



Bryan Rodrigues Cupello de Oliveira

Sistema automatizado para mapeamento de corpos estranhos ferromagnéticos utilizando magnetômetro GMI

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 (Área de concentração: Metrologia para qualidade e inovação).

Orientadora: Prof^a. Elisabeth Costa Monteiro

Rio de Janeiro
Julho de 2020



Bryan Rodrigues Cupello de Oliveira

Sistema automatizado para mapeamento de corpos estranhos ferromagnéticos utilizando magnetômetro GMI

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Metrologia pelo Programa de Pós-Graduação em Metrologia da PUC-Rio (Área de concentração: Metrologia para qualidade e inovação).
Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo assinada:

Prof^a. Elisabeth Costa Monteiro

Orientadora

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof. Carlos Roberto Hall Barbosa

Co-orientador

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof. Daniel Ramos Louzada

Co-orientador

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof^a. Roberta Dutra de Oliveira Pinto

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof. Eduardo Costa da Silva

Departamento de Engenharia Elétrica – PUC-Rio

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

Bryan Rodrigues Cupello de Oliveira

Graduou-se em Licenciatura em Técnicas Industriais com ênfase em Eletrônica pela FABES (Faculdade Béthencourt da Silva) em 2007, cursou Especialização em Docência do Ensino Superior e Profissional pela FABES (Faculdade Béthencourt da Silva) junto ao ISEP (Instituto Superior de Estudos Pedagógicos) em 2009, cursou MBA em Engenharia de Produção pela UNINTER (Centro Universitário Internacional) em 2014,. Atualmente sou Professor na Universidade Cândido Mendes (UCAM).

Ficha Catalográfica

Oliveira, Bryan Rodrigues Cupello de

Sistema automatizado para mapeamento de corpos estranhos ferromagnéticos utilizando magnetômetro GMI / Bryan Rodrigues Cupello de Oliveira ; orientadora: Elisabeth Costa Monteiro. – 2020.

129f. : il. color. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Centro Técnico Científico, Programa de Pós-Graduação em Metrologia, 2020.

Inclui bibliografia

1. Metrologia - Teses. 2. Metrologia para Qualidade e Inovação - Teses. 3. Metrologia. 4. Magnetoimpedância gigante. 5. Corpo estranho. 6. Biomagnetismo. 7. Sistema de medição automatizado. I. Monteiro, Elisabeth Costa. II. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Centro Técnico Científico. Programa de Pós-Graduação em Metrologia. III. Título.

CDD: 389.1

Agradecimentos

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

À orientadora e professora, Elisabeth Costa Monteiro, pelo permanente estímulo à busca do conhecimento pleno, conduzindo esta pesquisa, com todo o rigor e parceria;

Ao co-orientador, professor e coordenador do programa, Carlos Roberto Hall Barbosa, pelo imenso conhecimento de engenharia que possui, oferecendo integral apoio;

Ao co-orientador professor Daniel Ramos Louzada, por toda a dedicação e disponibilidade dispensadas na colaboração e êxitos alcançados nesta pesquisa;

Às secretárias Marcia Ribeiro e Paula Molinari, que deram todo o apoio administrativo necessário à conclusão deste curso;

À PUC-Rio, pela bolsa de estudos concedida, sem a qual este trabalho não poderia ter sido realizado;

Aos amigos da PUC-Rio, que estarão nos meus mais nobres pensamentos;

Aos professores, membros da banca de avaliação desta dissertação; e

Aos familiares pelo estímulo e torcida ao sucesso.

Resumo

Oliveira, Bryan Rodrigues Cupello de; Costa Monteiro, Elisabeth; Barbosa, Barbosa, Carlos Roberto Hall; Louzada, Daniel Ramos. **Sistema automatizado para mapeamento de corpos estranhos ferromagnéticos utilizando magnetômetro GMI**. Rio de Janeiro, 2020. 129p. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Metrologia (Área de concentração: Metrologia para Qualidade e Inovação), Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

A informação sobre o posicionamento de objetos estranhos no interior do corpo humano é essencial para a sua eficiente remoção cirúrgica. Entretanto, os métodos convencionalmente utilizados não fornecem informação suficiente sobre a localização do objeto metálico para garantia de sucesso cirúrgico. No presente trabalho foi desenvolvido um sistema automatizado para mapear a densidade de fluxo magnético estático produzido por corpos ferromagnéticos posicionados em variados graus de liberdade 3D, utilizando um sensor de baixo custo, baseado no fenômeno da magnetoimpedância gigante (GMI - *Giant Magnetoimpedance*), que detecta somente campos magnéticos variantes no tempo. Assim, as medições automatizadas foram realizadas com a amostra em movimento a uma velocidade constante. Por meio de modelagens computacionais do campo magnético gerado foi possível reproduzir o comportamento da densidade de fluxo magnético gerado por uma fonte de campo magnético como a agulha retilínea utilizada nas medições *in vitro*. O software considerou as características do sensor GMI utilizado e a condição de medição com a fonte magnética em movimento. Os resultados da simulação foram validados por meio de comparações com os resultados experimentais, possibilitando a solução do problema direto com a caracterização da configuração espacial da densidade de fluxo magnético para variados posicionamentos da fonte magnética em relação ao sensor magnético GMI. Com a validação dos resultados simulados, os mesmos podem ser empregados no desenvolvimento de procedimento para solução do problema inverso de imageamentos clínicos utilizando o sensor GMI de baixo custo, limitado a medições magnéticas variantes no tempo, realizados para detecção e posicionamento de corpos estranhos que geram campos magnéticos estáticos.

Palavras-chave

Metrologia; Magnetoimpedância Gigante; Corpo estranho; Biomagnetismo; Sistema de Medição Automatizado.

Abstract

Oliveira, Bryan Rodrigues Cupello de; Costa Monteiro, Elisabeth (Advisor); Barbosa, Barbosa, Carlos Roberto Hall; Louzada, Daniel Ramos. **Automated system for mapping ferromagnetic foreign bodies using GMI magnetometer**. Rio de Janeiro, 2020. 129p. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Metrologia (Área de concentração: Metrologia para Qualidade e Inovação), Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Information about the positioning of foreign objects inside the human body is essential for its efficient surgical removal. However, the methods conventionally used do not provide sufficient information on the location of the metallic object to guarantee surgical success. In the present work, an automated system was developed to map the static magnetic flux density produced by ferromagnetic bodies positioned in varying degrees of 3D freedom, using a low-cost sensor based on the giant magnetoimpedance phenomenon (GMI - Giant Magnetoimpedance), which detects only time-varying magnetic fields. Thus, automated measurements were performed with the sample moving at a constant speed. Through computational modeling of the generated magnetic field, it was possible to reproduce the behavior of the magnetic flux density generated by a magnetic field source, such as the straight needle used in *in vitro* measurements. The software considered the GMI sensor's characteristics and the measurement condition with the magnetic source in motion. The simulation results were validated through comparisons with the experimental results, enabling the solution of the direct problem with the characterization of the spatial configuration of the magnetic flux density for various magnetic source positions in relation to the GMI magnetic sensor. With the validation of the simulated results, they can be used in the development of a procedure to solve the inverse problem of clinical imaging using the low-cost GMI sensor, limited to time-varying magnetic measurements, performed for the detection and positioning of foreign bodies that generate static magnetic fields.

Keywords

Metrology; Giant Magnetoimpedance; Foreign body; Biomagnetism; Automated Measuring System.

Sumário

1 Introdução.....	1
1.1 Objetivos.....	3
1.2 Estrutura da Dissertação.....	4
2 Confiabilidade metrológica de equipamentos de localização de corpos estranhos ferromagnéticos para uso clínico.....	5
2.1 Confiabilidade Metrológica.....	6
2.2 Organismos Internacional.....	9
2.2.1 BIPM.....	9
2.2.2 OIML.....	10
2.2.3 WHO.....	11
2.2.4 IUPAP.....	12
2.2.5 ISO.....	13
2.2.6 IEC.....	14
2.3 Organismos Nacionais.....	15
2.3.1 INMETRO.....	15
2.3.2 ANVISA.....	16
2.3.3 ABNT.....	17
3 Ensaio experimentais in vitro.....	19
3.1 Magnetômetro GMI.....	19
3.2 Desenvolvimento do sistema de medição.....	22
3.3 Resultados experimentais.....	24
3.3.1 Ensaio 1.....	25

3.3.2 Ensaio 2.....	33
3.3.3 Ensaio 3.....	41
3.4 Análise dos resultados experimentais.....	49
4 Desenvolvimento e validação do modelo computacional.....	51
4.1 Campo magnético de uma agulha retilínea.....	51
4.1.1 Campo magnético de uma agulha retilínea com orientação variável.....	55
4.2 Modelagem do campo medido pelo elemento sensor GMI.....	57
4.3 Modelagem do sistema de aquisição.....	57
4.4 Validação do modelo computacional.....	59
4.4.1 Validação com ensaio experimental 1.....	60
4.4.2 Validação com ensaio experimental 2.....	64
4.4.3 Validação com ensaio experimental 3.....	69
4.5 Resultados Simulados.....	74
5 Discussão, conclusão e trabalhos futuros.....	82
6 Referências bibliográficas.....	88
Apêndice I – Artigo Publicado nos anais do Congresso Brasileiro de Metrologia.....	96

Apêndice II – Banner do Artigo Publicado nos anais do Congresso Brasileiro de Metrologia..... 108

Lista de figuras

Figura 1: Estrutura hierarquia da metrologia mundial.....	5
Figura 2: Medição Típica do efeito GMI.....	18
Figura 3: Representação dos graus de liberdade lineares.....	19
Figura 4: Representação dos graus de liberdade angulares.....	20
Figura 5: Representação do diagrama de montagem para medições DE e ED.....	21
Figura 6: Imagem real representando os ajustes dos graus de liberdade (GDL) e o porta amostras localizado em (X_i, Y_i, Z_i) e $(\Phi = 0^\circ, \theta = 0^\circ)$	21
Figura 7: Mapa magnético bidimensional e medido com varreduras da esquerda para a direita (ED) na posição 1 e com o corpo estranho 1 (agulha magnetizada), por (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante).....	22
Figura 8: Curvas de nível do campo magnético bidimensional medido com varreduras da esquerda para a direita (ED) na posição 1 e com o corpo estranho 1 (agulha magnetizada), por (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante).....	22
Figura 9: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 1 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	23
Figura 10: Representação do gráfico pseudocor de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados	

das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 1 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	23
Figura 11: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 1 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	24
Figura 12: Representação da sobreposição da linha central de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 1 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	24
Figura 13: Representação do gráfico pseudocor de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 1 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada).....	25
Figura 14: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 1 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada).....	25
Figura 15: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 1 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada).....	26
Figura 16: Representação do gráfico pseudocor de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 1 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada).....	27

Figura 17: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 2 (Agulha não magnetizada).....	27
Figura 18: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 1 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada).....	28
Figura 19: Representação do diagrama de montagem para a simulação das medições DE e ED com magnetômetro GMI.....	28
Figura 20: Imagem real representando os ajustes dos graus de liberdade (GDL) e o porta amostras localizado em (X_i, Y_i, Z_i) e $(\Phi_i = -90^\circ, \theta = 0^\circ)$	29
Figura 21: Representação do gráfico pseudocor de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 2 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	29
Figura 22: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 2 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	30
Figura 23: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 2 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	30

Figura 24: Representação do gráfico pseudocor de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 2 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	31
Figura 25: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 2 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	31
Figura 26: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 2 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	32
Figura 27: Representação do gráfico pseudocor de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 2 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente).....	33
Figura 28: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 2 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente).....	33
..	
Figura 29: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 2 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente).....	34
..	

Figura 30: Representação do gráfico pseudocor de com(a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 2 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente)..... 34

Figura 31: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 2 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente)..... 35

..

Figura 32: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 2 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente)..... 35

..

Figura 33: Representação do diagrama de montagem para a simulação das medições DE e ED com magnetômetro GMI..... 36

Figura 34: Imagem real representando os ajustes dos graus de liberdade (GDL) e o porta amostras localizado em (X_i, Y_i, Z_i) e $(\Phi_i = 0^\circ, \theta = 20^\circ)$ 36

Figura 35: Representação do gráfico pseudocor de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 3 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada)..... 37

Figura 36: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 3 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada)..... 37

Figura 37: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 3 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	38
Figura 38: Representação do gráfico pseudocor de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 3 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	38
Figura 39: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 3 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	39
Figura 40: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 3 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).....	39
Figura 41: Representação do gráfico pseudocor de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 3 e com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada intencionalmente).....	40
Figura 42: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 3 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente).....	40
..	
Figura 43: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante)	

simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 3 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente).....	41
..	
Figura 44: Representação do gráfico pseudocor de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 3 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente).....	41
Figura 45: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 3 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente).....	42
..	
Figura 46: Representação da sobreposição da linha central de com os sensores GMI 1 (mais próximo) e GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 3 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada intencionalmente).....	42
..	
Figura 47: Posicionamento, orientação e comprimento (l) da agulha (vermelho).....	43
...	
Figura 48: Ângulos de inclinação da agulha, sendo p o ponto central da agulha e l o comprimento.....	48
Figura 49: Ilustração da localização de GMI1 e GMI2 no transdutor..	50
Figura50: Diagrama de blocos do sistema de aquisição.....	51
Figura 51: Sobreposição do gráfico gerado experimentalmente (em vermelho) com o gráfico gerado através da simulação (em	

azul), vista pelo eixo X em (I), e em (II) vista pelo eixo Y, para o ensaio 1. Em (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições in vitro ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = 180^\circ$), e em (b) simulação com os atributos corrigidos para se aproximar da configuração experimental ($\theta = -15^\circ$ e $\Phi = 180^\circ$).....

52

Figura 52: Representações em gráficos pseudocor para o ensaio 1, (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições in vitro ($\theta = 0^\circ$ e $\phi = 180^\circ$), (b) simulação já com os atributos corrigidos para se aproximar do experimental ($\theta = -15^\circ$ e $\Phi = 180^\circ$).....

53

Figura 53: Comportamento da FFT para os resultados do ensaio 1, (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições in vitro ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = 180^\circ$), (b) simulação já com os atributos corrigidos ($\theta = -15^\circ$ e $\Phi = 180^\circ$). B_{teo} = Teórico, B_{filt} = Simulação com filtro de média móvel, $B_{filt dec}$ = Simulação com filtro de média móvel e decimação, GMI = filtro passa alta utilizado no sensor GMI.....

55

Figura 54: Sobreposição do gráfico gerado experimentalmente (em vermelho) com o gráfico gerado através da simulação (em azul), vista pelo eixo X em (I), e em (II) vista pelo eixo Y, para o ensaio 1. Em (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições in vitro ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$), e em (b) simulação com os atributos corrigidos para se aproximar da configuração experimental ($\theta = -15^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$).....

56

Figura 55: Representações em gráficos pseudocor para o ensaio 2, (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições in vitro ($\theta = 0^\circ$ e $\phi = -90^\circ$), (b) simulação já com os atributos corrigidos para se aproximar do experimental ($\theta = -5^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$).....

58

Figura 56: Comportamento da FFT para os resultados do ensaio 2, (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições in vitro ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = 90^\circ$), (b) simulação já com os atributos corrigidos ($\theta = -5^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$). B_{teo} = Teórico, B_{filt} = Simulação com filtro de média móvel, $B_{filt dec}$ = Simulação com filtro de média móvel e decimação, GMI = filtro passa alta utilizado no sensor GMI..... 59

Figura 57: Sobreposição do gráfico gerado experimentalmente (em vermelho) com o gráfico gerado através da simulação (em azul), vista pelo eixo X em (I), e em (II) vista pelo eixo Y, para o ensaio 3. Em (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições in vitro ($\theta = -20^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), e em (b) simulação com os atributos corrigidos para se aproximar da configuração experimental ($\theta = -35^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$)..... 61

Figura 58: Representações em gráficos pseudocor para o ensaio 3, (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições in vitro ($\theta = -20^\circ$ e $\phi = 0^\circ$), (b) simulação já com os atributos corrigidos para se aproximar do experimental ($\theta = -35^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$)..... 62

Figura 59: Comportamento da FFT para os resultados do ensaio 3, (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições in vitro ($\theta = -20^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), (b) simulação já com os atributos corrigidos ($\theta = -35^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$). B_{teo} = Teórico, B_{filt} = Simulação com filtro de média móvel, $B_{filt dec}$ = Simulação com filtro de média móvel e decimação, GMI = filtro passa alta utilizado no sensor GMI..... 64

Figura 60: Simulação do mapeamento para distância $Z = 5$ cm, ângulo θ de 0° e ângulos Φ de 0° , em (a); 45° em (b); 90° , em (c); 120° , em (d); e 180° , em (e)..... 66

Figura 61: Mapas da simulação para distância $Z = 5$ cm, ângulo θ de 45° e ângulos Φ de 0° , em (a); 45° em (b); 90° , em (c); 120° , em (d); e 180° , em (e).....	67
Figura 62: Simulação da varredura para distância $Z = 5$ cm, ângulo θ de 90° e ângulos Φ de 90° , em (a); 45° em (b); 90° , em (c); 120° , em (d); e 180° , em (e).....	68
Figura 63: Mapas correspondentes às simulações com os ângulos θ de 0° e Φ de 0° , para as distâncias Z de 5 cm (a), 7 cm (b) e 9 cm (c).	70
Figura 64: Mapas da simulação com os ângulos θ de 45° e Φ de 0° , para as distâncias Z de 5 cm (a), 7 cm (b) e 9 cm (c).....	71
Figura 65: Mapas das simulações com os ângulos θ de 90° e Φ de 0° , para as distâncias Z de 5 cm (a), 7 cm (b) e 9 cm (c).....	80

Siglas

BIPM (*Bureau International des Poids et Mesures*).

CGPM (*Conférence Générale des Poids et Mesures*).

CIPM (*Comité International des Poids et Mesures*).

CCEM (*Consultative Committee on Electricity and Magnetism*).

WGLF (*Working Group on Low Frequency*).

KCDB (*BIPM key comparison database*).

WHO (*World Health Organization*)

IUPAP (*International Union of Pure and Applied Physics*).

ISO (*International Organization for Standardization*).

IEC (*International Electrotechnical Commission*).

SI (Sistema Internacional de Unidades).

VIM (Vocabulário Internacional de Metrologia).

OIML (Organização Internacional de Metrologia Legal).

VIML (Vocabulário Internacional de Metrologia Legal).

RLMO (Organizações Regionais de Metrologia Legal).

GUM (Guia para Expressão da Incerteza de Medição).

RMO (Organizações Regionais de Metrologia).

IMEKO (Confederação Internacional de Medição).

TC (Comitês Técnicos).

INMETRO (Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia).

CMCs (Capacidades de Calibração e Medição Eletricidade e Magnetismo).

RBC (Rede Brasileira de Calibração)

ICNIRP (Comissão Internacional de Proteção de Radiação Não-Ionizante).

LAMCE (Laboratório de Magnetismo e Campo Elétrico e Magnético).

ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária).

ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas).

NBR (Norma Brasileira Regulamentadora).

GMI (Magnetoimpedância Gigante).

“A ciência humana de maneira nenhuma nega a existência de Deus. Quando considero quantas e quão maravilhosas coisas o homem compreende, pesquisa e consegue realizar, então reconheço claramente que o espírito humano é obra de Deus, e a mais notável.”

Galileu Galilei

Introdução

A remoção cirúrgica de corpos estranhos metálicos requer a determinação prévia de seu posicionamento exato e sua projeção em relação à superfície da pele [Costa Monteiro et al. 2000]. Os métodos disponíveis para localizar objetos estranhos, como no caso de agulhas, são a radiografia, a tomografia computadorizada, além de radioscopia realizada durante o procedimento cirúrgico para remoção. Todos estes são exames de imagem que utilizam raios X. Estes métodos, no entanto, são muitas vezes ineficazes para a determinação da posição de objetos como agulhas, não orientando adequadamente os procedimentos para sua remoção, que além da longa duração, com grande risco de insucesso, os procedimentos cirúrgicos podem requerer o uso de radioscopia, expondo a equipe médica e o paciente à radiação ionizante [Costa Monteiro et al. 2000].

Estudos realizados na Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio) desenvolveram um método para localização de corpos estranhos ferromagnéticos do tipo agulha em pacientes utilizando um sensor baseado em princípios da supercondutividade, Dispositivo Supercondutor de Interferência Quântica (SQUID – *Superconducting Quantum Interference Device*) [Costa Monteiro et al, 2000]. O estudo demonstrou que o método não-invasivo e inócuo desenvolvido, utilizando este sensor magnético de alta sensibilidade, contribui para significativa redução do tempo cirúrgico e maior sucesso de procedimentos para remoção de corpos estranhos tipo agulha de costura ou hipodérmicas, evitando riscos com exposição à radiação tanto para os médicos quanto para os pacientes [Costa Monteiro et al.,2000].

Dentre os diferentes tipos de transdutores magnéticos, os sensores SQUID são atualmente os magnetômetros mais sensíveis e com níveis de ruído extremamente baixos. No entanto, o elevado custo de fabricação e operação, além da limitada portabilidade impedem o uso generalizado desta técnica no ambiente clínico [Costa Monteiro et al.,2000; Costa

Monteiro, 2007; Costa Monteiro e Leon, 2015]. O alto custo de operação do SQUID se deve, principalmente, ao fato do sensor requerer temperaturas criogênicas para sua adequada operação, tipicamente fornecidas por arrefecimento líquido com hélio líquido. Para eliminar a interferência magnética proveniente das fontes ambientais, as medições são realizadas no interior de uma câmara blindada, que se caracteriza pelo seu elevado custo, ou pode-se fazer uso de sensores magnéticos em configuração gradiométrica, o que possibilita a medição do gradiente da densidade de fluxo magnético, privilegiando as fontes de campo próximas ao sistema de medição [Andrä and Nowak, 2007].

Estudos com sensores magnéticos que operam a temperatura ambiente, baseados no fenômeno da magnetoimpedância gigante (GMI - *Giant Magnetoimpedance*) ganharam destaque a partir da década de 1990, embora a magnetoimpedância gigante já tenha sido observada em 1935 [Harisson et al, 1935; Machado et al, 1994; Machado et al, 1995; Louzada, 2006].

O fenômeno de magnetoimpedância gigante (GMI) consiste em uma grande variação da impedância elétrica de um material ferromagnético em função de um campo magnético aplicado. Este efeito é percebido quando se excita tal material com uma corrente alternada ao longo de seu comprimento [Louzada et al, 2007; Phan and Peng, 2008; Pompéia et al, 2006; Pompéia et al, 2008; Silva et al, 2008; Silva et al, 2009; Silva et al, 2010; Silva et al, 2011; Fortaleza et al 2015].

Na literatura, são descritas aplicações da magnetoimpedância gigante, destacando-se a pesquisa espacial e aplicações aeroespaciais [Lenz, 1990; Lenz et al, 2006; Mahdi et al, 2003; Ripka, 2001], controle de tráfego [Uchiyawa et al, 2000], detecção de fissuras em materiais [Kim et al, 2002], sistemas de navegação [Honkura, 2002], aplicações biológicas e biomédicas [Cavalcanti, 2005; Chiriac et al, 2005; Kurlyandskaya et al, 2003; Louzada et al, 2007; Phan and Peng, 2008; Pompéia et al, 2006; Pompéia et al, 2008; Silva et al, 2008; Silva et al, 2009; Silva et al, 2010; Silva et al, 2011], detectores de presença [Valensuela et al, 1996], controle de processos industriais [Hauser et al, 2000], memórias de alta densidade e HDs [Delooze et al, 2004].

Dentre os dispositivos que operam à temperatura ambiente, os sensores GMI de alta sensibilidade poderiam ser uma alternativa ao SQUID para detecção e localização de corpos estranhos magnéticos no corpo humano. Os transdutores magnéticos baseados no efeito GMI possuem características adequadas ao cumprimento dos Princípios Biometrológicos para inovações tecnológicas biomédicas, que são constituídos por atributos como inocuidade, não-invasividade, elevada exatidão e precisão, rastreabilidade metrológica, validação, baixo custo e baixa complexidade de fabricação e operação, sustentabilidade, portabilidade [Costa Monteiro 2007; Costa Monteiro e Leon, 2015; Fortaleza et al, 2018].

1.1. Objetivos

A pesquisa tem como objetivo geral desenvolver um sistema automatizado para mapear a densidade de fluxo magnético estático produzido por corpos ferromagnéticos posicionados em variados graus de liberdade 3D, utilizando um sensor de baixo custo, baseado no efeito GMI, que detecta somente campos magnéticos variantes.

Para alcançar este objetivo geral, definem-se os seguintes objetivos específicos:

- Realizar levantamento da literatura científica, e de diretrizes e documentos normativos e regulatórios associados ao tema da pesquisa.
- Desenvolver um sistema de posicionamento e movimentação de amostras que permita a medição dos campos magnéticos associados aos corpos estranhos metálicos, visto que o modelo específico de transdutor GMI disponível a pesquisa, possui a restrição de não conseguir medir campos DC, o que não é uma regra transdutores GMI em geral.
- Desenvolver *software* para aquisição de dados experimentais utilizando o sistema de medição automatizado.
- Realizar ensaios *in vitro* utilizando o sistema automatizado para mapeamento de amostras ferromagnéticas (agulhas de costura).

- Desenvolver modelo computacional capaz de reproduzir as medições experimentais e validá-lo com os resultados obtidos com o sistema automatizado utilizando o magnetômetro GMI que detecta somente campos magnéticos variantes.

1.2.

Estrutura da dissertação

A estrutura desta dissertação segue o roteiro abaixo:

O capítulo 1 apresenta a contextualização do estudo para localização de objetos estranhos magnéticos inseridos no corpo humano, destacando-se a motivação para o emprego de sensores GMI e o atendimento aos princípios biometrológicos para garantia da eficácia nos procedimentos cirúrgicos de remoção desses corpos estranhos.

O capítulo 2, aborda os organismos nacionais e internacionais envolvidos na garantia da confiabilidade metrológica de equipamentos destinados à localização de corpos estranhos ferromagnéticos para uso clínico.

O capítulo 3 apresenta os materiais e métodos empregados para a realização deste trabalho, destacando as características técnicas do sensor comercial GMI de baixo custo utilizado neste trabalho e a caracterização metrológica do sistema automatizado ao qual o sensor é incorporado. Também apresenta os resultados dos ensaios experimentais *in vitro* com a aquisição dos dados medidos via plataforma LabVIEW.

O capítulo 4 faz uma análise do modelo teórico do corpo estranho magnético e apresenta o modelo computacional do sensor GMI com base na caracterização metrológica do sensor comercial de baixo custo utilizado. Este capítulo apresenta também os resultados obtidos pelas simulações do modelo computacional desenvolvido em *MatLab®*.

O Capítulo 5 discute os resultados obtidos com as medições experimentais utilizando o sistema automatizado desenvolvido, apresentados no capítulo 3, e os resultados obtidos com o modelo computacional desenvolvido, descrito no capítulo 4. Também são apresentadas as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

2

Confiabilidade metrológica de equipamentos de localização de corpos estranhos ferromagnéticos para uso clínico

A sociedade depende de medições confiáveis, para garantia da boa-fé de processos comerciais e do controle de qualidade da fabricação. A metrologia engloba todos os aspectos teóricos e práticos da medição, qualquer que seja a incerteza de medição e o campo de aplicação, segundo VIM (2012). A medição confiável e auditada por órgãos de governo traz aos países transparência e qualidade ao produto/serviço que está se comercializando, de forma a prover os meios para transferência de seus valores para instrumentos de medição comuns de acordo com procedimentos aceitos internacionalmente. Medir corretamente é importante e estratégico para o mundo globalizado. O vocabulário internacional de metrologia VIM (2012) define medição como sendo: “Processo de obtenção experimental de um ou mais valores que podem ser, razoavelmente, atribuídos a uma grandeza”.

Certamente, quando o VIM define medição, e a associa a um processo experimental, está adotando a utilização de recursos de instrumentação para o proposto. No VIM (2012), a definição de instrumento de medição é: “Dispositivo utilizado para realizar medições, individualmente ou associado a um ou mais dispositivos suplementares”. Todavia, qual a confiabilidade da medida exibida por determinado instrumento de medição? Neste caso, outro termo é destacado, a calibração. Segundo o VIM, calibração é a:

“Operação que estabelece, sob condições especificadas, numa primeira etapa, uma relação entre os valores e as incertezas de medição fornecidos por padrões e as indicações correspondentes com as incertezas associadas; numa segunda etapa, utiliza esta informação para estabelecer uma relação visando à obtenção dum resultado de medição a partir duma indicação” VIM (2012).

Os padrões de medição são definidos segundo unidades de medida estabelecidas pelo Sistema Internacional de Unidades (SI), do qual o Brasil é signatário. Esses padrões são mantidos sob a guarda de institutos, que estabelecem uma cadeia de rastreabilidade metrológica mundial, conforme apresentado na sequência.

2.1.

Confiabilidade Metrológica

A metrologia é uma ciência de ampla aplicação e divide-se em segmentos como: metrologia científica, que estuda fenômenos naturais para organizar, estabelecer e manter padrões para unidades de medição, a metrologia industrial, que assegura a Utilização de medições na indústria e metrologia legal, que lida com regulamentos e orientações que se concentram no uso adequado das medições no comércio, saúde, segurança e meio ambiente. Contudo, independentemente da área a qual a metrologia esteja conexas, os padrões determinam as diversas unidades do sistema internacional. Padrões devem possuir rastreabilidade metrológica, pois é por meio dela que a calibração de instrumentos é reconhecida e acreditada. A figura 1 apresenta uma imagem que exemplifica a hierarquia de padrões utilizados mundialmente [INMETRO 2021].

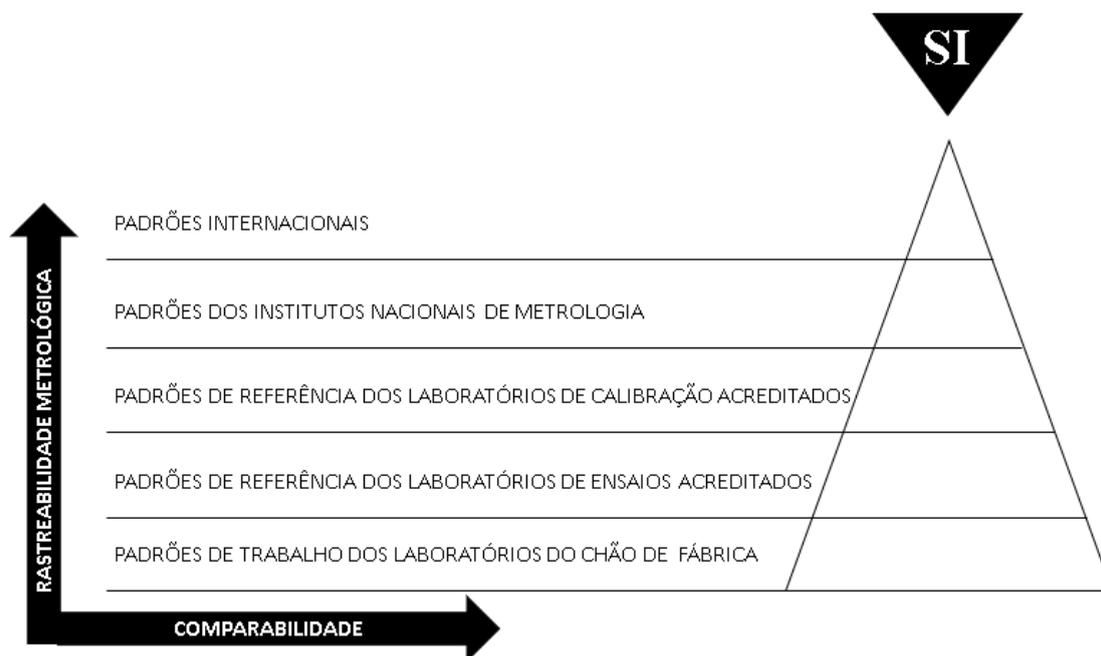


Figura 1 – Estrutura hierárquica da metrologia mundial (adaptada de [INMETRO 2021]).

A rastreabilidade metrológica de um resultado de medição é um parâmetro de extrema importância dentro da cadeia metrológica, envolvendo diversos fatores, como utilização de instrumentos e técnicas de medição, com o objetivo de dar legitimidade à informação gerada. A compreensão da cadeia metrológica está fundamentada na inclusão do padrão de referência, que é: “estabelecido para a calibração de outros padrões de grandezas da mesma natureza numa dada organização ou num dado local” VIM (2012). Partindo de um determinado padrão de referência, outros padrões são criados e definidos para dar flexibilidade à calibração de instrumentos e dispositivos, são eles: o padrão primário, que é “estabelecido com auxílio dum procedimento de medição primário ou criado como um artefato, escolhido por convenção” VIM (2012) e o padrão secundário, que é “estabelecido por intermédio de uma calibração com referência a um padrão de medição primário dum grandeza da mesma natureza” VIM (2012). Por sua vez, a rastreabilidade metrológica é assegurada quando os instrumentos e dispositivos envolvidos na medição são calibrados por meio de padrões, primário ou secundário, a partir de processos de comparação, confirmando, assim, a garantia dos valores

obtidos das leituras dos instrumentos de medição de grandezas físicas diversas.

