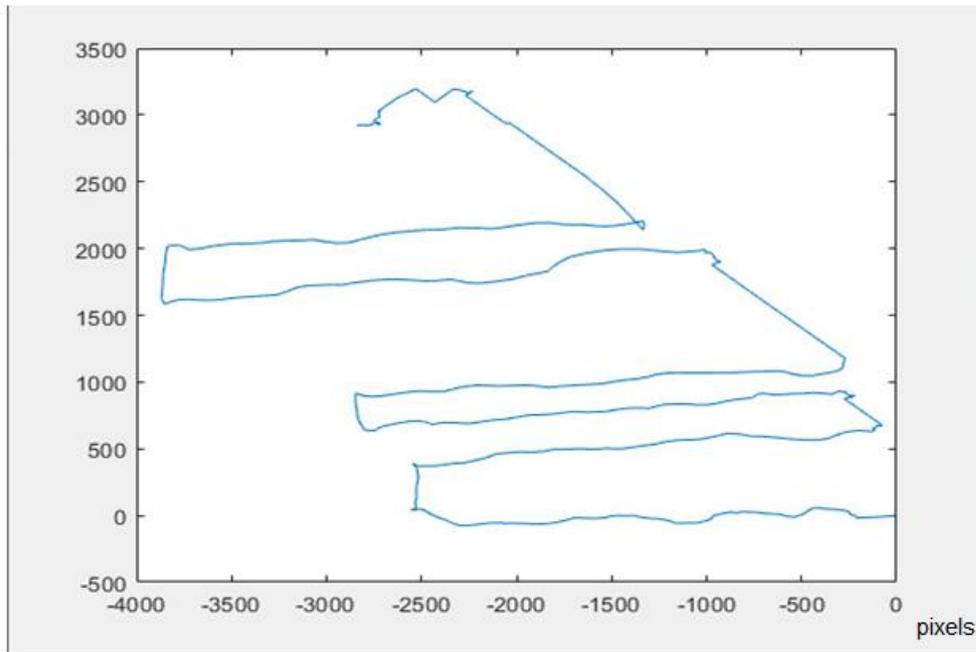


Figura 32 - Mapa da trajetória da simulação 1 em pixels

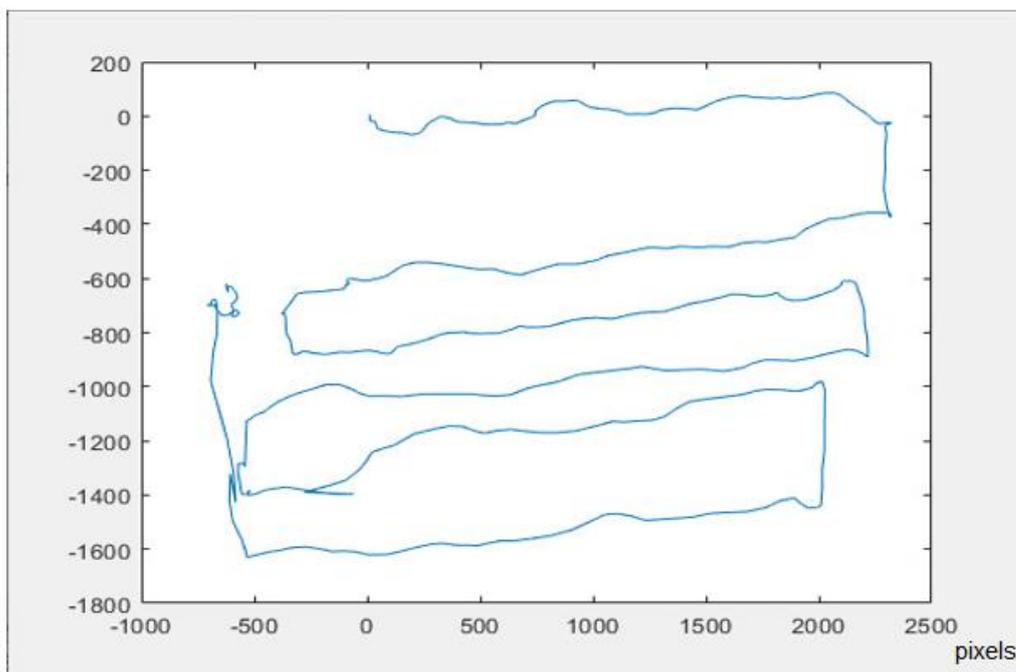


Figura 33 - Mapa da trajetória da simulação 2 em pixels

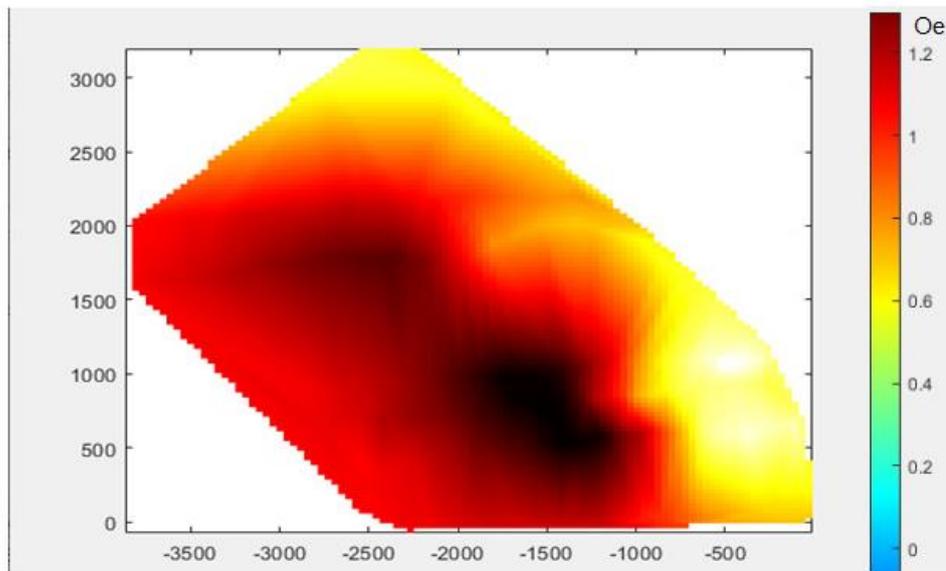


Figura 34 - Mapa magnético da simulação 1

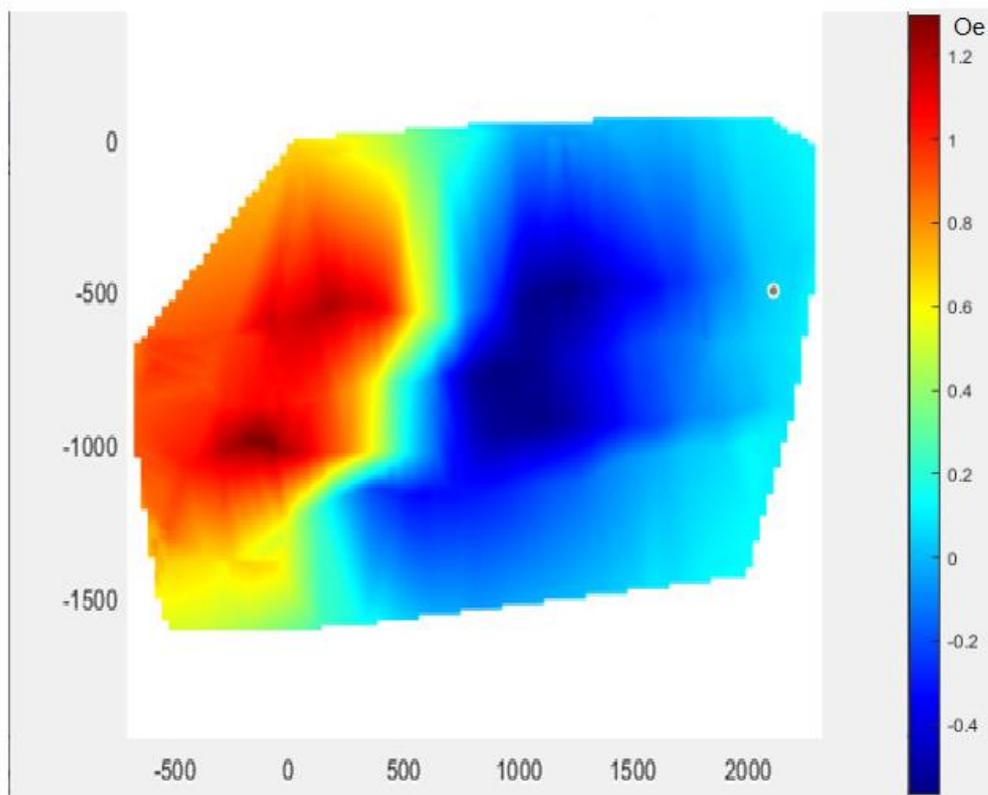


Figura 35 - Mapa magnético da simulação 2

5. Métodos de Solução do Problema Inverso

Conforme [39], resolver um problema inverso consiste em determinar causas desconhecidas a partir de efeitos desejados ou observados. O problema inverso do sistema construído é determinar o posicionamento da fonte de campo magnético (corpo estranho, como uma agulha) a partir da análise da configuração dos mapas de densidade de fluxo magnético e das medidas captadas pelos demais sensores. A fim de aprimorar o algoritmo de solução do problema inverso de localização de objetos estranhos, foram analisados dois modelos através de experimentos: o método dos Mínimos Quadrados (LSQ) e o Filtro de Kalman Estendido (FKE).

5.1. Experimentos

Os experimentos visaram simular um procedimento clínico típico, escaneando o sensor sobre a região do corpo estranho e estimando iterativamente os parâmetros do posicionamento de uma agulha. Para este fim, foi definida uma área de medição de 12 cm × 12 cm. Uma agulha com $l = 1$ cm é colocada em no centro da área de simulação, alinhada com o eixo x ($\theta = \phi = 0$), e a uma profundidade $h = 5$ cm, sendo modelada por $N=20$ dipolos magnéticos.

Uma rota foi programada para escanear esta área, começando na área central e seguindo uma linha reta até chegar às extremidades que será detalhada mais à frente. Os valores das coordenadas são usados para calcular os valores do campo magnético usados como entrada para os algoritmos FKE e LSQ. As saídas de cada algoritmo são os parâmetros estimados da agulha.

5.2. Simulação da Agulha

Uma agulha retilínea de aço, um corpo estranho magnético comum na prática médica, foi simulada para realizar os estudos. A agulha simulada tem os seguintes parâmetros: posição central (x_c, y_c, z_c); ângulos de inclinação (θ e ϕ); e comprimento (l). O campo magnético é mapeado sobre uma região paralela ao plano X-Y, a uma profundidade h em relação ao centro da agulha, como ilustrado pela Figura 34.

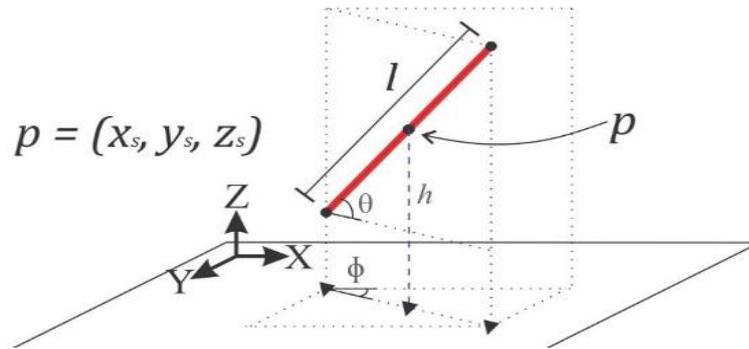


Figura 34 – Visualização da posição de uma agulha (em vermelho) com p como ponto central, mostrando o comprimento da agulha (l), ângulo de inclinação (ϕ), ângulo de rotação (Φ) e profundidade (h).

Para calcular a densidade de fluxo magnético de uma agulha, utilizou-se a Lei de Biot-Savart para um dipolo magnético e integrou-se a densidade de fluxo magnético de N dipolos ao longo de seu comprimento. Nesta simulação, está-se interessado apenas na componente na direção z , dada por

