



Yuri Leipner

Métodos para homogeneização das características de fase da impedância de sensores GMI

Dissertação de Mestrado

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Metrologia para Qualidade e Inovação (Área de concentração: Metrologia para Qualidade e Inovação) da PUC-Rio.

Orientador: Prof. Carlos Roberto Hall Barbosa
Co-orientadora: Profa. Elisabeth Costa Monteiro

Rio de Janeiro
Setembro de 2014



Yuri Leipner

Métodos para homogeneização das características de fase da impedância de sensores GMI

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

Prof. Carlos Roberto Hall Barbosa

Orientador/Presidente
Programa de Pós-Graduação em Metrologia -
PUC-Rio

Profa. Elisabeth Costa Monteiro

Co-Orientadora
Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof. Eduardo Costa da Silva

Departamento de Engenharia Elétrica - PUC-Rio

Prof. José Franco Machado do Amaral

Departamento de Engenharia Elétrica – UERJ

Prof. José Eugenio Leal

Coordenador Setorial de Pós-Graduação do
Centro Técnico Científico - PUC-Rio

Rio de Janeiro, 18 de setembro de 2014

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

Yuri Leipner

Formado em Engenharia de Controle e Automação pela Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro no ano de 2011. Mestre em Metrologia pelo Programa de Pós-Graduação em Metrologia para Qualidade e Inovação (Área de concentração: Metrologia para Qualidade e Inovação) da PUC no ano de 2014.

Ficha Catalográfica

Leipner, Yuri

Métodos para homogeneização das características de fase da impedância de sensores GMI / Yuri Leipner; orientador: Carlos Roberto Hall Barbosa ; co-orientadora: Elisabeth Costa Monteiro. – 2014.

70 f. : il. (color.) ; 30 cm

Dissertação (mestrado)–Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Programa de Pós-Graduação em Metrologia para a Qualidade e Inovação, 2014.

Inclui bibliografia

1. Metrologia – Teses. 2. Metrologia. 3. Homogeneização. 4. Sensibilidade. 5. Magnetoimpedância gigante. 6. Fase da impedância. 7. Sensores magnéticos. I. Barbosa, Carlos Roberto Hall. II. Monteiro, Elisabeth Costa. III. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Programa de Pós-Graduação em Metrologia para a Qualidade e Inovação. IV. Título.

CDD: 389.1

Dedico esta dissertação à minha mãe Mirian Tereza Leipner e à minha irmã Sophia Leipner Lima, que me suportaram, deram suporte e opinaram em todas as grandes decisões da vida.

Agradecimentos

Agradeço aos meus orientadores professor Carlos Hall e professora Elisabeth Monteiro, pela orientação, compreensão, companheirismo e esforço que empregaram durante o desenvolvimento desse trabalho. Nada seria realizado sem o incentivo de vocês.

À PUC, por ter criado um ambiente e estrutura de qualidade de ensino para esse mestrado se concluir.

Ao CNPq, pelos auxílios financeiros concedidos.

Agradeço os meus mentores do LaBioMet, os senhores da Eletrônica, professor Luiz Antônio Pereira de Gusmão e professor Eduardo Costa da Silva, pelos ensinamentos, pelas conversas e pela amizade.

Agradeço ao professor José Franco Machado do Amaral, pela participação na banca de avaliação deste trabalho.

À minha família pelo incentivo ao estudo, mesmo passando por todas as dificuldades.

Resumo

Leipner, Yuri; Barbosa, Carlos Roberto Hall (Orientador); Monteiro, Elisabeth Costa (Co-orientadora) **Métodos para homogeneização das características de fase da impedância de sensores GMI**. Rio de Janeiro, 2014. 70p. 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 utilização de magnetômetros possibilita o diagnóstico não invasivo e inócuo das variáveis fisiológicas já mensuradas pelos procedimentos padrão e oferece informações complementares sobre outras variáveis fisiológicas. Fontes biológicas geram densidades de fluxo magnético com ordem de grandeza entre 1 nT e 1 fT, com frequências até 1 kHz. Essas grandezas são ínfimas quando comparadas com a gerada pelo planeta, que é da ordem de 20 μ T e está onipresente na atmosfera. Portanto, para mensurar campos biomagnéticos, é necessário atenuar essa interferência eletromagnética, sendo empregadas câmaras magneticamente blindadas e/ou transdutores em configuração gradiométrica. As câmaras blindadas apresentam alto desempenho de filtragem, mas têm elevado custo e pouca praticidade. Uma configuração gradiométrica utiliza uma leitura diferencial de dois ou mais elementos sensores idênticos, melhorando significativamente a relação sinal/ruído com baixo custo de implementação. Seu funcionamento se baseia na premissa de que os sensores têm comportamento idêntico. No entanto, foi observado que as fitas GMI, mesmo apresentando a mesma composição química e mesmas dimensões físicas, não apresentam as mesmas variações de fase para uma mesma variação do campo magnético. Ou seja, foi constatado um comportamento heterogêneo das amostras, o que impossibilitaria o desenvolvimento de um gradiômetro baseado nesses sensores. Diante deste impedimento, foi considerado o desenvolvimento de um circuito capaz de homogeneizar as variações de impedância entre duas amostras, quando associado a uma delas. Assim, a presente dissertação apresenta três métodos para a homogeneização das características de fase de amostras GMI e identifica o mais adequado para aplicações biomédicas.

Palavras-chave

Metrologia; Homogeneização; Sensibilidade; Magnetoimpedância Gigante; Fase da Impedância; Sensores Magnéticos.

Abstract

Leipner, Yuri; Barbosa, Carlos Roberto Hall (Advisor); Monteiro, Elisabeth Costa (Co-Advisor) **Methods to homogenize the impedance phase characteristics of GMI sensors.** Rio de Janeiro, 2014 70p. M Sc. Dissertation – Programa de Pós graduação em Metrologia (Área de concentração: Metrologia para Qualidade e Inovação), Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

The use of magnetometers enables noninvasive and innocuous physiological variables already measured by standard procedures, and in certain cases, such as the Magnetocardiography offers additional information on other physiological variables diagnosis. Typically, the human heart generates a magnetic field with flux magnitude and frequency of 1 nT to 1 kHz. These quantities are minuscule compared with Earth's magnetic field, which is of the order of 20 μ T and is omnipresent in the atmosphere. Therefore, to measure biomagnetic fields, it is necessary to reduce this and other electromagnetic interference, magnetically shielded cameras and transducers in gradiometric configuration are commonly used. Shielded cameras feature high performance filter, but have high cost and little practicality. A gradiometric configuration uses a differential reading of two or more identical sensor elements, significantly improving the signal/noise ratio with low implementation cost. However, its operation based on the premise that the sensors have identical behavior. Unfortunately, it was found that GMI ribbons, despite having the same chemical composition and same physical dimensions does not present the same phase variations for the same variation in magnetic field. That is, a heterogeneous behavior of the samples, which would prevent the development of a gradiometer based on these sensors. Given this impairment, it was considered developing a circuit capable of homogenizing the variations in impedance between two samples when associated with them. Thus, this paper presents three distinct characteristics of the homogenization phase samples GMI methods and identifies the most suitable for biomedical applications through a comparative analysis of the performance of the methods.

Keywords

Metrology; Homogenization; Sensitivity; Giant Magnetoimpedance; Impedance Phase; Magnetic Sensors.

Sumário

1 Introdução	13
1.1. Motivação	14
1.2. Objetivo	16
1.3. Estrutura da Dissertação	16
2 Medição Biomagnética	18
2.1. Grandezas Magnéticas	19
2.2. Campos Biomagnéticos	21
2.3. Transdutores Magnéticos	24
2.4. Redução da Interferência Eletromagnética	29
2.4.1. Blindagens Magnéticas	30
2.4.2. Medições Diferenciais (Gradiômetros)	32
3 Magnetoimpedância Gigante	34
3.1. Descrição Física	35
3.2. Classificação do Efeito GMI por faixa de frequência	38
3.3. Técnicas de Fabricação de Ligas Magnéticas Amorfas	39
3.3.1. Técnica de Fabricação <i>Single Roller Melt Spinning</i>	40
3.4. Influência dos domínios magnéticos em fitas GMI	42
3.5. GMI Assimétrica	45
3.6. Caracterização de Amostras GMI	46
4 Métodos de Homogeneização das Características de Fase	49
4.1. Método do Intervalo	52
4.2. Método do Ponto Quiescente	55
4.3. Método da Sensibilidade	57
4.4. Resistências Negativas	61
5 Discussão, Conclusões e Trabalhos Futuros	63
5.1. Comparação dos Métodos de Homogeneização	63

5.2. Conclusões e Trabalhos Futuros	65
Referências Bibliográficas	67

Lista de figuras

Figura 1 - Linhas de campo em um ímã permanente.	19
Figura 2 - Fontes de Campos Biomagnéticos no corpo humano.	22
Figura 3 - Comparação de densidades de fluxo magnético entre fontes de ruído magnético e fontes biomagnéticas (Andrä & Nowak, 2007).	23
Figura 4 - Densidade e frequência dos campos biomagnéticos comparadas às fontes de ruído.	24
Figura 5 - Diagrama de um sistema SQUID.	28
Figura 6 - Gráfico comparativo das principais câmaras blindadas no mundo, mostrando o fator de blindagem (S) pela frequência (f).	31
Figura 7 - Exemplos de possíveis topologias gradiométricas para magnetômetros SQUID: a) gradiômetro de 1ª ordem; b) gradiômetro de 2ª ordem; e c) gradiômetro de 2ª ordem assimétrico.	33
Figura 8 – Diagrama da medição da impedância.	35
Figura 9 - Variação da profundidade de penetração em função do campo magnético.	38
Figura 10 - Representação simplificada do processo de <i>Single Roller Melt Spinning</i> .	41
Figura 11 - Aparato de <i>Single Roller Melt Spinning</i> , visão exterior.	42
Figura 12 – Aparato de <i>Single Roller Melt Spinning</i> , visão interior.	42
Figura 13 - Regiões de domínios magnéticos.	43
Figura 14 - Configuração dos domínios magnéticos da casca exterior em fitas e fios GMI.	43
Figura 15 - Configuração dos domínios magnéticos de (a) fitas amorfas com magnetostricção positiva, (b) fitas amorfas com magnetostricção negativa, e (c) fitas amorfas com magnetização positiva ou quase nula após tratamento térmico (<i>annealing</i>).	44
Figura 16 - Impedância em função do campo magnético em uma fita GMI de composição $\text{Fe}_{71}\text{Al}_2\text{Si}_{14}\text{B}_{8,5}\text{CuNb}_{3,5}$.	45
Figura 17 – Representação esquemática do sistema de caracterização de amostras GMI do LaBioMet.	46

Figura 18 - Exemplo de saída do sistema de caracterização de amostras GMI.	47
Figura 19 - Fase da impedância de ambas amostras A ($\theta_{GMI A}$) e B ($\theta_{GMI B}$), em função do campo magnético.	49
Figura 20 - Componente resistiva da impedância de ambas amostras A ($R_{GMI A}$) e B ($R_{GMI B}$), em função do campo magnético.	50
Figura 21 - Componente indutiva da impedância de ambas amostras A ($L_{GMI A}$) e B ($L_{GMI B}$), em função do campo magnético.	50
Figura 22 - Circuito Homogeneizador acoplado a uma das amostras GMI.	51
Figura 23 - Fase da impedância das amostras A, B e B _{homo} (homogeneizada pelo Método do Intervalo), em função do campo magnético.	54
Figura 24 - Erro entre as fases das impedâncias, (homogeneização pelo Método do Intervalo).	54
Figura 25 - Fase da impedância das amostras A, B e B _{homo} (homogeneizada pelo Método do Ponto Quiescente), em função do campo magnético.	56
Figura 26 - Erro entre as fases das impedâncias A e B _{homo} (Homogeneização pelo Método do Ponto Quiescente).	57
Figura 27 - Fase da impedância das amostras A, B e B _{homo} (homogeneizada pelo Método da Sensibilidade), em função do campo magnético.	59
Figura 28 - Erro de homogeneização entre as sensibilidades das amostras A e B _{homo} , pelo Método da Sensibilidade.	60
Figura 29 - Configuração genérica da topologia do GIC proposta por Antoniou.	61
Figura 30 - Topologia GIC implementando um FDNR utilizando elementos passivos.	62
Figura 31 - Comparação dos erros de sensibilidade de fase da impedância obtidos pelos três métodos de homogeneização.	63

Lista de tabelas

Tabela 1 - Grandezas Magnéticas.	21
Tabela 2 - Comparação dos Intervalos de Medição dos Magnetômetros	25
Tabela 3 - Processos de Fabricação de Ligas Magnéticas Amorfas.	40
Tabela 4 - Parâmetros das amostras GMI utilizados no Método do Intervalo.	53
Tabela 5 - Parâmetros das amostras GMI utilizados no Método do Ponto Quiescente.	56
Tabela 6 - Parâmetros das amostras GMI utilizados no Método da Sensibilidade.	58

1

Introdução

Com o avanço da medicina moderna, os médicos podem confiar cada vez mais em seus diagnósticos, respaldados em equipamentos cada vez mais eficazes capazes de monitorar maiores quantidades de variáveis fisiológicas. No entanto, esse desenvolvimento da área biomédica é acompanhado de uma preocupação: garantir a qualidade destes equipamentos (Costa Monteiro, 2007; Costa Monteiro & Lessa, 2005; Costa Monteiro & Leon, 2014). Como se trata de uma área que lida diretamente com a vida humana, a questão da qualidade de produtos e equipamentos, não está apenas atrelada à precisão, repetitividade ou eficácia dos métodos, existem outros importantes valores a serem analisados: como a não invasividade, ocorrência do contato físico, o custo e a inocuidade (Costa Monteiro, 2007; Costa Monteiro, 2014).