No Brasil, a estrutura de laboratórios acreditados pelo INMETRO e reunidos na Rede Brasileira de Calibração (RBC) garante a calibração de dispositivos associados a diversas grandezas físicas estabelecidas pelo Sistema Internacional de Unidades (SI). Para efeitos metrológicos legais, a referida calibração é realizada mediante protocolo, para emissão de certificado de calibração, que incide em um laudo técnico, que estabelece a rastreabilidade metrológica do resultado da medição efetuada pelo dispositivo em questão.

Nas próximas subseções são apresentados os organismos internacionais e nacionais que podem contribuir para a confiabilidade de dispositivos de medição da densidade de fluxo magnético, com aplicação biomédica.

2.2.

Organismos internacionais

2.2.1.

BIPM (*Bureau International des Poids et Mesures*)

O BIPM é uma organização internacional, sediada na França. Foi criada em 1875 pela Convenção do Metro e está no topo da cadeia internacional de rastreabilidade, sendo o organismo internacional de guarda do padrão primário de medição de determinadas grandezas, cujas respectivas unidades definem o sistema internacional (SI).

O BIPM possui em sua estrutura organizacional, a CGPM (*Conférence Générale des Poids et Mesures*) e a CIPM (*Comité International des Poids et Mesures*), que conjuntamente, atuam com o BIPM e os diversos Institutos Nacionais de Metrologia. O Sistema Internacional de Unidades (SI - *Système international d'unités*), criado em 1960, está constituído por 7 unidades base que podem conceber incontáveis unidades derivadas, conformado um conjunto coerente designado “conjunto de unidades SI coerentes”. O SI tem como unidades base: o metro [m] (comprimento), quilograma [kg] (massa), segundo [s] (tempo), ampère [A] (corrente elétrica), kelvin [K] (temperatura termodinâmica), mol[mol] (quantidade de substância) e candela [cd] (intensidade luminosa). A CIPM é subdividida em comitês consultivos distribuídos por áreas do conhecimento, a que um conjunto de unidades de medida. Esses comitês que por sua vez são subdivididos em grupos de trabalho e áreas técnicas.

Os padrões para magnetismo, objeto da presente pesquisa, estão inseridos na área de metrologia para campo elétrico e magnético, do comitê consultivo para eletricidade e magnetismo (CCEM - *Consultative Committee on Electricity and Magnetism*), grupo de trabalho de grandezas para baixa frequência (WGLF - *Working Group on Low Frequency*) e área técnica de medições eletromagnéticas e padrões para baixa frequência, na faixa MHz. A unidade de medida Tesla se encontra no SI. Dentro da estrutura do CIPM, existe o KCDB (*BIPM key comparison database*), um banco de dados que reúne informações relacionadas à capacidade de

medição e calibração de instituições signatárias do SI (Sistema Internacional), para dar rastreabilidade metrológica aos resultados da medição de grandezas físicas.

A rastreabilidade metrológica para a unidade de medida de densidade de fluxo magnético (tesla) é apresentada no KCDB pelo conjunto de países que possuem Capacidades de Calibração e Medição (CMC) em Eletricidade e Magnetismo. Diversos países declaram CMCs relacionadas aos parâmetros de Eletricidade e Magnetismo, Campos elétricos e Magnéticos, Campos Magnéticos nas frequências abaixo de 50 kHz. Os países que possuem o menor valor declarado são a Austrália, que declara a faixa de 0,1 μT a 500 μT , com frequência de 50 Hz / 60 Hz, aprovada em 31 de outubro de 2016, e a Itália com a declaração de 0,1 μT a 3000 μT , com frequência de 10 Hz a 100 kHz, aprovada em 07 de abril de 2016. Por outro lado, o país com o maior valor declarado é a Turquia, que declara CMC na faixa de 0,1 T a 2,2 T, com frequência de 20 Hz a 500 Hz, aprovada em 06 de agosto de 2013. O Brasil, por sua vez, declara através do INMETRO suas CMCs de 1,1 μT a 700 μT , com frequência de 50 Hz / 60 Hz, com aprovação em 27 de março de 2017.

2.2.2.

OIML (*Organisation Internationale de Métrologie Légale*)

A OIML foi fundada em 1955 com o intuito de promover a harmonização dos procedimentos no âmbito da metrologia legal. Com estrutura análoga à do BIPM, a OIML também é composta por comitês técnicos e grupos de trabalho, distribuídos por área.

Os Comitês Técnicos mais relevantes para o tema da presente pesquisa são:

- **TC 18** Denominado “*Medical measuring instruments*”. O Brasil é um dos membros participantes dos subcomitês SC0, SC1 “*Blood pressure instruments*” e SC2 “*Medical thermometers*”. O subcomitê SC4 do TC 18, denominado “*Bioelectrical instruments*”, é o mais associado ao tema da presente pesquisa. Esse subcomitê, no entanto, não apresenta publicação

relativa à medição de densidade de fluxo magnético. O Brasil não é membro observador ou participante dos subcomitês SC4 “*Bioelectrical instruments*” e SC5 “*Measuring instruments for medical laboratories*”.

- **TC 12** - Instrumentos para medir grandezas elétricas, onde destaca-se a recomendação metrológica R46, que trata de medidores ativos de energia elétrica.

2.2.3. WHO (*World Health Organization*)

A Organização Mundial de Saúde (OMS), organismo internacional ligado à Organização das Nações Unidas (ONU), possui sede em Genebra, Suíça. Foi criada em 7 de abril de 1948. Esta data foi oficializada posteriormente como o Dia Mundial da Saúde, com a participação de 55 estados membros. Sua missão principal é acompanhar o avanço de doenças nos diversos locais do planeta, por meio de estatísticas, relatos e dados de agentes públicos.

Na atualidade a OMS (WHO) é composta por 193 países membros e membros associados, que reúnem-se anualmente com o objetivo de estabelecer a política geral da organização, aprovar o orçamento e, a cada cinco anos, designar um diretor geral; e sua equipe está composta por 34 membros do conselho executivo integrado por 32 especialistas da saúde, escolhidos pela assembleia da saúde. Utilizando protocolos e normas, a OMS atua em zonas de necessidades específicas, áreas de baixo poder econômico ou regiões desprotegidas de políticas públicas de saúde, atuando na promoção de ações humanitárias, com foco na saúde, onde, segundo (WHO, 2018), “trabalha em conjunto com formuladores de políticas, parceiros globais de saúde, sociedade civil, academia e setor privado para apoiar os países a desenvolver, implementar e monitorar planos nacionais de saúde sólidos”.

A exposição a campos eletromagnéticos também é uma preocupação da OMS. Hoje em dia, a exposição a campos eletromagnéticos está diretamente associada a questões de saúde pública.

Publicações da OMS sobre campos elétricos e magnéticos em frequências extremamente baixas determinam limites de exposição, com base nas publicações da ICNIRP (Comissão Internacional de Proteção de Radiação Não-Ionizante), além de relacionar os efeitos da radiação no corpo humano com dados da agência internacional de pesquisa do câncer onde a OMS desenvolve pesquisas científicas e publica diretrizes, revisões e declarações relativas aos efeitos adversos das radiações não ionizantes (campos magnéticos estáticos e campos eletromagnéticos) na saúde humana e no meio ambiente. Em particular, o material mais relevante para o presente estudo são as:

- Diretrizes da ICNIRP para limitar a exposição à energia elétrica e Campos Magnéticos (**1 Hz - 100 kHz**) (atualizado pela última vez em 2010)
- Diretrizes da ICNIRP para limitar a exposição de Campos Elétricos, Magnéticos e Eletromagnéticos variantes no tempo (**até 300 GHz**) (última atualização em 1998, com revisão em curso)
- Diretrizes da ICNIRP sobre os limites de exposição a campos magnéticos estáticos (Atualizado pela última vez em 2009).

2.2.4

IUPAP (*International Union of Pure and Applied Physics*)

A IUPAP (2018) foi fundada em 1922 em Bruxelas, com 13 países membros. A União é composta por membros representando comunidades físicas identificadas. Órgãos aderentes atuam através de seus Comitês de Ligação. Delegados desses Comitês se reúnem nas Assembleias Gerais da União, realizadas a cada três anos.

Dessa forma, a IUPAP tem o objetivo de promover e estimular a cooperação internacional em física, incluindo firmar acordos internacionais sobre o uso de símbolos, unidades, nomenclatura e padrões de medição. A IUPAP é uma organização científica internacional, não governamental, sem fins lucrativos; tendo como membros sociedades científicas, academias nacionais e órgãos de representação.

2.2.5

ISO (*International Organization for Standardization*)

A fundação da ISO ocorreu em 1946, quando delegados de 25 países se reuniram no Instituto de Engenheiros Civis em Londres e decidiram criar uma nova organização internacional "para facilitar a coordenação internacional e a unificação das normas técnicas industriais". Em 23 de fevereiro de 1947, a nova organização, ISO, iniciou oficialmente suas operações. Desde então, publicaram-se mais de 22206 normas Internacionais, cobrindo quase todos os aspectos de tecnologia e manufatura.

A ISO é uma organização intergovernamental que publica normas técnicas para padronização de produtos e serviços de diversas atividades econômicas, onde a metrologia se faz presente, devido à grande necessidade de se legitimar o que é quantificado. A ISO possui uma estrutura baseada em 318 comitês técnicos responsáveis pelo estudo, discussão e averiguação de estruturas e medições, das indústrias em geral, com o objetivo de proteção da sociedade, tanto do ponto de vista econômico como de segurança.

Os Comitês Técnicos relevantes ao presente estudo são:

- **ISO / TC 194:** *Biological and clinical evaluation of medical devices.*
- **ISO / TC 210:** *Quality management and corresponding general aspects for medical devices.*
- **ISO / TC 210 / JWG 01:** *Joint ISO/TC 210-IEC/SC 62A WG : Application of risk management to medical devices.*
- **ISO / TC 210 / JWG 02:** *Joint ISO/TC 210-IEC/SC 62A WG : Medical device software.*
- **ISO / TC 210 / JWG 03:** *Joint ISO/TC 210-IEC/SC 62A WG : Medical device usability.*
- **ISO / TC 210 / WG 01:** *Application of quality systems to medical devices.*
- **ISO / TC 210 / WG 02:** *General aspects stemming from the application of quality principles to medical devices.*

Mais especificamente, a norma mais relevante para o dispositivo proposto é:

- **ISO 14971: 2007:** *Medical devices - Application of risk management to medical devices.*

2.2.6

IEC (*International Electrotechnical Commission*)

A IEC é uma comissão internacional preocupada e focada com questões relevantes a energia elétrica e seus efeitos. Tem por objetivo editar e publicar normas técnicas, que contribuam para a segurança da sociedade em geral, visam uma maior aplicação do que é produzido no mundo e reduz alguns aspectos de abuso econômico e de comercialização de instrumentos e dispositivos com pouca ou nenhuma eficiência.

Para o presente estudo, com medições magnéticas no âmbito biomédico, a IEC possui muita relevância, principalmente em relação às normas técnicas da série 60601. A IEC 60601 é uma família de normas cuja ementa traz pontos relevantes à segurança, ao comportamento efetivo e à compatibilidade eletromagnética de dispositivos e sistemas eletromédicos. Todavia, o transdutor GMI ainda em desenvolvimento, não possui uma norma técnica específica, que possa garantir aspectos de segurança aos pacientes e aos operadores do dispositivo proposto, além de eficiência no tratamento.

Dentre os Comitês Técnicos da IEC, os mais relevantes para o presente estudo são:

- **TC 62** - Equipamentos elétricos na prática médica;
- **TC 85** - Equipamentos de medição para as grandezas elétricas e eletromagnéticas;
- **TC 108** - Métodos para avaliação de campos elétricos, magnéticos e eletromagnéticos associados a exposição humana.

A série de normas IEC 60601 trata de equipamentos eletromédicos. Considerando o presente trabalho, as normas mais relevantes são:

- **IEC 60601-1: 2005 + AMD1: 2012:** *Medical electrical equipment - Part 1: General requirements for basic safety and essential performance;*

- **IEC 60601-1-2: 2014:** *Medical electrical equipment - Part 2-2: Particular requirements for the basic safety and essential performance of high frequency surgical equipment and high frequency surgical accessories;*
- **IEC 60601-1-6: 2010 + AMD1: 2013:** *Medical electrical equipment - Part 1-6: General requirements for basic safety and essential performance - Collateral standard: Usability.*
- **IEC 60601-1-9: 2007 + AMD1: 2013:** *Medical electrical equipment - Part 1-9: General requirements for basic safety and essential performance - Collateral Standard: Requirements for environmentally conscious design;*
- **IEC 60601-1-12: 2014:** *Medical Electrical Equipment — Part 1-12: General requirements for basic safety and essential performance – Collateral Standard: Requirements for medical electrical equipment and medical electrical systems used in the emergency medical services environment.*

Além disso, a série **IEC 61786** trata de *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 61786-1: 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.*

2.3.

Organismos nacionais

2.3.1.

INMETRO (Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia)

O INMETRO (2019) acredita organismos nacionais de certificação no Brasil. Por sua vez, a rastreabilidade metrológica para os resultados de medição de grandezas magnéticas é assegurada pelo LAMCE - Laboratório

de Magnetismo e Campo Elétrico e Magnético. Os padrões nacionais sob a guarda do LAMCE são utilizados em serviços de calibração realizados por Laboratórios da Rede Brasileira de Calibração (RBC - Rede Brasileira de Calibração) e empresas de energia elétrica. Para medição de campo elétrico é utilizado um padrão primário, enquanto o padrão de medição para a grandeza magnética é rastreável ao *National Measurement Institute of Australia* (NMI). O padrão apresenta uma rastreabilidade para densidades de fluxo de campo magnético de 1 μT a 700 μT de $\pm 1,8 \%$ a $\pm 4,0 \%$ de incerteza nas frequências de 50 Hz ou 60 Hz.

2.3.2.

ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária)

A ANVISA é um órgão fiscalizador e regulador do governo federal brasileiro. Como agência, sua missão é proteger a sociedade em ações para a segurança sanitária de setores de alimentação e hospitalares, por exemplo, e rotinas relacionadas à promoção da saúde, como o uso de medicamentos e a utilização de dispositivos médicos para terapia ou diagnóstico.

Estruturalmente a ANVISA, possui grupos de trabalho que emitem documentos técnicos, como resoluções e instruções normativas, para orientar e fixar normas aos organismos da sociedade interessados no tema. Fabricantes, usuários e comerciantes de produtos médicos devem seguir estas publicações, sempre com o objetivo de proteger os usuários do sistema médico, sejam estes pacientes ou profissionais, seja do ponto de vista da segurança elétrica ou da eficácia do dispositivo. Dentre os textos regulatórios, alguns são classificados a título de resolução de diretoria colegiada, os RDCs. Para equipamentos eletromédicos, destacam-se para o presente estudo:

- RDC 56/2001:

Artigo 1º: “Os produtos para saúde devem atender aos requisitos essenciais de segurança e eficácia aplicáveis a estes produtos, referidos no Regulamento Técnico anexo a esta Resolução.”

Artigo 2º: “A verificação da conformidade dos produtos para saúde aos requisitos essenciais será realizada pela autoridade de vigilância sanitária por ocasião da inspeção das Boas Práticas de Fabricação, do registro dos produtos na ANVISA ou da fiscalização sanitária dos produtos.”;

- RDC 185/2001:

“Aprova o Regulamento Técnico que consta no anexo desta Resolução, que trata do registro, alteração, revalidação e cancelamento do registro de produtos médicos na Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA.”; e a:

- RDC 27/2011:

“Dispõe sobre os procedimentos para certificação compulsória dos equipamentos sob regime de Vigilância Sanitária.”

Em 1999, a ANVISA publicou a Resolução nº 444, que instituiu como utilização das normas técnicas brasileiras adaptadas da série IEC 60601, tais como A NBR IEC 60601-1: Equipamento Eletromédico. Parte 1 - Prescrições Gerais Para Segurança e normas específicas com requisitos específicos da IEC 60601-2.

Esta resolução foi substituída pela Resolução RDC nº 32 de maio alterada em junho de 2007 e substituída pela Resolução RDC nº 27, de 21 de Junho de 2011, que estabelece os procedimentos para a certificação obrigatória no âmbito do Sistema de Vigilância Sanitária.

Desta forma, observa-se na ANVISA uma prática mais próxima da sociedade, visando a sua proteção. A certificação compulsória prevista é um procedimento que associa o dispositivo a questões relacionadas à segurança elétrica dos usuários, obrigando o atendimento às normas NBR-IEC, das séries 60601-1 (norma técnica geral para segurança) e 60601-2 (normas específicas para equipamentos eletromédicos).

2.2.3.

ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas)

Este órgão está associado à cadeia de publicação de normas técnicas estabelecidas por organismos internacionais, sendo a ABNT o

representante no Brasil. A ABNT publica o conjunto de normas brasileiras (NBRs), podendo elaborá-las ou adaptá-las da ISO e/ou IEC.

No campo do eletromagnetismo, destaca-se o comitê brasileiro Odonto-Médico-Hospitalar (CB-026). Dentre a coletânea de normas técnicas brasileiras, pertencentes a este comitê, e de interesse para o presente estudo, destacam-se:

Da série 60601-1:

- ABNT NBR IEC 60601-1 (Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial);
- ABNT NBR IEC 60601-1-2 (Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial - Norma Colateral: Perturbações eletromagnéticas);
- ABNT NBR IEC 60601-1-3 (Proteção contra radiação em equipamentos para radiodiagnóstico).
- ABNT NBR IEC 60601-1-4 (Sistemas eletromédicos programáveis).
- ABNT NBR IEC 60601-1-8 (Requisitos gerais, ensaios e diretrizes para sistemas de alarme em equipamentos eletromédicos e sistemas eletromédicos)
- ABNT NBR IEC 60601-1-9 (Prescrições para um projeto eco-responsável)
- ABNT NBR IEC 60601-1-10 (Requisitos para o desenvolvimento de controladores fisiológicos em malha fechada)
- ABNT NBR IEC 60601-1-11 (Requisitos para equipamentos eletromédicos e sistemas eletromédicos utilizados em ambientes domésticos de cuidado à saúde)

Da série 60601-2:

- ABNT NBR IEC 60601-2 (Equipamentos eletromédicos);
- ABNT NBR IEC 60601-2-10 (Requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial de estimuladores de nervos e músculos).

3 Ensaio experimentais *in vitro*

3.1.

Magnetômetro GMI

Este trabalho utilizou o transdutor magnético desenvolvido na Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio), como magnetômetro para medir a densidade de fluxo magnética gerada por corpos metálicos ferromagnéticos. Este transdutor consiste em uma cabeça magnética uniaxial (elemento sensor de magnetoimpedância gigante - GMI) e um circuito eletrônico para operá-lo [Fortaleza et al. 2015].

O fenômeno GMI consiste em uma grande variação na impedância elétrica de um material condutor ferromagnético quando este é submetido a um campo magnético externo [Kamruzzaman et al. 2001; Knobel, Marcelo, and K. R. Pirota 2002; Phan and Peng, 2008]. Este efeito ocorre quando se excita a amostra sensora por meio de uma corrente alternada ao longo de seu comprimento. A corrente elétrica produz um campo eletromagnético que magnetiza a amostra, variando sua permeabilidade. A variação da permeabilidade da amostra ocorre em consequência à reorganização dos domínios magnéticos (sentido e direção). A dependência da permeabilidade magnética com o campo magnético externo e com a corrente aplicada no material varia a profundidade de penetração da corrente elétrica dentro da amostra e, conseqüentemente, varia a impedância da mesma [Machado et al. 1993; Fortaleza, 2016, Phan and Peng, 2008].

A variação relativa da impedância (Z) de uma amostra sensora, com campo magnético aplicado (H) é expressa pela equação:

$$GMI (\%) = \frac{Z(H) - Z(H_{max})}{Z(H_{max})} \times 100 \quad (3.1)$$

Na equação 3.1, $Z(H_{\max})$ é a impedância da amostra no campo magnético externo máximo, cujo valor é suficiente para saturar essa impedância, e $Z(H)$ é a impedância do material num campo magnético externo qualquer.

A corrente elétrica AC ao atravessar a amostra produz um campo eletromagnético transversal que causa a variação da permeabilidade do material. O efeito GMI é essencialmente devido ao efeito de profundidade de pele (Efeito Skin) que, por sua vez, é determinado pela dependência da permeabilidade magnética transversal com a frequência e o campo magnético criado pela corrente elétrica usada para medir a magnetoimpedância [Machado 1993 e 1994].

A literatura descreve estudos em diferentes condicionamentos do elemento GMI: com a corrente alternada induzida ao longo do comprimento da amostra e com campo externo aplicado na mesma direção (Magnetoimpedância Longitudinal, LMI); com campo externo aplicado transversalmente à amostra (Magnetoimpedância Transversal, TMI); e com o campo aplicado perpendicularmente à amostra (Magnetoimpedância Perpendicular, PMI) [MACHADO et al. 1993; SOMMER and CHIEN 1996; MENDES et al. 1996].

Dentre os modelos teóricos, a aplicação utilizada no presente estudo é a magnetoimpedância longitudinal (LMI), por ser a que apresenta maior variação da impedância com o campo magnético externo [CAVALCANTI, F. P. 2005].

O fenômeno LMI resulta da aplicação de uma corrente alternada de intensidade (I) ao longo do comprimento de uma amostra com propriedade GMI, submetida a um campo magnético externo de magnitude (H) paralelo à mesma. A diferença de potencial (V) pode ser medida entre as extremidades do elemento sensor GMI, como mostrado na figura 2 [SILVA, E. C. 2010].

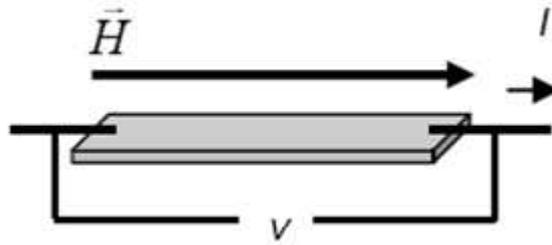


Figura 2: Medição Típica do efeito GMI

O valor da impedância (Z) dos sensores GMI pode ser obtido pela expressão:

$$Z = \frac{|V| e^{j\varphi_V}}{|I| e^{j\varphi_I}} = \frac{|V|}{|I|} e^{j\varphi} = |Z| e^{j\varphi} = R + jX \quad (3.2)$$

O magnetômetro GMI é uma das tecnologias de detecção de campos magnéticos mais recentes. Sua descoberta foi feita na década de 1990 [MAHDI, A. E. et al 2003; LENZ, J. et al, 2006; PHAN, M. and PENG, H. 2008]. O melhor protótipo, com excelentes resoluções identificado foi desenvolvido em 2009. O mesmo, quando submetido dentro de uma câmara magneticamente blindada, em configuração gradiométrica, apresenta resolução de 3pT em 1Hz (3 pT.Hz-1/2 em 1 Hz) [UCHIYAMA, T. 2009].

O sensor magnético GMI comercial modelo MI-CB-1DJ-M-B, da empresa Aichi Steel Corporation foi utilizado no presente estudo, não por questão de projeto, mas pelo fato de já possuir este modelo à disposição. Este sensor magnético comercial pode detectar campos magnéticos com resolução de alguns nanoteslas.

Uma das características do transdutor utilizado é a existência de um filtro passa-alta, com uma frequência de corte de 0,1 Hz. Essa característica cancela os campos magnéticos estáticos, como o gerado pelo geomagnetismo, e responde apenas a campos magnéticos variantes no tempo com alta sensibilidade. O sistema utilizado é composto por dois elementos sensores dispostos em uma configuração gradiométrica (Figura 3).

Cada elemento sensor possui 13,5 mm de comprimento e 2 mm de largura, detectando a componente do campo magnético longitudinal a seu comprimento. Este transdutor possui faixa de medição de campos magnéticos de $\pm 1 \mu\text{T}$, sensibilidade de $5 \text{ V}/\mu\text{T}$, faixa de frequências de 0,1 a 10 kHz, linearidade $\leq 2\%$ e densidade espectral de ruído em 1 Hz de $10 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$. A tensão de saída tem um offset de aproximadamente 7,0 V, variando entre 2 V e 12 V para a faixa de medição $\pm 1 \mu\text{T}$. O filtro analógico integrado ao sensor permite cancelar campos magnéticos estáticos com densidade de fluxo magnético até $\pm 30 \mu\text{T}$, acima do qual ocorre saturação da eletrônica. A figura 3 apresenta o sensor utilizado no presente estudo.

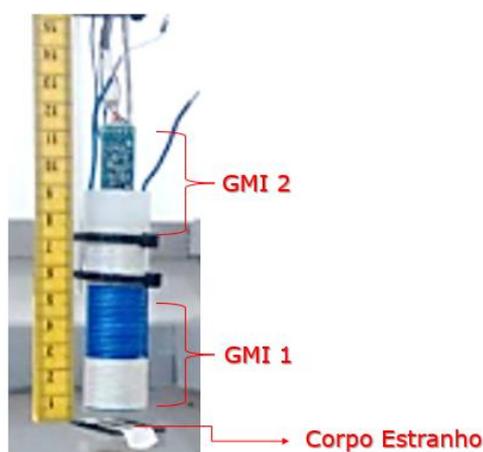


Figura 3: Elemento gradiométrico de 13,5 mm de comprimento e 2 mm de largura com base dois sensores modelo MI-CB-1DJ-M-B, da empresa Aichi Steel Corporation.

3.2.

Desenvolvimento do sistema de medição

O protótipo desenvolvido para o sistema de medição de campo magnético possui cinco graus de liberdade, sendo três lineares (X, Y, Z) e dois angulares (θ , Φ), permitindo realizar mapeamentos para localização de corpos estranhos.

As medições da componente z da densidade de fluxo magnético são realizadas com o corpo de prova localizado em um berço (porta amostra) destacado na figura 5. O porta amostra pode se deslocar por 20 cm ao longo do eixo X em passos de 1 cm, com $X = 10 \text{ cm}$ correspondendo ao centro da área de medição, enquanto o porta amostra pode se deslocar por

14 cm ao longo do eixo Y em passos de 1 cm, com o ponto central em $Y = 7$ cm. O eixo Z tem uma faixa de 10 cm, com $Z = 0$ correspondendo à menor distância entre sensor e amostra, como ilustrado na figura 4.

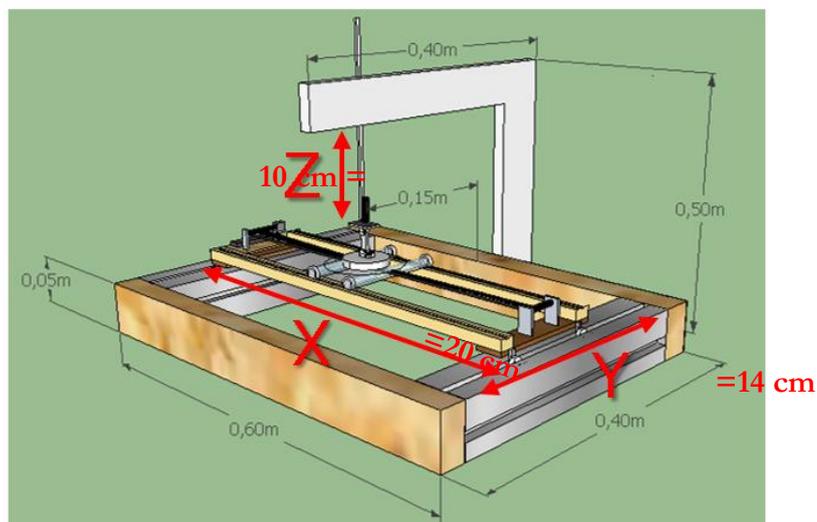


Figura 4: Representação dos graus de liberdade lineares.

Em relação aos graus de liberdade angular, o ângulo Φ define o ângulo de giro no plano horizontal, variando entre 0° e 360° , enquanto o ângulo θ define a inclinação em relação ao plano horizontal, variando entre -30° e $+30^\circ$, com 0° correspondendo a orientação horizontal, como mostrado na figura 5.

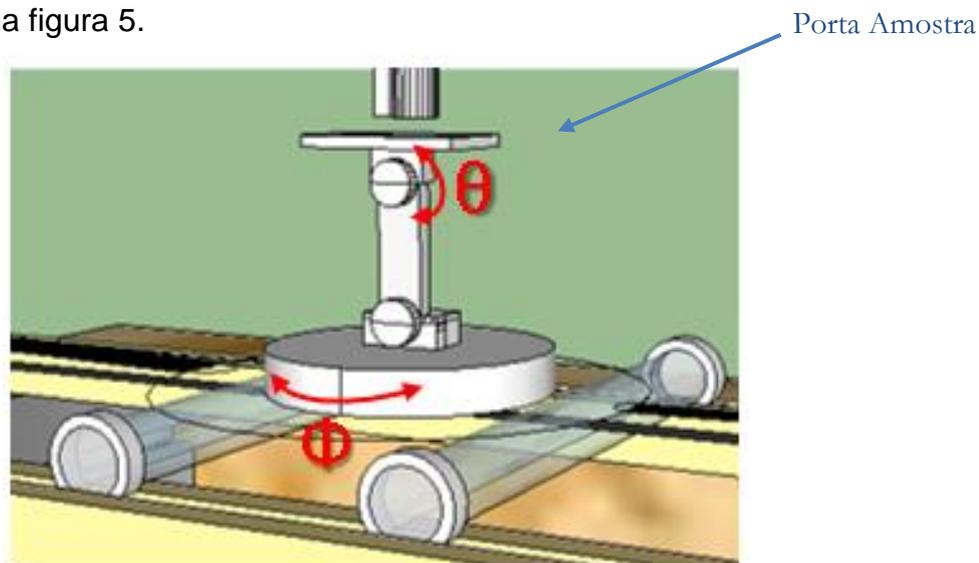


Figura 5: Representação dos graus de liberdade angulares.

Devido à existência do filtro passa-alta em 0,1 Hz, tanto no sensor GMI 1 quanto no sensor GMI 2, e considerando o interesse de detectar corpos estranhos ferromagnéticos, que geram campo magnético estático

(CC), é necessário realizar a medição com a amostra em movimento, de modo a gerar uma variação temporal do campo magnético. Assim, o movimento na direção X é realizado por um motor de passo controlado por um microcontrolador Atmega 328p na plataforma Arduino, com velocidade aproximadamente constante de 17 cm/s. Valores de velocidade inferiores ao selecionado resultaram em maior atrito no trilho, impedindo a movimentação do porta amostra a uma velocidade constante. A posição da amostra no eixo X foi medida por meio de dois sensores ópticos posicionados nos extremos do eixo X. A movimentação nos demais eixos, tanto lineares como angulares, foi manual.

3.3.

Resultados experimentais

As medições foram realizadas com dois corpos estranhos com mesmas características mecânicas do tipo agulha de costura, ambos com 3,3 cm de comprimento, sendo denominado, “corpo estranho 1” (CE1) uma agulha magnetizada intencionalmente e “corpo estranho 2” (CE2) uma agulha não magnetizada intencionalmente, ou seja, com suas características magnéticas apenas oriundas do processo de fabricação.

Com o transdutor GMI 1 (mais próximo) a uma distância de 7,5 cm do corpo estranho e com o transdutor GMI 2 (mais distante) a uma distância de 10 cm do mesmo, foram realizadas medições com o corpo estranho se movimentando da esquerda para direita (ED) e da direita para esquerda (DE). As medições foram feitas em três posições, sendo:

- ensaio 1 ambos os corpos estranhos paralelos ao eixo X e portanto com ângulos $\Phi = 0^\circ$ e $\theta = 0^\circ$;

- ensaio 2 ambos os corpos estranhos paralelos ao eixo Y e portanto com ângulos $\Phi = -90^\circ$ (orifício da agulha localizado em $\Phi = 90^\circ$ e a ponta da agulha localizada em $\Phi = -90^\circ$) e $\theta = 0^\circ$; e

- ensaio 3 ambos os corpos estranhos alinhados com o eixo X, mas inclinado de -20° em relação à horizontal, ou seja, $\Phi = 0^\circ$ e $\theta = -20^\circ$ (com o orifício da agulha localizado mais próximo dos transdutores GMI e a ponta da agulha mais distante dos mesmos).

3.3.1.

Ensaio 1

As figuras 6 e 7 mostram a configuração do ensaio 1, indicando os corpos estranhos 1 e 2, o sentido de movimentação, a distância e posicionamento do corpo em relação à orientação do elemento sensor.

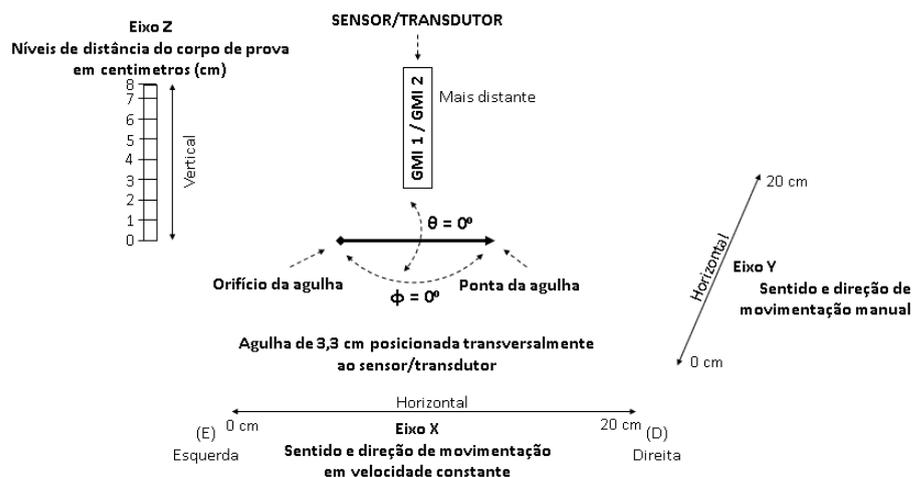


Figura 6: Representação do diagrama de montagem para medições DE e ED, durante o ensaio 1.