$$B_z(x, y, z) = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{3r_x(r_x m_x + r_y m_y + r_z m_z)}{r^5} - \frac{m_x}{r^3}, \quad (5)$$

onde $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ H/m, (m_x, m_y, m_z) são os três componentes do momento de dipolo magnético, e (r_x, r_y, r_z) são as três componentes da distância r entre a posição de medição e o elemento da agulha (x_i, y_i, z_i) sendo integrado. Levando em conta os dois ângulos mostrados na figura 34, pode-se escrever:

$$(m_x, m_y, m_z) = m \cdot (\cos \theta \cos \phi, \cos \theta \sin \phi, \sin \theta), \quad (6)$$

$$(r_x, r_y, r_z) = (x - x_i, y - y_i, z - z_i) \quad (7)$$

$$(x_i, y_i, z_i) = l_i \cdot (\cos \theta \cos \phi, \cos \theta \sin \phi, \sin \theta) \quad (8)$$

$$l_i = -\frac{l}{2} + i \frac{l}{N-1} \quad (9)$$

5.3. Filtro de Kalman Estendido (FKE)

O filtro de Kalman estendido (FKE) é amplamente utilizado atualmente. Seu uso permite estimar estados de sistemas dinâmicos não lineares com ruído [40]. Para estimar os parâmetros da agulha a partir dos valores de varredura do sensor, as equações básicas do FKE são:

$$\hat{x}_k = f(\hat{x}_{k-1}, u_k) = \hat{x}_{k-1} \quad (10)$$

$$P_k = F_k P_{k-1} F_k^T + Q_k = P_{k-1} + Q_k \quad (11)$$

$$K_k = P_k H_k^T (H_k P_k H_k^T + R_k)^{-1} \quad (12)$$

$$\hat{x}'_k = \hat{x}_k + K_k [\hat{z}_k - h(\hat{x}_k)] \quad (13)$$

$$P'_k = P_k - K_k H_k P_k \quad (14)$$

$$F_k = \frac{\partial f}{\partial x} \Big|_{\hat{x}_{k-1}} = 1 \quad (15)$$

$$H_k = \frac{\partial h}{\partial x} \Big|_{\hat{x}_k} \quad (16)$$

onde x_k é o vetor de estados, u_k é o vetor de controle (neste caso, nulo), $f(\cdot)$ é a função de previsão de estado (neste caso, os estados são fixos), $h(\cdot)$ é a função de observação, dada por (5), P_k é a matriz de covariância de erro de estado (inicializada como a matriz de identidade), Q_k e R_k são as matrizes de covariância de ruído de processo e medição (empiricamente definidas), K_k é o ganho de Kalman, e F_k e H_k são as matrizes jacobianas calculadas a partir de $f(\cdot)$ e $h(\cdot)$. No caso deste experimento, os seguintes vetores e matrizes completam a formulação do FKE:

$$x_k = \begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ h \\ \theta \\ \phi \\ m \end{bmatrix} \quad (17)$$

$$z_k = B_z \quad (18)$$

$$P = \text{diag}(0.001, 0.001, 0.001, 0.001, 0.001) \quad (19)$$

$$Q = \text{diag}(0.1, 0.1, 0.1, 0.1, 0.1) \quad (20)$$

$$R = [0.001] \quad (21)$$

$$H_k = \left[\frac{\partial B_z}{\partial x_c} \quad \frac{\partial B_z}{\partial y_c} \quad \frac{\partial B_z}{\partial h} \quad \frac{\partial B_z}{\partial \theta} \quad \frac{\partial B_z}{\partial \phi} \right] \quad (22)$$