No ano de 1990, ficou evidenciada a preocupação com o risco do uso de equipamentos e instrumentos sem a adequada avaliação metrológica, quando a revista *Harvard Medical Practice Study* (Barker, 2004), publicou resultados sobre seu estudo em eventos adversos e constatou que: 3,7% dos pacientes hospitalizados sofrem eventos adversos, sendo que 13,6 % dos incidentes são mortais. A biometrologia passou a ser o termo dado à área da metrologia dedicada a estas tarefas de validação e certificação de normas, padrões e equipamentos médicos (Costa Monteiro, 2007; Costa Monteiro, 2014).

Metrologia no setor da saúde tem como preocupação regulamentar a calibração de instrumentos utilizados no setor, a fim de garantir a qualidade de atendimento, a segurança dos diagnósticos e tratamentos e ainda a rastreabilidade com padrões internacionais. Nesse sentido, princípios chamados biometrológicos (Costa Monteiro, 2007; Costa Monteiro, 2014), foram definidos com o intuito de impulsionar o

desenvolvimento de tais equipamentos de forma apropriada ao uso médico hospitalar, são eles:

- Não invasividade;
- Inocuidade;
- Baixo custo de fabricação e operação;
- Baixa complexidade de operação;
- Exatidão, precisão, rastreabilidade metrológica, baixa incerteza de medição; e
- Sustentabilidade social, ambiental e econômica.

1.1. Motivação

A utilização de magnetômetros possibilita o diagnóstico não invasivo e inócuo das variáveis fisiológicas já mensuradas pelos procedimentos padrão e oferece informações complementares sobre outras variáveis fisiológicas (Andrä & Nowak, 2007; Costa Monteiro et al., 1997; Yamada & Yamaguchi, 2005; Costa Monteiro et al., 2004; Costa Monteiro et al., 2001a; Costa Monteiro et al., 2001b; Costa Monteiro et al., 2001c).

O estudo de campos magnéticos gerados pelo corpo humano é chamado de biomagnetismo, e os campos magnéticos em questão de campos biomagnéticos. A detecção destes campos é um problema de alta complexidade devido às ordens de grandeza envolvidas.

Fontes biológicas geram densidades de fluxo magnético com ordem de grandeza entre 1 nT e 1 fT, com frequências até 1 kHz. Essas grandezas são ínfimas quando comparadas com a gerada pelo planeta, que é da ordem de 20 μ T e está onipresente na atmosfera. Além do campo magnético da Terra, diversas outras fontes de interferência produzem campos da ordem ou superiores aos níveis de campo biomagnético, como por exemplo uma chave de fenda a 5m de distância. Portanto, para mensurar campos biomagnéticos, é necessário atenuar essa interferência eletromagnética, sendo empregadas câmaras magneticamente blindadas e/ou transdutores em configuração gradiométrica.

As câmaras blindadas apresentam alta performance de atenuação de campos magnéticos em baixas frequências, porém, são estruturas de elevado custo e pouca praticidade. A implementação de uma configuração gradiométrica (um gradiômetro) é feita utilizando dois elementos sensores idênticos, realizando-se uma leitura diferencial destes sensores. Isso permite que a relação sinal/ruído seja melhorada significativamente com baixos custos de implementação e, portanto, é altamente recomendada nesta aplicação.

Quanto à sensibilidade do transdutor, atualmente a única tecnologia de magnetômetros de alta sensibilidade que permite medir campos da ordem dos biomagnéticos é o chamado sistema SQUID (*Superconducting Quantum Interference Device*). Os sistemas SQUID possuem elevada sensibilidade a campos magnéticos CD e CA de baixa frequência (até a faixa de 10kHz) apesar disso, necessitam de uma complexa infraestrutura para sua operação, além de altos custos de manutenção, devido à necessidade de se manter o estado criogênico necessário para a operação do sensor. Esses fatores inviabilizam a utilização dos sensores SQUID em larga escala na medicina (Costa Monteiro, 2005).

Uma tecnologia de sensores magnéticos que tem obtido destaque, é o efeito da Magneto Impedância Gigante (GMI – *Giant Magneto-impedance*), observado em ligas metálicas, que apresenta potencial para competir em sensibilidade com os sistemas SQUID em determinadas aplicações. Apesar de ainda ser uma tecnologia em fase de desenvolvimento, sensores magnéticos baseados no efeito GMI são extremamente baratos e com relativa facilidade de fabricação. Dessa forma, existe a possibilidade de confecção de um magnetômetro GMI para aplicações biomédicas, que esteja adequado aos princípios biometrológicos (Robbes, 2006).

A base de funcionamento de um gradiômetro se respalda na premissa de que existem dois sensores de comportamento idêntico. No entanto, foi observado no estudo das amostras disponíveis no LaBioMet (Laboratório de Biometrologia do Programa de Pós-graduação em Metrologia da PUC-Rio), que as fitas GMI, mesmo apresentando a mesma composição química ($\text{Co}_{70}\text{Fe}_{5}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$) e mesmas dimensões físicas

(comprimento, largura e espessura), não apresentam as mesmas variações de impedância, para uma mesma variação do campo magnético (Costa Silva et al., 2011; Costa Silva et al., 2010; Leipner, 2012; Costa Silva et al., 2014). Tal comportamento heterogêneo das amostras impossibilita o desenvolvimento de um gradiômetro baseado nesses sensores.

Para superação deste impedimento, neste trabalho demonstrara-se um circuito capaz de homogeneizar as variações de impedância entre duas amostras, quando associado a uma delas.

1.2. Objetivo

A dissertação apresenta três métodos distintos para a homogeneização das características de fase de amostras GMI. Tais processos permitirão a utilização desses sensores em configurações gradiométricas, as quais são essenciais à superação das interferências eletromagnéticas ambientais para a efetiva aplicação dos transdutores magnéticos desenvolvidos em medições de campos biomagnéticos.

1.3. Estrutura da Dissertação

A presente dissertação é composta por cinco capítulos:

- No primeiro capítulo, a Introdução, são apresentadas a motivação, contextualização da problemática de detecção de campos biomagnéticos, além do objetivo e da estrutura da dissertação;
- No segundo capítulo, Medição Biomagnética, são abordadas as características dos campos biomagnéticos de interesse, suas ordens de grandeza e frequência típicas. Também são apresentadas técnicas para a atenuação de interferências eletromagnéticas;
- No terceiro capítulo, Magnetoimpedância Gigante, é apresentada a descrição do efeito GMI. São abordadas as condições para o surgimento do efeito, bem como a influência de determinados parâmetros. Por fim, é apresentado o procedimento utilizado para a caracterização das amostras GMI utilizadas nessa dissertação;

- No quarto capítulo, Métodos de Homogeneização das Características de Fase, são apresentados os três métodos que são alvo do estudo dessa dissertação. É apresentado o equacionamento teórico e seu cálculo utilizando dados experimentais; e
- No quinto capítulo, Discussões, Conclusão e Trabalhos Futuros, é realizada a comparação dos resultados obtidos, visando evidenciar o método de homogeneização mais apropriado para aplicações envolvendo detecção de campos biomagnéticos.

2

Medição Biomagnética

O campo magnético está presente na região ao redor de um material, corrente elétrica ou carga elétrica em movimento, na qual atua uma força eletromagnética. Campos biomagnéticos (William & Kaufman, 1981) são campos magnéticos cujas fontes são de origem biológica. No corpo humano, a movimentação de íons realizada pelas células que compõem o tecido vivo produz pequenas correntes elétricas. Estas correntes iônicas são fontes de campos biomagnéticos que podem ser medidos fora do corpo humano, de forma não invasiva, o que representa grande vantagem em procedimentos médicos.

O biomagnetismo é um campo de conhecimento interdisciplinar, que busca entender e caracterizar os fenômenos fisiológicos que originam tais campos por meio de sistemas. O magnetocardiograma (MCG) e o magnetoencefalograma (MEG), são equivalentes magnéticos dos convencionais eletrocardiograma (ECG) e eletroencefalograma (EEG), que estudam a atividade elétrica do coração e do cérebro, respectivamente (Andrä & Nowak, 2007), são exemplos típicos de atuação do biomagnetismo.

Se comparado com os demais campos interdisciplinares da Física, o Biomagnetismo ainda é uma ciência em fase de maturação, tendo em vista que os primeiros equipamentos sensíveis o suficiente para detectar tais campos de maneira eficaz foram inventados apenas na década de 1970 (Robbes, 2006).

Neste capítulo são apresentados os conceitos que fundamentam a medição biomagnética, começando pelas grandezas de interesse e suas unidades, no Sistema Internacional de Unidades (SI) e nas utilizadas cotidianamente. Em seguida, serão descritos os principais campos biomagnéticos, suas características, fontes no corpo humano, níveis de intensidade e frequência típicas. Em seguida, são apresentados os

equipamentos que realizam essas medições, destacando-se dentre os transdutores magnéticos aqueles de maior relevância para a realização de leituras dos campos magnéticos de origem biológica. Por fim, é discutida a problemática envolvida na medição de tais campos e as dificuldades que podem ser previstas teoricamente.

2.1. Grandezas Magnéticas

Ao redor de um material magnético, corrente elétrica ou carga elétrica em movimento, atua uma força magnética, sendo que nesta região existe campo magnético.

Em cada ponto dessa região é possível medir a magnitude e a direção desse campo, pois trata-se de uma grandeza vetorial. Se forem traçadas as direções ponto a ponto dentro do campo magnético, serão observadas que estas formam as chamadas linhas de campo. As linhas de campo iniciam e terminam na fonte que origina o campo magnético e nunca se cruzam. A Figura 1 apresenta as linhas de campo em torno de um ímã permanente.

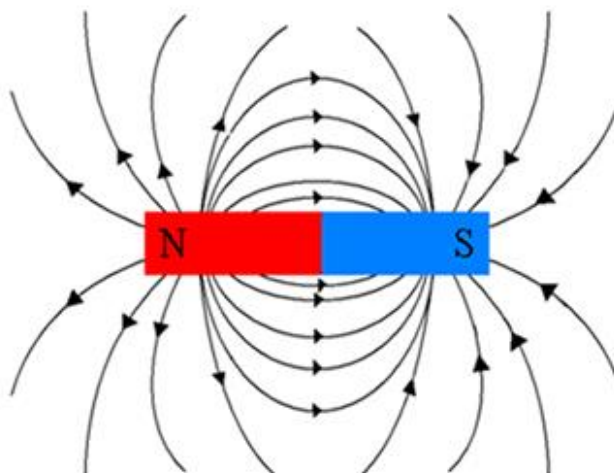


Figura 1 - Linhas de campo em um ímã permanente.