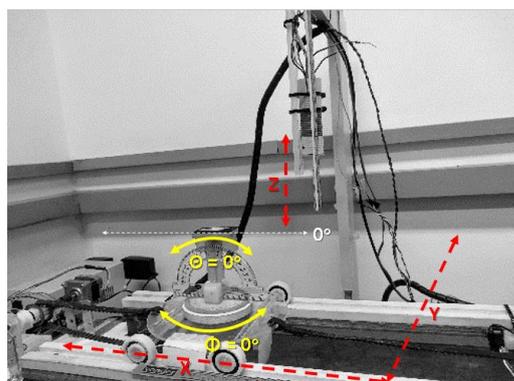


Figura 7: Imagem real representando os ajustes dos graus de liberdade (GDL) e o porta amostras localizado em (X_i, Y_i, Z_i) e $(\Phi = 0^\circ, \theta = 0^\circ)$, durante o ensaio 1.

Os mapas magnéticos medidos apenas com o corpo estranho 1, com a parametrização referente ao ensaio 1 e deslocamento da esquerda para a direita (ED), estão apresentados nas figuras 8, 9 e 10, respectivamente mapa de cor, curvas de nível e densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm. Por sua vez, as figuras 11, 12 e 13 apresentam

os resultados correspondentes ao deslocamento da direita para esquerda (DE).

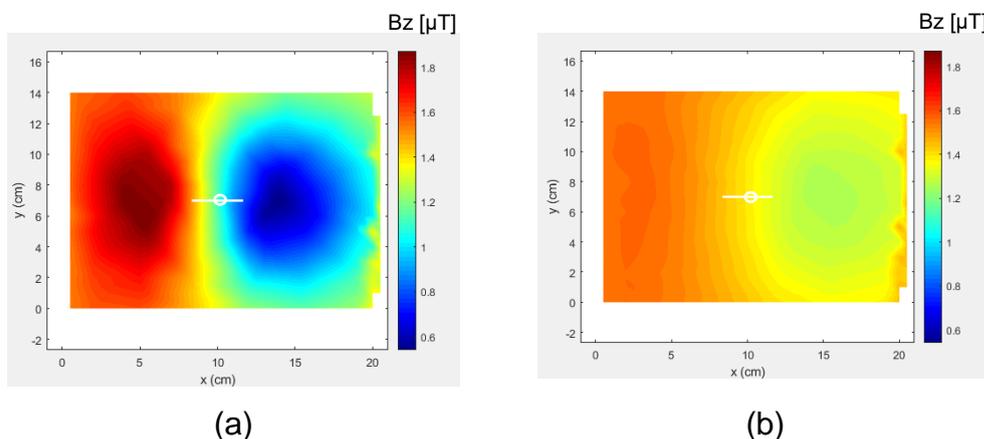


Figura 8: Mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, bidimensional medido com varreduras da esquerda para a direita (ED) no ensaio 1 e do corpo estranho 1 (agulha magnetizada), por (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante).

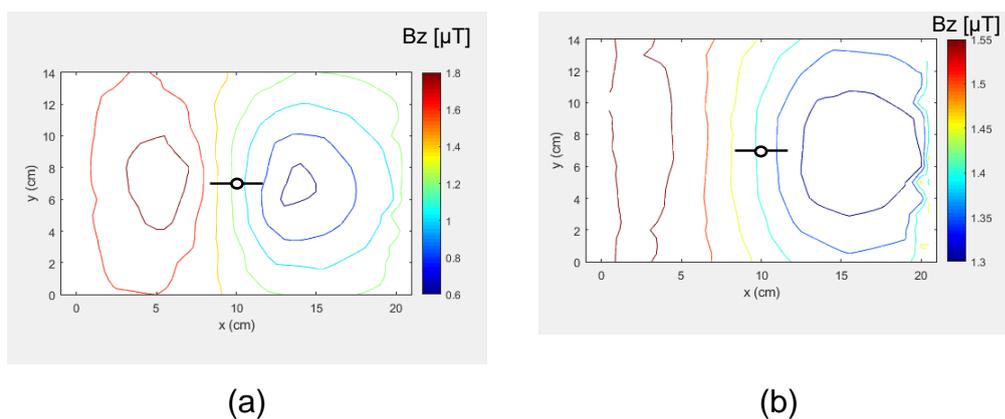


Figura 9: Curvas de nível da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, bidimensional medido com varreduras da esquerda para a direita (ED) no ensaio 1 e do corpo estranho 1 (agulha magnetizada), por (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante).

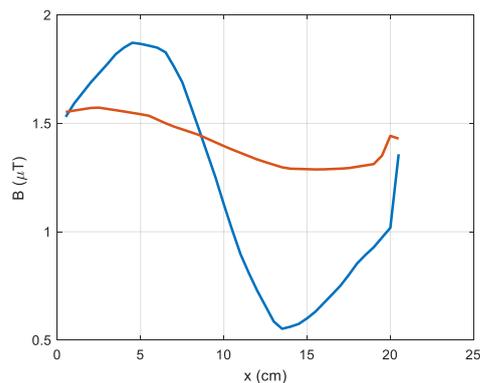


Figura 10: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 1 e com corpo estranho 1 (Aguilha magnetizada).

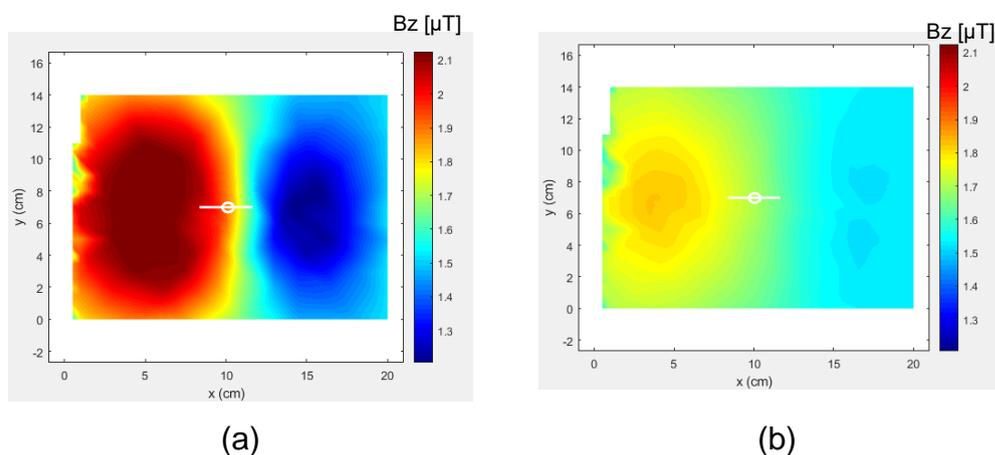


Figura 11: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 1 e com corpo estranho 1 (Aguilha magnetizada).

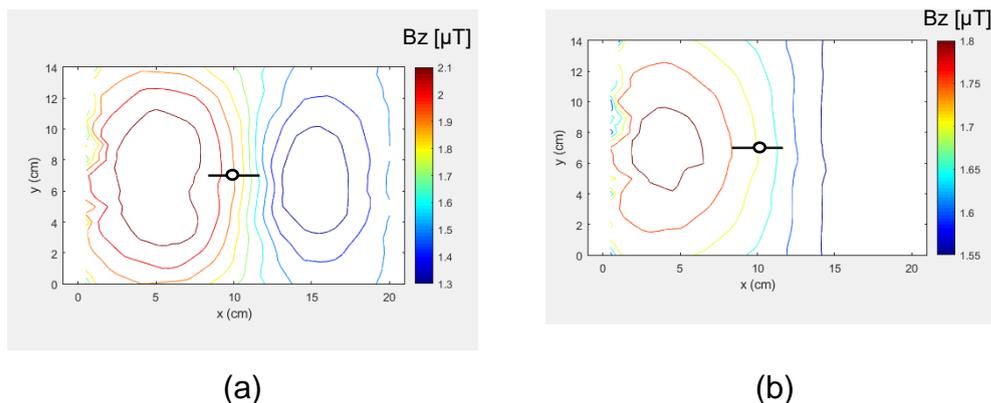


Figura 12: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 1 e com corpo estranho 1 (Aguilha magnetizada).

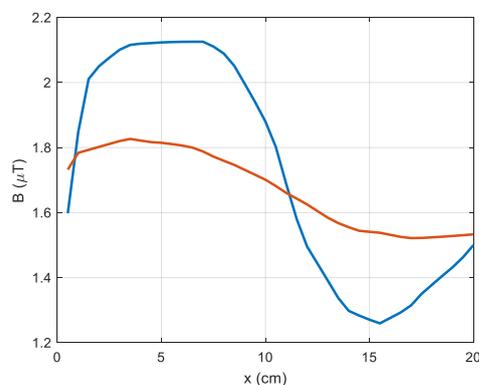


Figura 13: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) na posição 1 e com corpo estranho 1 (agulha magnetizada).

Nas figuras 8 e 11, ao qual foram gerados os dados das medições ED e DE respectivamente com corpo estranho 1, observa-se o distanciamento entre as posições dos máximos à medida que o corpo estranho se afasta do sensor. Um alargamento maior é observado quando o polo localizado no destino final do sentido da varredura é o que possui o orifício da agulha, conforme esperado.

Ainda com a parametrização referente ao ensaio 1, foram desenvolvidos novos mapas magnéticos medidos para o corpo estranho 2, o deslocamento da esquerda para a direita (ED), a figura 14 (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante), apresenta respectivamente mapa de cor, curvas de nível e densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm são apresentadas na figura 15 (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante). Por sua vez, a figura 16 representa a sobreposição da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7$, cm de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) simulando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 1 e com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

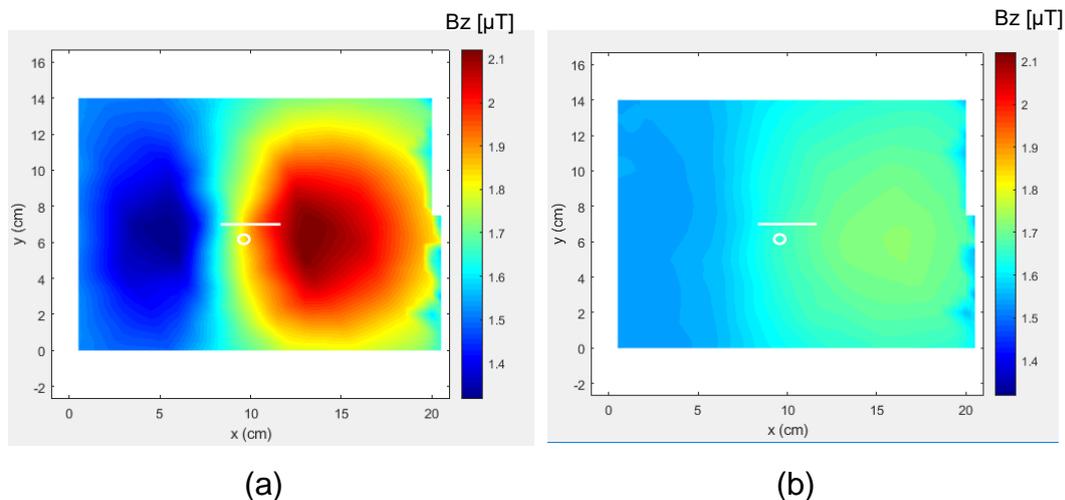


Figura 14: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 1 e com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

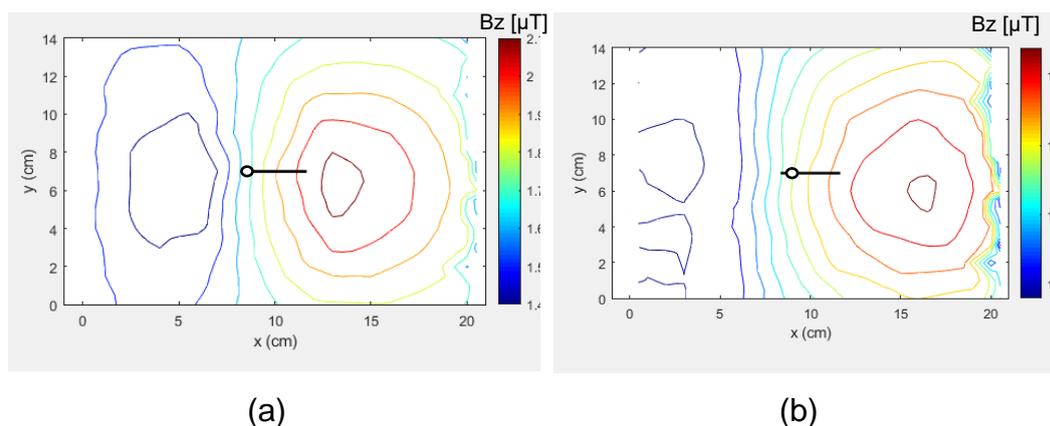


Figura 15: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 1 e com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

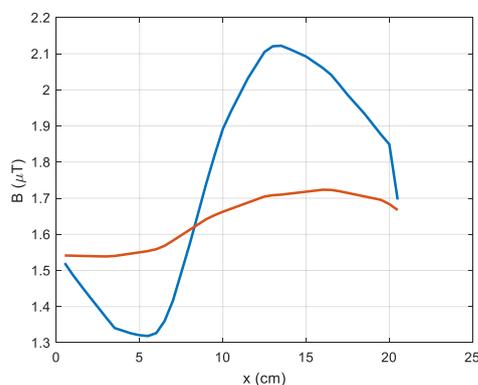


Figura 16: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 1 e com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

As medições foram repetidas com as mesmas condições, todavia, foram desenvolvidos novos mapas magnéticos medidos para o corpo estranho 2, com o deslocamento da direita para a esquerda (DE), a figura 17 (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante), respectivamente mapa de cor, curvas de nível e componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm são apresentadas na figura

18 (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante). Por sua vez, a figura 19 representa a sobreposição da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) medindo os dados das medições direita para a esquerda (DE) no ensaio 1 e com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

O corpo estranho 2 (agulha não magnetizada) encontra-se representado nos gráficos em posição real conforme o sistema de medição desenvolvido. A localização está referenciada nos eixos X e Y em centímetros (cm) e a componente z da densidade de fluxo magnético está em representado em microtesla (μT).

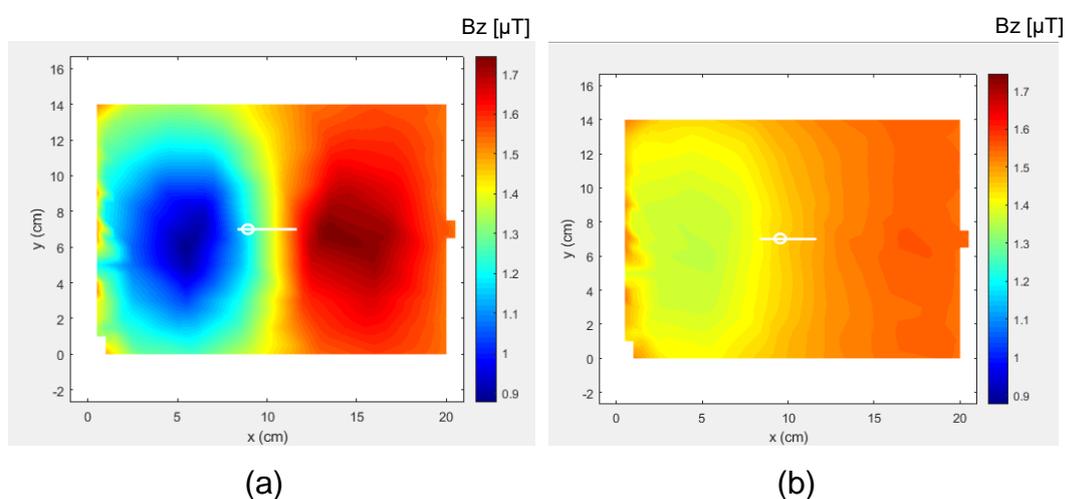
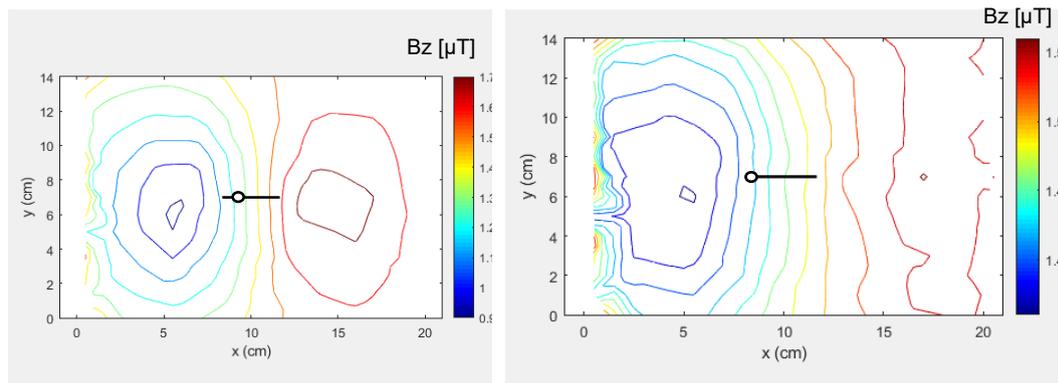


Figura 17: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante), gerando dados de medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 1, com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).



(a)

(b)

Figura 18: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 2 (agulha não magnetizada).

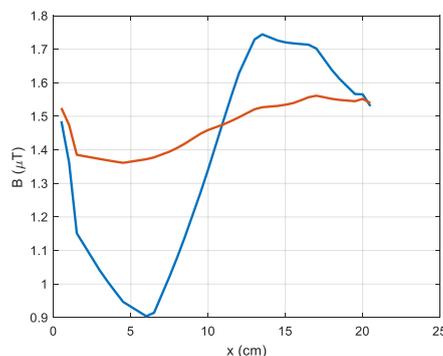


Figura 19: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 1 e com corpo estranho 2 (Agulha não magnetizada).

As figuras 14 e 17, mesmo utilizando o corpo estranho 2 que também foram apresentados os dados gerados das medições ED e DE respectivamente. Também observa-se o distanciamento entre as posições dos máximos à medida que o corpo estranho se afasta do sensor. Um

alargamento maior é observado quando o polo localizado no destino final do sentido da varredura é o que possui o orifício da agulha, também como o esperado.

3.3.2.

Ensaio 2

O ensaio 2 realizou-se com os corpos estranhos 1 e 2 posicionados em paralelo ao eixo Y, porém, transversalmente aos eixos X e Z. Os graus de liberdade angulares foram condicionados com a ponta da agulha na posição de $\Phi_i = -90^\circ$ e o orifício localizado em $\Phi = 90^\circ$ em relação a base. Por sua vez, o eixo θ que representa a inclinação do porta amostra em relação ao eixo Z foi ajustado na posição central, ou seja, $\theta = 0^\circ$.

As figuras 20 e 21 mostram a configuração do ensaio 2, mantendo a movimentação do corpo ferromagnético, a distância e posicionamento do corpo em relação à orientação do elemento sensor / transdutor.

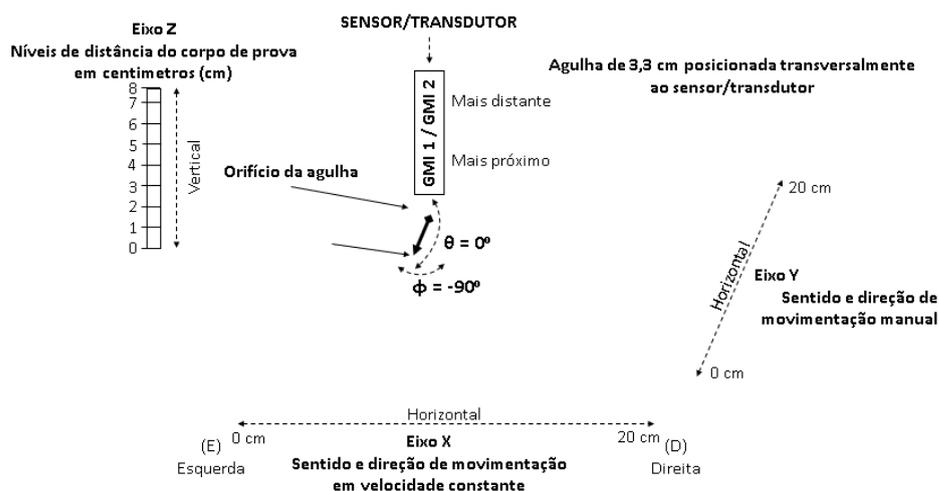


Figura 20: Representação do diagrama de montagem para as medições DE e ED com magnetômetro GMI, durante o ensaio 2.

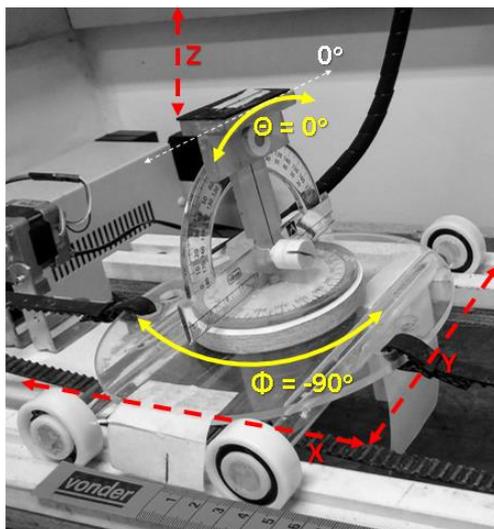


Figura 21: Imagem real representando os ajustes dos graus de liberdade (GDL) e o porta amostras localizado em (X_i, Y_i, Z_i) e $(\Phi_i = -90^\circ, \theta = 0^\circ)$, durante o ensaio 2.

Os dados coletados para os mapas magnéticos do corpo estranho 1 com a parametrização referente ao ensaio 2, foram processados com o auxílio do software Matlab® deslocamento da esquerda para a direita (ED), as figuras 22, 23 e 24, respectivamente mapa de cor, curvas de nível e densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm. Por sua vez, as figuras 25, 26 e 27 apresentam os resultados correspondentes ao deslocamento da direita para esquerda (DE).

O corpo estranho 1 (agulha magnetizada) encontra-se representado nos gráficos em uma posição real, em relação ao sistema de medição desenvolvido. A localização está referenciada nos eixos X e Y em centímetros (cm) e a componente z da densidade de fluxo magnético em microtesla (μT).

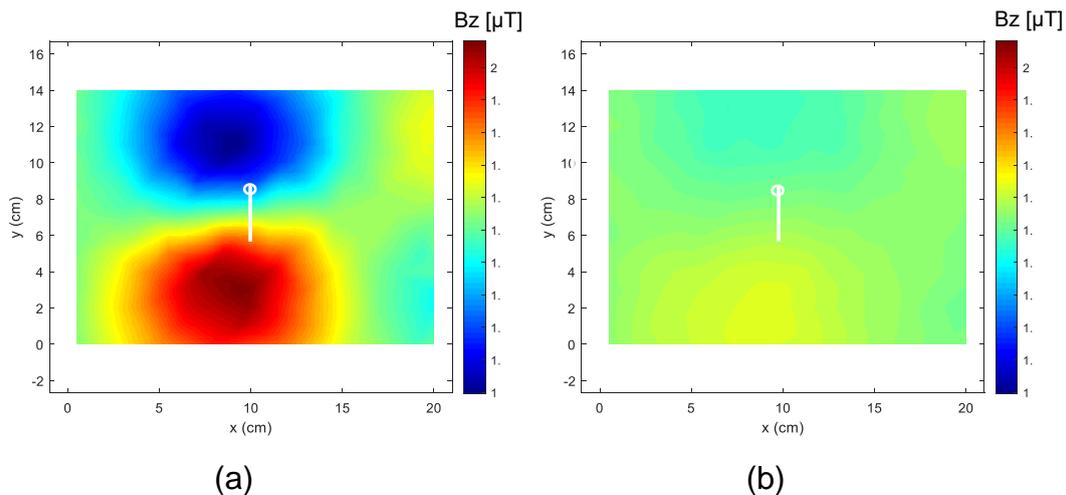


Figura 22: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 2 com corpo estranho 1 (agulha magnetizada).

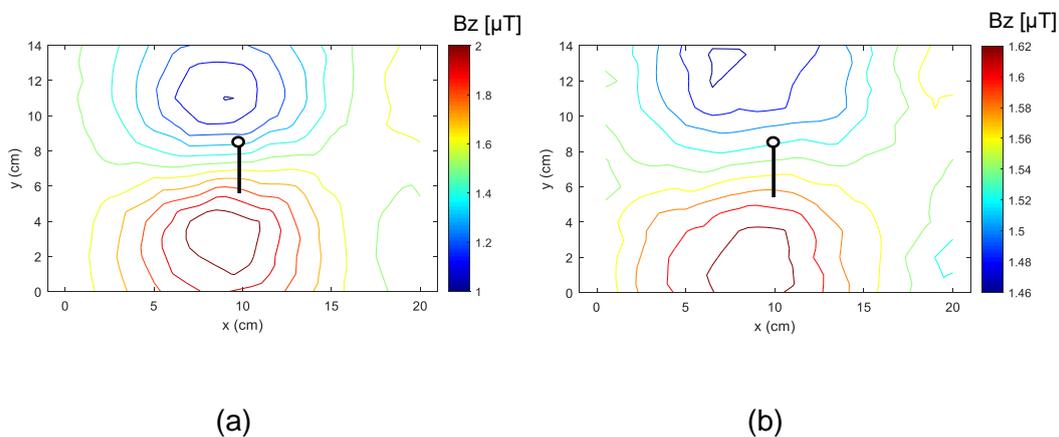


Figura 23: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 2 com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).

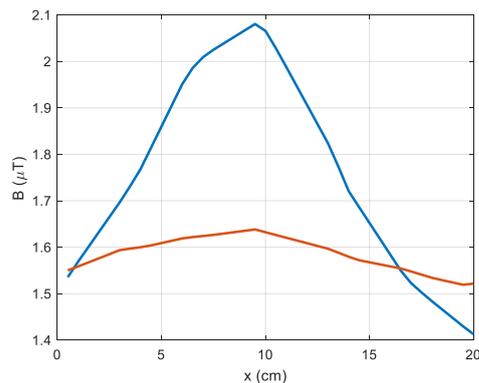


Figura 24: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 2 com corpo estranho 1 (agulha magnetizada).

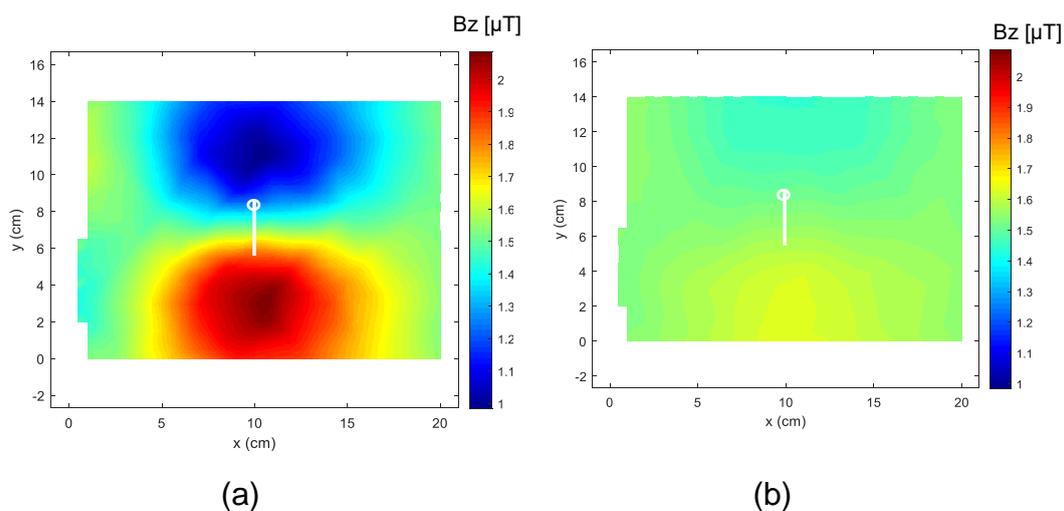
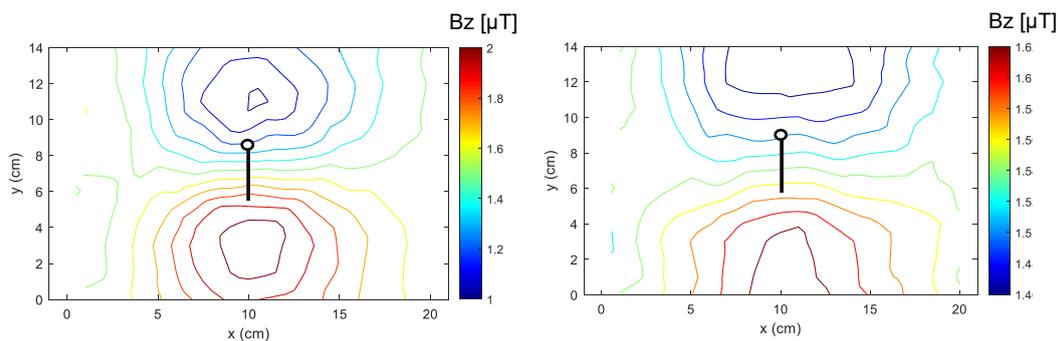


Figura 25: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 2 com corpo estranho 1 (agulha magnetizada).



(a)

(b)

Figura 26: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 2 com corpo estranho 1 (agulha magnetizada).

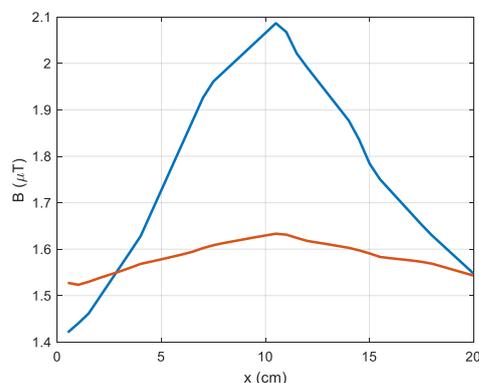


Figura 27: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 2 e com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).

Nas figuras 22 e 25, utilizando o corpo estranho 1 posicionado transversalmente ao ensaio 1, ou seja, paralelamente ao eixo Y e transversalmente ao eixo X, também foram apresentados os dados gerados das medições ED e DE respectivamente. Observa-se o distanciamento entre as posições dos máximos à medida que o corpo estranho se afasta do sensor. Um alargamento maior é observado quando o polo localizado

no destino final do sentido da varredura é o que possui o orifício da agulha, também como o esperado.

Ainda com a parametrização referente a posição 2, foram desenvolvidos novos mapas magnéticos medidos para o corpo estranho 2, o deslocamento da esquerda para a direita (ED), estão apresentados na figura 28 (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante), respectivamente mapa de cor, curvas de nível e densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm são apresentadas na figura 29 (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante). A figura 30 representa a sobreposição da linha central de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) medindo os dados das medições ED (da esquerda para a direita) na posição 1 e com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada). Por sua vez, as figuras 31, 32 e 33 apresentam os resultados correspondentes ao deslocamento da direita para esquerda (DE).

O corpo estranho 2 (agulha não magnetizada) encontra-se representado nos gráficos em uma posição real, em relação ao sistema de medição desenvolvido. A localização está referenciada nos eixos X e Y em centímetros (cm) e a componente z da densidade de fluxo magnético em microtesla (μT).