5.4. Mínimos Quadrados (LSE)

A aplicação mais conhecida para o método dos mínimos quadrados é a estimativa de parâmetros para um sistema [41]. Este algoritmo é definido como um método de aproximação de funções, a fim de obter a curva que melhor representa o conjunto de pontos medidos no experimento. A função *lsqcurvefit* do Matlab [38] foi utilizada para estimar os parâmetros da agulha a partir dos valores de campo magnético medidos (B_z) e das posições de varredura (x,y). Esta função resolve problemas que envolvem o ajuste de dados a uma função não linear, no caso dada por (1), pesquisando o conjunto de parâmetros que minimiza o erro quadrado entre as medidas e a saída da função. Aqui, os parâmetros que estão sendo pesquisados são os mesmos que definiram o vetor de estado para o FKE.

5.5. Resultados

Esta seção apresenta os resultados obtidos para cinco simulações realizadas, três para Método de Filtro Kalman Estendido e duas para Método dos Mínimos Quadrados. Estudos com e sem ruído gaussiano com $\sigma = 32 \mu\text{T}$, um nível de ruído típico, adicionado aos valores medidos do campo magnético foram realizados, simulando uma varredura real. Em seguida, os resultados de cada experimento são mostrados. Nas imagens 2D (Figuras 35, 38, 41, 42, 45), cada quadrado mostra a posição de medição, com sua cor indicando a densidade de fluxo magnético em tesla. As linhas de contorno mostram o campo magnético correspondente aos parâmetros estimados. Em todos os estudos, os valores reais dos parâmetros ($x_c, y_c, h, \theta, \phi, m$) foram (0; 0; 0,05; 0; 0; 1,0).

A Figura 35 mostra os pontos de medição do campo magnético e o resultado do problema inverso fornecido no final do experimento nº 1, realizado com o método LSQ, sem adicionar ruído. As figuras 36 e 37 mostram a convergência dos parâmetros mais relevantes, (x_c, y_c) e (h, m), que, neste caso, ocorreram nas cinco primeiras iterações.

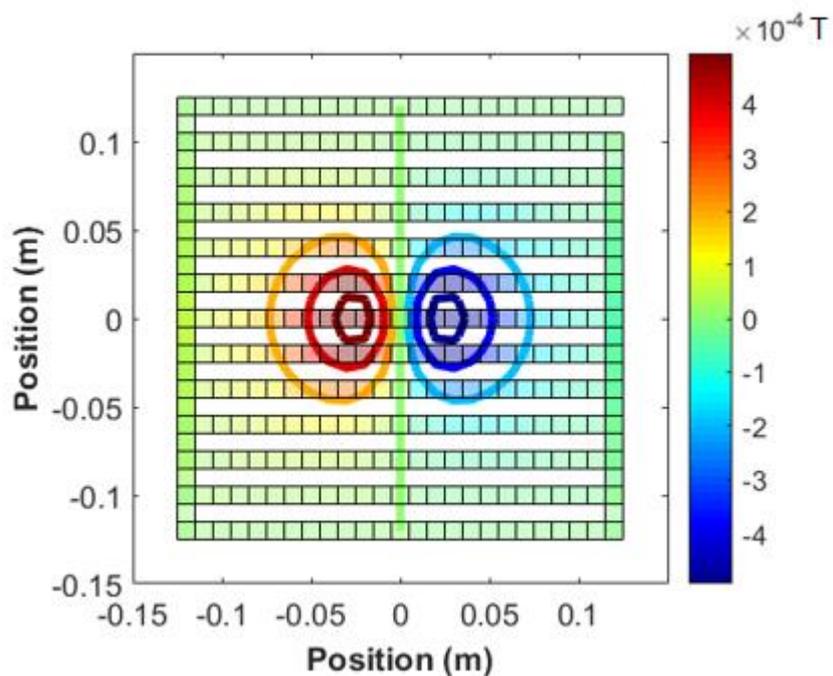


Figura 35- Pontos de medição e densidade de fluxo magnético correspondentes aos parâmetros estimados no final do experimento nº 1, realizados com o método LSQ sem ruído