A quantidade de linhas de campo que atravessa perpendicularmente uma determinada área no espaço é chamada fluxo magnético (φ). A relação entre o fluxo magnético e a área que o mesmo atravessa é a

chamada densidade de fluxo magnético (B), conforme a equação (1), e representa o quão influente é o campo magnético naquela região.

$$\varphi = \iint_S \vec{B} d\vec{S}; \quad (2.1)$$

para B constante: $B = \varphi / A$

A maneira como um determinado material imerso em um campo magnético irá reagir depende de duas propriedades: a permeabilidade magnética e a susceptibilidade magnética. A permeabilidade magnética (μ) representa a facilidade com que as linhas de campo permeiam o material. Materiais com baixa permeabilidade magnética terão menos linhas de campo através deles, em comparação com materiais de alta permeabilidade magnética. Dessa forma, pode-se escrever a permeabilidade magnética como a razão entre a densidade de fluxo magnético que atravessa o material e o campo magnético externo ao mesmo.

$$\mu = B/H \quad (2.2)$$

A susceptibilidade magnética (χ), de maneira análoga, representa a resposta do material ao campo magnético externo (H) e relaciona a magnetização (M) do material com o campo magnético aplicado.

$$\chi = M/H \quad (2.3)$$

A Tabela 1 apresenta a relação das grandezas apresentadas, contendo seus símbolos, unidades no SI (Sistema Internacional de Unidades) e CGS (sistema que possui o centímetro, o grama e o segundo como unidades base) e o fator de conversão entre essas unidades.

Tabela 1 - Grandezas Magnéticas.

Grandeza		Unidade		Conversão
Nome	Símbolo	SI	CGS	
<i>Fluxo Magnético</i>	ϕ	<i>weber (Wb)</i>	<i>maxwell (Mx)</i>	$1 \text{ Mx} = 10^{-8} \text{ Wb}$
<i>Densidade de Fluxo Magnético</i>	B	<i>tesla (T)</i>	<i>gauss (G)</i>	$1 \text{ G} = 10^{-4} \text{ T}$
<i>Campo Magnético</i>	H	<i>ampere por metro (A/m)</i>	<i>oersted (Oe)</i>	$1 \text{ Oe} = 1/4\pi \times 10^3 \text{ A/m}$
<i>Magnetização</i>	M	<i>ampere por metro (A/m)</i>	<i>e.m.u. cm⁻³</i>	$1 \text{ e.m.u. cm}^{-3} = 1000 \text{ A/m}$
<i>Permeabilidade Magnética</i>	μ	<i>henry por metro (H/m)</i>	<i>adimensional</i>	$4\pi 10^{-3} \text{ H/m} = 1$
<i>Susceptibilidade Magnética</i>	χ	<i>adimensional</i>	<i>adimensional</i>	$4\pi = 1$

2.2. Campos Biomagnéticos

A primeira medição de campo biomagnético foi realizada em 1962, quando foi mensurado o campo magnético gerado pela atividade cardíaca de um paciente, ou seja, um magnetocardiograma. Esse procedimento permite a análise da atividade elétrica cardíaca, sem a influência do volume condutor, além da vantagem de ser realizada sem a necessidade de contato físico (Costa Monteiro et al., 1987; Andrä & Nowak, 2007). Isso ocorre pois os tecidos que constituem o corpo humano são praticamente não magnéticos e não influenciam significativamente as medições (Andrä & Nowak, 2007). Nos procedimentos atuais, para o registro eletrocardiográfico (ECG) e encefalográfico (EEG), são utilizados eletrodos em contato direto com a pele. As leituras de potencial estão associadas às correntes secundárias, geradas no volume condutor, que é bastante heterogêneo, e não diretamente às correntes primárias, como é o caso da medição do campo magnético (Costa Monteiro et al., 1987; Andrä & Nowak, 2007).

A medição dos campos biomagnéticos pode ser utilizada em diversos procedimentos para a caracterização da atividade iônica de diversos órgãos, como demonstrado na Figura 2. Das fontes apresentadas, podem se destacar os seguintes exames para leitura do campo magnético com as respectivas intensidades associadas:

- partículas magnéticas no pulmão, a magnetopneumografia (MPG – da ordem de 10^{-9} T);
- atividade elétrica do músculo esquelético, a magnetomiografia (MMG – da ordem de 10^{-11} T);
- atividade elétrica dos músculos do tubo gastrointestinal, a magnetogastrografia (MGG) e a magnetoenterografia (MENG – da ordem de 10^{-11} T);
- músculo cardíaco fetal, a magnetocardiografia fetal (MCGf – da ordem de 10^{-12} T);
- movimento ocular, o magnetooculograma (da ordem de 10^{-11} T); e
- atividade elétrica do cérebro, a magnetoencefalografia (MEG – da ordem de 10^{-12} T).

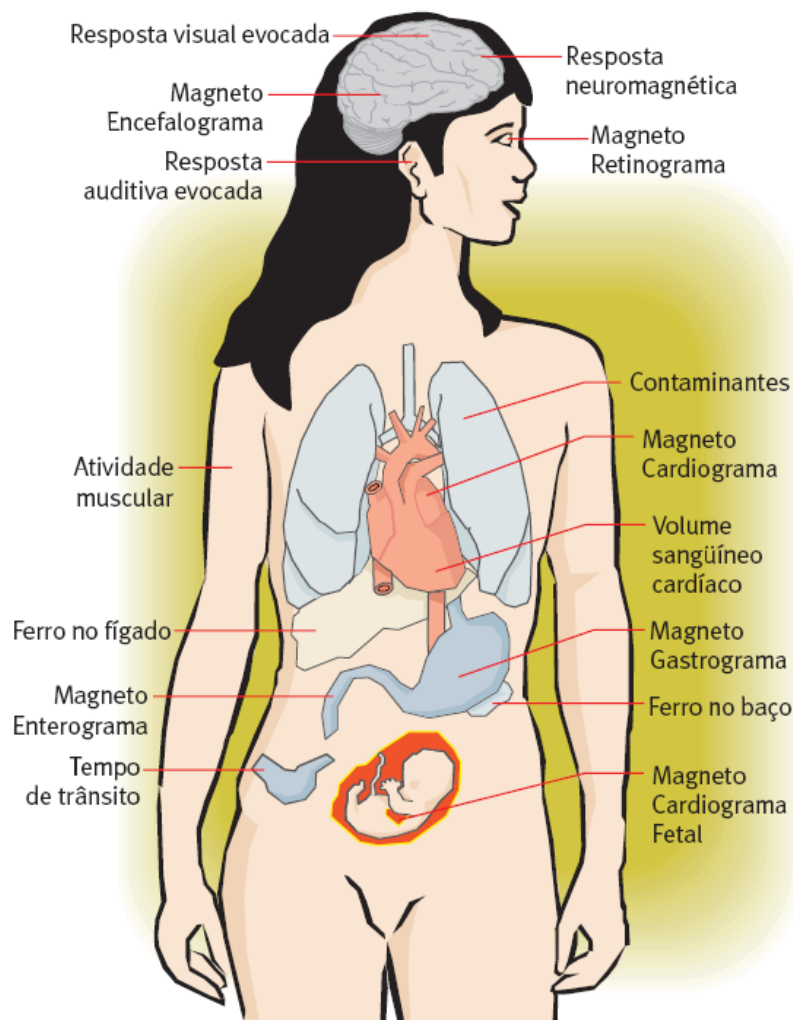


Figura 2 - Fontes de Campos Biomagnéticos no corpo humano.

Como pode ser observado na lista acima, a densidade de fluxo magnético típica em cada atividade apresenta intensidades situadas na faixa de nanoteslas (10^{-9} T) até picoteslas (10^{-12} T). Esses níveis de

densidade de fluxo magnético representam uma dificuldade para medições práticas dos campos biomagnéticos. Basta compará-las à densidade do fluxo magnético da Terra (da ordem de $20 \mu\text{T}$ na cidade do Rio de Janeiro) para se perceber o quão reduzido são os campos biomagnéticos. Além do campo magnético terrestre, outras fontes de ruído magnético interferem com as medições biomagnéticas, sendo apresentada na Figura 3 uma escala comparativa entre a densidade de fluxo de campo magnético de algumas fontes de ruído típicas e fontes de campos biomagnéticos no corpo humano (Andrä & Nowak, 2007).

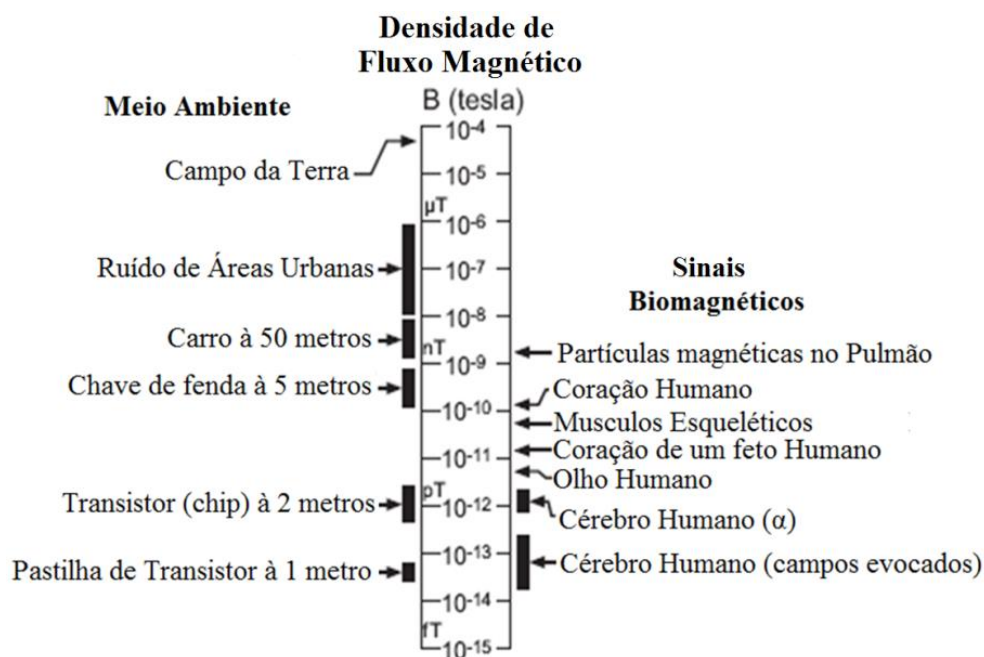


Figura 3 - Comparação de densidades de fluxo magnético entre fontes de ruído magnético e fontes biomagnéticas (Andrä & Nowak, 2007).

A Figura 4, por sua vez, apresenta uma análise das fontes de interferência no domínio da frequência. A figura apresenta também, na região delimitada por linhas vermelhas, o comportamento típico dos ruídos comuns e destaca o campo magnético terrestre em amarelo. Pode-se notar que, tipicamente os campos biomagnéticos apresentam uma frequência de milésimos de hertz (mHz) até algumas centenas de hertz (sendo 1 kHz o valor máximo típico), estando completamente imersos na região de interferência magnética (Andrä & Nowak, 2007).