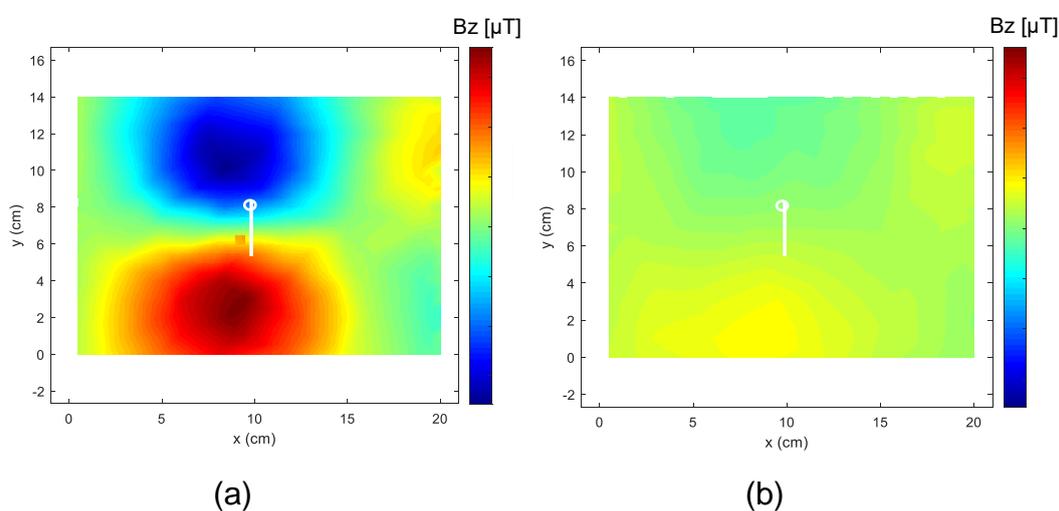


Figura 28: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados

das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 2 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

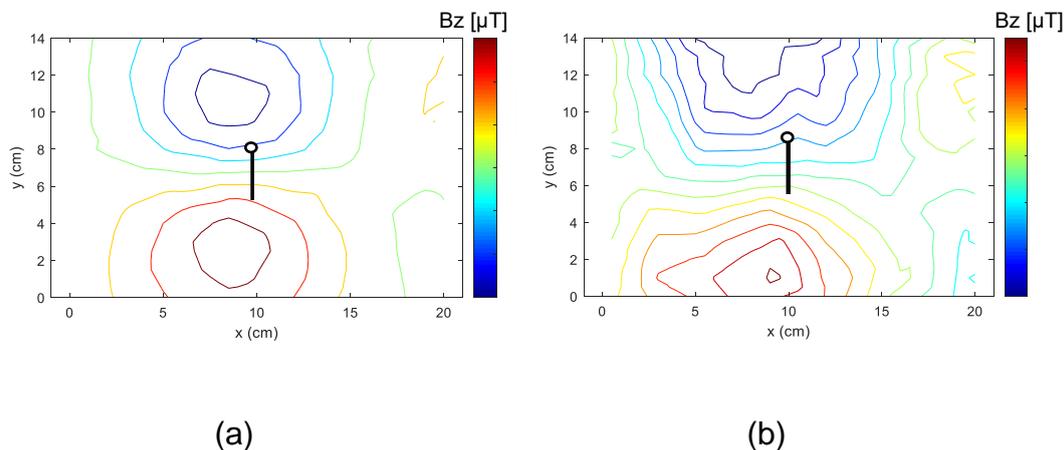


Figura 29: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 2 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

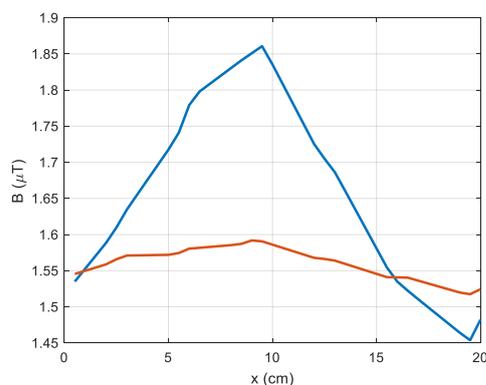


Figura 30: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 2 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

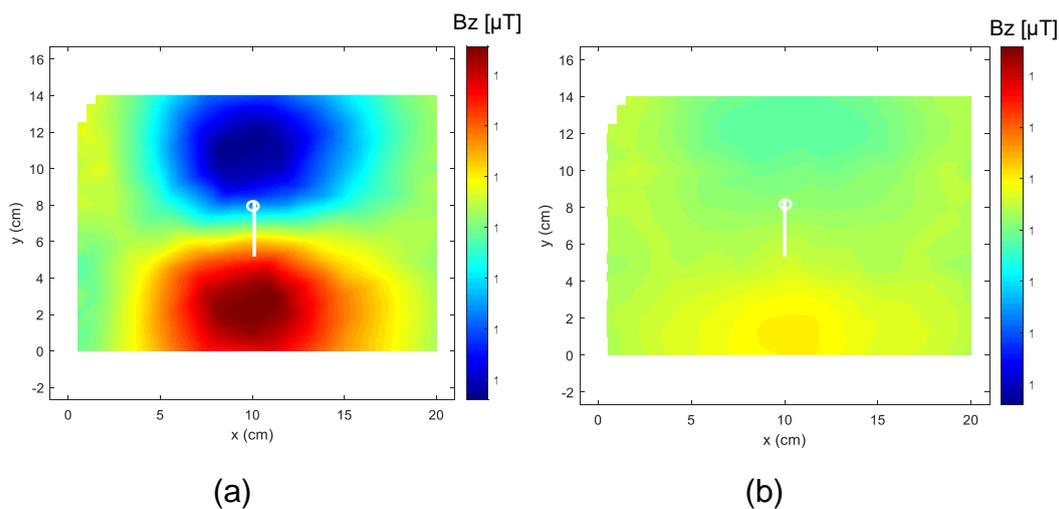


Figura 31: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 2 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

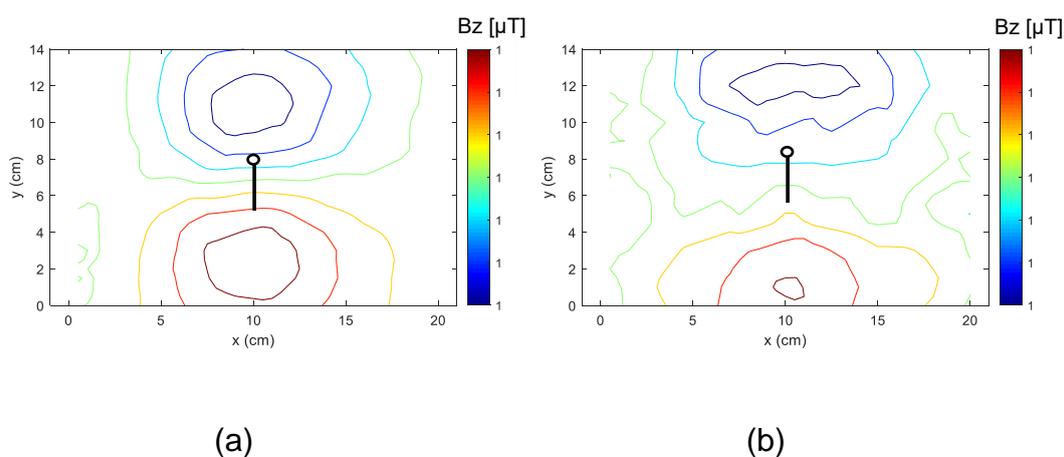


Figura 32: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 2 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

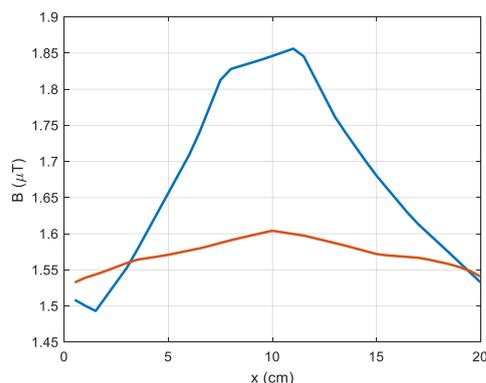


Figura 33: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 2 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

As figuras 28 e 31, mesmo utilizando o corpo estranho 2 posicionado transversalmente ao primeiro ensaio, ou seja, paralelamente ao eixo Y e transversalmente ao eixo X, também foram apresentados os dados gerados das medições ED e DE respectivamente. Também observa-se o distanciamento entre as posições dos máximos à medida que o corpo estranho se afasta do sensor. Um alargamento maior é observado quando o polo localizado no destino final do sentido da varredura é o que possui o orifício da agulha, também como o esperado.

3.3.3.

Ensaio 3

O ensaio 3 foi medido com os corpos estranhos 1 e 2 posicionados em paralelo ao eixo X e, transversal aos eixos Y e Z, por sua vez, os graus de liberdade angulares foram alterados para $\Phi = 0^\circ$, $\theta = -20^\circ$, ou seja, com o orifício da agulha localizado mais próximo do transdutor GMI e a ponta da agulha mais distante.

As figuras 34 e 35 mostram as configurações do ensaio 3 o sentido de movimentação do corpo ferromagnético, bem como a distância e posicionamento em relação à orientação do elemento sensor.

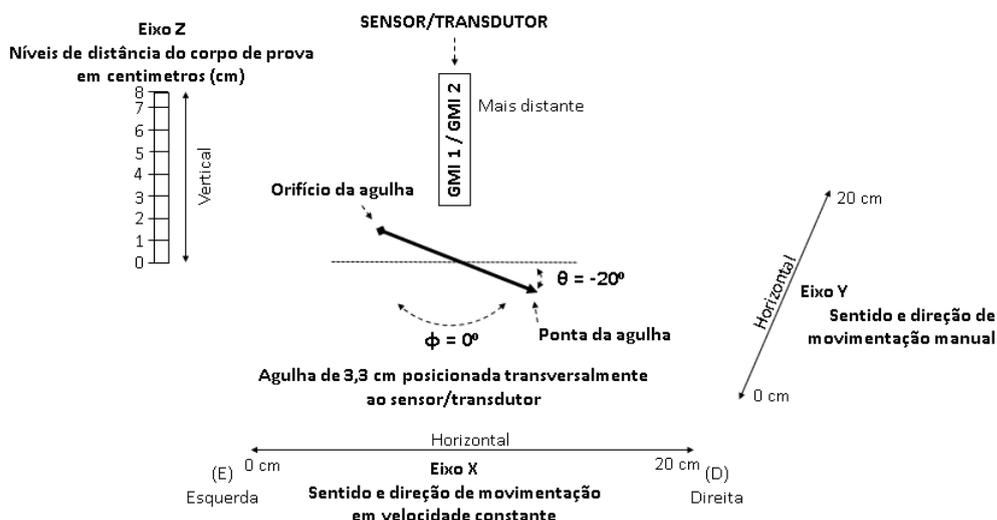


Figura 34: Representação do diagrama de montagem para as medições DE e ED com magnetômetro GMI, durante o ensaio 3.

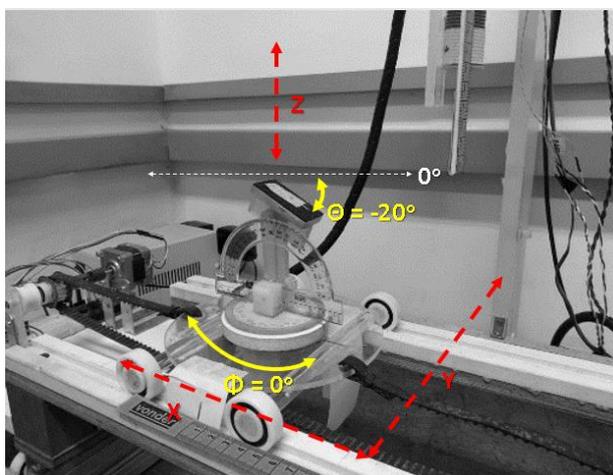


Figura 35: Imagem real representando os ajustes dos graus de liberdade (GDL) e o porta amostras localizado em (X_i, Y_i, Z_i) e $(\Phi_i = 0^\circ, \theta = -20^\circ)$, durante o ensaio 3.

Os dados coletados para os mapas magnéticos do corpo estranho 1 com a parametrização referente ao ensaio 3, foram processados com o auxílio do software Matlab® deslocamento da esquerda para a direita (ED). As figuras 36, 37 e 38, respectivamente mapa de cor, curvas de nível e densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm. Por sua vez, as figuras 39, 40 e 41 apresentam os resultados correspondentes ao deslocamento da direita para esquerda (DE).

O corpo estranho 1 (agulha magnetizada) encontra-se representado nos gráficos em uma posição real, em relação ao sistema de medição

desenvolvido. A localização está referenciada nos eixos X e Y em centímetros (cm) e a componente z da densidade de fluxo magnético está em representado em microtesla (μT).

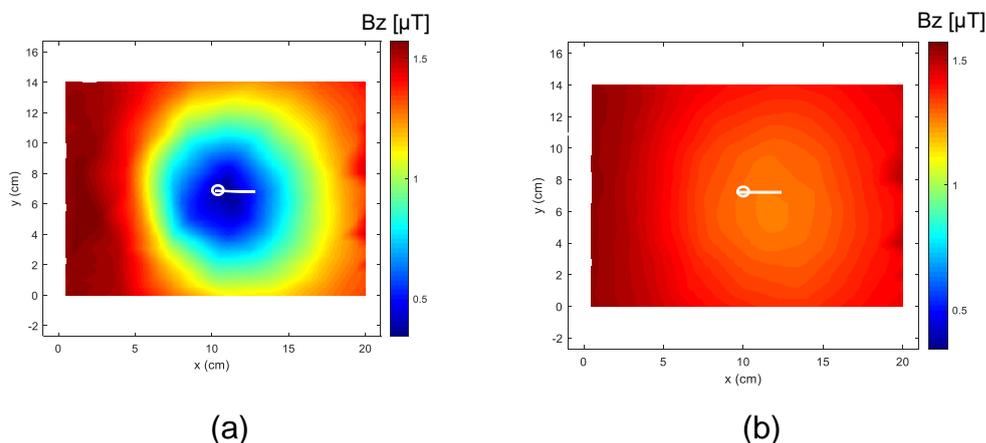


Figura 36: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 3 com corpo estranho 1 (agulha magnetizada).

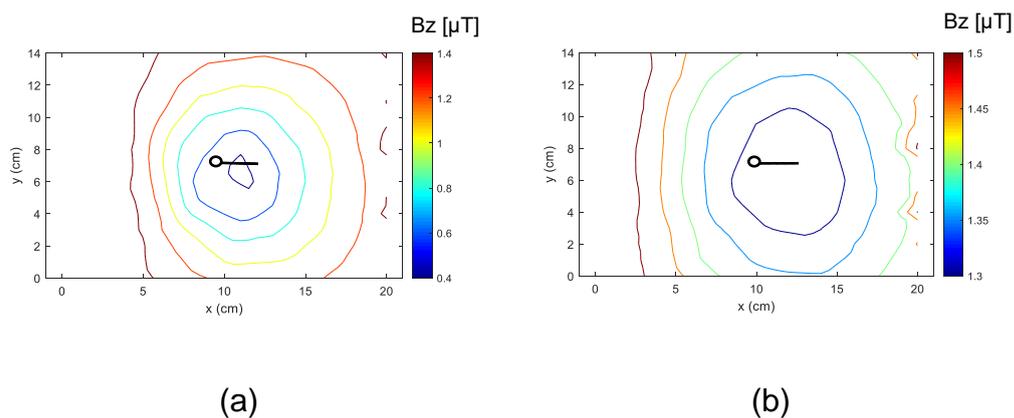


Figura 37: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 3 com corpo estranho 1 (agulha magnetizada).

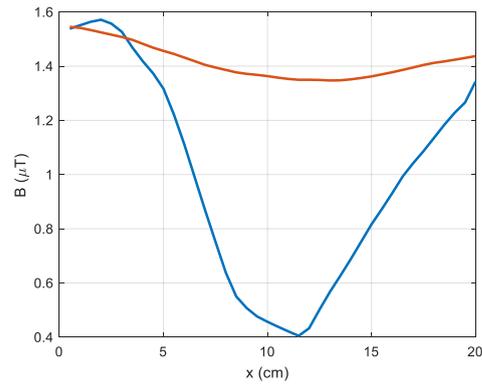


Figura 38: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 3 com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).

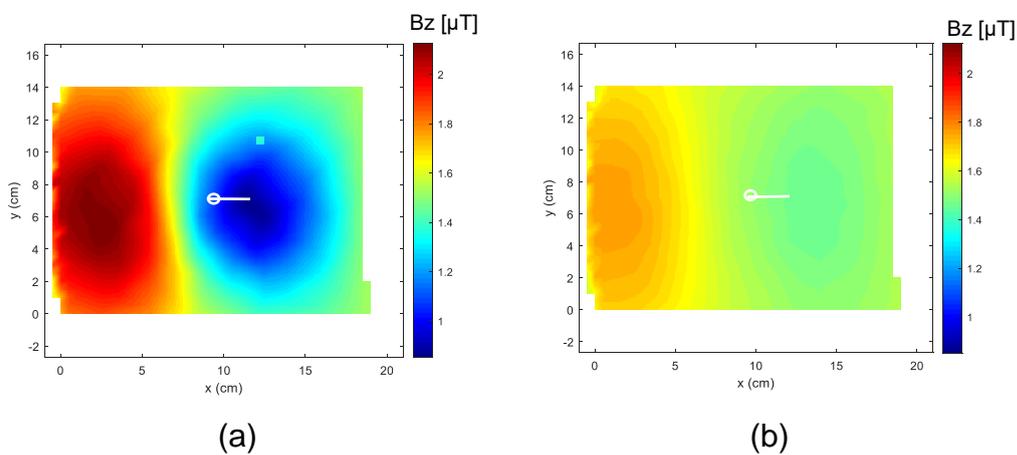


Figura 39: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 3 com corpo estranho 1 (agulha magnetizada).

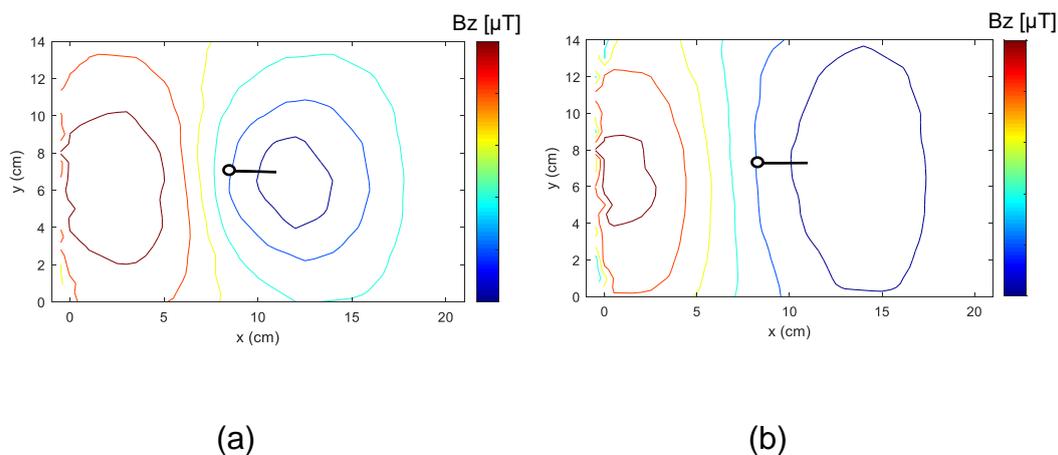


Figura 40: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 3 com corpo estranho 1 (agulha magnetizada).

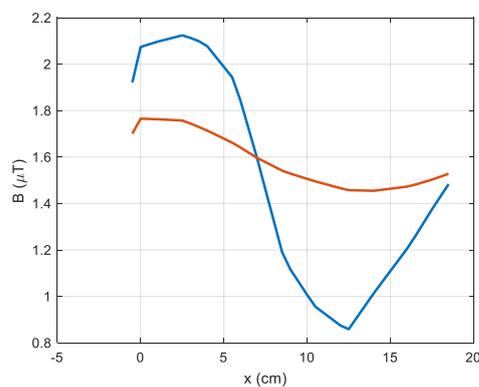


Figura 41: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 3 com corpo estranho 1 (Agulha magnetizada).

As figuras 36 e 39 (ensaio 3), apresentando os dados gerados das medições ED e DE respectivamente para o corpo estranho 1, com a maior inclinação, tende-se a uma configuração monopolar, cuja configuração também resulta em maior distribuição espacial para um mesmo nível de amplitude, à medida que aumenta a distância da fonte ao sensor.

Ainda com a parametrização referente ao ensaio 3, foram desenvolvidos novos mapas magnéticos medidos para o corpo estranho 2, o deslocamento da esquerda para a direita (ED), estão apresentados na figura 42 (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante), respectivamente mapa de cor, curvas de nível e densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm. A figura 43 (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante). A figura 44 representa a sobreposição da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm de com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 3 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada). Por sua vez, as figuras 45, 46 e 47 apresentam os resultados correspondentes ao deslocamento da direita para esquerda (DE).

O corpo estranho 2 (agulha não magnetizada) encontra-se representado nos gráficos em uma posição real, em relação ao sistema de medição desenvolvido. A localização está referenciada nos eixos X e Y em centímetros (cm) e a componente z da densidade de fluxo magnético em microtesla (μT).

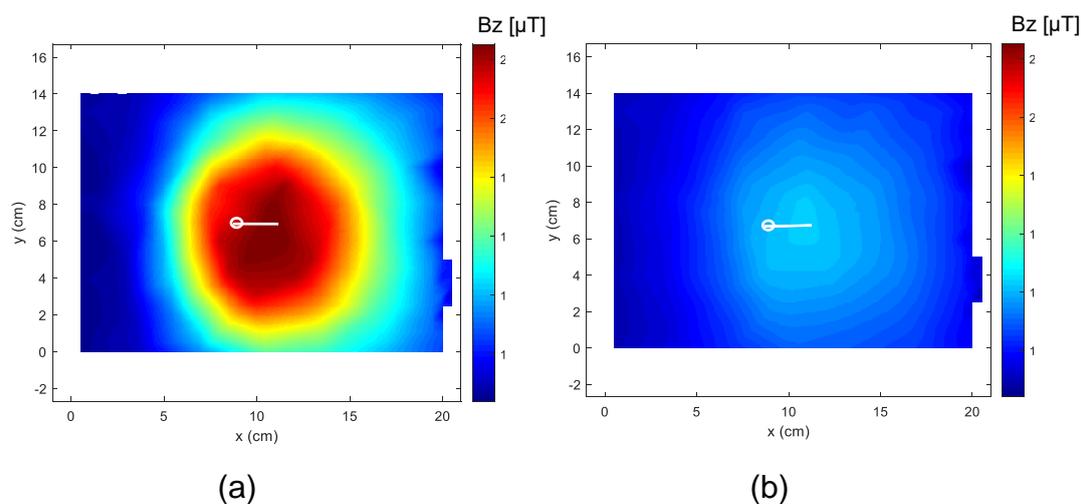


Figura 42: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 3 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

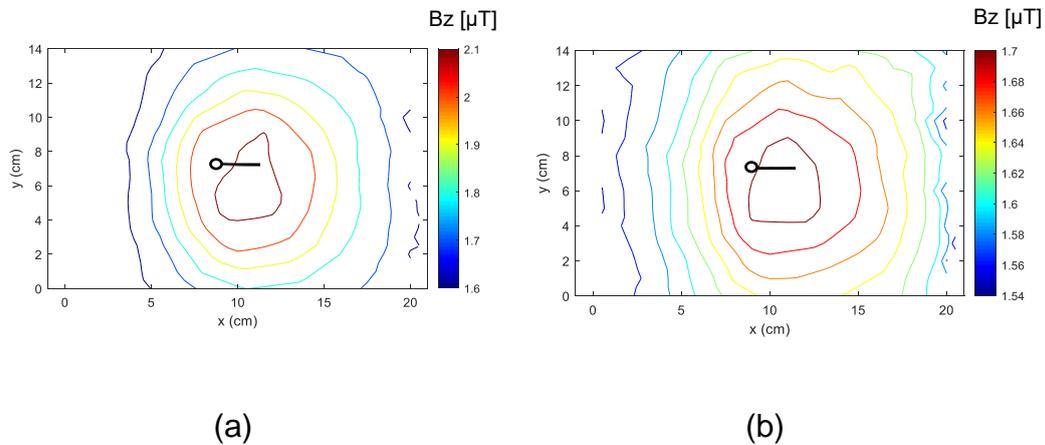


Figura 43: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 3 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

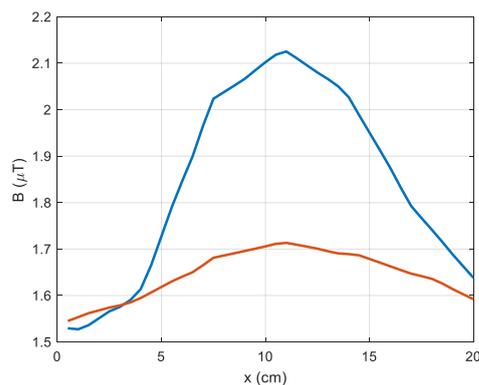


Figura 44: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições ED (da esquerda para a direita) no ensaio 3 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

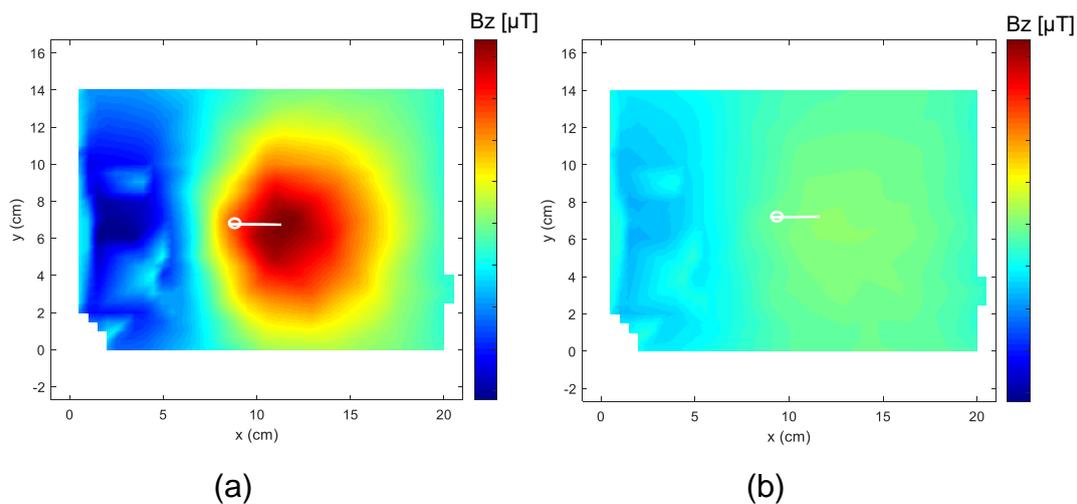


Figura 45: Representação do gráfico mapa de cor da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 3 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

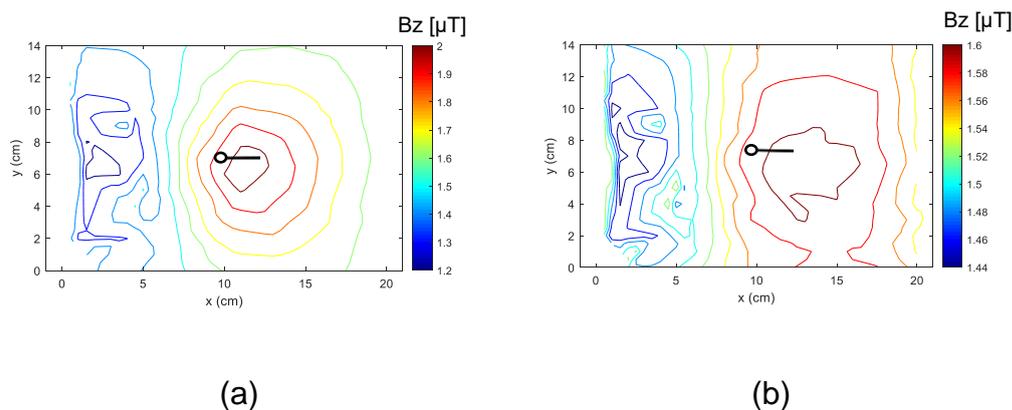


Figura 46: Representação do gráfico de contorno (curvas de nível) da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com (a) GMI 1 (mais próximo) e (b) GMI 2 (mais distante) gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 3 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

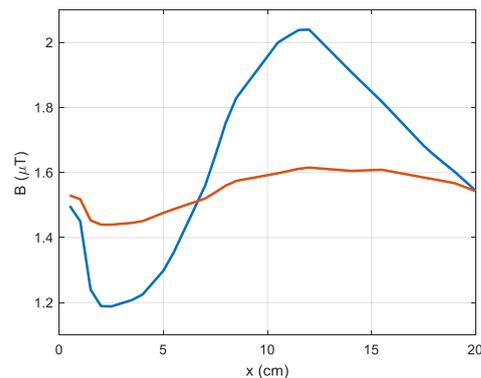


Figura 47: Representação da sobreposição da componente z da densidade de fluxo magnético medido ao longo de x para $y = 7,5$ cm, com os sensores GMI 1 (mais próximo) na cor azul e GMI 2 (mais distante) na cor vermelha, gerando os dados das medições DE (da direita para a esquerda) no ensaio 3 com corpo estranho 2 (agulha não magnetizada).

As figuras 42 e 45, também apresentando os dados das medições ED e DE respectivamente para o corpo estranho 2, com a maior inclinação, tende-se a uma configuração monopolar, cuja configuração também resulta em maior distribuição espacial para um mesmo nível de amplitude, à medida que aumenta a distância da fonte ao sensor.

3.4

Análise dos resultados experimentais

Com o sistema automatizado em utilização, a configuração do campo magnético gerado por um objeto metálico ferromagnético foi possível ser demonstrada, utilizando uma agulha de costura de 3,3 cm de comprimento, disposta em diferentes localizações com orientações lineares e angulares distintas.

Analisando as imagens geradas, observa-se que o campo magnético gerado pela amostra ainda é percebido no sensor mais distante (GMI 2) posicionado a 10 cm do corpo estranho, indicando que, para produzir imagens resultantes da montagem do transdutor em configuração gradiométrica, uma maior distância entre sensores seria mais vantajosa.

Por outro lado, os resultados da medição utilizando unicamente o sensor mais próximo (GMI 1), posicionado a 7,5 cm do corpo estranho já se mostraram adequados para a caracterização da configuração dos mapas da distribuição da densidade de fluxo magnético em função da posição do corpo estranho.

A medições da densidade de fluxo magnético foram realizadas varrendo nos dois sentidos, Esquerda-Direita (ED), ou seja, partindo de -X, ou no sentido oposto, Direita-Esquerda (DE). Com isso, pode-se avaliar o conflito do sentido do movimento de varredura na forma do mapa. Observou-se um estreitamento na distribuição do campo magnético associado à região onde se inicia a varredura. Por sua vez, a área de campo do polo magnético que se localiza na região de destino da varredura foi ampliada. Aparentemente, um alargamento maior é observado quando o polo localizado no destino final do sentido da varredura é o que possui o orifício da agulha.

4

Desenvolvimento e Validação do Modelo Computacional

Os modelos teóricos auxiliam no entendimento dos fenômenos estudados e possibilitam antecipar análises de resultados obtidos em ensaios experimentais. Com base neste entendimento foi desenvolvida uma série de modelagens computacionais do campo magnético gerado por uma agulha retilínea, permitindo que diferentes cenários fossem investigados. As modelagens propostas neste capítulo 4 objetivam reproduzir o comportamento da densidade de fluxo magnético gerado por esta fonte de campo magnético.

4.1

Campo Magnético de uma Agulha Retilínea

Com o objetivo de simular o comportamento da densidade de fluxo magnético gerada por uma fonte linear extensa, como o produzido por uma agulha retilínea de material ferromagnético, representou-se sua orientação espacial conforme apresentado na figura 48, de forma paralela ao plano X-Y .

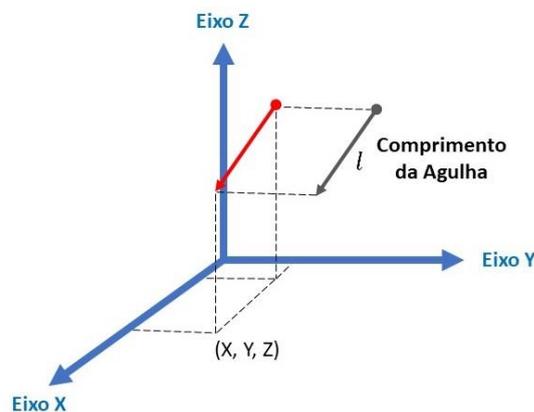


Figura 48: Posicionamento, orientação e comprimento (l) da agulha (vermelho).

Idealizou-se a agulha como sendo uma fonte uniformemente magnetizada ao longo do seu comprimento, ou seja, composta por vários

dipolos magnéticos unitários orientados na mesma direção que a agulha conforme abordagem adotada por [MONTEIRO *et al.* 2000 e MEDINA *et al.* 2017].