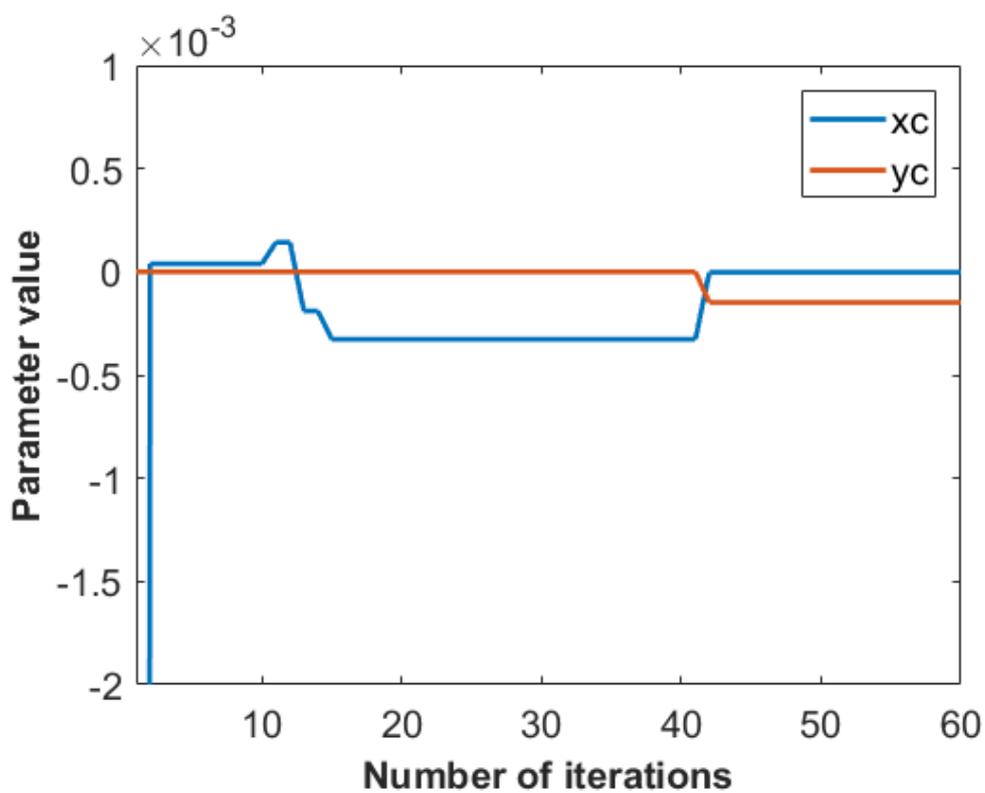


Figura 36 - Evolução dos parâmetros x_c e y_c no experimento nº1

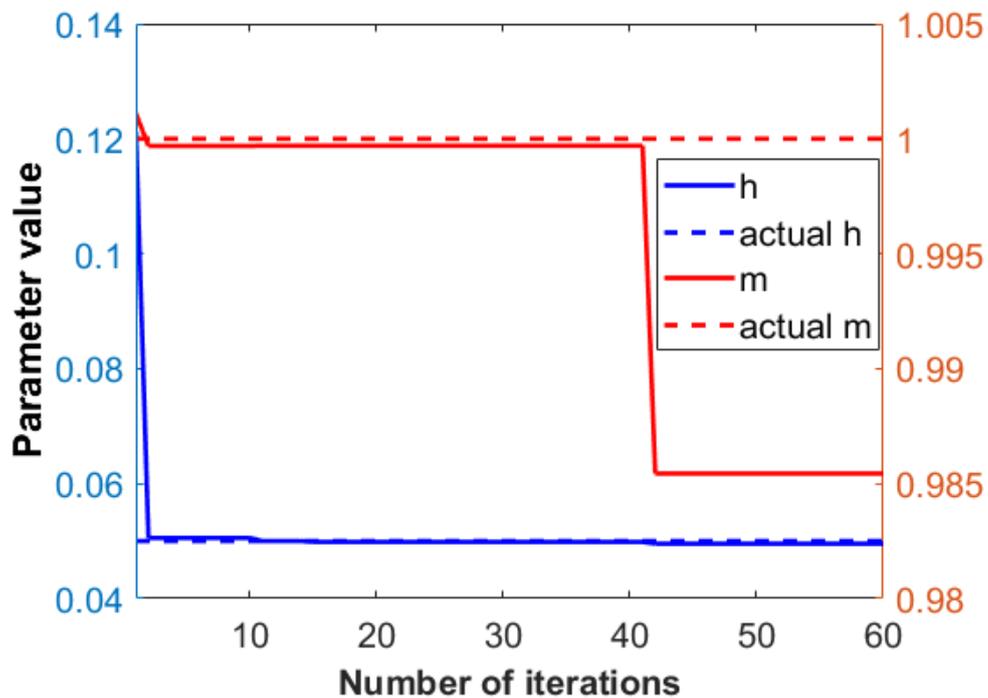


Figura 37- Evolução dos parâmetros h e m no experimento n°1

No segundo experimento, ainda utilizando o método LSQ, o ruído gaussiano foi adicionado aos valores medidos da densidade de fluxo magnético ($\sigma = 32 \mu\text{T}$). Os resultados do experimento n° 2 são mostrados nas Figuras 38, 39 e 40. Pode-se notar um tempo de convergência mais longo do que o experimento #1, realizado sem ruído. Apesar do ruído adicionado, a convergência ainda ocorre.

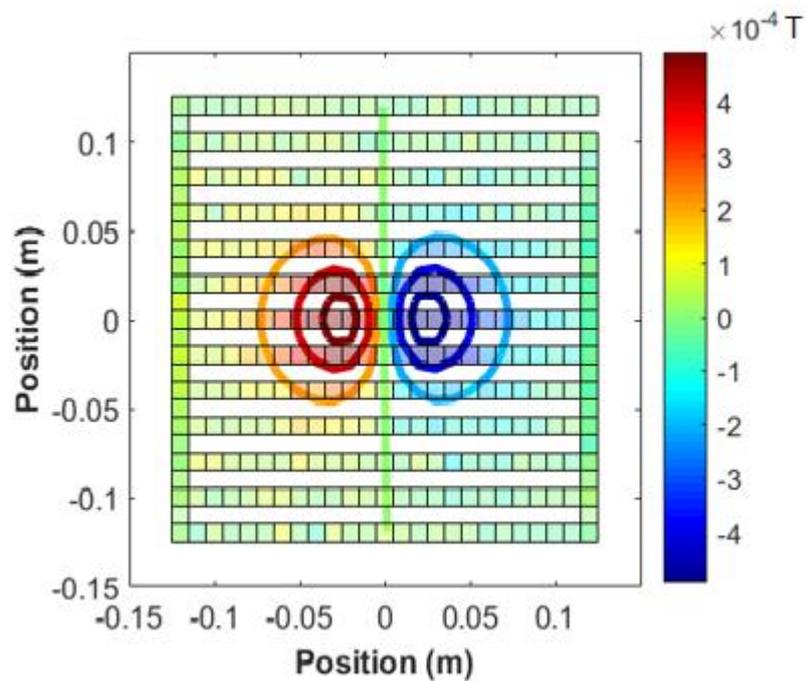


Figura 38- Pontos de medição e densidade de fluxo magnético correspondentes aos parâmetros estimados no final do experimento n° 2, utilizando o método LSQ, com ruído