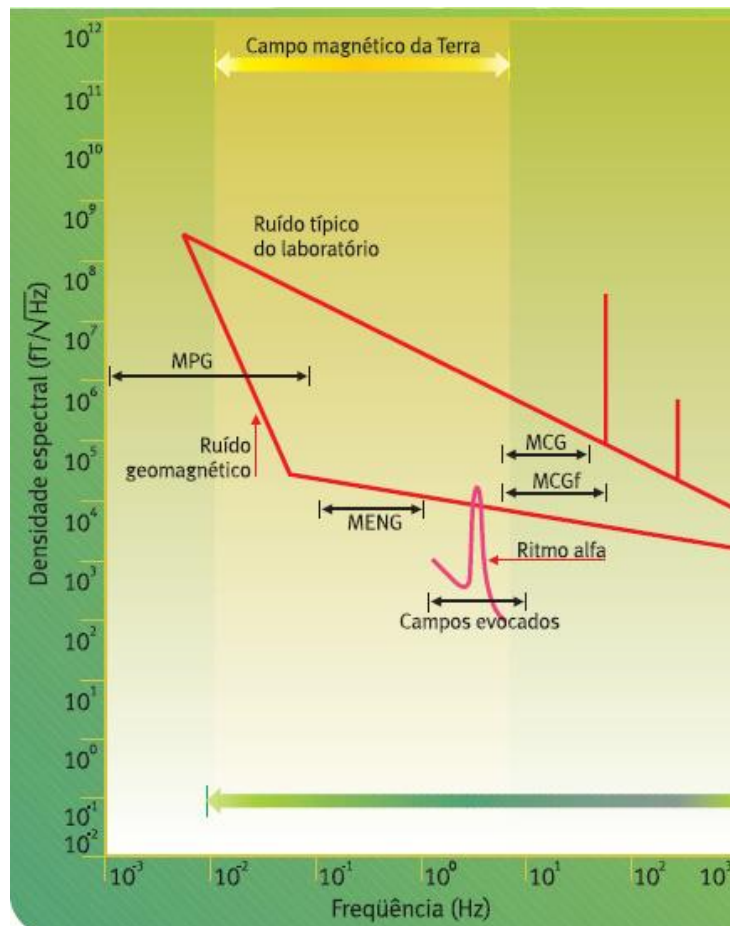


Figura 4 - Densidade e frequência dos campos biomagnéticos comparadas às fontes de ruído.

Com isso, conclui-se que para que seja possível a aquisição dessas informações, é necessário um sistema de medição com sensibilidade suficiente para detectar esses campos biomagnéticos e, ainda, que seja imune às interferências do ambiente.

Para aplicações no setor da saúde no entanto, outros parâmetros devem ser observados, como os custos de aquisição e operação e a complexidade de operação (Costa Monteiro, 2007). O não cumprimento desses requisitos torna proibitiva a utilização de determinadas tecnologias, como será visto a seguir.

2.3. Transdutores Magnéticos

Transdutores magnéticos, ou magnetômetros, são utilizados atualmente em setores de pesquisa e da indústria, e são baseados em

diversos fenômenos físicos distintos. Apesar disso, parâmetros de desempenho comuns a todos, podem ser utilizados na análise comparativa independentemente da tecnologia aplicada. Ruído do campo equivalente na entrada, frequência de operação e *slew rate*, faixa dinâmica e linearidade, resoluções espacial e de energia, associação gradiométrica, *cross-talk* e rede de associações, compatibilidade com circuitos integrados de silício, compatibilidade com processamento de sinal digital e efeitos da temperatura são alguns desses parâmetros de desempenho (Robbes, 2006).

Porém como visto na seção anterior, as aplicações biomagnéticas possuem características que limitam a variedade de sensores passíveis de serem utilizados. Foram levantadas as tecnologias comumente empregadas na confecção de magnetômetros quanto ao seu intervalo de medição (Costa Silva, 2010). A Tabela 2 apresenta a comparação dessas tecnologias com seus respectivos intervalos de medição.

Tabela 2 - Comparação dos Intervalos de Medição dos Magnetômetros

Magnetômetros	Densidade de Fluxo Magnético Detectável (T)									
	10^{-14}	10^{-12}	10^{-10}	10^{-8}	10^{-6}	10^{-4}	10^{-2}	10^0	10^2	
Bobina										
Fluxgate										
Bombeamento Óptico										
Precessão Nuclear										
SQUID										
Efeito Hall										
Magnetoresistivo										
Magnetodiodo										
Magnetotransistor										
Fibra-óptica (magnetostricção)										
Magneto-óptico										
Magnetoimpedância										

Magnetômetros	Densidade de Fluxo Magnético Detectável (T)									
	10^{-14}	10^{-12}	10^{-10}	10^{-8}	10^{-6}	10^{-4}	10^{-2}	10^0	10^2	
Gigante (GMI)										

De acordo com a Tabela 2, oito tecnologias apresentam um intervalo de medição compatível com aplicações biomagnéticas (de 10^{-12} T até 10^{-9} T). No entanto a avaliação exclusiva da sensibilidade não é suficiente para justificar a aplicação dessas tecnologias. Os magnetômetros de Bombeamento Óptico e Precessão Nuclear são magnetômetros classificados como escalares, ou seja, medem apenas o módulo do campo magnético em questão. Para as aplicações biomagnéticas, no entanto, a leitura separada de cada componente do campo biomagnético é de extrema importância para determinar as correntes iônicas que deram origem ao campo, sendo necessários magnetômetros vetoriais (Lenz & Edelstein, 2006).

Magnetômetros baseados em bobinas também serão desconsiderados para aplicações biomédicas, pois seu funcionamento é baseado na Lei de Faraday, que descreve o fenômeno de aparecimento de correntes induzidas em espiras condutoras (bobinas), quando exercido um campo magnético alternado. Portanto, a intensidade da corrente induzida e, por consequência, sua sensibilidade, estão diretamente atreladas à frequência do campo magnético de interesse. Para o caso dos campos biomagnéticos, que possuem frequência de operação no intervalo de mHz até 1 kHz, a sensibilidade de magnetômetros baseados em bobinas é debilitada, tornando-os inviáveis.

Os sensores baseados em fibra óptica possuem uma relação direta entre a sensibilidade e o comprimento do sensor, inviabilizando sua miniaturização e seu uso em aplicações que demandem elevada resolução espacial, como no caso de campos biomagnéticos.

Os magnetômetros SQUID (*Superconducting Quantum Interference Devices* – Dispositivos Supercondutores de Interferência Quântica) são o estado da arte em sensores magnéticos de alta sensibilidade atualmente comercializados. Eles se baseiam nas interações de correntes elétricas e

campos magnéticos observadas quando certos materiais são esfriados abaixo de uma determinada temperatura de transição, também chamada temperatura crítica (T_c). A esta temperatura, os materiais tornam-se supercondutores e perdem toda a resistência ao fluxo de eletricidade. Em 1933 foi observado que, durante o estado de supercondutividade, as linhas de campo que permeavam o material eram totalmente expelidas do mesmo, sendo este o chamado efeito Meissner (Mahdi et al., 2003).

Apesar desse fenômeno demonstrar potencial para a confecção de um sensor magnético, o método para o cálculo da corrente elétrica que passa pelo supercondutor apenas foi desenvolvido em 1973, consequentemente concedendo o prêmio Nobel de física ao físico britânico Brian Josephson. O método consiste na utilização de dois materiais supercondutores, separados por uma fina camada de material isolante, a chamada Junção Josephson (Robbes, 2006).

As principais características destes dispositivos SQUID, sensíveis à densidade de fluxo magnético, estão relacionadas com a sua topologia de base, que consiste em uma pequena espira supercondutora enfraquecida por uma ou duas junções de Josephson. A área da espira tipicamente possui uma área de aproximadamente $100 \mu\text{m}^2$ e a densidade espectral de ruído de fluxo encontra-se na faixa de 10^{-5} a $10^{-6} \Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$, onde $\Phi_0 = 2,06 \times 10^{-15} \text{ Wb}$ é o quantum de fluxo magnético. A resolução de campo associada ao ruído intrínseco do SQUID pode ser estimada a partir do ruído de fluxo dividido pela área da espira, obtendo-se de $0,2^{-2}$ até $2 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$ (Robbes, 2006).

A sensibilidade é posteriormente otimizada utilizando transformadores de fluxo supercondutores projetados em várias geometrias, com uma área primária muito maior do que a área da bobina, e uma bobina secundária bem acoplada ao circuito SQUID. Grandes amplificações de densidade de campo, superiores a cem vezes, tornam possível a obtenção de resoluções da ordem de fT (10^{-15} T) (Robbes, 2006). A Figura 5 apresenta o diagrama simplificado de um SQUID LTS.

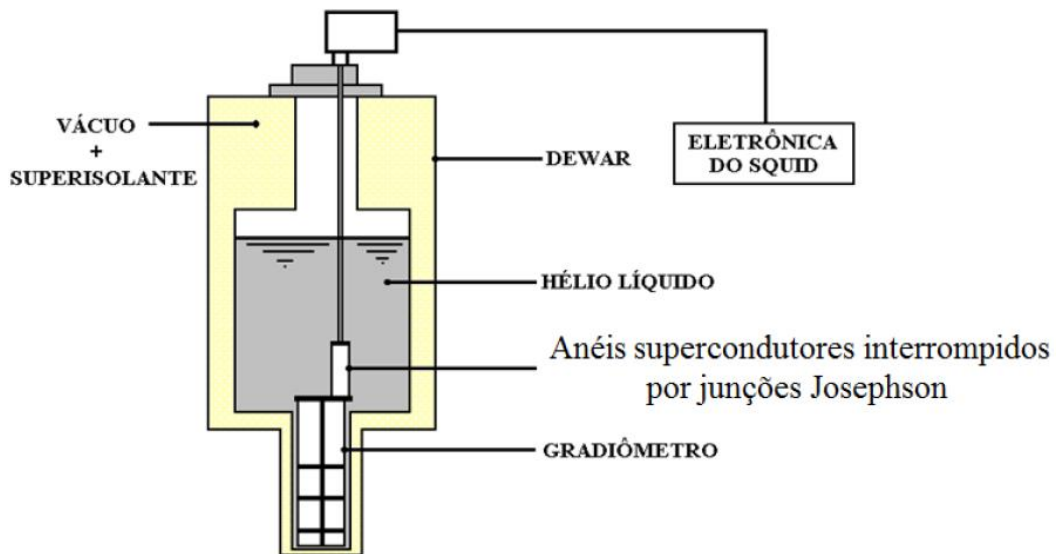


Figura 5 - Diagrama de um sistema SQUID.

A sigla LTS vem do inglês *Low Temperature Superconductor* (Supercondutor de Baixa Temperatura) e é usada para definir a classe de sensores SQUID que funcionam a uma baixa temperatura crítica, próximo a 4 K. O *dewar*, ou Frasco de Dewar, é utilizado para manter o sistema a essa temperatura, submerso em hélio líquido e isolado termicamente do ambiente.

Existem algumas famílias de materiais que apresentam características supercondutoras em temperaturas críticas mais elevadas (30 - 77 K). Estes materiais foram aplicados nos chamados SQUID HTS (*High Temperature Superconductors* – Supercondutores de Alta Temperatura), e neles é utilizado o nitrogênio líquido no sistema de refrigeração. Apesar do menor custo e maior facilidade de manipular o nitrogênio em relação ao uso do hélio, o desempenho dos SQUID HTS são piores do que o dos LTS (Mahdi et al., 2003; Clarke & Braginski, 2006).

Apesar de muitos experimentos e laboratórios científicos (Costa Monteiro et al., 2003 ; Tsukuda et al., 2000) já terem realizado a leitura de campos biomagnéticos utilizando sistemas SQUID nas mais diversas configurações e arranjos, sua complexidade de fabricação, de instalação,

de uso e o alto custo associado ao equipamento tornam proibitivo seu uso no setor da saúde (Costa Monteiro, 2007).

Sensores baseados no efeito da Magnetoimpedância Gigante (MIG ou GMI – *Giant Magnetoimpedance*) vêm se apresentando como promissora tecnologia para sensores de alto desempenho (Phan & Peng, 2007). O efeito GMI é observado em condutores que, em linhas gerais, quando excitados por uma corrente elétrica alternada, apresentam grandes variações de impedância em função de um campo magnético externo. Esta variação ocorre graças a grandes mudanças na profundidade de penetração da corrente no material (*skin depth*). O *skin depth* é um efeito dependente não apenas da amplitude e frequência da corrente de excitação, mas também da condutividade elétrica e da permeabilidade magnética do material. Este efeito é observado em condutores ferromagnéticos macios, normalmente da família $\text{Co}_{75-x}\text{Fe}_x\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$, pois estes apresentam baixa magnetostricção.

Quando comparados com outros magnetômetros, como os GMR, os baseados em efeito GMI possuem decisiva vantagem no quesito sensibilidade (Robbes, 2006). Enquanto sensores baseados no efeito GMR possuem uma sensibilidade típica de $\sim 1\%/Oe$, os baseados em efeito GMI podem apresentar até $600\%/Oe$ (Phan & Peng, 2007). Ao se comparar com os magnetômetros SQUID, possuem a vantagem de serem extremamente baratos e de relativa facilidade de fabricação, justificando maiores pesquisas no desenvolvimento de magnetômetros GMI. Maiores detalhes sobre o efeito físico, fabricação e caracterização de amostras GMI serão apresentados no capítulo 3.