Desta forma, de acordo com as leis de Maxwell (mais especificamente com a lei de Gauss para campo magnético estático), pode-se escrever que o divergente da densidade de fluxo magnético (\vec{B}) é igual a zero:

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (4.1)$$

Logo, a densidade de fluxo magnético pode ser obtida por meio do rotacional de um campo vetorial \vec{A} , que é denominado de potencial vetor magnético:

$$\vec{B} = \nabla \times \vec{A} \quad (4.2)$$

O potencial vetor magnético para um dipolo pode ser representado pela equação (4.3), considerando a permeabilidade magnética (μ), o momento do dipolo magnético (\vec{m}) e a posição de medição do campo magnético (\vec{r}).

$$\vec{A} = \frac{\mu}{4\pi} \left(\frac{\vec{m} \times \vec{r}}{|\vec{r}|^3} \right) \quad (4.3)$$

Assim, para calcular a densidade de fluxo magnético de um dipolo basta substituir a equação (4.3) na (4.2), obtendo

$$\vec{B} = \frac{\mu}{4\pi} \left[\nabla \times \left(\frac{\vec{m} \times \vec{r}}{|\vec{r}|^3} \right) \right] \quad (4.4)$$

Em seguida utilizando a identidade de cálculo vetorial descrita na equação 4.5, pode-se reescrever a equação (4.4) como se segue:

$$\nabla \times (C \times D) = C (\nabla \cdot D) - D (\nabla \cdot C) + C (D \cdot \nabla) - D (C \cdot \nabla) \quad (4.5)$$

$$\vec{B} = \frac{\mu}{4\pi} \left[\vec{m} \left(\nabla \cdot \frac{\vec{r}}{|\vec{r}|^3} \right) - \frac{\vec{r}}{|\vec{r}|^3} (\nabla \cdot \vec{m}) + \vec{m} \left(\frac{\vec{r}}{|\vec{r}|^3} \cdot \nabla \right) - \frac{\vec{r}}{|\vec{r}|^3} (\vec{m} \cdot \nabla) \right] \quad (4.6)$$

Já que \vec{m} (vetor magnetização) é independente dos eixos de coordenadas, pode-se reescrever a densidade de fluxo magnético da seguinte forma:

$$\vec{B} = -\frac{\mu}{4\pi} \left[\frac{\vec{r}}{|\vec{r}|^3} (\vec{m} \cdot \nabla) \right] \quad (4.7)$$

Trabalhando matematicamente a equação (4.7), chega-se à Lei de *Biot-Savart* para um dipolo magnético, descrita pela equação (4.8), considerando a permeabilidade magnética no vácuo (μ_0):

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \left[\frac{3[\vec{m} \cdot \vec{r}]\vec{r}}{|\vec{r}|^5} - \frac{\vec{m}}{|\vec{r}|^3} \right] \quad (4.8)$$

De forma a simplificar o problema, considera-se que o vetor momento magnético tem magnetização somente ao longo do eixo X ($\vec{m} = (m, 0, 0)$). Descrevem também que o vetor posição de observação da densidade de fluxo magnético seja dado por $\vec{r} = (x, y, z)$ e que $\vec{r}_0 = (x_0, 0, 0)$ seja o vetor de posição do dipolo unitário (centro geométrico da agulha). Dessa forma, podem-se escrever as seguintes relações em função das coordenadas cartesianas:

$$|\vec{r} - \vec{r}_0| = \sqrt{(x - x_0)^2 + y^2 + z^2} \quad (4.9)$$

$$m \cdot (\vec{r} - \vec{r}_0) = m(x - x_0) \quad (4.10)$$

Substituindo as equações (4.9) e (4.10) na equação (4.8), determinam-se as três componentes cartesianas da densidade de fluxo magnético de um dipolo magnético, incluindo a permeabilidade magnética no vácuo (μ_0):

$$B_x(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi} \left[\frac{3(z - z_0)x}{(x^2 + y^2 + (z - z_0)^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.11)$$

$$B_y(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi} \left[\frac{3(z - z_0)y}{(x^2 + y^2 + (z - z_0)^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.12)$$

$$B_z(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi} \left[\frac{2(z - z_0)^2 - x^2 - y^2}{(x^2 + y^2 + (z - z_0)^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.13)$$

Uma vez que a magnetização de um material ferromagnético é proporcional ao vetor de magnetização, é conveniente reescrever o momento de dipolo magnético por meio da densidade magnética ($\vec{M} = d\vec{m}/dV$, onde V é o volume). Por sua vez, considera-se a agulha como unidimensional ao longo do seu comprimento (l) no eixo z , então $d\vec{m} = \vec{M}adz_0$, sendo que a , área da seção reta do material ferromagnético, e M são constantes. Dessa forma, integrando as equações (4.11), (4.12) e (4.13) ao longo do comprimento da agulha (l), obtém-se as equações que descrevem a densidade de fluxo magnético gerada por uma agulha magnetizada (por componente cartesiano), conforme descrito por:

$$B_x(x, y, z) = \frac{\mu_0 Ma}{4\pi} \int_{z_0-l/2}^{z_0+l/2} \frac{3(z-z_0)x}{(x^2 + y^2 + (z-z_0)^2)^{3/2}} dz_0 \quad (4.14)$$

$$B_y(x, y, z) = \frac{\mu_0 Ma}{4\pi} \int_{z_0-l/2}^{z_0+l/2} \frac{3(z-z_0)y}{(x^2 + y^2 + (z-z_0)^2)^{3/2}} dz_0 \quad (4.15)$$

$$B_z(x, y, z) = \frac{\mu_0 Ma}{4\pi} \int_{z_0-l/2}^{z_0+l/2} \frac{2(z-z_0)^2 - x^2 - y^2}{(x^2 + y^2 + (z-z_0)^2)^{3/2}} dz_0 \quad (4.16)$$

Após a integração ao longo do comprimento da agulha, volta-se a considerar o momento de dipolo magnético, substituindo-se Ma por m/l . Consequentemente:

$$B_x(x, y, z) = \frac{\mu_0 mx}{4\pi l} \left[\frac{1}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 - \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} - \frac{1}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 + \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} \right] \quad (4.17)$$

$$B_y(x, y, z) = \frac{\mu_0 my}{4\pi l} \left[\frac{1}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 - \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} - \frac{1}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 + \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} \right] \quad (4.18)$$

$$B_z(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi l} \left[\frac{z - z_0 - \frac{l}{2}}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 - \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} - \frac{z - z_0 + \frac{l}{2}}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 + \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} \right] \quad (4.19)$$

Com as equações (4.17), (4.18) e (4.19), já é possível calcular as 3 componentes da densidade de fluxo magnético de uma agulha em um plano de medição.

4.1.1 Campo Magnético de uma Agulha Retilínea com Orientação Variável

Objetivando tornar a simulação mais realista, considerando as possibilidades de posicionamento que um corpo estranho pode apresentar no organismo humano, foram incorporadas ao modelo condições iniciais menos restritivas. Assim, o momento do dipolo magnético foi considerado nas 3 componentes cartesianas. De modo que $\vec{m} = (m_x, m_y, m_z) = m_r \hat{r}$, onde \hat{r} é a direção do vetor unitário no sistema cartesiano. Considerando-se ainda um ângulo θ de inclinação da agulha em relação ao plano horizontal, e um ângulo Φ de rotação em torno do eixo Z, conforme ilustrado na Figura 48, pode-se rotacionar o sistema de coordenadas por meio das equações:

$$\begin{cases} x = x \cdot \cos\theta \cdot \cos\Phi \\ y = y \cdot \cos\theta \cdot \sin\Phi \\ z = z \cdot \sin\theta \end{cases}$$

(4.20)

Dessa forma, com base nas equações (4.20) e conhecendo-se a equação (4.8), segue-se o mesmo entendimento demonstrado anteriormente, e determina-se, novamente as componentes de densidade de fluxo magnético, de um dipolo infinitesimal, no novo sistema de referência de acordo com:

$$B_x(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi} \left[\frac{3x(x \cos\theta \cos\Phi + y \cos\theta \sin\Phi + z \sin\theta)}{(x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{5}{2}}} - \frac{\cos\theta \cos\Phi}{(x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.21)$$

$$B_y(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi} \left[\frac{3y(x \cos\theta \cos\Phi + y \cos\theta \sin\Phi + z \sin\theta)}{(x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{5}{2}}} - \frac{\cos\theta \sin\Phi}{(x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.22)$$

$$B_z(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi} \left[\frac{3z(x \cos\theta \cos\Phi + y \cos\theta \sin\Phi + z \sin\theta)}{(x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{5}{2}}} - \frac{\sin\theta}{(x^2 + y^2 + z^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.23)$$

Conseqüentemente, evidenciam-se a influência dos ângulos de rotação do dipolo nas equações (4.21), (4.22) e (4.23). Por sua vez, é possível interpretar o vetor densidade de fluxo magnético como:

$$\vec{B} = (B_x, B_y, B_z) \quad (4.24)$$

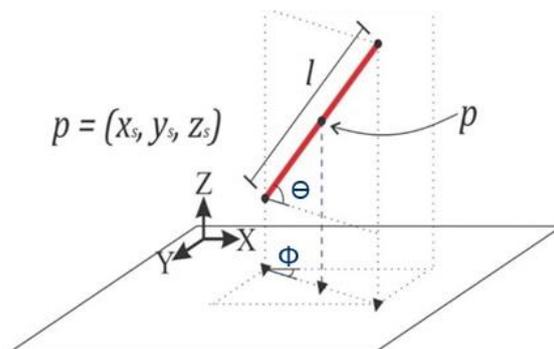


Figura 49: Ângulos de inclinação da agulha, sendo p o ponto central da agulha e l o comprimento.

Por sua vez, as equações (4.25), (4.26) e (4.27), mostram como é afetado cada eixo no espaço ao integrar ao longo do comprimento da agulha (l), considerando-se os ângulos de inclinação [Huacasi, 2018].

$$\vec{B}|_x = \left(\int_{x_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\Phi}^{x_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\Phi} B_x dx_0, \int_{x_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\Phi}^{x_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\Phi} B_y dx_0, \int_{x_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\Phi}^{x_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\Phi} B_z dx_0 \right) \quad (4.25)$$

$$\vec{B}|_y = \left(\int_{y_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\Phi}^{y_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\Phi} B_x dy_0, \int_{y_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\Phi}^{y_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\Phi} B_y dy_0, \int_{y_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\Phi}^{y_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\Phi} B_z dy_0 \right) \quad (4.26)$$

$$\vec{B}|_z = \left(\int_{z_0 - (\frac{l}{2})\sin\theta}^{z_0 + (\frac{l}{2})\sin\theta} B_x dz_0, \int_{z_0 - (\frac{l}{2})\sin\theta}^{z_0 + (\frac{l}{2})\sin\theta} B_y dz_0, \int_{z_0 - (\frac{l}{2})\sin\theta}^{z_0 + (\frac{l}{2})\sin\theta} B_z dz_0 \right) \quad (4.27)$$

Logo, implementa-se na equação (4.28) a influência da inclinação em cada eixo, para as três componentes.

$$\vec{B}|_{xyz} = \cos\alpha\cos\Phi \left(\vec{B}|_x \right) + \cos\alpha\sin\Phi \left(\vec{B}|_y \right) + \sin\theta \left(\vec{B}|_z \right) \quad (4.28)$$

Conseqüentemente, chega-se às equações (4.29), (4.30) e (4.31), as quais foram incorporadas em uma rotina, desenvolvida em Matlab®,

para gerar simulações da componente da densidade de fluxo magnético de um corpo estranho ferromagnético de dimensões lineares, como uma agulha retilínea.

$$\overline{B_x} = \cos\theta \cos\phi \int_{x_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\phi}^{x_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\phi} B_x dx_0 + \cos\theta \sin\phi \int_{y_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\phi}^{y_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\phi} B_x dy_0 + \sin\phi \int_{z_0 - (\frac{l}{2})\sin\phi}^{z_0 + (\frac{l}{2})\sin\phi} B_x dz_0 \quad 4.29$$

$$\overline{B_y} = \cos\theta \cos\phi \int_{x_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\phi}^{x_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\phi} B_y dx_0 + \cos\theta \sin\phi \int_{y_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\phi}^{y_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\phi} B_y dy_0 + \sin\phi \int_{z_0 - (\frac{l}{2})\sin\phi}^{z_0 + (\frac{l}{2})\sin\phi} B_y dz_0 \quad 4.30$$

$$\overline{B_z} = \cos\theta \cos\phi \int_{x_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\phi}^{x_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\cos\phi} B_z dx_0 + \cos\theta \sin\phi \int_{y_0 - (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\phi}^{y_0 + (\frac{l}{2})\cos\theta\sin\phi} B_z dy_0 + \sin\phi \int_{z_0 - (\frac{l}{2})\sin\phi}^{z_0 + (\frac{l}{2})\sin\phi} B_z dz_0 \quad 4.31$$

4.2

Modelagem do Campo medido pelo elemento Sensor GMI

Com base no sistema de medição anteriormente apresentado, foi desenvolvido um modelo computacional em Matlab para descrever o comportamento da densidade de fluxo magnético no espaço, devido à presença de uma fonte linear extensa de campo magnético. A simulação considera diferentes atributos como: os ângulos θ e Φ , ilustrados na figura 5, o tamanho da fonte retilínea de campo magnético (corpo estranho) e sua posição espacial.

A simulação foi implementada de forma a permitir alterar diferentes atributos (posicionamento, tamanho e orientação angular) para as fontes magnéticas, fornecendo um amplo e completo conjunto de avaliações que demandariam um tempo muito longo caso tivessem obtidas por meio de ensaios experimentais.

4.3

Modelagem do Sistema de Medição

O diagrama de blocos a da figura 50 apresenta o passo a passo da criação da modelagem do sistema de aquisição, desde a aquisição dos

dados via LabView até a Modelagem do sistema de medição já com os ajustes necessários dos atributos angulares.

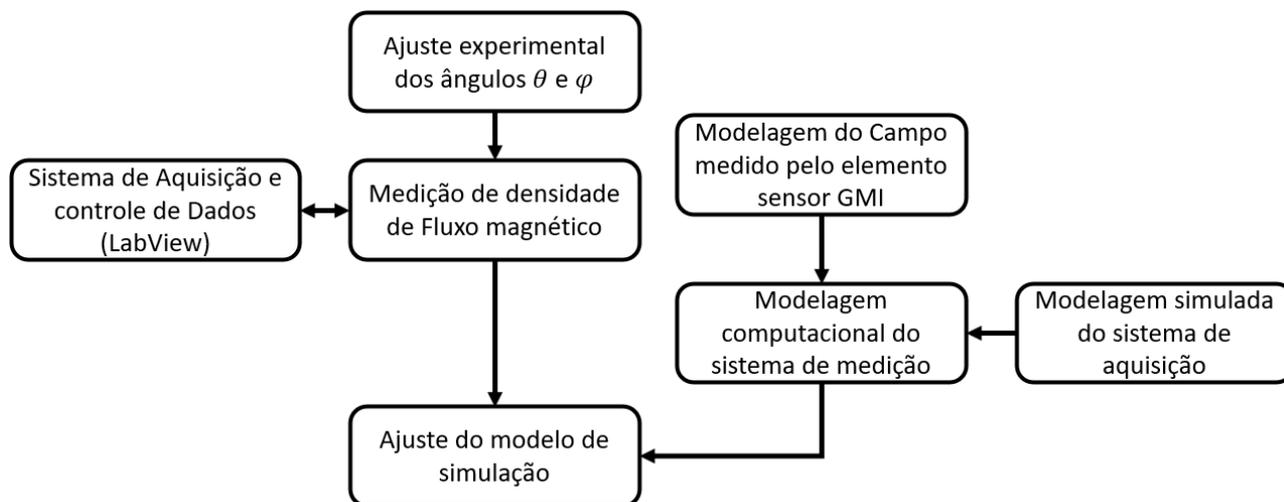


Figura 50: Diagrama de blocos do sistema de aquisição.

Inicialmente, desenvolveu-se um *script* em Matlab® chamado “campo_dipolo” para geração de valores de densidade de fluxo magnético (B) em função das posições no espaço (X, Y, Z) e do valor do vetor momento magnético, como descrito nas equações (4.11), (4.12) e (4.13).

Na sequência, implementou-se o *script* “campo_agulha”, também em Matlab®, que incorpora o *script* “campo_dipolo”, introduzindo atributos de comprimento e ângulo (Θ e Φ) através da equação (4.20), representando a solução das equações (4.29), (4.30) e (4.31). O programa considera a frequência de amostragem da placa de aquisição utilizada nas medições experimentais (50 kHz), considerando-se também à velocidade de varredura experimental (17 cm/s), para definição dos pontos no eixo X que são mapeados. Assim, a frequência de amostragem espacial empregada foi de 0,00034 cm, correspondente à razão entre a velocidade de varredura (17 cm/s) e a frequência de aquisição (50 kHz).

Por sua vez, o *script* “campo_GMI” incorpora o que foi desenvolvido nos *scripts* “campo_dipolo” e “campo_agulha”, além de realizar uma média de 10000 pontos e depois uma decimação do mesmo número de pontos. A média móvel de 10000 pontos seguida da decimação reduz a frequência de amostragem espacial efetiva para 3 pontos por centímetro, resultando em um intervalo espacial de amostragem de 3,4 cm. Uma vez que o corpo

está em movimento durante a medição experimental, esse procedimento acaba provocando um efeito de média móvel (um filtro passa-baixa, com frequência de corte de 5 Hz). O *script* “campo_GMI” possibilita simular o comportamento do sensor GMI utilizado nas medições experimentais, possibilita medições da variação de densidade de fluxo magnético, necessitando realizar a medição de campos estáticos com o sistema de medição ou a fonte magnética em movimento.

4.4

Validação do modelo computacional

De forma a validar o modelo computacional, utilizou-se como referência a densidade de fluxo magnético gerada por uma fonte magnética (agulha), medida por ensaios experimentais. Neste intuito, foram feitos três ensaios experimentais, utilizando o corpo estranho 1 (3,3 cm de comprimento), localizado a 7,5 cm de distância do sensor GMI1 (sensor mais próximo), em todas as medições ao longo do eixo X, a uma velocidade aproximadamente constante de 17 cm/s.

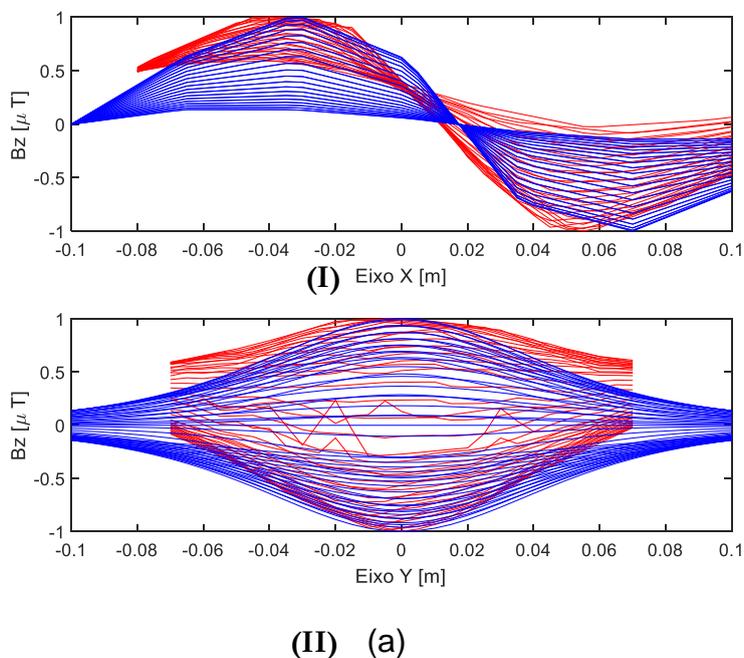
Em cada um dos três ensaios da validação, em uma primeira etapa, foram impostas condições iniciais idênticas às dos ensaios experimentais utilizando o sistema de medição, descritos no capítulo 3. Na sequência, uma segunda etapa, realizou-se um procedimento de ajuste dos atributos angulares Θ e Φ da simulação. Este ajuste foi realizado visando minimizar as discrepâncias existentes entre o que foi observado nos ensaios experimentais e o que foi simulado nas mesmas condições. Dessa forma, foi variado os valores dos ângulos Θ e Φ em torno dos seus valores conhecidos. Após este procedimento foi calculando o erro entre a resposta simulada e o que foi medido, ajustando os atributos angulares pelo de menor erro.

4.4.1

Validação com ensaio experimental 1

O primeiro ensaio simulado, cujos resultados são apresentados nas figuras 51 a 53, baseou-se nos mesmos atributos utilizados nas medições do primeiro ensaio experimental, apresentados no capítulo 3.

A figura 51 representa a sobreposição entre as componentes Z da densidade de fluxo magnético, em vermelho para o resultado experimental, e em azul para o resultado simulado; obtidos ao longo do eixo X (figura 51(I)), quanto eixo Y (figura 51(II)). Nas imagens da Figura 51 (a) a simulação se baseia nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$). Na Figura 51 (b) são apresentados os resultados após ajuste dos atributos angulares da simulação, no intuito de aproximar os resultados simulados da configuração experimental, para os ângulos $\theta = -15^\circ$ e $\phi = 0^\circ$.



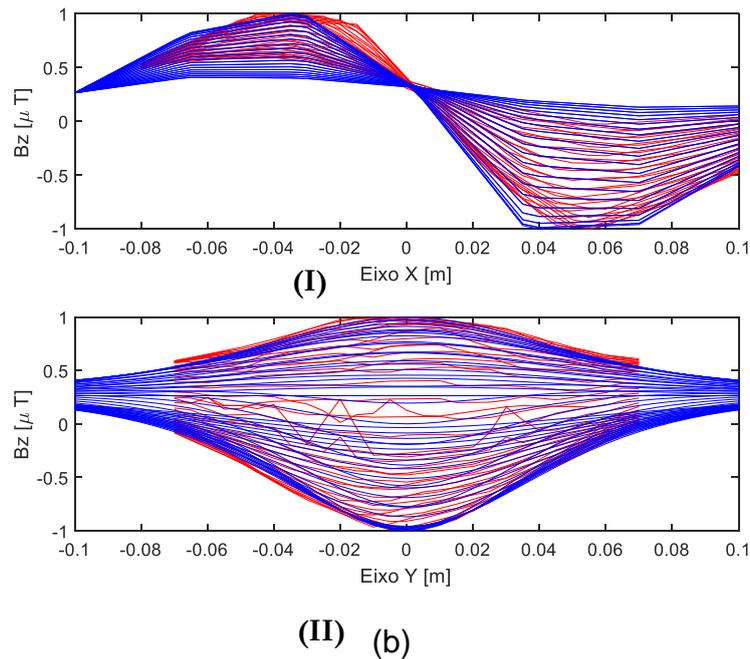
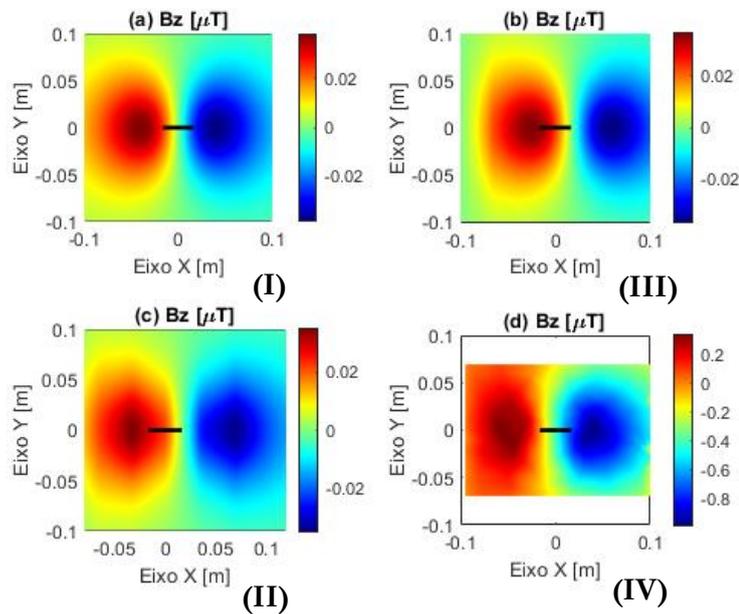
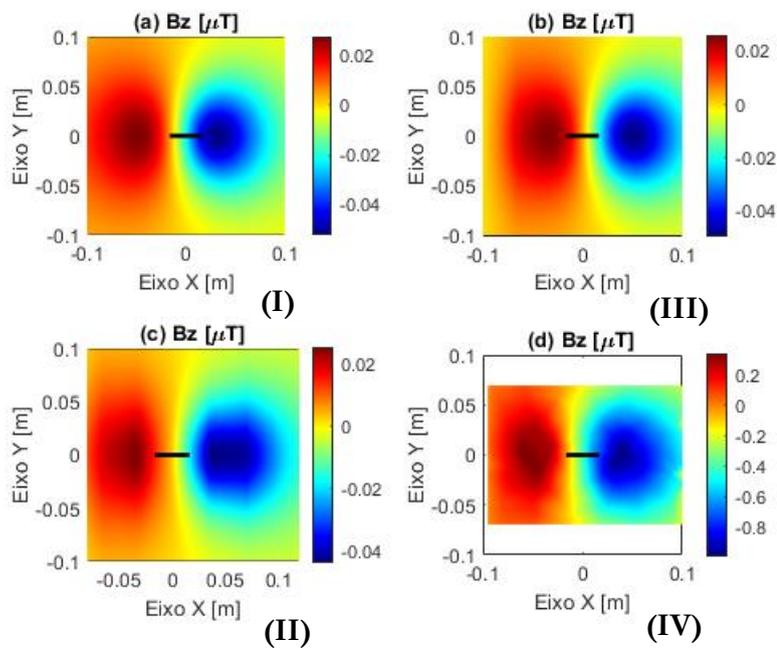


Figura 51: Sobreposição dos gráficos gerados experimentais (em vermelho) e simulados (em azul) da componente z de densidade de fluxo magnético, obtida ao longo do eixo X em (I), e em eixo Y (II), para o ensaio 1. Em (a) simulação com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), e em (b) simulação com os atributos corrigidos para se aproximar dos resultados experimentais ($\theta = -15^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$).

A figura 52 apresenta quatro mapas em mapa de cor relativos ao ensaio 1, onde o mapa (I) representa a componente z de densidade de fluxo magnético gerada pelo dipolo teórico; o mapa (II) representa o campo simulando a aquisição experimental com o sensor GMI, aplicando-se o filtro de média móvel de 10000 amostras e decimação de 10000 pontos; o mapa (III) representa a interpolação dos dados do mapa II, para melhor visualização, com um espaçamento de 5 mm em ambas as direções; e o mapa (IV) representa a componente densidade de fluxo magnético medida experimentalmente. A figura 51 (a) é associada à simulação com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), e a figura 51 (b) a simulação já com os mesmos atributos corrigidos ($\theta = -15^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), para que a configuração do mapa se aproxime do resultado obtido experimentalmente.



(a)



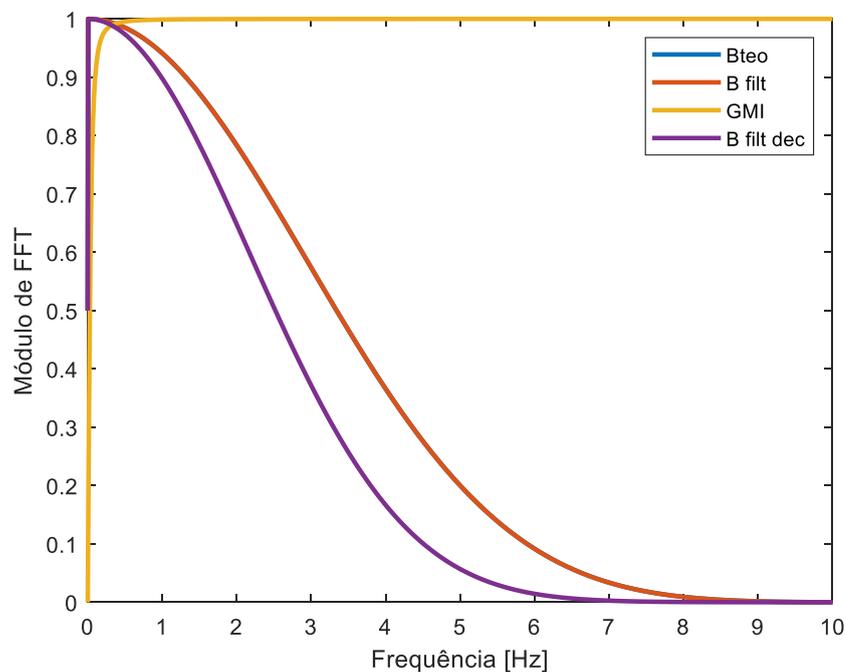
(b)

Figura 52: Representações em gráficos mapa de cor para o ensaio 1, (a) simulação com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = 0^\circ$ e $\phi = 0^\circ$), (b) simulação com os atributos corrigidos para se aproximar do experimental ($\theta = -15^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$).

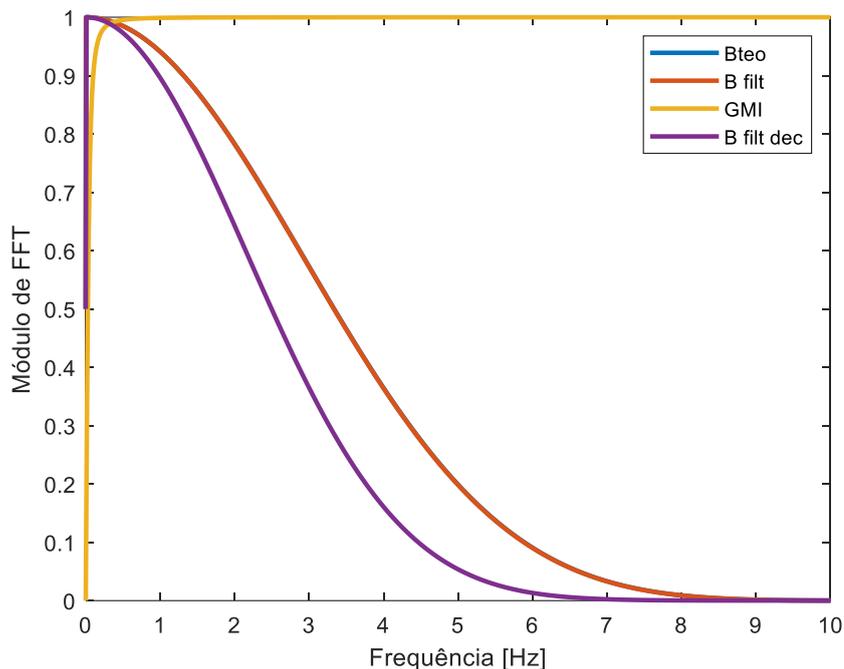
Para o mesmo, a figura 53 apresenta uma comparação de comportamento da FFT (Transformada Rápida de Fourier) entre B_{teo} , que

representa a componente z correspondente teórica da densidade de fluxo magnético teórica; B_{filt} , obtida com a aplicação do filtro de média móvel de 10000 amostras; $B_{\text{filt dec}}$, obtida aplicando-se o filtro de média móvel seguido da decimação de 10000 pontos; e GMI, que representa a resposta ideal em frequência do filtro passa alta do sensor GMI. A figura 53 (a) apresenta os resultados da simulação realizada com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* do ensaio 1 ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), e a figura 53 (b), mostra os resultados simulados utilizando os atributos corrigidos ($\theta = -15^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$).

É possível visualizar que a componente densidade de fluxo magnético com aplicação do filtro de média móvel (B_{filt}) basicamente não sofre alteração em relação à componente da densidade de fluxo magnético teórica (B_{teo}), visto que estão sobrepostas na figura 53, indicando não haver impacto significativo com a aplicação do filtro para as condições do ensaio 1.



(a)



(b)

Figura 53: Comportamento da FFT para os resultados do ensaio 1, (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), (b) simulação com os atributos corrigidos ($\theta = -15^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$). B_{teo} = Teórico, B_{filt} = Simulação com filtro de média móvel, $B_{filt\ dec}$ = Simulação com filtro de média móvel e decimação, GMI = filtro passa alta utilizado no sensor GMI.

4.4.2

Validação com ensaio experimental 2

O segundo ensaio simulado baseou-se nos mesmos atributos utilizados nas medições do segundo ensaio experimental, apresentados no capítulo 3 com os ângulos $\theta = 0^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$, os resultados obtidos são apresentados nas figuras 54 a 56.

Na figura 54 apresentam-se superpostas as componentes Z da densidade de fluxo magnético, em vermelho para o resultado experimental, e em azul para o resultado simulado; obtidos tanto na figura 54 (I) ao longo do eixo X, quanto na figura 54 (II) no eixo Y. Nas imagens da Figura 54 (a) a simulação se baseia nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$). Na Figura 54 (b) são apresentados os resultados

após ajuste dos atributos angulares da simulação para $\theta = -5^\circ$ e $\phi = -90^\circ$ no intuito de aproximar os resultados simulados dos resultados experimentais.