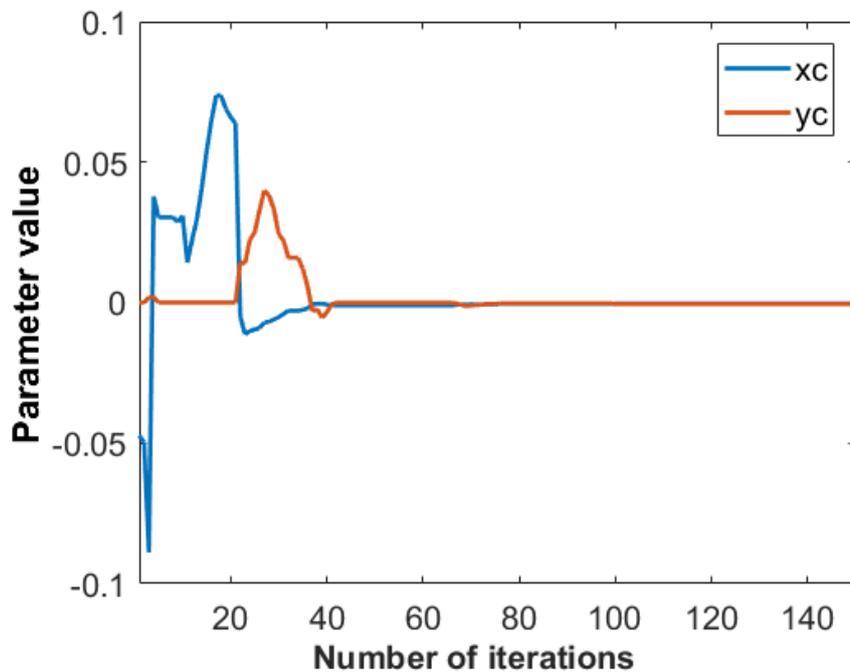


Figura 39- Evolução dos parâmetros x_c e y_c no experimento n°2

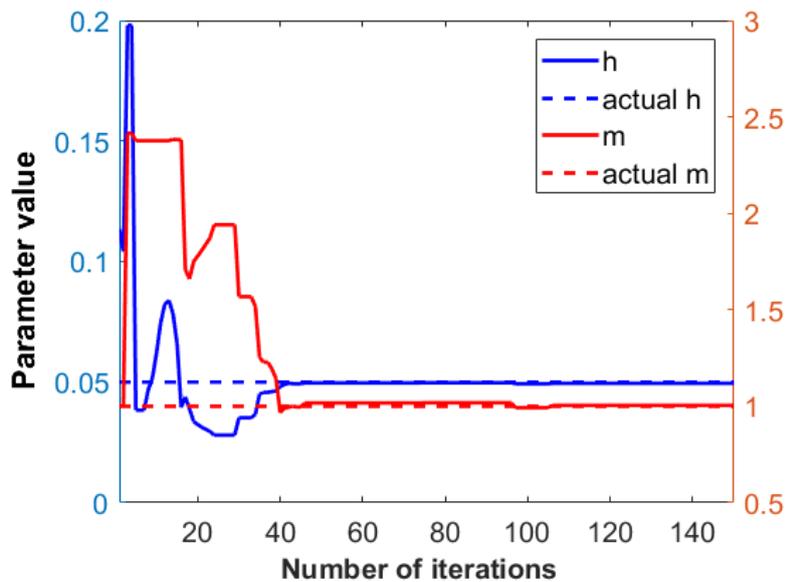


Figura 40- Evolução dos parâmetros h e m no experimento n°2

A Figura 41 mostra resultados de simulação obtidos com o método FKE, sem adicionar ruído, correspondendo ao experimento n° 3. Neste caso, não houve convergência, como pode ser visto nas linhas de contorno.

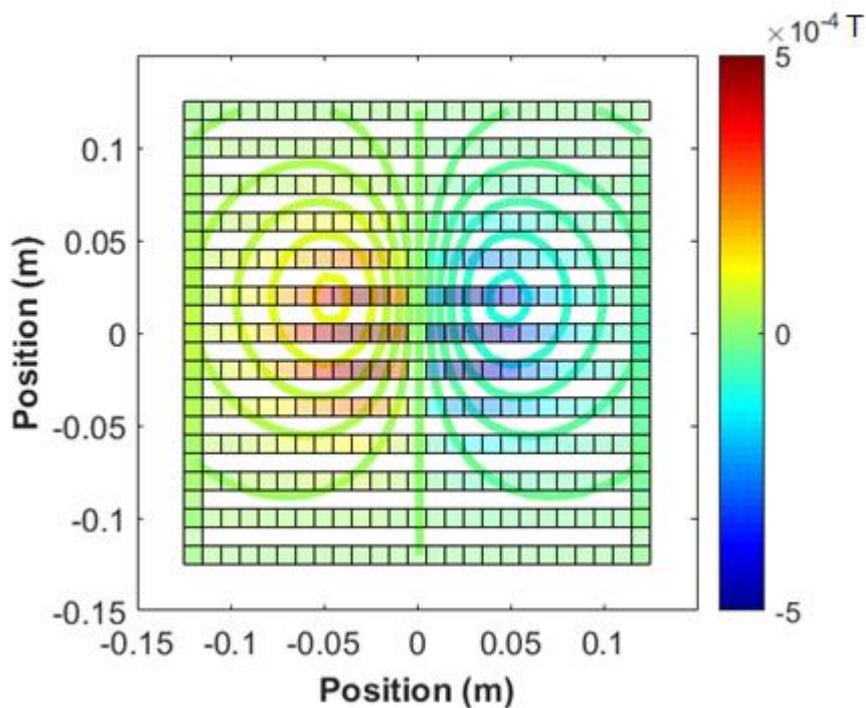


Figura 41- Mapa de densidade de fluxo magnético no final do experimento n°3, usando o método FKE, sem ruído

Nos experimentos anteriores, as linhas de varredura paralelas foram espaçadas em 1 cm. Para analisar a convergência do método FKE, foram realizados experimentos sem espaçamento das linhas de medição, e os resultados são mostrados nas Figuras 42, 43 e 44. É possível observar a convergência, mas em um tempo muito maior do que nos experimentos n° 1 e n° 2, usando o método LSQ.

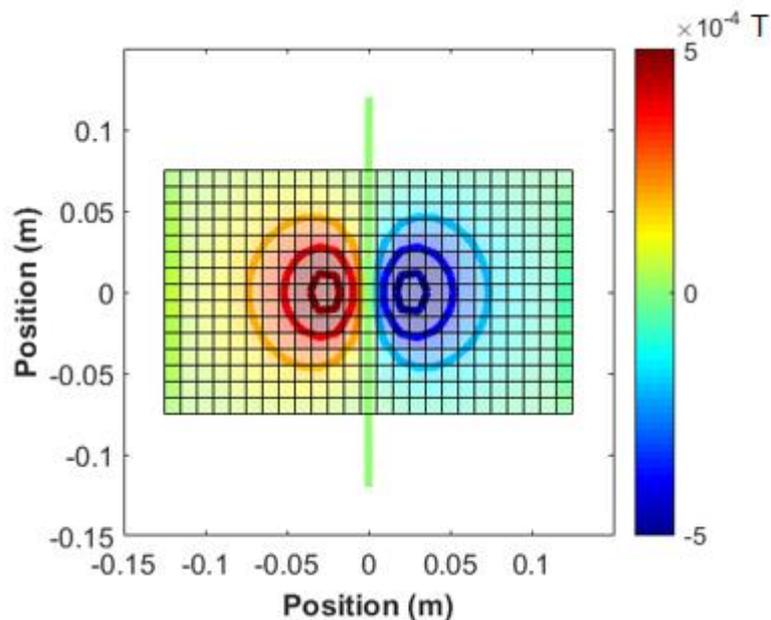


Figura 42- Mapa de densidade de fluxo magnético, obtido sem espaçamento entre linhas de varredura, correspondente aos parâmetros estimados no final do experimento n° 4, utilizando o método FKE, sem ruído