2.4.

Redução da Interferência Eletromagnética

Como apresentado na Figura 3, os campos biomagnéticos estão imersos em meio a um ambiente extremamente ruidoso, não bastando portanto possuir um sensor sensível o bastante para detectá-los, mas sendo necessárias, também, técnicas de redução de ruído magnético e de interferências magnéticas.

A seguir, nas seções 2.4.1 e 2.4.2, são apresentadas as principais formas de filtragem espacial normalmente utilizadas em aplicações magnéticas: blindagens magnéticas e medições diferenciais.

2.4.1. Blindagens Magnéticas

A blindagem magnética consiste na criação de uma região onde se consegue atenuar a penetração de campos magnéticos. A efetividade da blindagem é medida pelo seu fator de blindagem S , definido como:

$$S = 20 \log(H_0/H_1)dB \quad (2.4)$$

Os índices 0 e 1, correspondem ao campo magnético fora da blindagem (que incide sobre a mesma) e dentro da blindagem (que a atravessa), respectivamente. A efetividade da blindagem varia, dentre outros parâmetros, com a frequência do campo magnético, porque a permeabilidade magnética de materiais é dependente da frequência. O alumínio é o metal mais utilizado para as blindagens de alta frequência, enquanto o μ -metal é o mais aplicado em baixas frequências (Andrä & Nowak, 2007).

As aplicações biomagnéticas exigem uma blindagem em um grande intervalo de frequências e por isso são normalmente utilizadas duas camadas de μ -metal intercaladas com uma camada de alumínio, sendo esta configuração muito utilizada para medições biomagnéticas, por ser utilizada em laboratórios diversos ao redor do mundo (Costa Silva, 2010; Andrä & Nowak, 2007).

No PTB (*Physikalisch Technische Bundesanstalt*) da Alemanha foi desenvolvida uma câmara de blindagem magnética com os maiores níveis de atenuação até então obtidos ($S = 120dB$), a BMSR-2 (Bork et al., 2001). Isso foi atingido utilizando uma blindagem com sete camadas de μ -metal e uma camada de alumínio, além de uma blindagem ativa.

Na técnica de blindagem ativa utilizam-se bobinas para gerar campos magnéticos controlados e sensores triaxiais para medir a

intensidade do campo dentro da câmara. Dessa forma, é feita uma malha de controle a fim de que as bobinas gerem um campo que cancele as interferências externas. No sistema de blindagem utilizado na BMSR-2, são utilizados dois pares de bobinas para cada eixo, um par para cancelar o campo magnético terrestre, e o segundo acoplado a uma fonte de corrente controlada para realizar a blindagem ativa.

A Figura 6 apresenta um gráfico comparativo do sistema do PTB com outros laboratórios no mundo (Costa Silva, 2010).

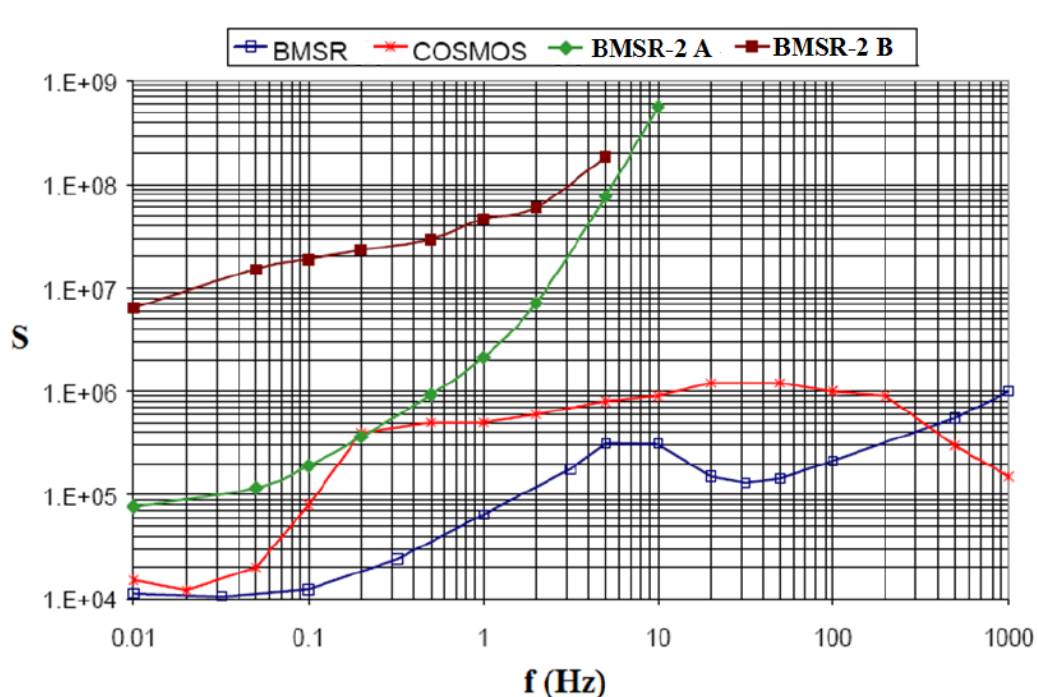


Figura 6 - Gráfico comparativo das principais câmaras blindadas no mundo, mostrando o fator de blindagem (S) pela frequência (f).

No gráfico pode-se observar a comparação do sistema BMSR-2 A (apenas blindagem passiva) com o sistema BMSR-2 B (com blindagem passiva e blindagem ativa). Dessa forma, percebe-se que ao se complementar um sistema puramente passivo com técnicas ativas consegue-se aprimorar os fatores de blindagem originais. O sistema COSMOS foi desenvolvido pelo *Superconducting Sensor Laboratory*, no Japão, e emprega uma geometria esférica (Harakawa, 1996).

Apesar do significativo grau de atenuação atingido pelas câmaras de blindagem magnética, sua utilização no setor da saúde é inviável, e atualmente restringe-se ao setor acadêmico e centros de pesquisa.

Segundo os princípios da biometrologia (Costa Monteiro, 2007; Costa Monteiro & Lessa, 2005; Costa Monteiro & Leon, 2014), transdutores destinados ao setor biomédico também devem possuir características chave, como a não-invasividade, inocuidade, elevada exatidão, entre outras incluindo o baixo custo para fabricação e operação, que viabilizem sua utilização em larga escala. Entretanto sistemas que utilizam câmaras blindadas têm seu custo extremamente elevado.

2.4.2. Medições Diferenciais (Gradiômetros)

Na Figura 1 mostrou-se como se apresenta a distribuição de linhas de campo magnético gerada por um dipolo, podendo-se observar que, na região próxima à fonte, há grande variação da concentração de linhas por unidade de comprimento nas regiões distantes da fonte, observa-se uma distribuição espacial bastante uniforme. Entretanto, campos magnéticos gerados por fontes distantes são considerados espacialmente uniformes, sendo que o ponto de transição da distância é estimado como $\lambda/2\pi$, sendo λ o comprimento de onda do campo eletromagnético. Dessa forma, pode-se considerar as principais fontes de interferência magnética, em aplicações biomagnéticas, como espacialmente uniformes na região de medição.

A configuração gradiométrica de sensores é uma solução simples e de baixo custo com resultados bastante significativos. Praticamente um requisito para aplicações de alta sensibilidade, esta configuração permite a atenuação de ruídos espacialmente homogêneos. A técnica resume-se a utilizar dois sensores idênticos, a uma distância d um do outro, de modo a garantir que apenas um estará influenciado pelo campo de interesse (ou que um seja significativamente mais influenciado que o outro). A atenuação do ruído ocorre ao se realizar a leitura diferencial dos sensores.

As configurações possíveis para a implementação de magnetômetros gradiométricos variam para cada tecnologia empregada na confecção dos sensores. Nos magnetômetros SQUID, o que constitui o

elemento sensor são as suas bobinas supercondutoras que captam a densidade de fluxo magnético (Clarke & Braginski, 2004; Clarke & Braginski, 2006). A Figura 7 apresenta três topologias gradiométricas possíveis:

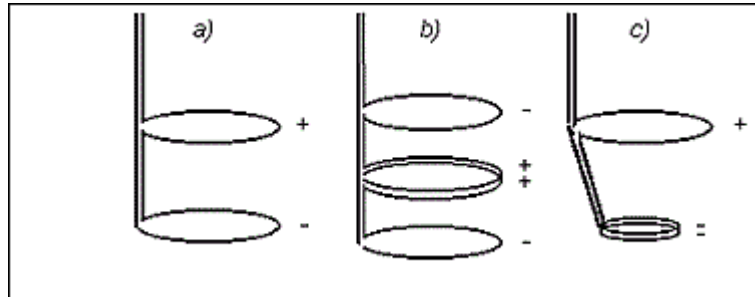


Figura 7 - Exemplos de possíveis topologias gradiométricas para magnetômetros SQUID: a) gradiômetro de 1ª ordem; b) gradiômetro de 2ª ordem; e c) gradiômetro de 2ª ordem assimétrico.

A topologia (a) apresentada na Figura 7, corresponde a uma configuração gradiométrica de primeira ordem das bobinas sensoras, com possibilidade de atenuação de 10 até 100 vezes. Na topologia (b), é apresentada uma configuração gradiométrica de segunda ordem, com possibilidade de atenuação de 100 até 1000 vezes, porém com a necessidade de maior proximidade da origem do campo de interesse. Na topologia (c), é apresentada uma configuração gradiométrica de primeira ordem assimétrica, que apresenta maior sensibilidade ao sinal de interesse.

Para cada aplicação existe um compromisso maior com determinado parâmetro de ajuste, seja a sensibilidade, a resolução espacial ou a imunidade a interferências magnéticas. Ao se otimizar a resolução, aumentando o diâmetro da circunferência da bobina, perde-se resolução espacial. Por sua vez, para fontes de tamanho reduzido, a utilização de bobinas de diâmetro muito maior pode estar sujeita a maiores interferências magnéticas.

Generalizando para qualquer tecnologia, a eficácia do gradiômetro, está fortemente atrelada à homogeneidade dos elementos sensores empregados.

3

Magnetoimpedância Gigante

Após o desenvolvimento das técnicas de fabricação de ligas metálicas amorfas, o tema tem sido amplamente pesquisado, visando a descoberta de novos materiais e efeitos magnéticos (Machado et al., 1994; Machado et al., 1995; Knobel & Pirota, 2002; Pirota et al., 2002). O efeito da magnetorresistência gigante (GMR – *Giant Magnetoresistance*) é um dos fenômenos observados nesses materiais. O GMR consiste na grande variação da resistência elétrica do material, em resposta a um campo magnético externo. Isso ocorre pois a variação da resistividade do material em função do espalhamento de elétrons depende dos *spins* dos elétrons de condução, que sofrem a influência do campo externo, sendo alterados e resultando em uma variação da resistência. Devido a sua aplicação em discos de memória, que possibilitou grande expansão da capacidade de armazenamento, foi concedido aos pesquisadores Albert Fert e Peter Grünberg o Prêmio Nobel de Física em 2007 pela descoberta do GMR em 1988 (Fert, 2007; Grünberg, 2007).

Posteriormente, em 1990, foram observadas experimentalmente variações de resistência em ligas amorfas compostas por Ferro, Cobalto, Silício e Boro, ao serem excitadas por uma corrente alternada. Este fenômeno foi inicialmente explicado à luz do efeito GMR por dois trabalhos, lançados praticamente simultaneamente em 1993 (Machado, 1993 ; Mandal & Ghatak, 1993). No entanto, o tema foi revisitado no ano seguinte, onde foi avaliada a impedância do material (componente resistiva somada à componente reativa). Foi constatado tratar-se de um novo fenômeno, sendo este batizado de Magnetoimpedância Gigante (GMI – *Giant Magnetoimpedance*), por se tratar de uma grande variação da impedância como um todo (Yelon, 1996).