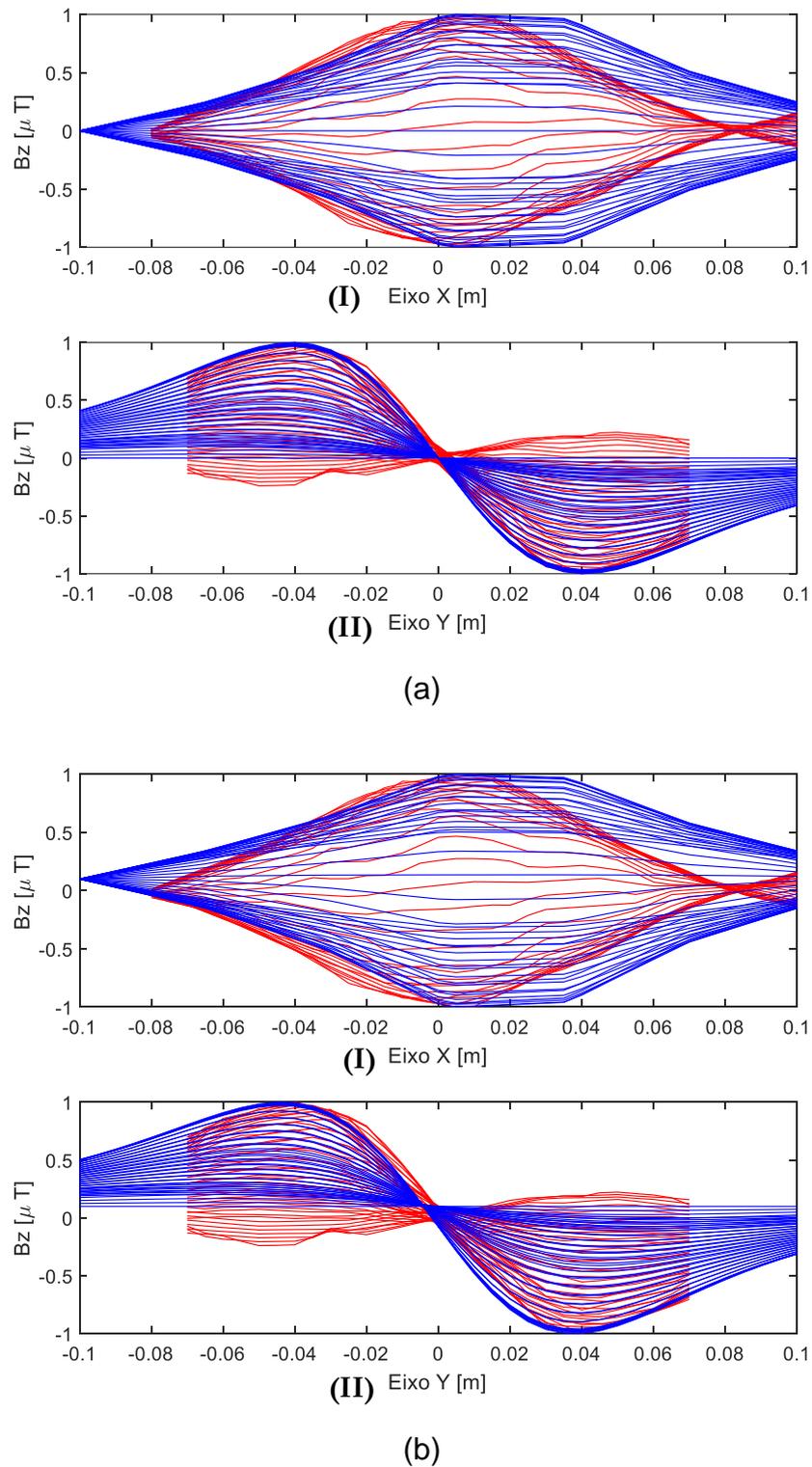
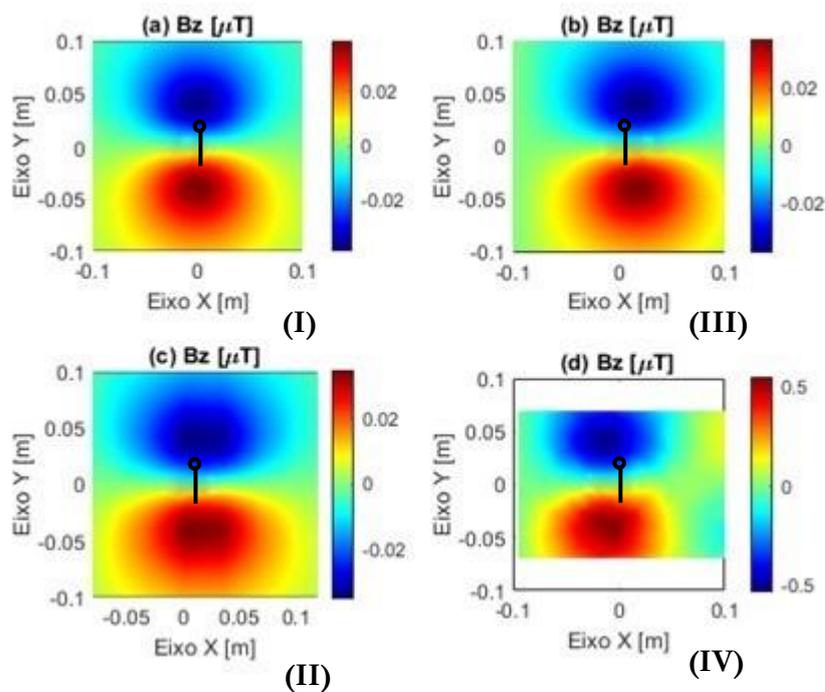


Figura 54: Sobreposição dos gráficos gerados experimentais (em vermelho) e simulados (em azul) da componente z de densidade de fluxo

magnético, obtida ao longo do eixo X em (I), e em eixo Y (II), para o ensaio 2. Em (a) simulação com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$), e em (b) simulação com os atributos corrigidos para se aproximar da configuração experimental ($\theta = -5^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$).

A figura 55 apresenta quatro mapas em mapa de cor relativos ao ensaio 2, onde o mapa (I) representa a componente z de densidade de fluxo magnético gerada pelo dipolo teórico; o mapa (II) representa a componente z de densidade de fluxo magnético simulando a aquisição experimental com o sensor GMI, aplicando-se o filtro de média móvel de 10000 amostras e decimação de 10000 pontos; o mapa (III) representa a interpolação dos dados do mapa (II), para melhor visualização, com um espaçamento de 5 mm em ambas as direções; e o mapa (IV) representa a componente Z da densidade de fluxo magnético medida experimentalmente. A figura 55 (a) associada à simulação com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$), e a figura 55 (b) a simulação com os atributos corrigidos ($\theta = -5^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$), para que a configuração do mapa se aproxime do resultado obtido experimentalmente.



(a)

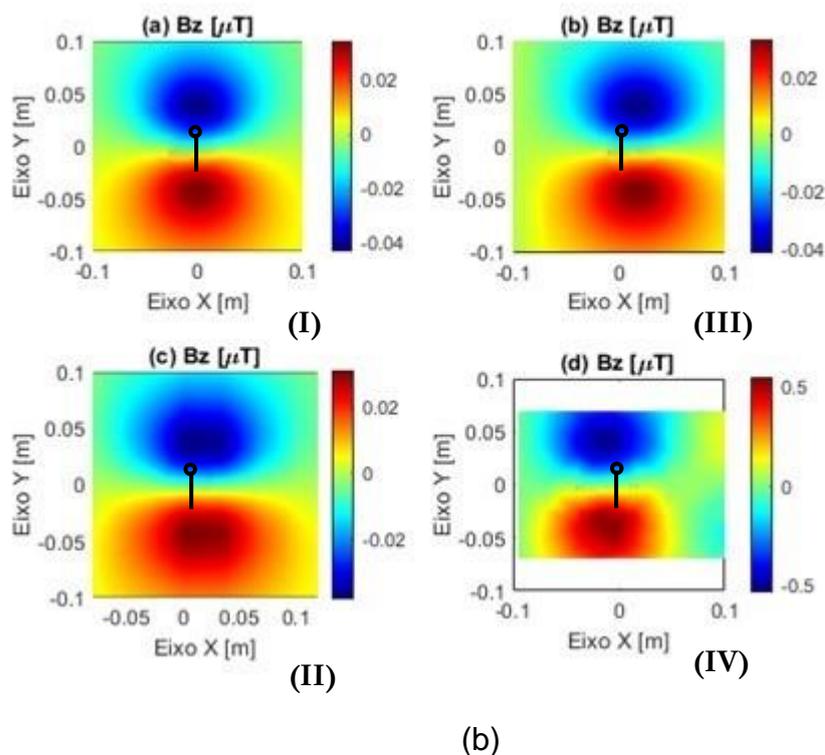
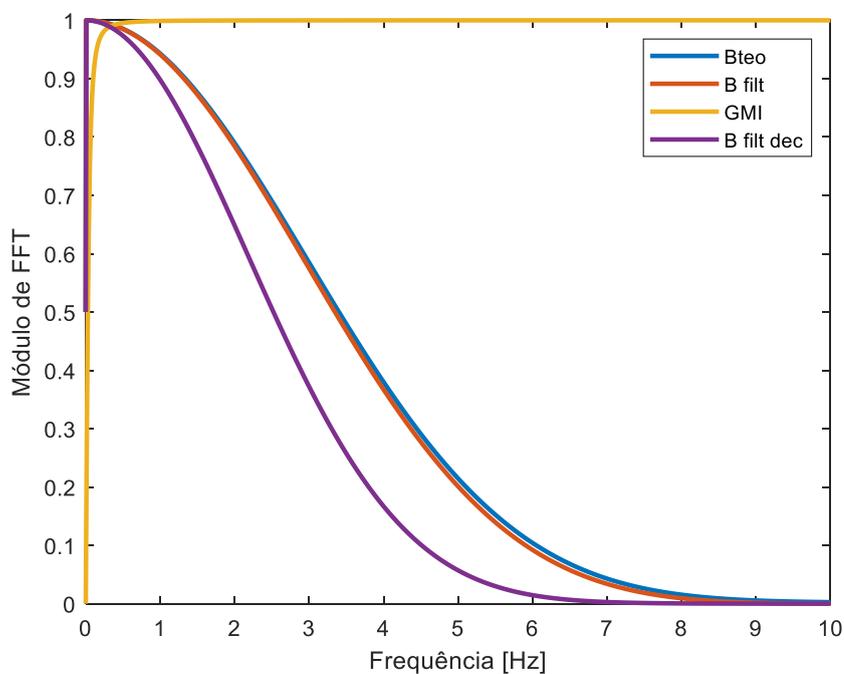


Figura 55: Representações em gráficos mapa de cor representado ao ensaio 2, (a) simulação com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = 0^\circ$ e $\phi = -90^\circ$), (b) simulação já com os atributos corrigidos para se aproximar do experimental ($\theta = -5^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$).

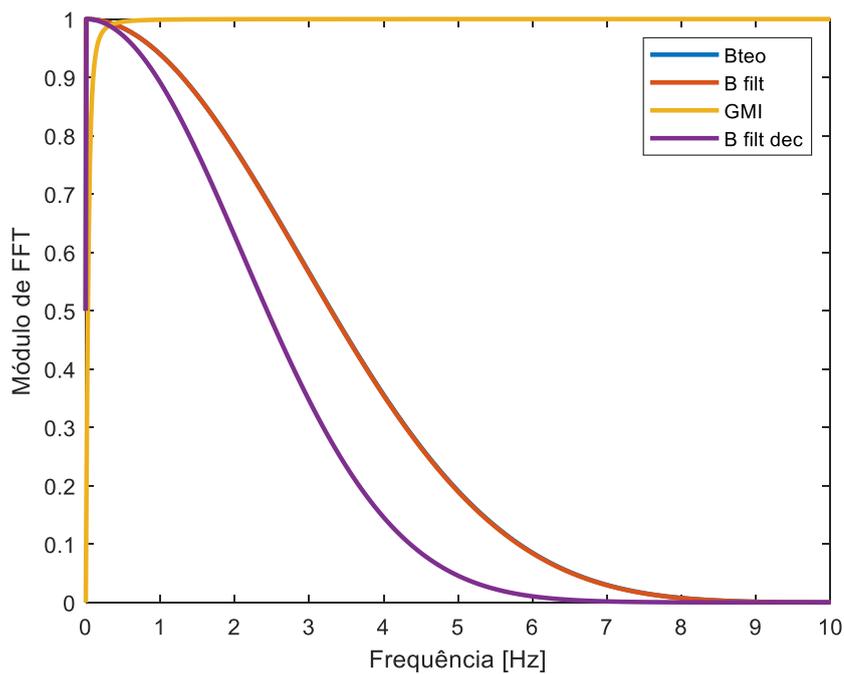
Para o ensaio 2, a figura 56 apresenta uma comparação de comportamento da FFT (Transformada Rápida de Fourier) entre B_{teo} , que representa a componente Z teórica da densidade de fluxo magnético teórica; B_{filt} , obtida com a aplicação do filtro de média móvel de 10000 amostras; $B_{filt dec}$, obtida aplicando-se o filtro de média móvel seguido da decimação de 10000 pontos; e GMI, que representa a resposta ideal em frequência do filtro passa alta do sensor GMI. A figura 56 (a) apresenta os resultados da simulação realizada com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* do ensaio 2 ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$), enquanto a figura 56 (b), mostra os resultados simulados utilizando os atributos corrigidos ($\theta = -5^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$).

Conforme observado para o ensaio 1 (figura 52), a figura 56 indica que para o ensaio 2 a curva associada à componente densidade de fluxo magnético com aplicação do filtro de média móvel (B_{filt}), também se assemelha à da componente da densidade de fluxo magnético teórica (B

teo), não se verificando impacto significativo com a aplicação do filtro para as condições do ensaio 2.



(a)



(b)

Figura 56: Comportamento da FFT para os resultados do ensaio 2, (a) simulação com base nos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = 0^\circ$ e $\Phi = 90^\circ$), (b) simulação com os atributos corrigidos ($\theta = -5^\circ$ e $\Phi = -90^\circ$).

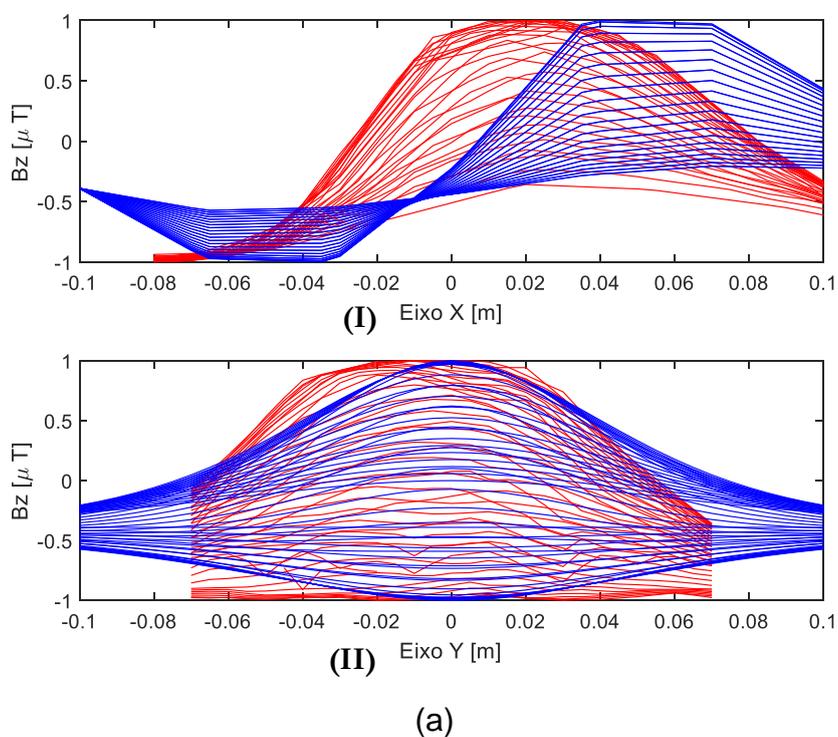
B_{teo} = Teórico, B_{filt} = Simulação com filtro de média móvel, $B_{\text{filt dec}}$ = Simulação com filtro de média móvel e decimação, GMI = filtro passa alta utilizado no sensor GMI.

4.4.3

Validação com ensaio experimental 3

O terceiro ensaio simulado baseou-se nos mesmos atributos utilizados nas medições do terceiro ensaio experimental, apresentados no capítulo 3 com os ângulos de $\theta = -20^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$. Os resultados obtidos são apresentados nas figuras 57 a 59.

A figura 57 representa a sobreposição entre as componentes Z da densidade de fluxo magnético, em vermelho para o resultado experimental, e em azul para o resultado simulado; Obtidos ao longo do eixo X (figura 57 (I)), quanto do eixo Y (figura 57 (II)). Nas imagens da figura 57 (a) a simulação se baseia nos mesmos atributos utilizados das medições *in vitro* ($\theta = -20^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$). Na figura 57 (b) são apresentados os resultados após ajuste dos atributos angulares para $\theta = -35^\circ$ e $\phi = 0^\circ$, no intuito de aproximar os resultados simulados com os resultados da configuração experimental.



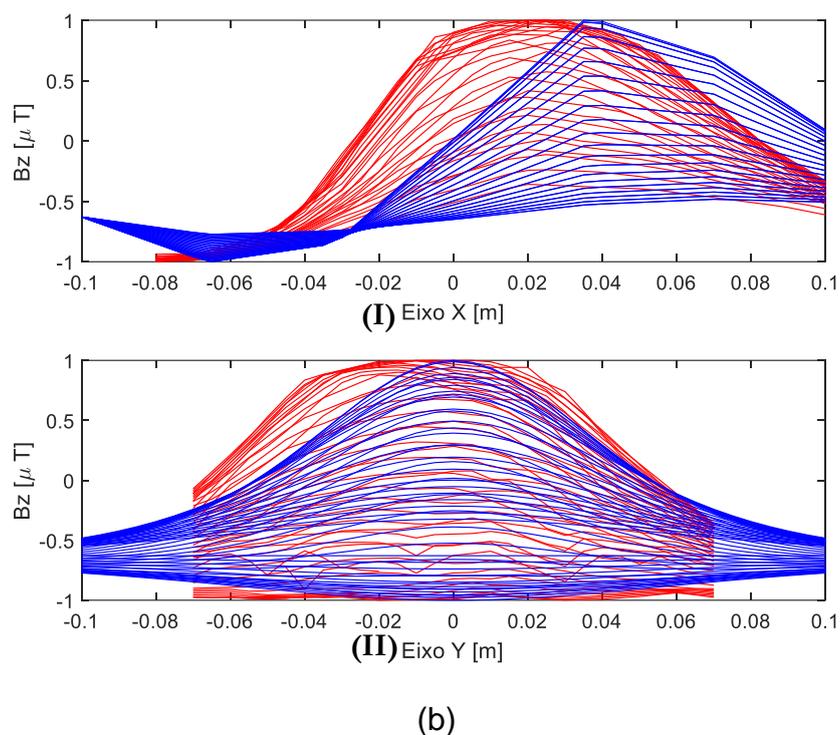
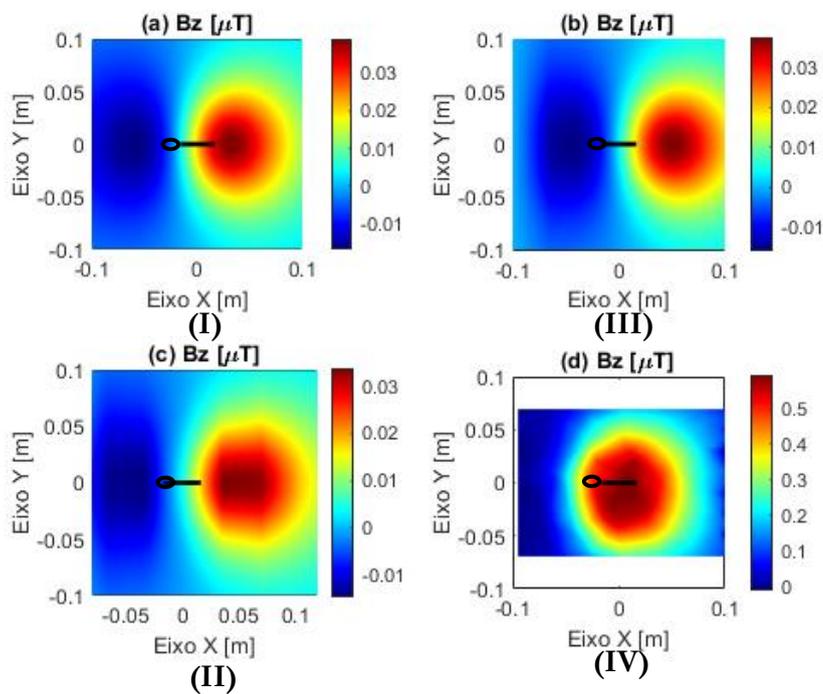
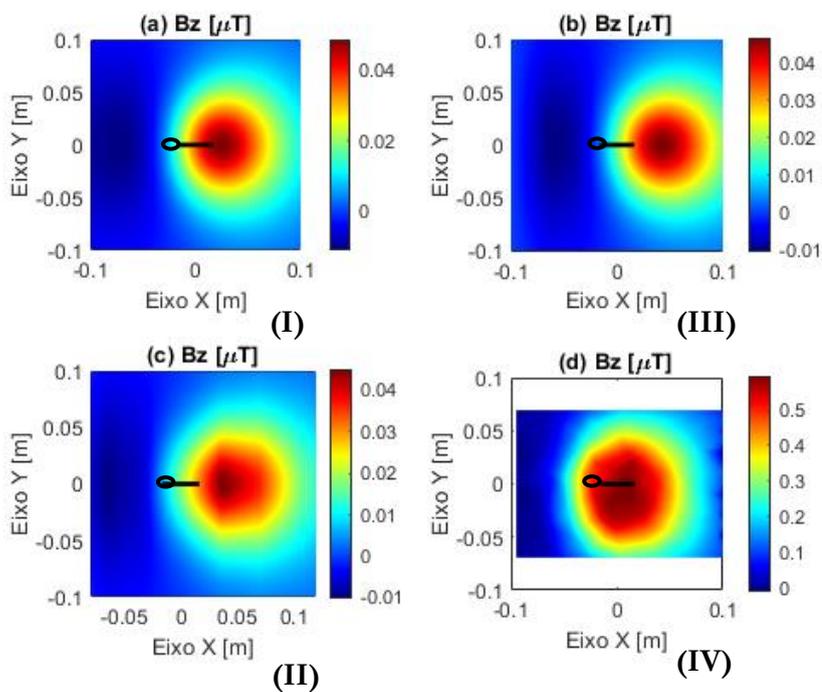


Figura 57: Sobreposição dos gráficos experimentais (em vermelho) e simulados (em azul) da componente z de densidade de fluxo magnético, obtida ao longo do eixo X em (I), e em eixo Y (II), para o ensaio 3. Em (a) simulação com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = -20^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), e em (b) simulação com os atributos corrigidos para aproximar os resultados experimentais ($\theta = -35^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$).

A figura 58 apresenta quatro mapas em mapa de cor relativos ao ensaio 3, onde o mapa (I) representa a componente z de densidade de fluxo magnético gerada pelo dipolo teórico; o mapa (II) representa a componente z de densidade de fluxo magnético simulando a aquisição experimental com o sensor GMI, aplicando-se o filtro de média móvel de 10000 amostras e decimação de 10000 pontos; o mapa (III) representa a interpolação dos dados do mapa (II), para melhor visualização, com um espaçamento de 5 mm em ambas as direções; e o mapa (IV) representa a componente Z da densidade de fluxo magnético medida experimentalmente. A figura 58 (a) é associada à simulação com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = -20^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), e a figura 58 (b) a simulação com os atributos corrigidos ($\theta = -35^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), para que a configuração do mapa se aproxime do resultado obtido experimentalmente.



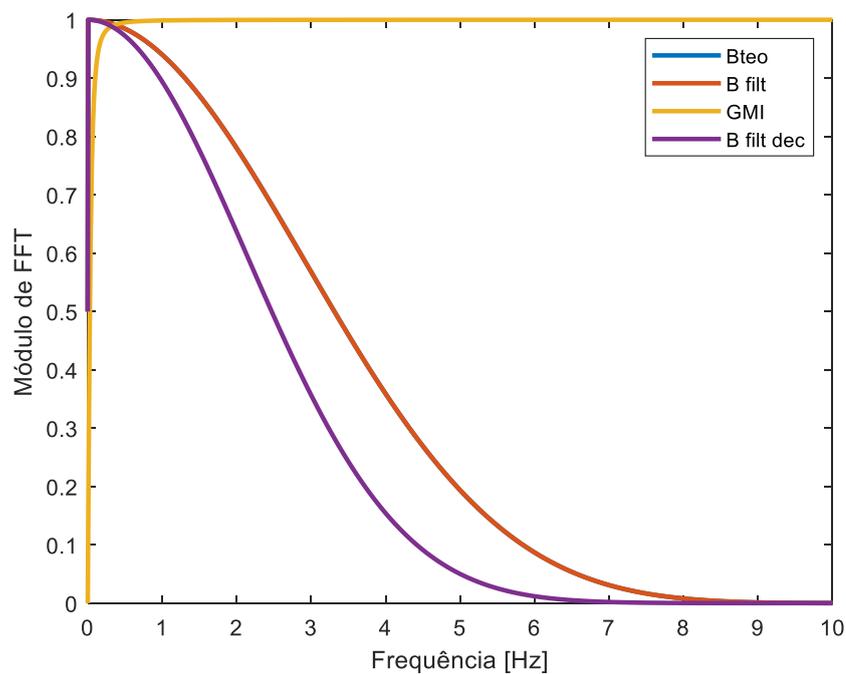
(a)



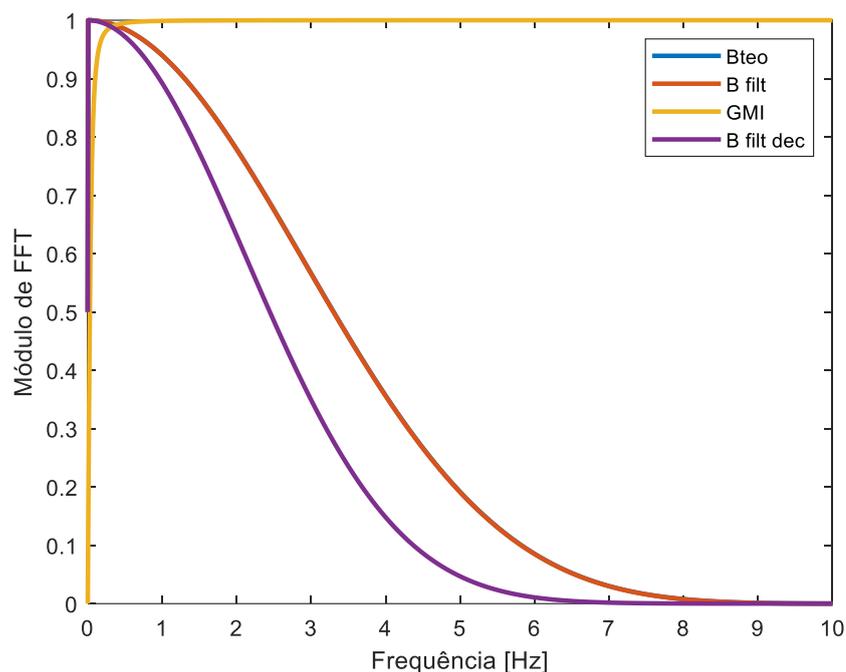
(b)

Figura 58: Representações em gráficos mapa de cor para o ensaio 3, (a) simulação com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = -20^\circ$ e $\phi = 0^\circ$), (b) simulação já com os atributos corrigidos para se aproximar do experimental ($\theta = -35^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$).

Para o ensaio 3, a figura 59 apresenta uma comparação de comportamento da FFT (Transformada Rápida de Fourier) entre B_{teo} , que representa a componente Z teórica da densidade de fluxo magnético teórica; B_{filt} , obtendo com a aplicação do filtro de média móvel de 10000 amostras; $B_{filt dec}$, obtendo aplicando-se o filtro de média móvel seguido da decimação de 10000 pontos; e GMI, que representa a resposta ideal em frequência do filtro passa alta do sensor GMI. A figura 59 (a) apresenta os resultados da simulação realizada com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* do ensaio 3 ($\theta = -20^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), enquanto a figura 59 (b) mostra os resultados simulados utilizando os atributos corrigidos ($\theta = -35^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$).



(a)



(b)

Figura 59: Comportamento da FFT para os resultados do ensaio 3, (a) simulação com base nos mesmos atributos utilizados nas medições *in vitro* ($\theta = -20^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$), (b) simulação com os atributos corrigidos ($\theta = -35^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$). B_{teo} = Teórico, B_{filt} = Simulação com filtro de média móvel, $B_{filt dec}$ = Simulação com filtro de média móvel e decimação, GMI = filtro passa alta utilizado no sensor GMI.

Como já mencionado, devido à existência do filtro analógico integrado ao sensor de primeira ordem RC passivo passa-alta nos sensores GMI, considerando o interesse na detecção de corpos estranhos ferromagnéticos, os quais geram campo magnético estático (CC), foi necessário realizar as medições com a amostra em movimento, de modo a gerar uma variação temporal do campo magnético. Os gráficos das transformadas de Fourier rápida (FFT), apresentados nas figuras 53, 56 e 59, indicam que o efeito de filtro passa-alta se torna insignificante, já que as curvas obtidas para $B_{teórico}$ e para a simulação com filtro de média móvel ($B_{filtrado}$) se encontram superpostas nessas figuras.

Após as validações do modelo computacional com os resultados experimentais dos ensaios 1, 2 e 3, o programa no Matlab®, já com erro minimizado, foi empregado para a simulação de novos ensaios em

múltiplas condições de parâmetros dos atributos, conforme apresentado na próxima subseção 4.5.

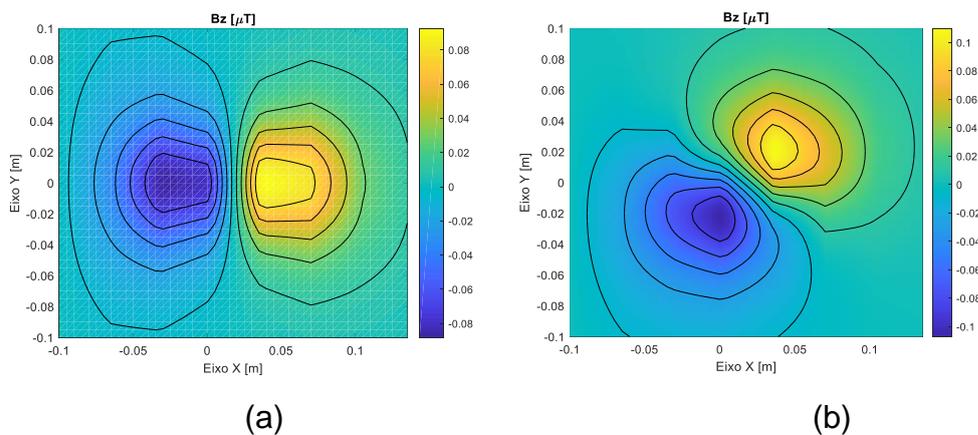
4.5

Resultados Simulados

O conjunto de atributos para simulação inclui o comprimento da agulha, a distância do centro da fonte até o sensor (Z), as componentes Z cartesianas da densidade de fluxo magnético (X , Y e Z) ao longo do plano de medição, e os graus de liberdade angulares θ e Φ . Foram simulados 1911 ensaios, todos admitindo uma agulha com 3,3 cm, nos quais foram variados três dos atributos: distância Z (cm), ângulo θ ($^\circ$) e ângulo Φ ($^\circ$). Os ensaios simulados foram obtidos variando-se a distância Z (cm) de 5 cm a 15 cm (com passos de 0,5 cm da fonte até o sensor), ângulo θ ($^\circ$) de 0° a 90° (em passos de 15°), e ângulo Φ ($^\circ$) de 0° a 180° (com passos de 15°). Em todos os ensaios simulados, o mapa foi centralizado na posição central da agulha (0,0).

Dentre os 1911 casos, foram selecionados 21 ensaios, cujos mapas magnéticos da componente z de densidade de fluxo magnético são apresentados na forma já interpolada nas figuras 60 a 65. Os mapas magnéticos obtidos simulam o processo de varredura linha a linha, com espaçamento maior entre os valores de X e Y .

A figura 60 apresenta os resultados da simulação para os atributos da distância $Z = 5$ cm, $\theta = 0^\circ$ e ângulos Φ de 0° , 45° , 90° , 135° e 180° .



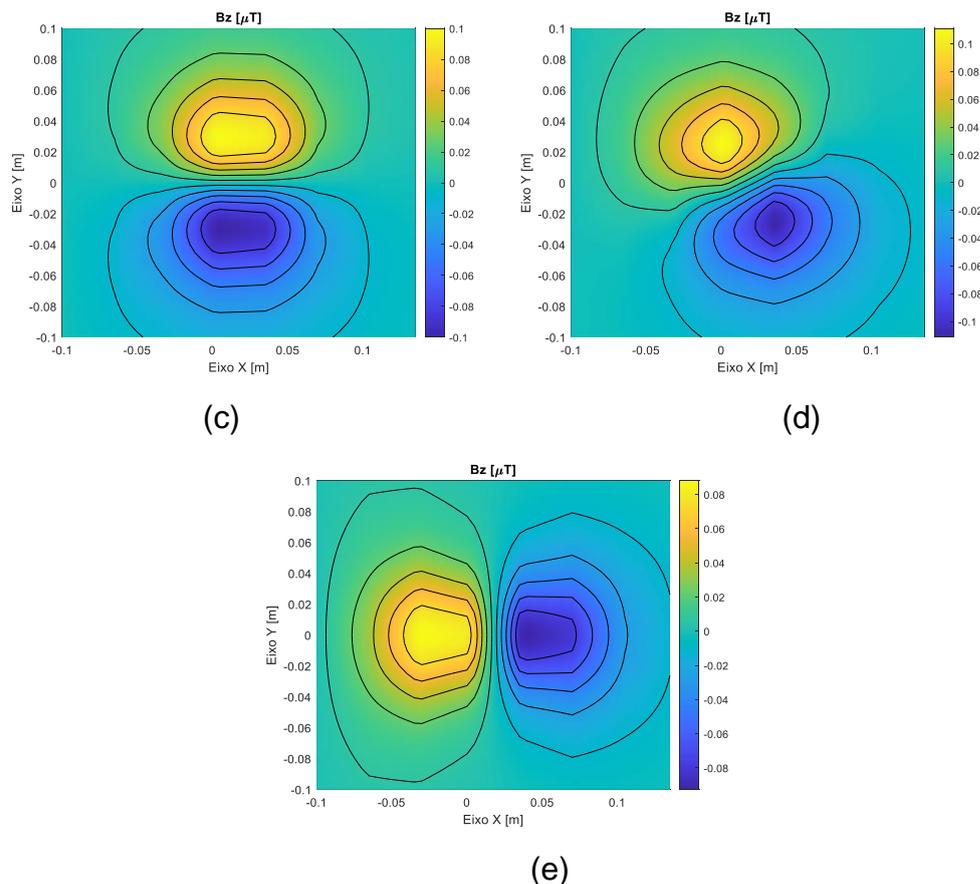
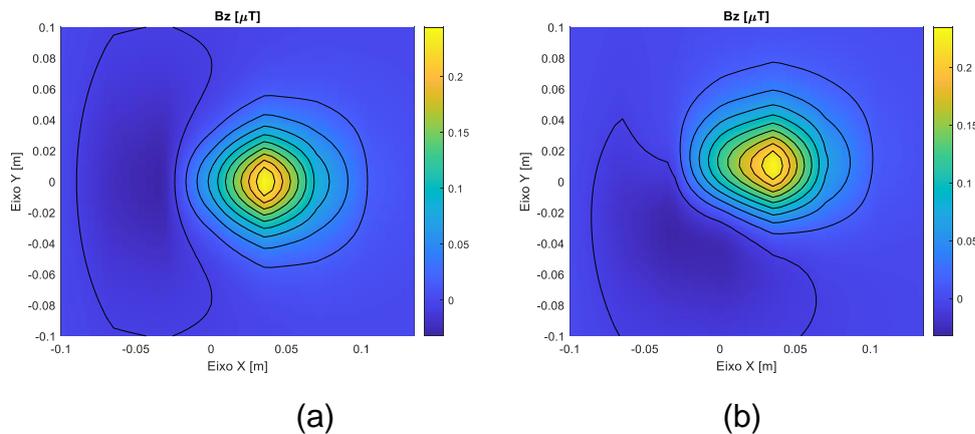


Figura 60: Simulação do mapeamento para $Z = 5$ cm, ângulo $\theta = 0^\circ$ e ângulos Φ de 0° , em (a); 45° em (b); 90° , em (c); 135° , em (d); e 180° , em (e).