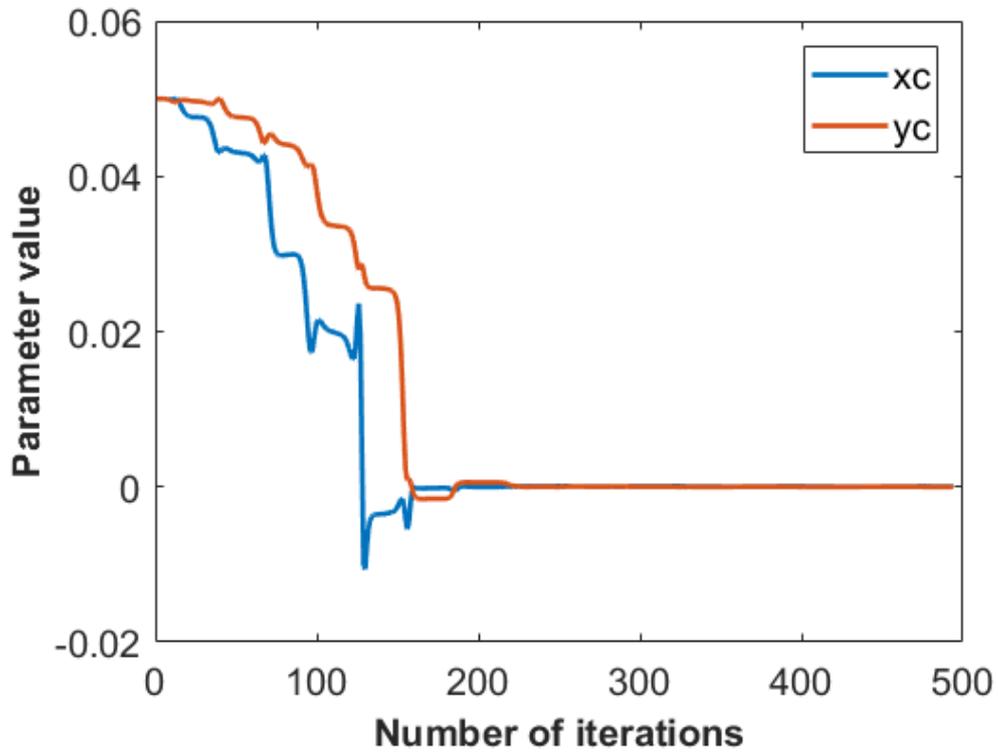


Figura 43- Evolução dos parâmetros x_c e y_c no experimento n° 4

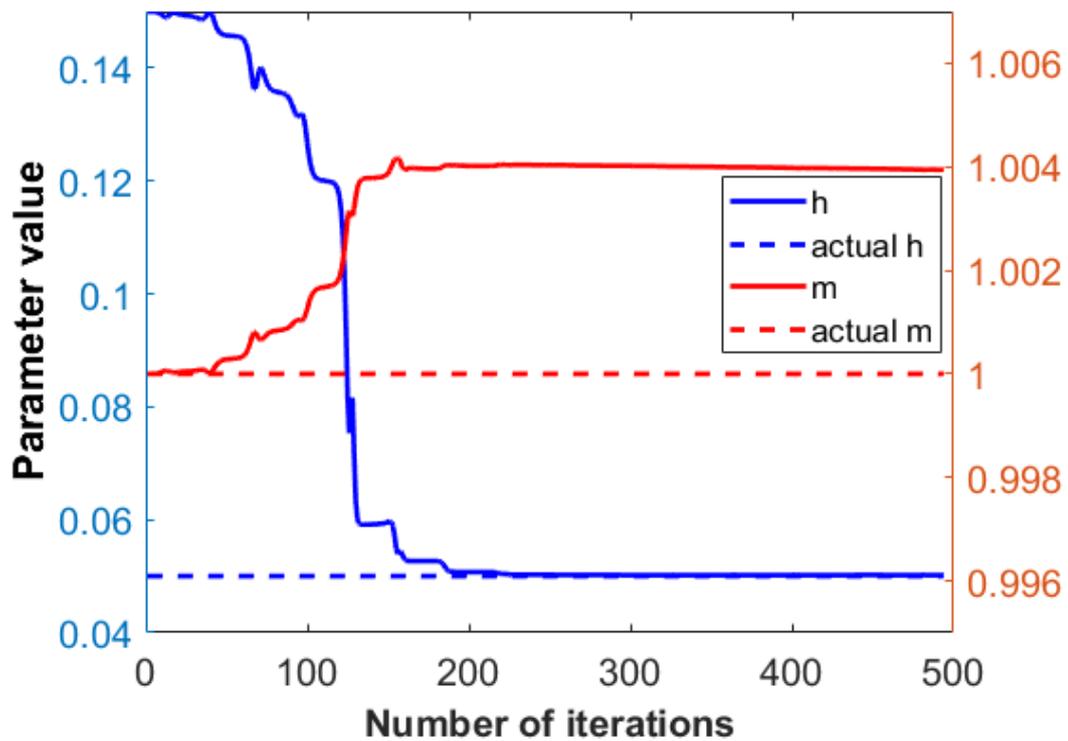


Figura 44- Evolução dos parâmetros h e m no experimento n° 4

No experimento n° 5, a simulação utilizando o método FKE foi realizada sem espaçamento entre linhas de medição, como no experimento n° 4. O ruído gaussiano, também empregado no experimento n° 2, foi adicionado à medição do campo magnético deste experimento. A Figura 45 mostra o mapa magnético obtido no final do experimento n° 5, e as Figuras 46 e 47 mostram a evolução do modelo.