O efeito GMI chamou a atenção pela possibilidade de se obter elevada sensibilidade, mesmo operando a temperatura ambiente, o que

reflete um grande ganho para as aplicações biomagnéticas. Quando comparados com magnetômetros GMR, os baseados em efeito GMI possuem decisiva vantagem no quesito sensibilidade (Costa Silva, 2010).

3.1. Descrição Física

Quando um condutor ferromagnético macio é submetido a uma pequena corrente alternada (CA), é observada uma grande mudança na impedância complexa do condutor (Z), ao se aplicar um campo magnético externo (H). Denominam-se macios os materiais magnéticos de baixa coercividade e alta permeabilidade magnética. É importante observar que as considerações realizadas foram feitas supondo um caso específico de configuração GMI, no qual o campo magnético de interesse está direcionado na orientação longitudinal da amostra, a chamada Magnetoeimpedância Longitudinal (LMI). A Figura 8 apresenta um diagrama de medição desta impedância.

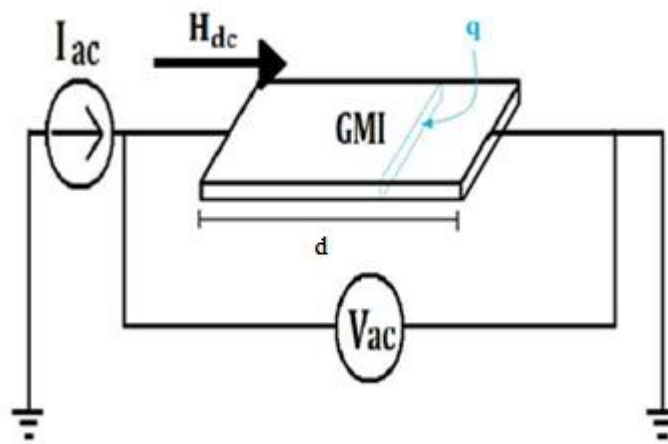


Figura 8 – Diagrama da medição da impedância.

De acordo com a definição da lei de ohm para elementos armazenadores de energia, para CA, a impedância complexa $Z = R + j\omega L$ (R e L são a resistência e a indutância respectivamente) de um condutor magnético é dada por V_{CA}/I_{CA} , onde I_{CA} é a amplitude da corrente senoidal $I = I_{CA} \exp(-j\omega t)$ atravessando o condutor e V_{CA} é a tensão medida entre as extremidades do condutor. É importante observar que essa definição é

válida apenas para um condutor magnético uniforme (Kraus, 2003) e, portanto, as dimensões de largura (d) e área da seção transversal (q), devem ser constantes. Essa mudança na impedância, quando aplicado um campo magnético (H_{DC}), é definida como Magnetoeimpedância Gigante (MIG ou GMI - *Giant Magnetoeimpedance*), e é normalmente expressa em termos da variação percentual do valor nominal:

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

onde H_{max} é usualmente o campo magnético externo suficiente para saturar a impedância. Na prática, o valor de H_{max} é aquele possível de ser obtido por meios experimentais.

A expressão da impedância pode ser expandida da seguinte forma:

$$Z = \frac{V_{ac}}{I_{ac}} = \frac{LE_z(S)}{q\langle j_z \rangle_q} = R_{CC} \frac{j_z(S)}{\langle j_z \rangle_q} \quad (3.2)$$

onde E_z é a componente longitudinal do um campo elétrico, j_z é a densidade de corrente, R_{CC} a resistência elétrica em corrente contínua, S é o valor da expressão na superfície do volume condutor e $\langle j_z \rangle_q$ é o valor médio através da seção q . Vale ressaltar que esta definição é válida apenas para um condutor magnético uniforme.

O valor da densidade de corrente, necessário para o cálculo teórico da impedância Z , é obtido por meio da solução simultânea da equação de Maxwell reduzida,

$$\nabla^2 H - \frac{\mu_0}{\rho} \dot{\vec{H}} = \frac{\mu_0}{\rho} \dot{\vec{M}} - \text{grad div } \vec{M} \quad (3.3)$$

e da equação de Landau-Lifshitz para o movimento do vetor de magnetização

$$\dot{\vec{M}} = \gamma \vec{M} \times \vec{H}_{eff} - \frac{\alpha \gamma}{M_s} \vec{M} \times \dot{\vec{M}} - \frac{1}{\tau} (\vec{M} - \vec{M}_0) \quad (3.4)$$

onde γ é o fator giromagnético, M_S é a magnetização de saturação, H_{eff} é o campo magnético efetivo e α é o fator de amortecimento.

A solução simultânea de ambas as equações, de Maxwell e Landau-Lifshitz, é um problema não trivial de se resolver analiticamente. Desta forma, é comum assumir que a relação entre a densidade de fluxo magnético e o campo magnético no material é linear ($B = \mu H$, onde μ é a constante de permeabilidade magnética). Usa-se esta aproximação para se resolver as equações de Maxwell, ignorando a equação de movimento do vetor de magnetização de Landau-Lifshitz. Com efeito, a solução do efeito *skin* clássico é obtida, possibilitando calcular a impedância Z de uma fita infinita de condutor magnético da seguinte forma:

$$Z = R_{CC} jka \cotan(jka) \quad (3.5)$$

Onde $2a$ é a espessura da fita, R_{CC} a resistência elétrica para corrente contínua e $k = (1+j)/\gamma_m$ onde j é a unidade imaginária. γ_m é a profundidade de penetração da corrente, com permeabilidade transversal μ_T :

$$\gamma_m = \sqrt{\frac{2}{\omega \sigma \mu_T}} \quad (3.6)$$

Onde c é a velocidade da luz no vácuo, σ a condutividade elétrica, e $f = \omega/2\pi$ é a frequência da corrente alternada que excita a amostra.

Analisando ambas as expressões acima (de Z e γ_m), o efeito da Magnetoiimpedância Gigante pode ser entendido como a consequência do aumento da profundidade de penetração, até que esta alcance metade da espessura da fita (a), causada pela diminuição da permeabilidade transversal que ocorre sob efeito do campo magnético contínuo aplicado sobre a amostra. Para se obterem altas variações de impedância, portanto, são necessários materiais com alto μ_T e baixos γ_m . Fica evidenciado, então, que uma alta permeabilidade magnética reduz a profundidade de penetração da corrente, que posteriormente é

aumentada pelo campo magnético aplicado à amostra (H_{CC}), como representado na Figura 9. Diferente do efeito GMR, o efeito GMI ocorre não devido à variação no spin dos elétrons de condução, mas devido a alterações na profundidade de penetração (γ_m), como deduzido por (Beach & Berkowitz, 1994).

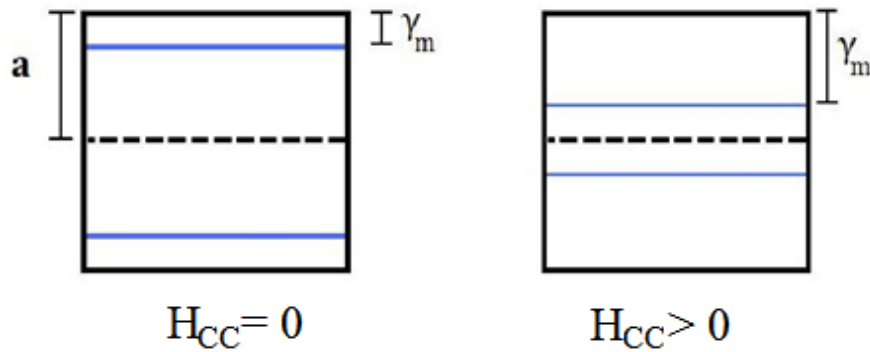


Figura 9 - Variação da profundidade de penetração em função do campo magnético.

3.2.

Classificação do Efeito GMI por faixa de frequência

Baseado na frequência da corrente de excitação, o efeito GMI pode ser classificado em um dos três regimes de frequência (Costa Silva, 2011; Phan & Peng, 2007):

1) Regime de baixas frequências (CC até poucos kHz), onde as mudanças na tensão da amostra são causadas principalmente pelo efeito magnetoadutivo. O efeito *skin* é muito pouco pronunciado nesse regime. A mudança na impedância do material devida à aplicação de um campo magnético resulta principalmente da contribuição da indutância (L), que é proporcional à permeabilidade transversal (μ_T) no caso de fitas magnéticas;

2) Regime de frequências intermediárias (de 100 kHz até alguns MHz), onde o efeito GMI está atribuído às variações da profundidade de penetração da corrente (γ_m) em função do campo magnético (H), devido às grandes variações na permeabilidade magnética. Ressalta-se que, dependendo da geometria da amostra, pode-se obter a máxima variação de Z em função de H nesse regime de frequências, como resultado da

contribuição da permeabilidade magnética tanto para movimento das paredes de domínio quanto para a rotação da magnetização; e

3) Regime de altas frequências (dezenas de MHz até alguns GHz), onde os fatores que contribuem para o efeito GMI são o efeito giromagnético e a relaxação ferromagnética. Os pontos de máximo das caracterizações do efeito GMI passam a ocorrer para campos magnéticos mais elevados, onde as amostras já estão saturadas magneticamente. A redução do efeito GMI em frequências mais elevadas, em comparação ao regime de médias frequências, pode ser explicada pelo amortecimento do movimento das paredes de domínio devido a correntes parasitas (*eddy currents*), sendo que apenas a rotação da magnetização passa a contribuir para o efeito GMI.

3.3.

Técnicas de Fabricação de Ligas Magnéticas Amorfas

São chamados de ligas amorfas os materiais cujos átomos não apresentam um ordenamento espacial e se distribuem de maneira aleatória por todo o volume do material. Ao contrário de um material cristalino, estes materiais são desordenados do ponto de vista da estrutura formada pelos seus átomos, porém tendem a estar ordenados do ponto de vista magnético. Pode-se encontrar uma ordem magnética de longo alcance, enquanto a mesma não se apresenta em seus átomos constituintes. Ligas de metais de transição (Fe, Co, Ni) com elementos metaloides (B, C, Si, Ge, P) são exemplos de materiais que apresentam tais características (Pirota, 2000).

Ligas metálicas, também chamadas de vidros metálicos, começaram a despertar muito interesse na comunidade científica após a obtenção do primeiro vidro metálico, a partir da liga $\text{Au}_{75}\text{Si}_{25}$ (Lopes, 2013). Suas propriedades físicas e químicas, tais como alta resistência mecânica, elevada condutividade térmica e elétrica, elevada dureza, alta tenacidade, alta resistência à corrosão e expansão térmica reduzida, apresentavam grande potencial para a comprovação de efeitos como o GMR, anteriormente apenas teoricamente comprovados.

As ligas metálicas amorfas são fabricadas por meio de várias técnicas, tais como evaporação térmica, *sputtering*, eletrodeposição, *melt spinning*, dentre outras. Materiais magnéticos amorfos são produzidos nas mais variadas formas, tais como filmes finos, fitas, fios, microfios cobertos com vidro e em forma de pó. A Tabela 3 (Costa Silva, 2011) mostra uma relação dos processos de fabricação, evidenciando principalmente o tipo de geometria da amostra e suas dimensões típicas.

Tabela 3 - Processos de Fabricação de Ligas Magnéticas Amorfas.

Processo	Tipo de Geometria	Dimensões típicas (µm)
<i>Melt Spinning</i>	Fio de Seção Circular	Diâmetro: 1 - 300
<i>In-rotating Water Spinning</i>	Fio de Seção Circular	Diâmetro: 30 – 300
<i>Taylor-wire Process</i>	Fio de Seção Circular	Diâmetro: 2 – 100
<i>Glass-coated Melt Spinning</i>	Fio com Revestimento de Vidro	Diâmetro: 3 – 50
Eletrodeposição	Fio com Camada Magnética	Diâmetro: 20 – 1000
<i>Single Roller Melt Spinning</i>	Fita Amorfa	Espessura: 15 – 25
<i>Sputtering</i>	Filme Fino	Espessura: 0,1 - 10

3.3.1.