Por sua vez, a figura 61 apresenta os resultados da simulação do processo de varredura linha a linha, para os atributos da distância $Z = 5$ cm, $\theta = 45^\circ$ e ângulos Φ de 0° , 45° , 90° , 135° e 180° .



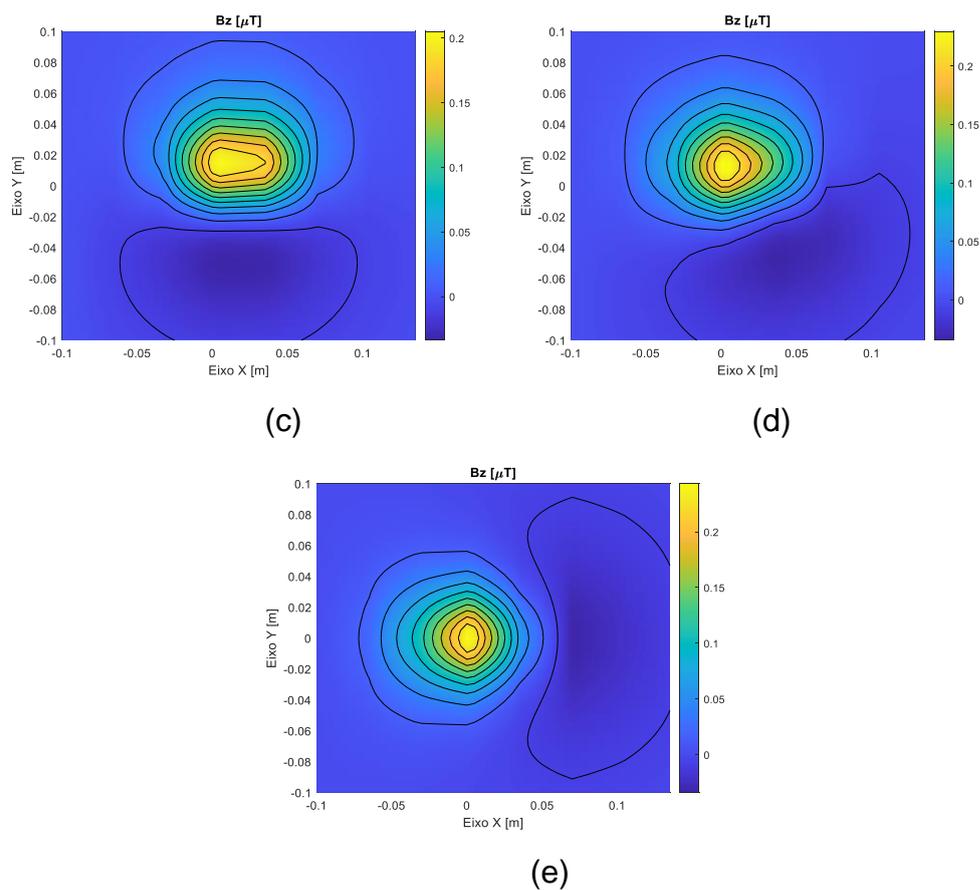
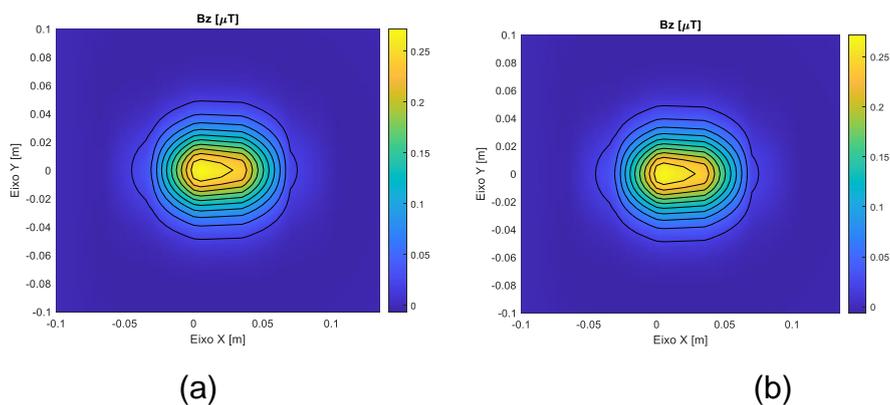


Figura 61: Mapas da simulação para distância $Z = 5$ cm, $\theta = 45^\circ$ e ângulos Φ de 0° , em (a); 45° em (b); 90° , em (c); 135° , em (d); e 180° , em (e).

A figura 62 apresenta os resultados da simulação para os atributos $Z = 5$ cm, $\theta = 90^\circ$ e ângulos Φ de 0° a 180° espaçados de 45° , assim como apresentado nas figuras 60 e 61.



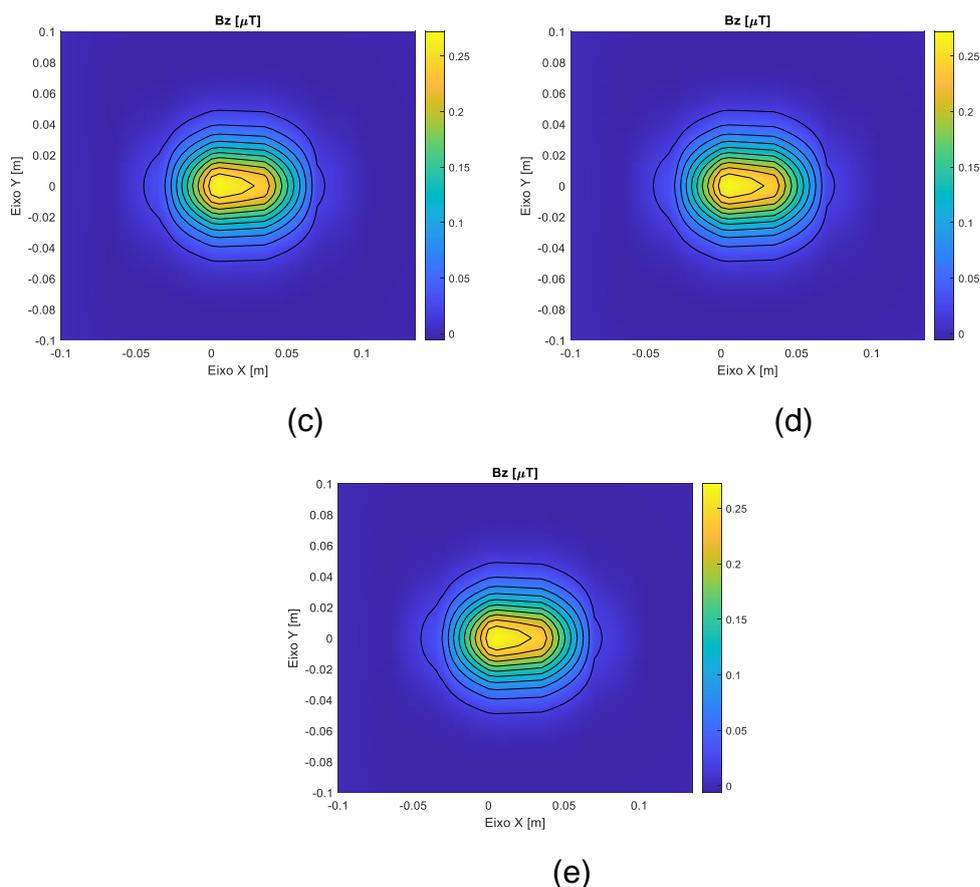
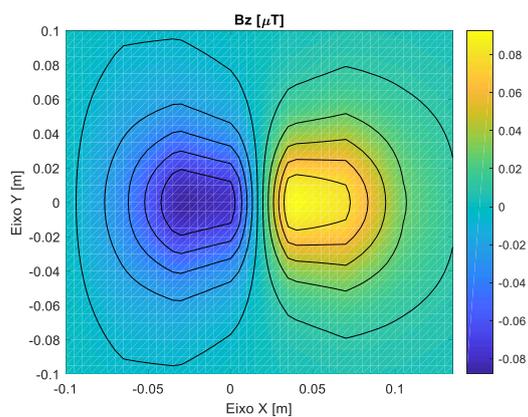


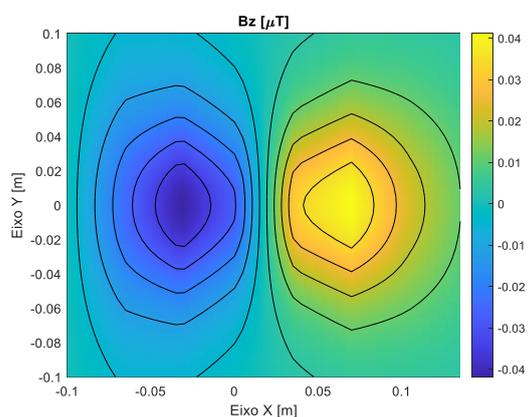
Figura 62: Simulação da varredura para distância $Z = 5$ cm, $\theta = 90^\circ$ e ângulos Φ de 90° , em (a); 45° em (b); 90° , em (c); 135° , em (d); e 180° , em (e).

As figuras 60 a 62 apresentaram os mapas de iguais variações do ângulo Φ , mas para diferentes ângulos θ . Conforme esperado, observa-se que para θ de 90° (figura 62), independente da direção do ângulo Φ , a configuração do mapa não muda, já que o dipolo se encontra perpendicular ao plano de rotação.

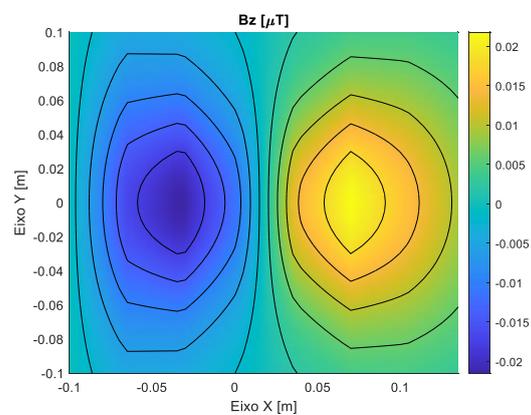
Após a apresentação dos resultados para fonte de campo que simula o corpo estranho localizado a 5 cm do sensor GMI, variando θ de 0° a 90° , com passos de 45° , e ângulos Φ de 0° a 180° , com passos de 45° (figuras 60 a 62), as figuras 63 a 65 apresentam comparações desses resultados para diferentes distâncias Z (5 cm, 7 cm, 9 cm). Os resultados para distâncias da fonte ao sensor GMI para 5 cm, 7 cm e 9 cm, para θ de 0° , são apresentados na figura 63; para θ de 45° , são apresentados na figura 64, e para θ de 90° são apresentados na figura 65.



(a)



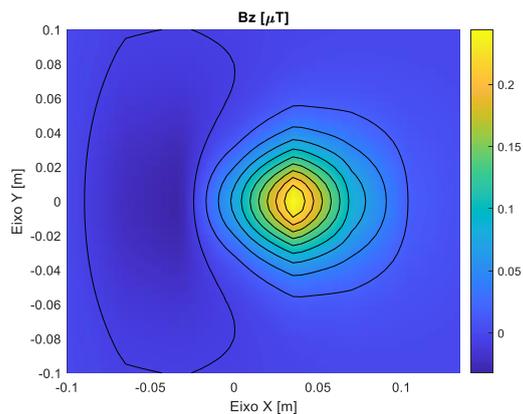
(b)



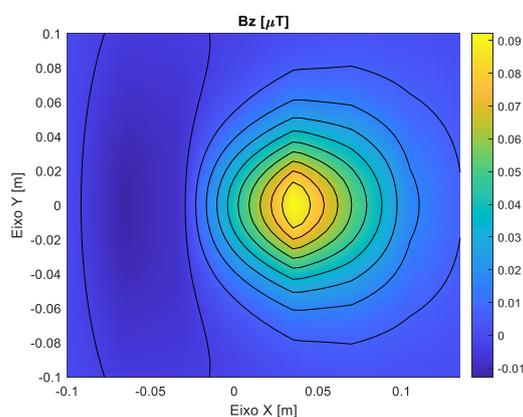
(c)

Figura 63: Mapas correspondentes às simulações com $\theta = 0^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$, para distâncias Z de 5 cm (a), 7 cm (b) e 9 cm (c).

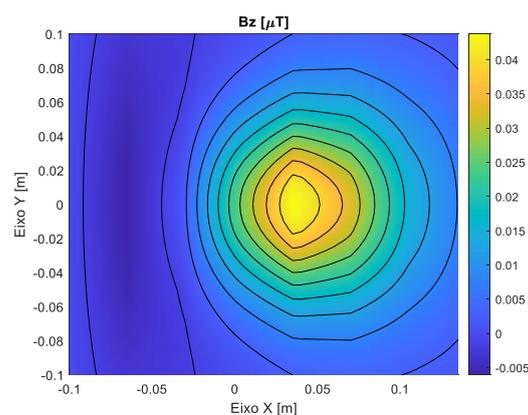
Ajustando-se os ângulos para $\theta = 45^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$, a figura 64 apresenta os resultados das simulações variando-se as distâncias Z para 5 cm, 7 cm e 9 cm.



(a)



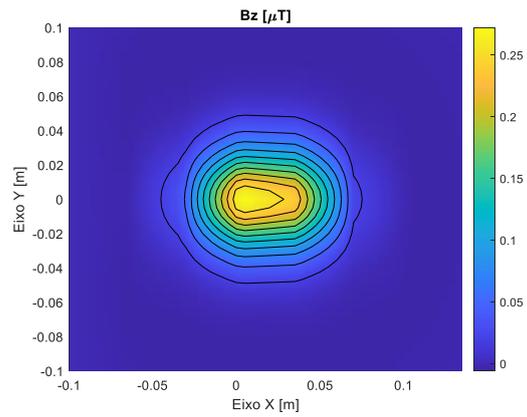
(b)



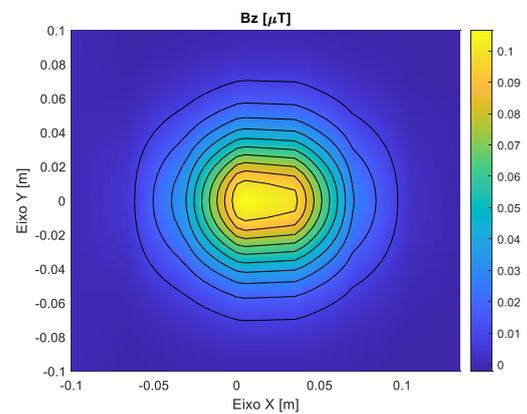
(c)

Figura 64: Mapas da simulação com $\theta = 45^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$, distâncias Z para 5 cm (a), 7 cm (b) e 9 cm (c).

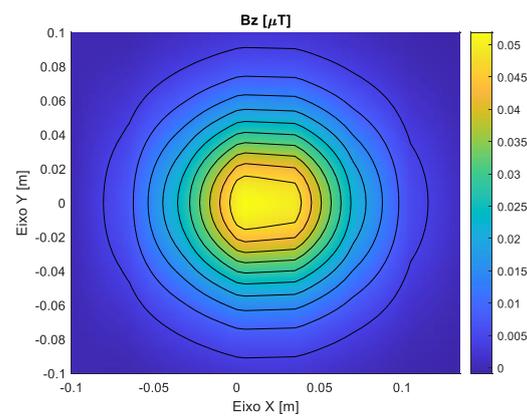
Para a situação em que a fonte é posicionada de forma perpendicular ao plano de medição ($\theta = 90^\circ$) e $\Phi = 0^\circ$, foi avaliado o comportamento da configuração dos mapas para distâncias Z de 5 cm, 7 cm e 9 cm, cujos resultados são apresentados na figura 65.



(a)



(b)



(c)

Figura 65: Mapas das simulações com $\theta = 90^\circ$ e $\Phi = 0^\circ$, distâncias Z de 5 cm (a), 7 cm (b) e 9 cm (c).

Na figura 63 observa-se o distanciamento entre as posições dos máximos à medida que o corpo estranho se afasta do sensor, conforme esperado. Por sua vez, os resultados mostrados nas figuras 64 e 65, indicam que com maior inclinação de θ , tende-se a uma configuração

monopolar, cuja configuração também resulta em maior distribuição espacial para um mesmo nível de amplitude, à medida que aumenta-se a distância entre fonte e sensor.

5 Discussão, Conclusão e Trabalhos Futuros

O presente trabalho desenvolveu um sistema automatizado para medição da densidade de fluxo magnético, utilizando magnetômetro comercial de baixo custo que pode detectar campos magnéticos com resolução de alguns nanoteslas, baseado no efeito GMI, que consiste em uma cabeça magnética uniaxial (elemento sensor GMI) e um circuito eletrônico para operação do elemento sensor. Ao restringir a frequência inferior de corte a 0,1 Hz, este modelo cancela os campos magnéticos estáticos, como o gerado pelo geomagnetismo, e responde apenas a campos magnéticos variantes no tempo, com alta sensibilidade. Assim, para possibilitar a medição da densidade de fluxo magnético estático, o sistema desenvolvido realiza a medição com a amostra em movimento, com uma velocidade constante. O sistema desenvolvido permite mapear campo magnético gerado por uma fonte cujo posicionamento pode ser variado em até cinco graus de liberdade, sendo três lineares (X, Y, Z) e dois angulares (θ , Φ). Dessa forma, pode-se realizar rapidamente sucessivas medições da densidade de fluxo magnético no espaço, sob diferentes condições de orientação angular da fonte de campo magnético.

Utilizando o sistema automatizado, foi possível demonstrar a configuração do campo magnético gerado por um objeto metálico ferromagnético, constituído por uma agulha de costura de 3,3 cm de comprimento, posicionado em diferentes localizações com orientações lineares e angulares. O plano de detecção adotado possui coordenadas lineares para X variando de 0 cm a 20 cm, para Y variando de 0 cm a 14 cm e para Z variando de 0 cm a 10 cm. Por sua vez, as coordenadas angulares para Φ , que define o ângulo de giro no plano horizontal, podem varrer de 0° a 360° e θ , que define a inclinação em relação ao plano horizontal, podem varrer de -30° a $+30^\circ$.

As varreduras para medição da densidade de fluxo magnético foram realizadas nos dois sentidos, Esquerda-Direita (ED), ou seja, partindo de -X, ou no sentido oposto, Direita-Esquerda (DE). Afim de se avaliar, pode-se avaliar o impacto do sentido do movimento de varredura na configuração dos mapas magnéticos medidos. Observou-se um estreitamento na distribuição do campo magnético associado à região onde se inicia a varredura. Por sua vez, a área de campo do polo magnético que se localiza na região de destino da varredura foi ampliada. Aparentemente, um alargamento maior é observado quando o polo localizado no destino final do sentido da varredura é o que possui o orifício da agulha.

As medições experimentais foram realizadas com dois transdutores posicionados repetidamente a distâncias de 7,5 cm (GMI 1) e 10 cm (GMI 2) do corpo estranho. Observa-se que o campo magnético gerado pela amostra ainda é detectado pulsos no sensor mais distante (GMI 2), indicando que, para produzir imagens resultantes da montagem do transdutor em configuração gradiométrica, uma maior distância entre sensores seria mais vantajosa. Por outro lado, os resultados da medição utilizando unicamente o sensor mais próximo (GMI 1) já se mostraram adequados para a caracterização da configuração dos mapas da distribuição da densidade de fluxo magnético em função da posição do corpo estranho.

Foi desenvolvido um modelo computacional (em Matlab) para descrever o comportamento da densidade de fluxo magnético no espaço, devido à presença de uma fonte linear extensa de campo magnético. As simulações geram valores de densidade de fluxo magnético (B) em função dos atributos das posições no espaço (X, Y, Z) e do valor do vetor momento magnético; dos ângulos θ e Φ ; e do tamanho da fonte de campo magnético (modelado como o comprimento de uma agulha de costura). O modelo considera a frequência de aquisição usada para as medições experimentais, realizando média móvel de 10000 pontos, seguida da decimação por 10000. Dessa forma, o programa simula o comportamento do sensor GMI utilizado nas medições experimentais e ajusta o valor do vetor momento magnético simulado com o obtido nas medições. Como o sensor GMI utilizado possui um filtro passa-alta, foi necessário efetuar as medições com a amostra em deslocamento a uma velocidade constante

pelo sistema desenvolvido, de forma a possibilitar a detecção do campo magnético estático gerado pela fonte.

Com o objetivo de validar o programa desenvolvido, realizaram-se comparações da configuração da distribuição espacial da densidade de fluxo magnético experimental com os resultados obtidos pela simulação da fonte magnética nas mesmas condições experimentais dos ensaios *in vitro* realizados com o corpo estranho 1, utilizando o sistema de medição desenvolvido. As discrepâncias evidenciadas foram corrigidas por meio de ajustes no parâmetro angular θ da simulação, indicando a possibilidade da existência de discreta inclinação no posicionamento do sensor, não perceptível visualmente. Essas correções foram necessárias particularmente para os mapeamentos realizados com a amostra ferromagnética posicionada em paralelo ao eixo X, não se observando efeito relevante na configuração do mapa gerado pela fonte magnética posicionada perpendicularmente a X (eixo de movimento).

Por meio da análise comparativa do comportamento da Transformada Rápida de Fourier verificou-se que a componente da densidade de fluxo magnético com aplicação do filtro de média móvel (Bfilt) não sofre alteração em relação à componente teórica (B teo).

Com base nas simulações utilizando o software validado, foi possível realizar grande número de avaliações simuladas para diferentes atributos de configuração da medição, permitindo obter múltiplos resultados que demandariam demasiado tempo, caso efetuados por meio de ensaios experimentais. Assim, foram realizados 1911 ensaios simulados, variando-se a distância Z (cm) de 5 cm a 15 cm em passos de 0,5 cm da fonte até o sensor, ângulo θ ($^{\circ}$) de 0° a 90° em passos de 15° e ângulo Φ ($^{\circ}$) de 0° a 180° em passos de 15° .

Nos mapas dos resultados obtidos para diferentes valores do ângulo Φ , com θ fixo em 90° , e sem variação de Z, verifica-se a mesma configuração do mapa monopolar magnético, já que o dipolo se encontra posicionado perpendicularmente ao plano de medição.

Variando-se a distância Z, conforme esperado, quanto mais afastada a fonte do sensor maior é a distância entre os extremos de campo máximo e mínimo [Costa Monteiro et al., 2000; Barbosa et al., 2001]. Para a situação

em que θ é 90° , observa-se maior área da distribuição espacial do monopolo magnético à medida que se amplia a distância Z entre fonte e sensor.

Tanto os ensaios feitos *in vitro*, quanto as simulações geradas no modelo computacional, foram desenvolvidos manipulando atributos conhecidos para gerar gráficos em pseudocor associados à posição do corpo estranho em uma determinada área, configurando-se, assim, na solução do problema direto.

Os resultados obtidos devem ser empregados para o desenvolvimento da solução do problema inverso, por meio do qual, com base na distribuição da espacial da densidade de fluxo mágnético, pode-se extrair os atributos necessários para identificar a real localização de agulhas ferromagnética.

Nos estudos de Huacasi (2018), apresenta-se uma proposta de resolução do problema inverso utilizando uma Rede Neural Artificial, a partir de 18 atributos que determinam o posicionamento da fonte magnética a partir da interpretação dos padrões de densidade de fluxo magnético no plano. Os atributos considerados na análise do comportamento dos mapas de localização, com as diferentes componentes de densidade de fluxo magnético, foram determinados com base na literatura (Costa Monteiro et al, 2000; Barbosa et al, 2001; Medina et al. 2017; Huacasi, 2018) e simulações realizadas.

Conclusão

O sistema automatizado desenvolvido possibilitou a realização de mapeamentos da densidade de fluxo magnético estática gerada por amostra ferromagnética, utilizando magnetômetro GMI de baixo custo e alta sensibilidade, capaz detectar apenas campos magnéticos variantes no tempo.

Por sua vez, o modelo computacional desenvolvido para simular a distribuição espacial da densidade de fluxo magnético gerada pela amostra ferromagnética utilizada nas medições *In Vitro*, considerou as características do sensor GMI utilizado e a condição de medição, que se realiza com a fonte magnética em movimento. O modelo foi validado por

meio de comparações com os resultados experimentais obtidos com o sistema automatizado, possibilitando a realização de múltiplos estudos simulados, para variados parâmetros de inclinação da fonte em relação ao plano de medição e de distância da fonte ao sensor GMI.

O desenvolvimento do sistema de medição automatizado e a elaboração do software validado com os resultados experimentais permitiram a realização de múltiplos ensaios para estudos com variados posicionamentos espaciais em relação ao sensor magnético GMI envolvendo a solução do problema direto. Utilizando sensor magnético GMI capaz de medir apenas campos variantes no tempo, as medições automatizadas foram realizadas com a amostra em movimento a uma velocidade constante, possibilitando caracterizar o comportamento da configuração espacial da densidade de fluxo magnético gerada por fonte de campo magnético estático.

Os resultados obtidos com o software validado podem ser utilizados para o desenvolvimento futuro do procedimento para solução do problema inverso para mapeamentos realizados com a fonte em movimento, conforme necessário para emprego dessa modalidade de sensor GMI.

Assim, o presente estudo demonstra a possibilidade de emprego do sensor GMI de baixo custo, limitado a medições magnéticas variantes no tempo, em aplicações biomédicas para detecção e localização de fontes que geram campos invariantes no tempo, como corpos estranhos ferromagnéticos, para auxílio na determinação da conduta para remoção cirúrgica.

Trabalhos Futuros

- Automatização dos outros graus de liberdade do sistema de medição desenvolvido.
- Desenvolvimento de algoritmo para solução do problema inverso tomando por base os resultados obtidos com o software desenvolvido e validado no presente trabalho, em combinação com avanços já descritos na literatura, como a utilização de Rede

Neural Artificial proposta para solução do problema inverso [Costa Monteiro et al, 2000; Barbosa et al, 2001; Medina et al. 2017; Huacasi, 2018].

- Adicionar medições experimentais com outros corpos ferromagnéticos, com diferentes geometrias, para que se possa implementar um sistema de inferência suficientemente genérico.
- Adaptação do sistema automático desenvolvido para realização de medições com materiais não-ferromagnéticos. Nesse caso, geram-se fontes magnéticas secundárias, por meio da indução de *eddy currents* no material metálico, podendo ser aplicados para localização de corpos estranhos metálicos não-ferromagnéticos como projéteis de chumbo [Barbosa, 2004; Fortaleza, 2016; Fortaleza et al., 2015; Fortaleza et al., 2018].

Referências bibliográficas

1. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – Brasil. Dispõe sobre a certificação compulsória dos equipamentos elétricos sob regime de Vigilância Sanitária. Resolução RDC Nº. 27 de 21 de Junho de 2011.
2. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – Brasil. Instrução Normativa Nº3, de 21 de junho de 2011.
3. Al-qubaa, E. R. An electromagnetic imaging system for metallic object detection and classification. Newcastle upon Tyne, 2012. 162p. PhD Thesis - School of Electrical, Electronic & Computer Engineering, Newcastle University.
4. Andrä, W.; Nowak H. Magnetism in Medicine: A Handbook, 2nd Ed. (Ed.) Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGa 2007.
5. Barbosa C. R. H., Costa Monteiro E, Lima E. A., Santos S. F., Cavalcanti E. G., and Ribeiro P. C. Improvement of a technique for localization of steel needles in humans using a SQUID magnetometer. IEEE Transactions on Applied Superconductivity, v. 11, n. 1, p. 677-680. 2001.
6. Barbosa, C. H. Localization of firearm projectiles in the human body using a superconducting quantum interference device magnetometer: A theoretical study. Review of Scientific Instruments, v.75, n. 6, p. 2098-2106. 2004.
7. Carneiro, J. H. C. C.; Silva, E. C.; Gusmão, L. A. P ; Barbosa, C. R. H. ; Costa Monteiro, E. System for automatic characterization of giant magnetoimpedance samples. Proceedings of the XX IMEKO World Congress [Metrology for Green Growth]. Busan, Republic of Korea: [s.n.]. 2012. p. 1-5, 9-14.
8. Cavalcanti, F. M. P. Desenvolvimento e Caracterização de um Transdutor de Campo Magnético Baseado no Efeito de Magnetoimpedância Gigante. Dissertação (Mestrado em Metrologia) - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2005.

9. Costa Monteiro E, Barbosa C. R. H., Lima E. A., Ribeiro P. C., Boechat P. Locating steel needles in the human body using a SQUID magnetometer. *Physics in Medicine and Biology*, v. 45, n. 8, p. 2389-2402. 2000.
10. Costa Monteiro, E. *Biometrologia: Confiabilidade nas Biomedições e Repercussões Éticas*. Revista Metrologia & Instrumentação, Epse, Rio de Janeiro, v. 6, p. 6-12, 2007.
11. Costa Monteiro, E. C. *Biometrologia: confiabilidade nas biomedições e repercussões éticas*. Metrologia e Instrumentação, São Paulo, ago./set./2007, n. 49, p. 6-11.
12. Costa Monteiro, E.; Costa Ribeiro, P. ; Bruno, A. C. ; Barbosa, Carlos Roberto Hall ; Lima, Eduardo Andrade ; Parente Ribeiro, E. . Locating a Magnetic Needle in the Human Body. In: VIII International Conference on Biomagnetism, 1991, Münster. Proceedings of the VIII International Conference on Biomagnetism, 1991. p. 399-400.
13. Costa Monteiro, E.; Leon, L. F. Metrological Reliability of medical devices. *Journal of physics: conference series*, v. 588, 2015.
14. Costa Monteiro, E.; Lessa, M. L. A metrologia na área de saúde: garantia da segurança e da qualidade dos equipamentos eletromédicos. *Engevista*, v. 7, n. 2, p. 51-60. 2005.
15. Silva E. C. ; Carneiro, J. H. C. C. ; Gusmão, L A P ; Barbosa, C. R. H. ; Costa Monteiro, E. Development of a fast and reliable system for the automatic characterization of Giant magnetoimpedance samples. *ACTA IMEKO*, v. 2, n. 1, p. 1-6, 2013.
16. Costa Silva, E ; Gusmão, L A P ; Barbosa, C. R. H. ; Costa Monteiro, E.. An electronic approach to homogenize the impedance phase characteristics of heterogeneous GMI sensors. *ACTA IMEKO*, v. 1, n. 1, p. 70-76, 2012.
17. Chiriac, H. Magnetic GMI sensor for detection of biomolecules. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*. Volume 293, Issue 1, Pages 671-676, May 2005.
18. Delooze, P et al. Effect of transverse magnetic field on thin-film magneto impedance and application to magnetic recording. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials Volumes 272–276, Part 3, Pages 2266-2268, May 2004.*

19. Fortaleza L. G. S. ; Barbosa, C. R. H. ; Costa Monteiro, E. ; Silva, E. C. ; Gusmão, L. A. P . Detecting non-magnetic metallic foreign bodies by GMR sensors through the use of eddy currents. In: 8th Brazilian Congress on Metrology, 2015, Bento Gonçalves. 8th Brazilian Congress on Metrology, 2015. p. 1-4.
20. Fortaleza L. G. S. ; Costa Monteiro, E. ; Barbosa, C. R. H. ; Silva, E. C. ; Gusmão, L. A. P. . Biomedical comparison of magnetometers for nonferromagnetic metallic foreign body detection. Journal of Physics. Conference Series (PRINT), v. 1044, p. 012013, 2018.
21. Fortaleza L. G. S.; Silva, E. C.; Barbosa, C. R. H.; Gusmão, L. A. P; Costa Monteiro, E. Homogeneização das características de fase de amostras GMI para leitura gradiométrica. Proc. of the 10th International Congress on Electrical Metrology. Buenos Aires, Argentina: International Congress on Electrical Metrology – SEMETRO. 2013. p. 1-4.
22. Fortaleza L. G. S. Non-ferromagnetic metallic foreign body detection by eddy currents. Dissertação (Mestrado em Metrologia) - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2016.
23. Harisson, E. P., Turney, G. L., and Rowe, H. 1935, Nature, vol. 135, p.961.
24. INMETRO. Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia. <<http://www.inmetro.gov.br/metCientifica/metEletrica.asp>> Acesso em: 11/06/2019.
25. Honkura, Y. Development of amorphous wire type MI sensors for automobile use. Journal of Magnetism and Magnetic Materials. Volume 249, Issues 1–2, Pages 375-381, August 2002.
26. INMETRO. Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia. <<http://www.inmetro.gov.br/metcientifica/estrutura.asp>> Acesso em: 07/01/2021.
27. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. ICNIRP GUIDELINES: For limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (1 Hz – 100 kHz). 2010.

28. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. ICNIRP Guidelines: For limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz). 1998.
29. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. ICNIRP Guidelines: On limits of exposure to static magnetic fields. 2009.
30. Internacional Electrotechnical Commission. IEC 60601-1: Medical electrical equipment - Part 1: General requirements for basic safety and essential performance. 3^a ed. Genebra, Suíça, 2012.
31. ISO. (2018). Sobre o ISO. Disponível em iso: <<https://www.iso.org/about-us.html>>. Acesso em: 20/08/2018.
32. IUPAP. (2018). A História do IUPAP 1922-1992. Disponível em iupap: <<http://iupap.org/about-us/the-history-of-iupap-1922-1992/>>. Acesso em: 20/06/2018.
33. James, C. A.; Karacozoff, A.; Shellock, F. G. Undisclosed and undetected foreign bodies during MRI screening resulting in a potentially serious outcome. *Magnetic Resonance Imaging*, v. 31, n. 4, p. 630-633. 2013.
34. Jing D. and Luo E. Fast method of locating metallic foreign body in the human body. In: ICEMI 2009, Beijing, China, Proceedings of 9th International Conference on Electronic Measurements and Instruments, p. 4843-4846. 2009.
35. Kamruzzaman, Md, I. Z. Rahman, and M. A. Rahman. "A review on magnetoimpedance effect in amorphous magnetic materials." *Journal of Materials Processing Technology* 119.1-3 (2001): 312-317.
36. Knobel, Marcelo, and K. R. Pirota. "Giant magnetoimpedance: concepts and recent progress." *Journal of magnetism and magnetic materials* 242 (2002): 33-40.
37. Kuang, K. (ed.) *Magnetic sensors – Principles and applications*. Rijeka, Croatia: InTech, 2012. 150p.
38. Kurlyandskaya, G. V. et al. Giant-magnetoimpedance-based sensitive element as a model for biosensors. *Appl. Phys. Lett.* 82, 3053, 2003.
39. Lenz, James E. A review of magnetic sensors. *Proceedings of the IEEE*, v. 78, n. 6, p. 973-989, 1990.

40. Lenz, James E and Edelstein, S. Magnetic sensors and their applications. Published in: IEEE Sensors Journal. Volume: 6 , Issue: 3 , June 2006.
41. Litvinenko, A. A.; Pudov, V. I.; Leman, V. P. An eddy-current locator of foreign bodies. Biomedical Engineering, v. 26, n. 1, p. 54-57. 1992.
42. Louzada, D. R. et al. Medição não-invasiva de ondas de pulso arterial utilizando transdutor de pressão MIG. IV Latin American Congress on Biomedical Engineering, Bioengineering Solutions for Latin America Health pp 436-439, 2007.
43. Machado, F.L.A. et al. J. App. Phys. 73 (10) (1993) 6387-6389
44. Machado, F.L.A. e col. Giant ac magnetoresistance in the soft ferromagnet Co₇₀.4Fe_{4.6}Si₁₅B₁₀, Journal of Applied Physics, v.75, p. 6563, 1994.
45. Machado, F.L.A.; Martins, C.S.; Rezende, S.M. Giant magnetoimpedance in the ferromagnet Co₇₀-xFexSi₁₅B₁₀ alloys, Physical Review B, v. 15, p. 3926, 1995.
46. Mahdi, A. E.; Panina, L.; Mapps, D. Some new horizons in magnetic sensing: high-T_c SQUIDs, GMR and GMI materials. Sensors and Actuators A: physical, v. 105, n. 3, p. 271-285, 2003.
47. Medina, J. P. ; Louzada, D. R. ; Costa Monteiro, E. ; Barbosa C. R. H. ; Dutra, R. . Resolução do Problema Inverso por Redes Neurais Artificiais para Localização de Fonte de Campo Magnético. In: Metrologia 2017, 2017, Fortaleza. Anais do Metrologia 2017, 2017. p. 1-4.
48. Mendes, K. C. et al, J. App. Phys. 79 (8) (1996) 6555-6557.
49. Phan, M. and Peng, H. Giant magnetoimpedance materials: Fundamentals and applications. Progress in Materials Science. Volume 53, Issue 2, Pages 323-420, February 2008.
50. Pompéia, F. et al. Ring shaped magnetic field transducer based on the GMI effect. 2008 IOP Publishing Ltd Measurement Science and Technology, Volume 19, Number 2, Published 14 January 2008.
51. Reutov, Y. Y. The Ways of Reliable Detection of Metal Inclusions by an Eddy-Current Device. Russian Journal of Nondestructive Testing, v. 44, n. 6, p. 380-385. 2008.

52. Ripka, P. (ed.) Magnetic sensors and magnetometers. Norwood, MA: Artech House, 2001. 494p.
53. Ripka, P.; JANOŠEK, M. Advances in Magnetic Field Sensors. IEEE Sensors Journal, v. 10, n. 10. 2010.
54. R. L. Sommer, C. L. Chien. Physical Review B53 (10) (1996) 5982-5985.
55. Robbes, D. Highly sensitive magnetometers - a review. Sensors and Actuators, A: Physical, v. 129, n. 1-2 Special Issue, p. 86-93. 2006.
56. Robbes, D. et al. Highly sensitive uncooled magnetometers: state of the art. superconducting magnetic hybrid magnetometers, an alternative to SQUIDS? IEEE Transactions on Applied Superconductivity, v. 11, n. 1, p. 629-634. 2001.
57. Rodríguez, A. A.; Valli, A. Eddy current approximation of Maxwell equations: Theory, algorithms and applications. Springer, 2010. 347p.
58. Silva, E. C. et al. High sensitivity giant magnetoimpedance (GMI) magnetic transducer: magnitude versus phase sensing. Measurement Science & Technology (Print), v. 22, n. 3, p. 035204, 2011.
59. Silva, E. C. et al. Homogenization of The Impedance Phase Characteristics of Giant Magnetoimpedance Sensors. Proceedings of the IX SEMETRO. Natal, Brasil: [s.n.]. 2011. p. 1-6.
60. Silva et al. Modelagem da sensibilidade de amostras GMI por redes neurais. Sba Controle & Automação vol.23 no.5 Campinas Sept./Oct. 2012.
61. Silva, E. C. et al. Point matching: A new electronic method for homogenizing the phase characteristics of giant magnetoimpedance. Review of Scientific Instruments, v. 85, n. 8, p. 084708 - 084708-5, 2014.
62. Simonsen, G. Detecção de corpos estranhos metálicos não-magnéticos por transdutores GMR. Rio de Janeiro, 2013. 28p. Trabalho de Conclusão de Curso – Departamento de Engenharia de Controle e Automação, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.
63. Smythe, W. R. Static and dynamic electricity. 3.ed. Estados Unidos da América: Hemisphere Publishing Corporation, 1989. 623p.
64. Stamps, R. L. et al. The 2014 Magnetism roadmap. Journal of Physics D: Applied Physics, v. 47, n. 33, p. 2-14. 2014.

65. Tian, Y.; Yan, S. Giant magnetoresistance: history, development and beyond. *SCIENCE CHINA - Physics, Mechanics & Astronomy*, v. 56, n. 1, p. 2-14. 2013.
66. Touzani, R.; Rappaz, J. *Mathematical models for eddy currents and magnetostatics: with selected applications*. Springer, 2014. 305p.
67. Valenzuela, R.; Vazquez, M.; Hernando, A. A position sensor based on magnetoimpedance. *Journal of applied physics*, v. 79, n. 8, p. 6549-6551, 1996.
68. INMETRO Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2012). Duque de Caxias, RJ: INMETRO, 2012. 94p.
69. Uchiyama, T.; Nakayama, S.; Mohri, K.; Bushida, K. Biomagnetic field detection using very high sensitivity magnetoimpedance sensors for medical applications. *Phys. Status Solidi A*, v. 206, n. 4, p. 639– 643, 2009.
70. WHO. (2018). Disponível em who: <<http://www.who.int/about/who-we-are/en/>>. Acesso em: 20/06/2018.

Apêndice

Apêndice I – Artigo Publicado nos anais do Congresso Brasileiro de Metrologia

Apêndice II – Banner do Artigo Publicado nos anais do Congresso Brasileiro de Metrologia

Automatic system for locating magnetic foreign bodies using GMI magnetometer

Bryan R. C. de Oliveira¹, Daniel R. Louzada¹, Elisabeth Costa Monteiro¹ and Carlos R. Hall Barbosa^{1*}

¹PUC-Rio, R. Marquês de São Vicente, 225, Gávea, Brazil

*Email: <beth@puc-rio.br>

Abstract. The development of systems capable of characterizing the positioning and inclination of metallic objects inside the human body is seen with great interest by health professionals who are responsible for their extraction. A surgical procedure can be shortened from a few hours to minutes with a system that provides accurate positioning data. Thus, the present work aims at the construction of a measurement system of magnetic fields originated by ferromagnetic objects, based on magnetoimpedance (GMI) sensors. The developed system is capable of positioning a ferromagnetic object to be measured with 5 degrees of freedom, being 3 linear (X , Y , Z) and 2 angular (θ , Φ), and measure the magnetic flux density of this source in an automated way. Three tests were performed with a steel needle, varying the angles of inclination to the measurement plane (θ) and rotation angles in the same plane (Φ). The obtained results yielded records of the magnetic patterns formed by the needle, which can be later processed in order to create a localization software.

1. Introduction

The high incidence of metallic foreign bodies inserted in the human body, which requires surgical extraction, points to the need for developing methods for providing information about the position and spatial orientation of such objects [1,2].

The available methods for foreign body localization, such as radiography, computed tomography, and radioscopy, do not present adequate resolution, which often makes them ineffective. In addition to its long duration, surgical procedures may require the use of radioscopy, exposing the medical staff and the patient to ionizing radiation [1].

Using Superconducting Quantum Interference Devices (SQUID) sensors, a technique for locating ferromagnetic [1,2] and non-ferromagnetic [3] metallic foreign bodies in the organism was developed by mapping the spatial distribution of magnetic flux density [1-3]. The technique developed for locating ferromagnetic objects in patients has promoted the surgical success for removal of sewing and hypodermic needles of various dimensions, reducing the duration of surgical procedures to about 10 minutes [1]. Although SQUID magnetic sensors are the most sensitive available, they operate at cryogenic temperatures and represent a costly procedure, making their clinical application difficult.

More recently, through research carried out in the Post-graduate Programme in Metrology of PUC- Rio, high sensitivity and low-cost magnetic field sensors have been developed based on the giant magnetoimpedance (GMI) and giant magnetoresistance (GMR) effects [4-9]. These sensors operate at room temperature, and their sensitivities have been enhanced to be able to locate metallic objects (ferromagnetic or not) in human organisms, among other applications [4-8].

The present work aims at developing an automatic measuring system for mapping static magnetic flux density generated by ferromagnetic bodies positioned at several degrees of freedom, using a low- cost GMI-based sensor configured to detect time-varying magnetic fields.

2. Materials and Methods

2.1. Positioning System

An automatic magnetic measurement system was designed and built, having a sample holder of non-magnetic material, which can be oriented with 5 degrees of freedom, being 3 linear (X, Y and Z) and 2 angular (θ and Φ). Figure 1 shows the schematic drawing of the measuring system. The system was constructed so that the sample holder could be moved on a horizontal plane through rails oriented in the X and Y directions of the Cartesian axis. Thus, it was possible to position the specimen over different positions in the XY plane.

The dimensions of the measuring plane were defined in such a way as to allow a sample holder positioning range of 20 cm along the X axis and 14 cm along the Y axis. The X = 10 cm and Y = 7 cm coordinates correspond to the central position of the measuring plane, as shown in Fig. 1.

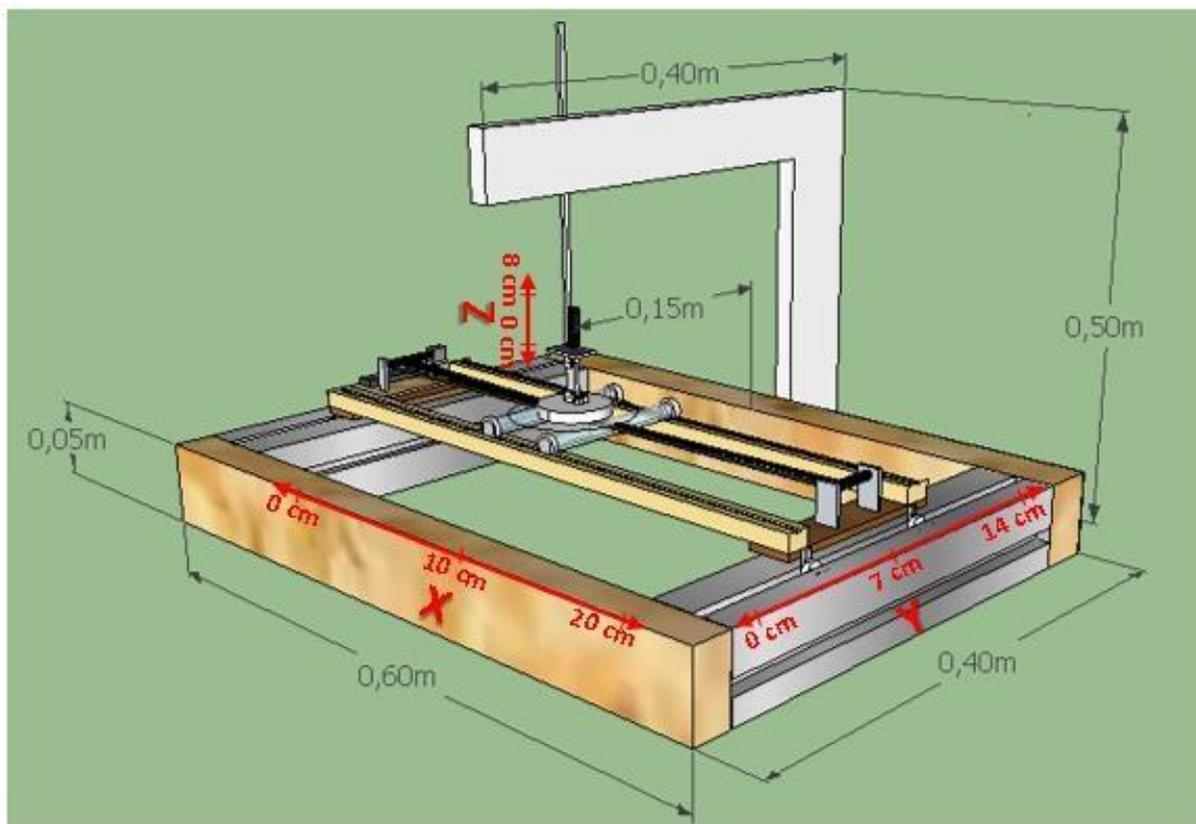


Figure 1: Schematic of the automatic magnetic measurement system showing the 3 linear degrees of freedom of orientation of the sample holder (X, Y and Z).

As the system has 2 further angular degrees of freedom (Figure 2), the specimen could be oriented to represent any desired inclination condition. Angle Φ is the rotation in the horizontal plane, ranging from 0° to 360° , and angle θ is the inclination in relation to the horizontal plane, ranging from -30° to $+30^\circ$, with 0° being the horizontal orientation.

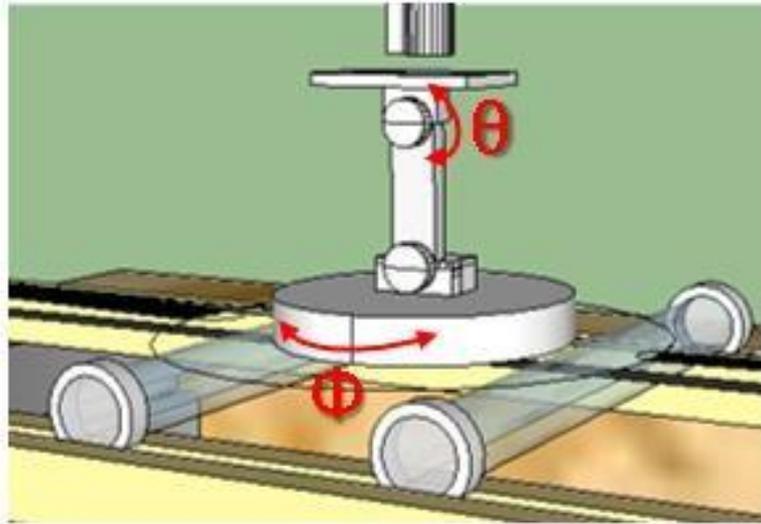


Figure 2: Schematic view of the two angular degrees of freedom (θ and Φ) for sample orientation.

To automate the sample holder positioning process a stepper motor (located outside the measurement plane) was connected to the sample holder through a belt and pulley system. An Arduino controller, powered by an external 12 V power supply (Figure 3), was used to control the speed and direction of engine rotation so that the sample holder moved at constant speed along the X axis direction.

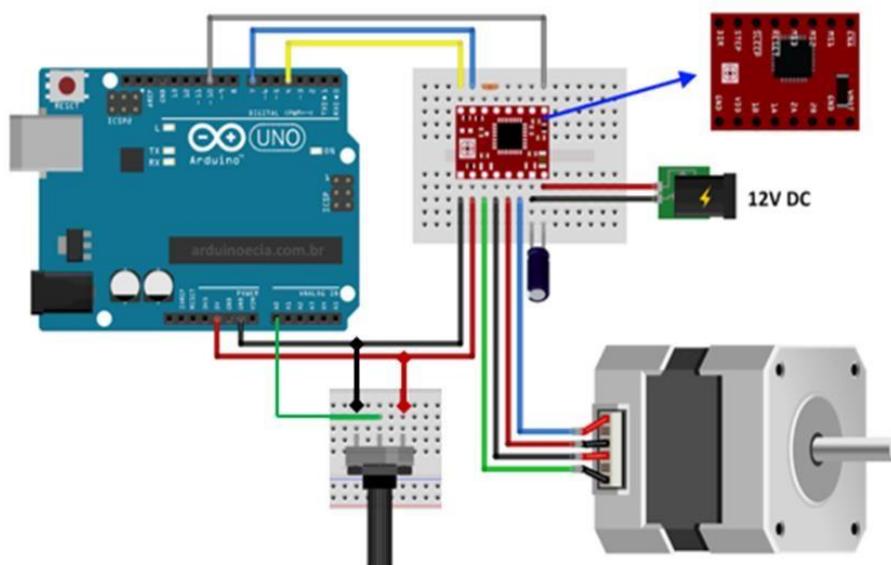


Figure 3: Step motor controller of the engine rotation at constant speed along the X axis direction.

The speed of the sample holder has been set to be 0.17 m/s. The movement of the sample holder in the Y-axis direction was not automated, requiring manual displacement by an operator. Centered on the XY plane and at a vertical distance of 7 cm from the center of the sample holder, a bracket for mounting the magnetic sensor was installed. The position $Z = 0$, position occupied by the sample holder when θ is null, was adopted as a reference.

2.2. GMI Magnetometer

This work used a magnetic transducer previously developed by our lab [5-6] as a magnetometer to measure the magnetic flux density generated by ferromagnetic foreign bodies. This transducer consists of two uniaxial giant magnetoimpedance (GMI) sensor and an associated electronic circuit.

One of the characteristics of this transducer is the existence of a high pass filter with a cutoff frequency of 0.1 Hz. This feature cancels static magnetic fields, such as that generated by geomagnetism, and responds only to time-varying magnetic fields with high sensitivity.

The sensor element is 13.5 mm long and 2 mm wide, detecting the longitudinal magnetic field along its length. The magnetic field measurement range is $\pm 1 \mu\text{T}$, with a sensitivity of $5 \text{ V}/\mu\text{T}$ and a frequency range of 0.1 to 10 kHz, with linearity $\leq 2\%$ and a noise spectral density of $10 \text{ pT}/\text{Hz}$ at 1 Hz. The output voltage has an offset of approximately 7.0 V, ranging from 2 V to 12 V for the $\pm 1 \mu\text{T}$ measurement range. The analog high pass filter integrated in the sensor allows to cancel static magnetic fields with magnetic flux densities up to $\pm 30 \mu\text{T}$, above which electronics saturation occurs.

2.3. Experimental Tests

Three tests were carried out to measure the magnetic flux density generated by a 3.3 cm long needle, naturally magnetized during its manufacturing process. The GMI magnetometer was positioned so that the sensor element closest and furthest to the needle were, respectively, at the coordinates $Z = 7.5 \text{ cm}$ and $Z = 10.0 \text{ cm}$. In all tests the needle was moved from coordinate $X = 0 \text{ cm}$ to $X = 20 \text{ cm}$, keeping the Y coordinate fixed at values manually changed from 1 cm to 14 cm with 1 cm intervals. The speed along the X axis was kept constant and equal to 0.17 m / s (automated measurement). Thus, the relationship between needle positioning (along the X axis) and that recorded on the magnetometer had to be calculated from the time instants.

Each test began with a command on the Arduino controller that started the stepping motor torque. Simultaneously, the magnetic flux density measured by the GMI magnetometer generated an input to an A/D converter board, which transformed the measured analog signals into digital signals. These were processed in a LabView environment, which saved both the test time instants and the magnetic flux density of the 2 sensor elements in a spreadsheet.

In the first test, the needle was positioned at angles $\theta = 0$ and $\Phi = 0$. The second test angles were $\theta = 0$ and $\Phi = -90^\circ$. The last test was performed with $\theta = -20^\circ$ and $\Phi = 0$.

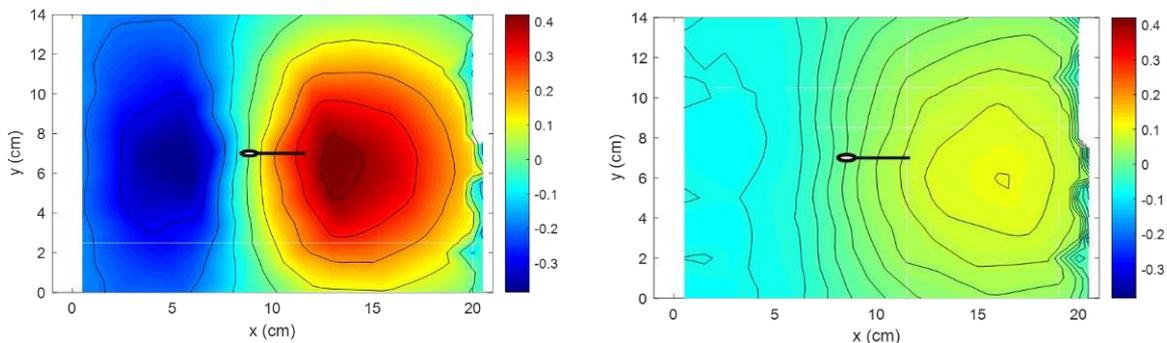
3. Results

Using the developed automatic measuring system (Fig. 1 and 2), magnetic flux density mappings of a cm long ferromagnetic foreign body (sewing needle) were performed for different positions concerning the GMI sensors, angles Φ and θ , as detailed in Section 2. Figures 3, 4, and 5 show the magnetic flux density maps generated by the sample positioned at three distinct conditions:

- parallel to the X-axis (angles $\Phi = 0^\circ$ and $\theta = 0^\circ$), in Fig. 3;
- parallel to the Y-axis (angles $\Phi = -90^\circ$ and $\theta = 0^\circ$), in Fig. 4; and
- parallel to the X-axis, but tilted -20° to the horizontal plane ($\Phi = 0^\circ$ and $\theta = -20^\circ$, with the needle eye positioned closest to the GMI transducers), in Fig. 5.

Figures 3a, 4a, and 5a show the field configuration detected by the transducer located closest to the sample (GMI 1), at a distance of 7.5 cm, for the three measuring conditions. The results using the GMI transducer positioned farther away (GMI 2), at a distance of 10 cm from the sample, are shown in figures 3b, 4b, and 5b. Magnetic flux density maps, in microteslas (μT), show measurement results with the object moving from left to right (LR).

The correspondence of the magnetic flux density distribution with the location of the ferromagnetic object, considering its positioning in the horizontal plane and



its tilt angle, is shown in Figures 4, 5, and 6. The effect of the distance of the metal object to the magnetic sensor is evident by comparing maps of Figures 4a, 5a, and 6a to Figures 4b, 5b, and 6b, respectively.

(a)

(b)

Figure 4: Magnetic flux density maps of a 3.3 cm needle positioned parallel to the X-axis (angles $\Phi = 0^\circ$ and $\theta = 0^\circ$), for LR motion measurements. In (a), magnetic isofield map (μT) detected by GMI 1, the nearest sensor; and, in (b), by GMI 2, the farthest sensor.

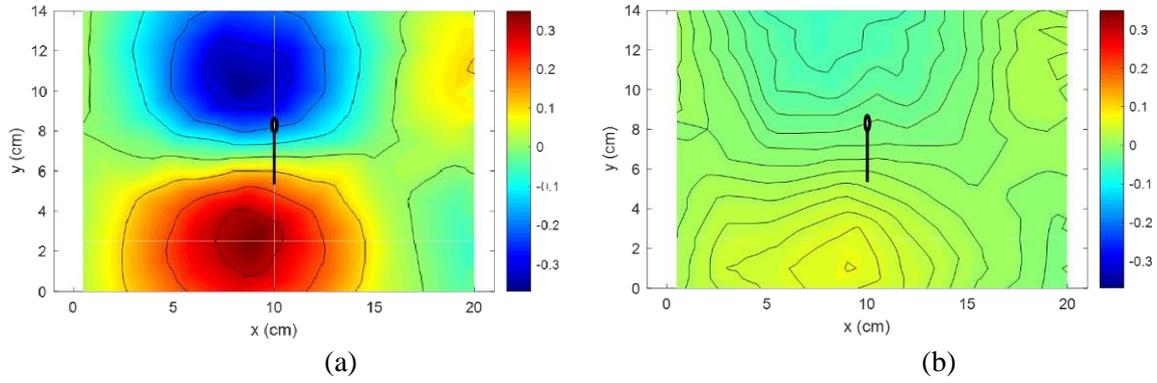


Figure 5: Magnetic flux density maps of a 3.3 cm needle parallel to the Y-axis (angles $\Phi = -90^\circ$ and $\theta = 0^\circ$), for LR motion measurements. In (a), magnetic isofield map (μT) detected by GMI 1; and, in (b), by GMI 2

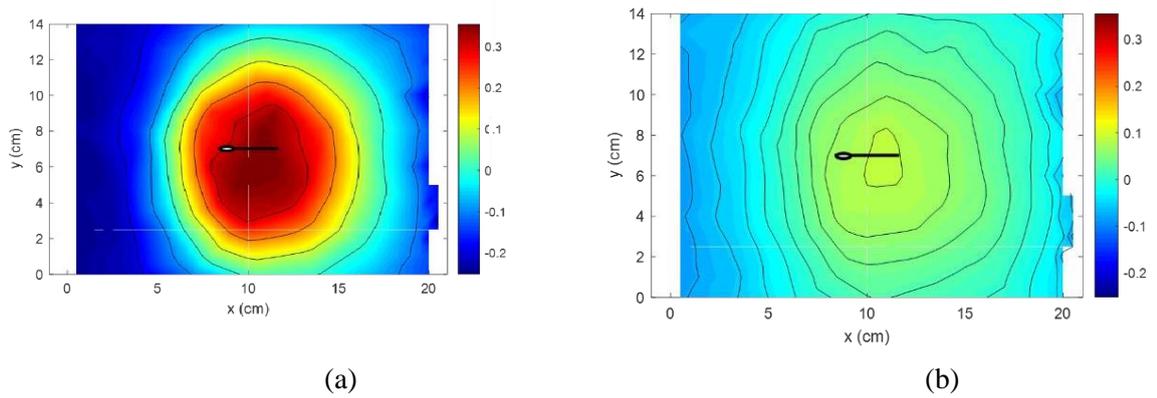


Figure 6: Magnetic flux density maps of a 3.3 cm needle (angles $\Phi = 0^\circ$ and $\theta = -20^\circ$), for LR motion measurements. In (a), magnetic isofield map (μT) detected by GMI 1; and, in (b), by GMI 2.

The maps configurations present some features associated with their acquisition in motion, which differs from those employing a stationary procedure for detecting each point of measurement. Thus, the inverse problem solution must incorporate the specificity of the methodological approach developed to measure the spatial distribution of static magnetic flux density by using sensors that detect only time-varying fields. The elaboration of an algorithm to solve the inverse problem considering the acquisition specificities associated with the automatic system developed constitutes future work, which is in progress.

4. Conclusion

The present work developed an automatic system for continuous measurement, in a constant velocity, of static magnetic flux density using a low-cost GMI-based sensor that detects time-varying magnetic fields. The system allows the positioning of the field source with five degrees of freedom, three of them linear (X , Y , Z) and two angulars (θ , Φ).

By using the developed system, it was possible to characterize the configuration of the magnetic field generated by a ferromagnetic metallic object, consisting of a 3.3 cm sewing needle, positioned at different angles of rotation (Φ) and inclination (θ) in relation to the horizontal plane.

The results point to the success of employing the automatic system, to analyze the distribution of DC magnetic flux density generated by metallic objects, using low-cost GMI sensors designed for AC measurements. The study, therefore, characterizes the potential for clinical application of the developed system in the pre-surgical location of foreign bodies inserted in the human body, essential information for outlining a successful removal procedure.

Acknowledgments

The authors thank for the financial support provided by CNPq, CAPES, FINEP, and FAPERJ.

References

- [1] Costa Monteiro E, C Hall Barbosa, E Andrade Lima, P Costa Ribeiro and P Boechat. Locating steel needles in the human body using a SQUID magnetometer. *Physics in Medicine & Biology*, Volume 45, Number 8
- [2] Barbosa C R H, Costa Monteiro E, Lima E A, Santos S F, Cavalcanti E G, and Ribeiro P C. Improvement of a Technique for Localization of Steel Needles in Humans Using a SQUID Magnetometer. *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, Vol. 11, No. 1, March 2001
- [3] Barbosa, C R H.. Localization of firearm projectiles in the human body using a superconducting quantum interference device magnetometer: A theoretical study. *Review of Scientific Instruments*, v. 75, p. 2098, 2004
- [4] Silva E C, Barbosa C R H, Gusmão L A P, Leipner Y, Fortaleza L G S and Costa Monteiro E. Point matching: A new electronic method for homogenizing the phase characteristics of giant magnetoimpedance sensors. 2014 *Rev. Sci. Instrum.* 85(8) 084708
- [5] Fortaleza L G S, Barbosa C R H, Monteiro E C, Silva E C, Gusmão L A P. Detecting non- magnetic metallic foreign bodies by GMR magnetic sensors through the use of eddy currents. *Anais do Congresso Brasileiro de Metrologia*, 2015. v. 1. p. 1-4.
- [6] Fortaleza, L G S ; Monteiro, E Costa ; Barbosa, C R H ; Silva, E C ; Gusmão, L A P . Biomedical comparison of magnetometers for non-ferromagnetic metallic foreign body detection. *Journal of Physics. Conference Series*, v. 1044, p. 012013, 2018.
- [7] Velázquez, D. R. T. ; Louzada, D. R. ; Costa Monteiro, E. ; Fortaleza L. G. S. ; Barbosa, C. R. H. ; Silva, E. C. ; Gusmão, L. A. P . Multi-parameter fuzzy design space for QbD approach applied in the development of biomedical devices. *Journal of Physics. Conference Series*, v. 1044, p. 012051, 2018.
- [8] Louzada, D. R.; Costa Monteiro, E.; Rivero, A. M. ; Fortaleza, L. G. S. ; Barbosa, C. R. H. ;

Velázquez D. R. T. ; Costa S. E. ; Gusmão, L. A. P. . Quality by Design approach in the development of a magnetic transducer for biomedical measurements: preliminary results on Design Space configuration. *Journal of Physics. Conference Series*, v. 772, p. 012016-6, 2016.

- [9] Medina, J. P. ; Louzada, D. R. ; Costa Monteiro, E. ; Hall Barbosa, C.R. ; Dutra, R. . Resolução do Problema Inverso de Localização de Fonte de Campo Magnético por Redes Neurais Artificiais. *Anais do IX Congresso Brasileiro de Metrologia*, 2017. v. 1. p. 1-4.