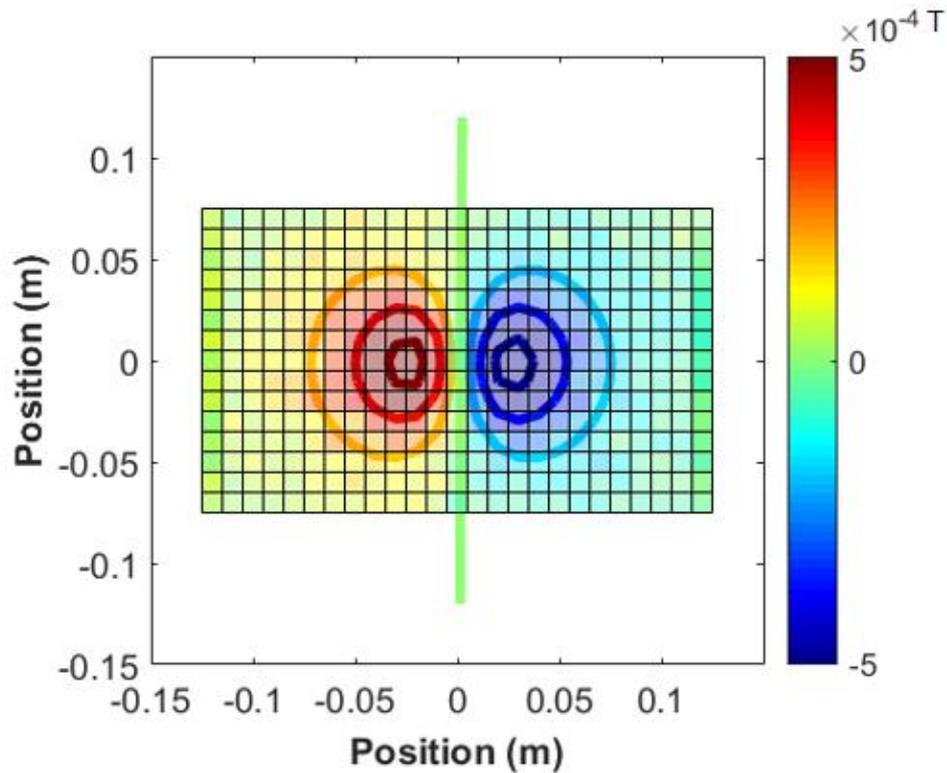


Figura 45- Fim da varredura do experimento n° 5

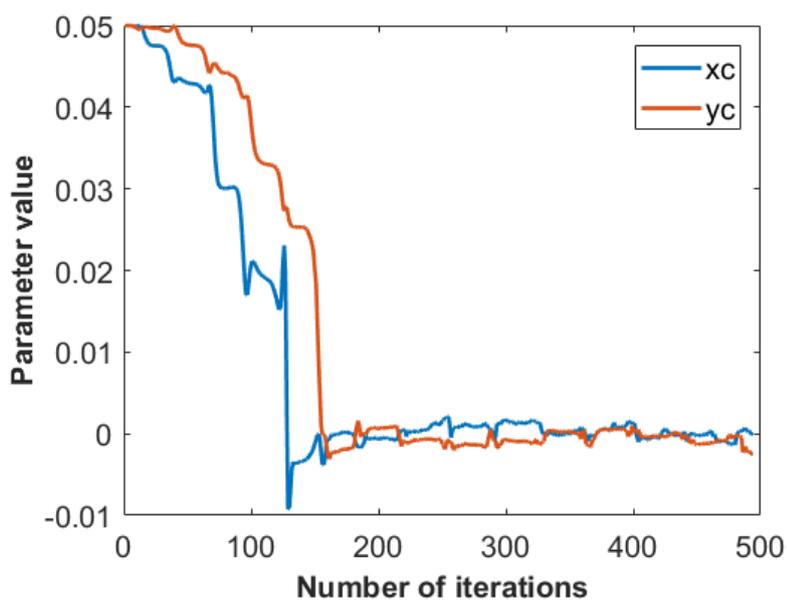


Figura 46- Evolução dos parâmetros x_c e y_c no experimento n° 5

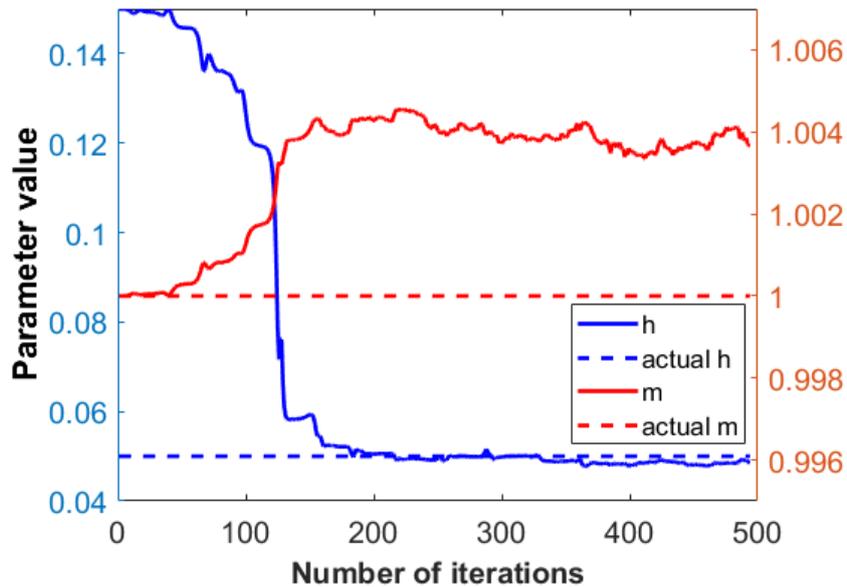


Figura 47 - Evolução dos parâmetros h e m no experimento n°5

Apesar do ruído, a convergência do experimento n° 5 não demorou mais do que o experimento n° 4, ambos usando o método FKE sem espaçamento entre linhas de medição. Ao reduzir o espaçamento entre as linhas de medição, foi possível usar o método FKE para resolver o problema do inverso magnético. No entanto, ao contrário dos experimentos usando LSQ (experimentos n° 1 e n° 2), a evolução computacional do FKE não foi afetada por entradas ruidosas (experimentos n° 4 e n° 5).

Assim, ambos os métodos computacionais empregados para a solução do problema inverso (FKE e LSQ) convergiram com ou sem adição de ruído. No entanto, com o FKE, fez-se necessário reduzir o espaçamento entre linhas paralelas do escaneamento. O método LSQ proporcionou os resultados mais satisfatórios, considerando que atingiu uma convergência muito mais rapidamente, sem precisar melhorar a resolução dos pontos de medição. Adicionando ruído, o LSQ completou a solução inversa em um tempo maior do que o caso sem ruído, mas ainda muito mais curto do que os resultados do FKE.

6. Conclusão e Trabalhos Futuros

De acordo com os experimentos e resultados obtidos pode-se tirar algumas conclusões a partir das escolhas de hardware e de metodologias.

6.1. Hardware

Um dos objetivos durante a criação do sistema era ter um custo baixo de produção. Isso explica a escolha do magnetômetro GMR e dos sensores para captar posicionamento e trajetória. O IMU (acelerômetro/girômetro) escolhido mostrou ser muito impreciso para uma trajetória em uma pequena área na escala de centímetros.

A câmera V2 do Raspberry Pi mostrou resultados razoáveis, mas poderia ser interessante obter uma câmera com melhor resolução, para ter imagens de maior qualidade. Uma câmera com melhor ajuste de foco fez falta durante as simulações.

6.2. Metodologia para determinação da posição espacial

Os resultados do método de navegação foram inadequados para o projeto devido às propagações de erro concebidas pelas integrações das medidas e dos sensores escolhidos. Obtiveram-se resultados ruidosos e cada vez mais distantes da realidade.

Diante das duas metodologias empregadas para definição de trajetória, a odometria visual gerou resultados interessantes. Mas esta ainda tem espaço para ser aprimorada, talvez com o uso de inteligência artificial, podendo-se considerar, ainda, a fusão de dados com a navegação inercial, uma vez que se tenha sensores mais capacitados.

6.3. Solução do problema inverso

Com a simulação de mapeamentos magnéticos gerados por uma geometria de fonte de campo associada a uma agulha retilínea de aço, comparou-se o

desempenho da solução do problema inverso por dois métodos computacionais, Filtro de Kalman Estendido (FKE) e Método dos Mínimos Quadrados (LSQ).

Ambos os algoritmos conseguiram convergir os resultados para os parâmetros alvo, também ao adicionar ruído. No entanto, utilizando-se o FKE, foi necessária uma redução do espaçamento entre as linhas de varredura. O melhor desempenho foi alcançado pelo método LSQ, atingindo a convergência com ou sem ruído muito mais rapidamente, e sem necessitar aprimorar a resolução do mapeamento.

6.4. Trabalhos Futuros

Como foi mostrado durante a dissertação, o protótipo ainda tem como melhorar. Tem espaço para melhorias em hardware e software. Como trabalhos futuros sugere-se:

- Integrar ao sistema sensores mais capacitados para o objetivo;
- Realizar mais rotinas de calibrações nos sensores
- Utilizar inteligência artificial para aperfeiçoar o algoritmo da odometria visual;
e
- Fundir as metodologias sugeridas na dissertação para obter resultados melhores.

Referências bibliográficas

- [1] E. C. Monteiro, C. H. Barbosa, E. A. Lima, P. C. Ribeiro, e P. Boechat, “Locating steel needles in the human body using a SQUID magnetometer”, *Phys. Med. Biol.*, vol. 45, n° 8, p. 2389–2402, ago. 2000.
- [2] E. C. Monteiro *et al.*, “Magnetic Measurement Techniques for Locating Foreign Bodies in Humans”, in *Biomag 96*, C. J. Aine, G. Stroink, C. C. Wood, Y. Okada, e S. J. Swithenby, Orgs. New York, NY: Springer New York, 2000, p. 28–31.
- [3] C. H. Barbosa, E. C. Monteiro, E. A. Lima, S. F. Santos, E. G. Cavalcanti, e P. C. Ribeiro, “Improvement of a technique for localization of steel needles in humans using a SQUID magnetometer”, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, vol. 11, n° 1, p. 677–680, mar. 2001.
- [4] J. Clarke, Y.-H. Lee, e J. Schneiderman, “Focus on SQUIDs in Biomagnetism”, *Supercond. Sci. Technol.*, vol. 31, n° 8, p. 080201, ago. 2018.
- [5] Elisabeth Costa Monteiro, Ron Summers. Metrological requirements for Biomedical Device Assessment and their Ethical Implications. Measurement Sensors. *In press 2022*
- [6] E. C. Monteiro e L. F. Leon, “Metrological Reliability of Medical Devices”, *J. Phys.: Conf. Ser.*, vol. 588, p. 012032, fev. 2015.
- [7] L. G. S. Fortaleza, E. C. Monteiro, C. R. H. Barbosa, E. C. Silva, e L. A. P. Gusmão, “Biomedical comparison of magnetometers for non-ferromagnetic metallic foreign body detection”, *J. Phys.: Conf. Ser.*, vol. 1044, p. 012013, jun. 2018.
- [8] C. Hall Barbosa, “Localization of firearm projectiles in the human body using a superconducting quantum interference device magnetometer: A theoretical study”, *Review of Scientific Instruments*, vol. 75, n° 6, p. 2098–2106, jun. 2004.
- [9] F. Pompéia, L. A. P. Gusmão, C. R. H. Barbosa, E. C. Monteiro, L. A. P. Gonçalves, e F. L. A. Machado, “Ring shaped magnetic field transducer based on the GMI effect”, *Meas. Sci. Technol.*, vol. 19, n° 2, p. 025801, fev. 2008.