Técnica de Fabricação *Single Roller Melt Spinning*

Devido à fácil manufatura, o *Single-Roller Melt Spinning* é o método mais utilizado para a fabricação de fitas metálicas amorfas revestidas por vidro. Neste processo, projetado por Chen e Miller (Phan & Peng, 2008) um jato de metal fundido é lançado em direção a um tambor resfriado em rotação constante (de 300 a 1800 rpm), sendo ejetada por um orifício devido à pressão de um gás (argônio ou nitrogênio). A fita resfriada é levada pelo tambor sob ação da força centrífuga. Este aparato possibilita a obtenção de fitas de espessuras inferiores a 50 µm e comprimento variando de 2 mm a 300 mm. O metal liquefeito resfria em contato com o tambor a taxas de 10^6 a 10^8 K/s (Phan & Peng, 2008). Uma grande variedade de materiais pode servir de base para as ligas metálicas produzidas com esta técnica (por exemplo, Fe, Co, Ni, dentre outras). Pesquisas sobre este método mostram que a temperatura do jato metálico

influencia diretamente a espessura resultante da fita. Assim, a distribuição dos nanocristais que surgem após o resfriamento da liga pode ser alterada. A Figura 10 apresenta um esquema simplificado do processo.

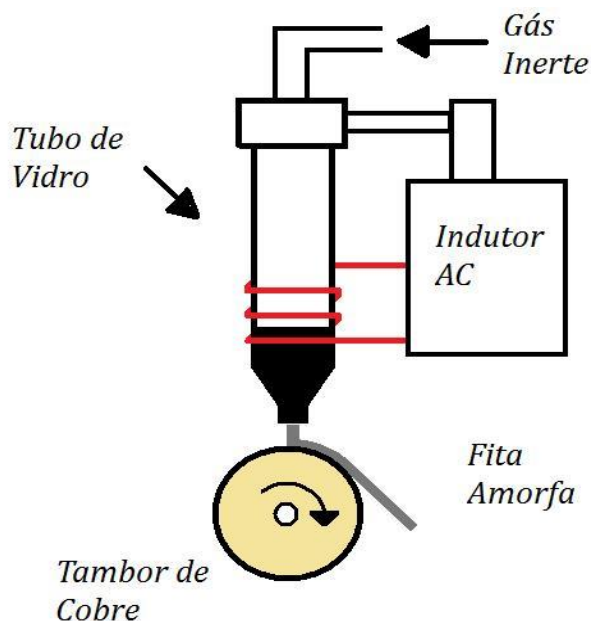


Figura 10 - Representação simplificada do processo de *Single Roller Melt Spinning*.

As amostras GMI utilizadas nesta dissertação foram fabricadas pelo Departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) e fornecidas ao LaBioMet, por meio de um programa de pesquisas conjuntas com o Programa de Pós-Graduação em Metrologia (PósMQI) da Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio). As amostras foram fabricadas pela técnica acima descrita, o *Single Roller Melt Spinning*, e algumas imagens do aparato utilizado pelo Dept. de Física da UFPE, são apresentadas na Figura 11 e na Figura 12.



Figura 11 - Aparato de *Single Roller Melt Spinning*, visão exterior.

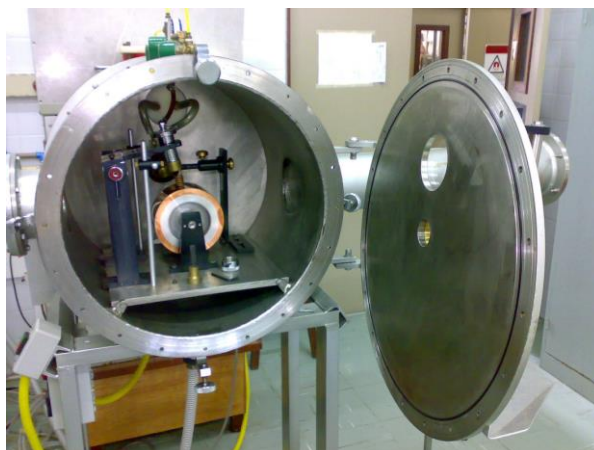


Figura 12 – Aparato de *Single Roller Melt Spinning*, visão interior.

3.4.

Influência dos domínios magnéticos em fitas GMI

Diferentes domínios magnéticos são observados em diferentes materiais. Em materiais produzidos por técnicas de resfriamento ultrarrápido, o domínio magnético é frequentemente determinado pela combinação entre o efeito de magnetostricção e tensões internas de congelamento, sofridas durante o processo de fabricação. Ter conhecimento do domínio magnético do material de estudo é de extrema importância para a precisão e o controle das propriedades magnéticas resultantes (Costa Silva, 2011; Mendes, 2000; Pacheco, 2007).

As ligas amorfas, após passarem pelo processo de resfriamento, apresentam duas regiões distintas de domínios magnéticos, um eixo de fácil magnetização (EFM) e uma casca exterior (CE), como representado na Figura 13.

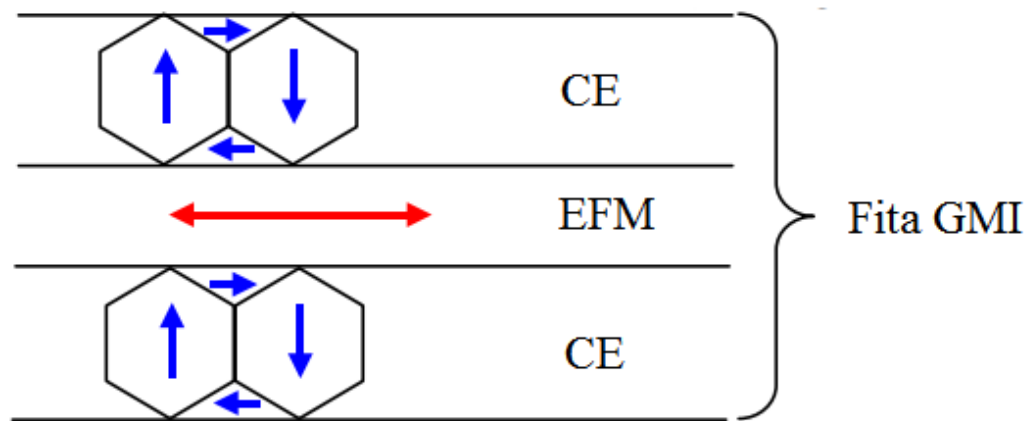


Figura 13 - Regiões de domínios magnéticos.

A geometria do material GMI influencia a distribuição geométrica dos domínios magnéticos da casca exterior, tornando-os diferentes ao longo de fitas ou fios, sendo que, em fios, os domínios possuem orientação circular, enquanto que no caso de fitas os mesmos estão orientados transversalmente (Pirota, 2000; Phan & Peng, 2008), como apresentado na Figura 14.

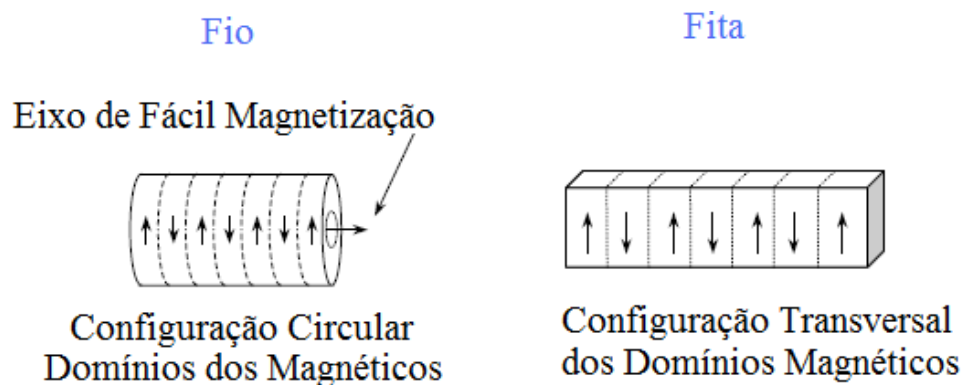


Figura 14 - Configuração dos domínios magnéticos da casca exterior em fitas e fios GMI.

A magnetostricção é um fenômeno magnetoelástico no qual o material magnético tem suas dimensões físicas alteradas, em função da aplicação de um campo magnético externo. Essas mudanças podem

significar uma expansão (magnetostricção positiva) ou uma retração (magnetostricção negativa) na dimensão paralela ao campo aplicado. Obviamente, este efeito respeita a Lei de Conservação de Massa, portanto o material mantém o seu volume total durante todo o fenômeno (Baibich, 1988).

Como ilustrado na Figura 15, os domínios magnéticos de uma magnetostricção positiva (observados em ligas à base de Ferro - Fe) em uma fita amorfa são notoriamente distintos dos causados por magnetostricção negativa (observados em ligas à base de Cobalto - Co). A magnetostricção positiva possui domínios magnéticos orientados longitudinalmente, o que pode ser favorável ao aparecimento de um LBE axial (*Large Barkhausen Effect* ou Grande Efeito Barkhausen). Por outro lado, as ligas amorfas de magnetostricção negativa favorecem um domínio magnético transversal, característica que favorece o efeito GMI e pode ser ampliado por meio de tratamentos térmicos (*annealing*) com aplicação de um campo magnético transversal. Vale ressaltar que o LBE é originalmente um ruído indesejável às medições e que este não ocorre para o caso de magnetostricção negativa (Phan, M. 2008; Phan, M. 2006).

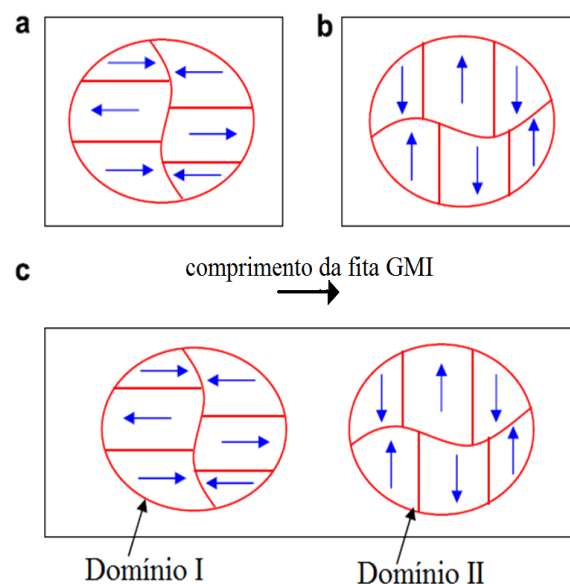


Figura 15 - Configuração dos domínios magnéticos de (a) fitas amorfas com magnetostricção positiva, (b) fitas amorfas com magnetostricção negativa, e (c) fitas amorfas com magnetização positiva ou quase nula após tratamento térmico (*annealing*).

Os tratamentos térmicos (*annealing*) em ligas de magnetostricção positiva fazem surgir domínios magnéticos transversais (domínio II) em adição aos longitudinais já observados (domínio I). Dessa forma, podem ser otimizadas as características magnéticas do material e ser reduzido o LBE axial, fonte de ruído indesejada.

3.5. GMI Assimétrica

As curvas GMI de variação da impedância (Z) em função do campo magnético externo (H) apresentam um comportamento simétrico em relação a esse campo magnético na maioria dos casos (Figura 16). Porém, na literatura, podem-se encontrar três métodos para forçar o aparecimento de uma assimetria nas curvas GMI, sendo eles: Corrente Contínua (CC), Campo Magnético de Corrente Alternada (CA) e *Exchange Bias*. Esta assimetria é conhecida como Magnetoeimpedância Gigante Assimétrica (AGMI). Por meio da AGMI pode-se aumentar a sensibilidade de uma amostra GMI e consequentemente aumentar a sensibilidade do magnetômetro (Phan, M. 2008; Kim, C. G. 1999).