- [10] E. C. da Silva, L. A. P. de Gusmão, C. R. H. Barbosa, E. C. Monteiro, e F. L. de A. Machado, "Sensitivity improvement of GMI magnetic and pressure transducers for biomedical measurements", *RBEB*, vol. 27, nº 2, p. 79–89, 2011.
- [11] C. CNI, "Metrologia - Conhecendo e aplicando em sua empresa", 2º ed. 2002.
- [12] Inmetro, Conceito de metrologia. Disponível em inmetro: http://www.inmetro.rs.gov.br/cicmac/material_didatico/polig_conceito_metrologia.pdf. Acesso em: 20/09/2022.
- [13] BIPM, Bureau International des Poids et Mesures. Disponível em: <https://www.bipm.org/en/about-us/>. Acesso em: 15/09/2022
- [14] OIML, Organisation Internationale de Métrologie Légale. Disponível em: <https://www.oiml.org/en>. Acesso em: 15/09/2022
- [15] WHO. (2022). Quem nós somos. Disponível em who: <https://www.who.int/about>. Acesso em: 15/09/2022.
- [16] ISO. (2022). Sobre o ISO. Disponível em iso: <https://www.iso.org/about-us.html>. Acesso em: 20/09/2022
- [17] IEC. (2022). Who we are. Disponível em iec: <https://www.iec.ch/who-we-are>. Acesso em: 20/09/2022.
- [18] Inmetro, Laboratório de Magnetismo e Campo Elétrico e Magnético. Disponível em inmetro: <http://www.inmetro.gov.br/metcientifica/eletrica/lamce.asp>. Acesso em: 20/09/2022
- [19] ANVISA. Institucional. Disponível em anvisa: <https://www.gov.br/anvisa/pt-br/acessoainformacao/institucional> Acesso em: 15/09/2022.
- [20] ABNT. (2022). Conheça a ABNT. Disponível em abnt: <http://www.abnt.org.br/abnt/conheca-a-abnt>. Acesso em: 15/09/2022
- [21] S. Ziegler, R. C. Woodward, H. H.-C. Lu, e L. J. Borle, "Current Sensing Techniques: A Review", *IEEE Sensors J.*, vol. 9, nº 4, p. 354–376, abr. 2009, doi: 10.1109/JSEN.2009.2013914.
- [22] L. Gouvea E Silva Fortaleza, Non-Ferromagnetic Metallic Foreign Body Detection By Eddy Currents, Dissertação de Mestrado em Metrologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro,

Brasil, 2016.

- [23] NVE Corporation, AA and AB-Series Analog Sensors. Disponível em nve: <https://www.nve.com/Downloads/analog_catalog.pdf>. Acesso em: 20/09/2022.
- [24] Raspberry Pi, Raspberry Pi 4 Model B. Disponível em raspberry pi: <<https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-4-model-b/>>. Acesso em: 20/09/2022.
- [25] Texas Instruments, Ultra-Small, Low-Power, 16-Bit Analog-to-Digital Converter with Internal Reference. Disponível em: <<https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/ads1115.pdf>>. Acesso em: 20/09/2022.
- [26] InvenSense, MPU-9250 Product Specification Revision 1.1. Disponível em invensense: <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf>. Acesso em: 20/09/2022
- [27] FilipeFlop, Sony IMX219. Disponível em filipeflop: https://www.filipeflop.com/img/files/download/Datasheet_IMX219_20140910.pdf>. Acesso em: 20/09/2022.
- [28] Vishay, Fully Integrated Proximity and Ambient Light Sensor With Infrared Emitter, I2C Interface, and Interrupt Function. Disponívem em vishay: <https://www.vishay.com/docs/84274/vcnl4040.pdf>. Acesso em: 20/09/2022.
- [29] BALAMURUGAN, G.; VALARMATHI, J.; NAIDU, V. P. S. Survey on UAV navigation in GPS denied environments. In: 2016 International conference on signal processing, communication, power and embedded system (SCOPE5). IEEE, 2016. p. 198-204.
- [30] SAMADZADEGAN, Farhad; ABDI, Ghasem. Autonomous navigation of Unmanned Aerial Vehicles based on multi-sensor data fusion. In: 20th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE2012). IEEE, 2012. p. 868-873.
- [31] OSKIPER, Taragay; SAMARASEKERA, Supun; KUMAR, Rakesh. Multi-sensor navigation algorithm using monocular camera, IMU and GPS for large scale augmented reality. In: 2012 IEEE international symposium on mixed and augmented reality (ISMAR). IEEE, 2012. p. 71-80.

- [32] ANGELINO, Cesario Vincenzo; BARANIELLO, Vincenzo Rosario; CICALA, Luca. High altitude UAV navigation using IMU, GPS and camera. In: Proceedings of the 16th International Conference on Information Fusion. IEEE, 2013. p. 647-654.
- [33] SAMADZADEGAN, Farhad; ABDI, Ghasem. Autonomous navigation of Unmanned Aerial Vehicles based on multi-sensor data fusion. In: 20th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE2012). IEEE, 2012. p. 868-873.
- [34] MORI, Anderson Morais. O uso de sistema inercial para apoiar a navegação autônoma. 2013. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- [35] Montorsi, F., Pancaldi, F., & Vitetta, G. M. (2013, June). Design and implementation of an inertial navigation system for pedestrians based on a low-cost MEMS IMU. In 2013 IEEE International Conference on Communications Workshops (ICC) (pp. 57-61). IEEE.
- [36] KIM, Deok-Hwa; HAN, Seung-Beom; KIM, Jong-Hwan. Visual odometry algorithm using an RGB-D sensor and IMU in a highly dynamic environment. In: Robot Intelligence Technology and Applications 3. Springer, Cham, 2015. p. 11-26.
- [37] Github, camera-calibration-using-opencv-python. Disponível em: <<https://github.com/EveryWhereLab/camera-calibration-using-opencv-python>>. Acesso em: 20/09/2022.
- [38] The MathWorks, Inc. Help Center. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/optim/ug/lsqcurvefit.html>>. Acesso em: 25/04/2021
- [39] Campos Velho, Haroldo. (2006). Problemas Inversos: Conceitos Básicos e Aplicações.
- [40] H. Zhao, Z. Wang, "Motion Measurement Using Inertial Sensors, Ultrasonic Sensors, and Magnetometers With Extended Kalman Filter for Data Fusion", IEEE Sensors Journal, vol. 12, no. 5, pp. 943-953, 2012.
- [41] Ya Gu, Rui Ding, "A least squares identification algorithm for a state space model with multi-state delays", Applied Mathematics Letters, vol. 26, Nr. 7, pp. 748-753, 2013