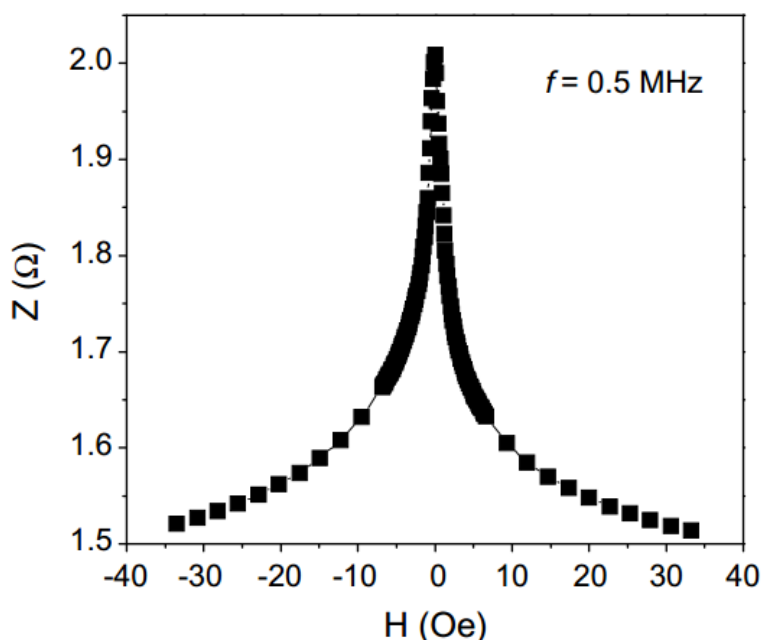


Figura 16 - Impedância em função do campo magnético em uma fita GMI de composição $\text{Fe}_{71}\text{Al}_{12}\text{Si}_{14}\text{B}_{8.5}\text{CuNb}_{3.5}$.

No procedimento de caracterização para obtenção dos dados experimentais apresentadas nesta dissertação, a AGMI foi induzida por meio da adição de um componente CC na corrente de excitação, como será descrito a seguir.

3.6. Caracterização de Amostras GMI

Conforme descrito no início deste capítulo, o efeito GMI é a variação da impedância do material, proporcional ao campo magnético, ao ser excitado por uma corrente alternada. O sistema de caracterização de amostras utilizado no LaBioMet está representado na Figura 17 (Carneiro, 2012).

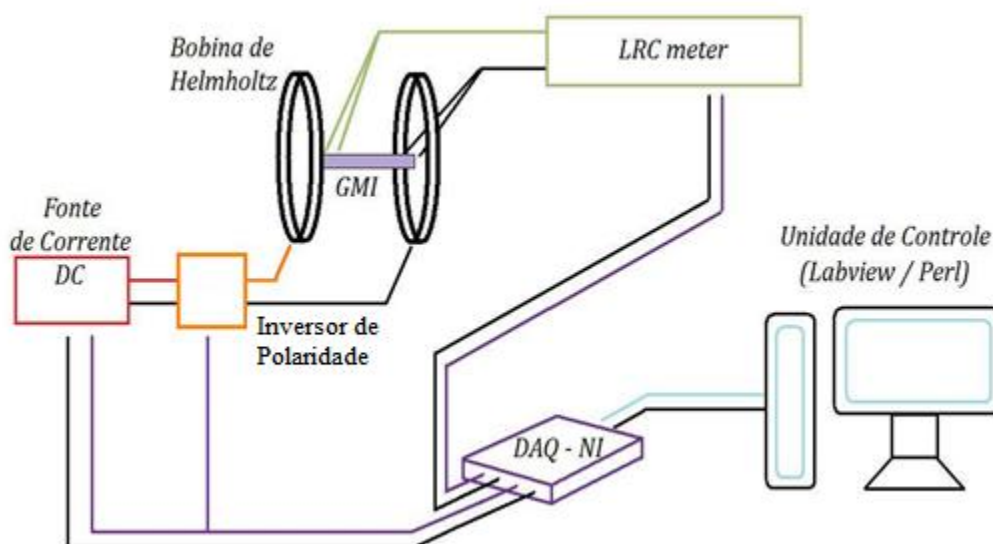


Figura 17 – Representação esquemática do sistema de caracterização de amostras GMI do LaBioMet.

O sistema pode ser separado em três partes principais: excitação da amostra e medição da impedância; geração de um campo magnético conhecido; e controle. A medição da impedância (Z) e a produção da corrente de excitação (I_e) normalmente estariam logicamente separadas, porém o sistema de caracterização utiliza um *LRC meter*, que realiza as duas tarefas simultaneamente, garantindo maior confiabilidade às medições. Seus dados são enviados para um sistema de controle,

desenvolvido em *Labview* e na linguagem *Perl*, que os armazena e os plota em gráficos. Além disso, o sistema de controle também gerencia a geração do campo magnético por um par de *Helmholtz* (ou bobinas de *Helmholtz*) que consiste em uma configuração de duas bobinas de diâmetro idêntico, afastadas a uma distância igual ao raio das bobinas. Essa configuração garante um campo magnético uniforme no volume interno às bobinas. O campo gerado pelas bobinas é proporcional à corrente que flui pelos enrolamentos, sendo esta, produzida por uma fonte de corrente, controlada também pelo sistema de controle. A Figura 18 apresenta um exemplo de arquivo de saída do sistema de caracterização.

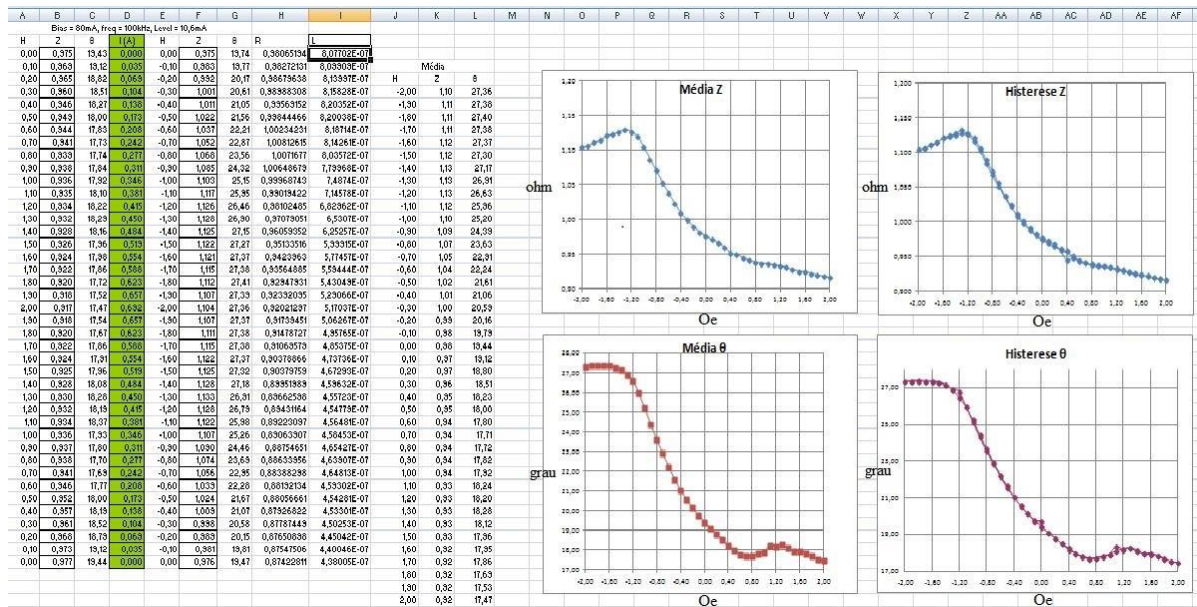


Figura 18 - Exemplo de saída do sistema de caracterização de amostras GMI.

No exemplo apresentado na Figura 18 os gráficos à direita da figura correspondem à variação do módulo da impedância da amostra (Z) em teste (na parte superior) e a variação da fase da impedância (θ) em função do campo magnético (na parte inferior da figura). Os estudos realizados indicam um desempenho superior de magnetômetros baseados na leitura de fase da impedância (Costa Silva, 2011). Em seus resultados, o grupo de pesquisa da PUC-Rio conseguiu um aumento de sensibilidade de até cem vezes, utilizando a leitura de fase GMI associada a circuitos de amplificação da sensibilidade.

As fitas magnéticas amorfas utilizadas nessa dissertação, como já mencionado, foram fornecidas pela Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), fabricadas pelo processo de *Single Roller Melt Spinning*. Foram analisadas duas amostras GMI de mesmas características geométricas para este trabalho (Costa Silva, 2011), sendo elas:

- Composição: $\text{Co}_{70}\text{Fe}_{15}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$;
- Magnetostricção: (λ_s) $9,2 \cdot 10^{-7}$;
- Temperatura de Curie: (T_c) 675 K;
- Resistividade (ρ) : 160 $\mu\Omega\text{cm}$;
- Magnetização de saturação (M_s) 8,6 kOe;
- Temperatura de início de cristalização (T_{x1}) : 748 K;
- Temperatura de final de cristalização (T_{x2}) 819 K;
- Temperatura de fusão (T_f) : 1298 K;
- Largura: 1,5 mm;
- Espessura: 60 μm ; e
- Comprimento: 5 cm.

Apesar de possuírem as mesmas características geométricas e químicas, os segmentos de fita magnética amorfa apresentaram características de impedância e fase distintas, ao serem avaliadas no sistema de caracterização. Tal não-homogeneidade de comportamento das amostras sensoras é indesejado, tendo em vista o interesse na implementação de um magnetômetro em configuração gradiométrica, em que o comportamento idêntico dos elementos sensores é um requisito de extrema importância, conforme descrito no capítulo 2.

Assim, o próximo Capítulo apresenta os Métodos de Homogeneização das características de fase de materiais GMI idealizados no LaBioMet para atenuar esse comportamento indesejado, observado experimentalmente nas amostras GMI pertencentes ao laboratório.

4

Métodos de Homogeneização das Características de Fase

O desempenho de um gradiômetro em termos de razão sinal-ruído é altamente dependente da homogeneidade dos sensores, sendo que pequenas diferenças na sensibilidade podem reduzir a eficiência do cancelamento das interferências magnéticas.

Para a caracterização do comportamento de fase das amostras, foi utilizada uma corrente alternada de excitação com 15 mA de amplitude, com frequência de 100 kHz, somada a uma corrente direta (para forçar o efeito AGMI) de 80 mA. Esta combinação de parâmetros foi selecionada por ser a que maximiza a sensibilidade de fase das amostras (Costa Silva 2010 ; Carneiro 2011) O campo magnético aplicado pelas bobinas variou de -2 Oe até 2 Oe, em passos de 0,1 Oe.

As Figura 19, Figura 20 e Figura 21 apresentam respectivamente a variação da fase da impedância das amostras A e B selecionadas ($\theta_{GMI A}$ e $\theta_{GMI B}$), a variação da resistência ($R_{GMI A}$ e $R_{GMI B}$) e por fim a variação da indutância em relação ao campo magnético ($L_{GMI A}$ e $L_{GMI B}$).

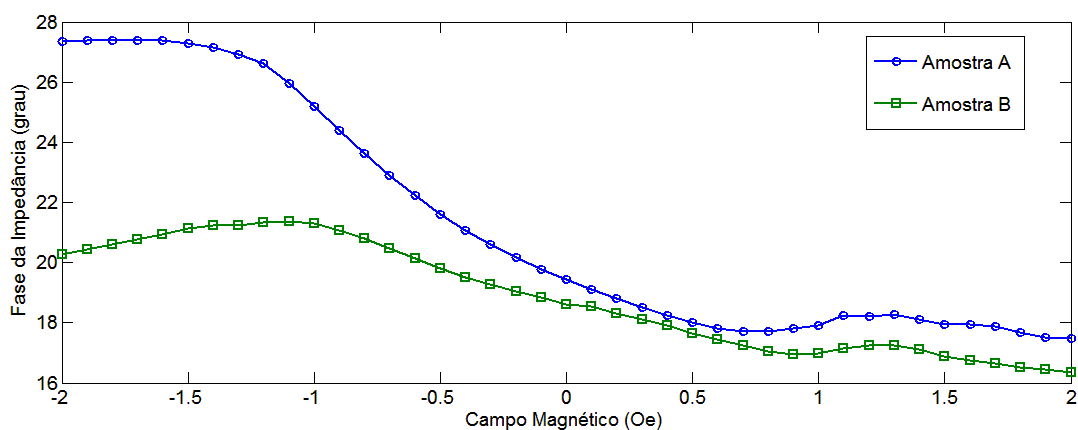


Figura 19 - Fase da impedância de ambas amostras A ($\theta_{GMI A}$) e B ($\theta_{GMI B}$), em função do campo magnético.

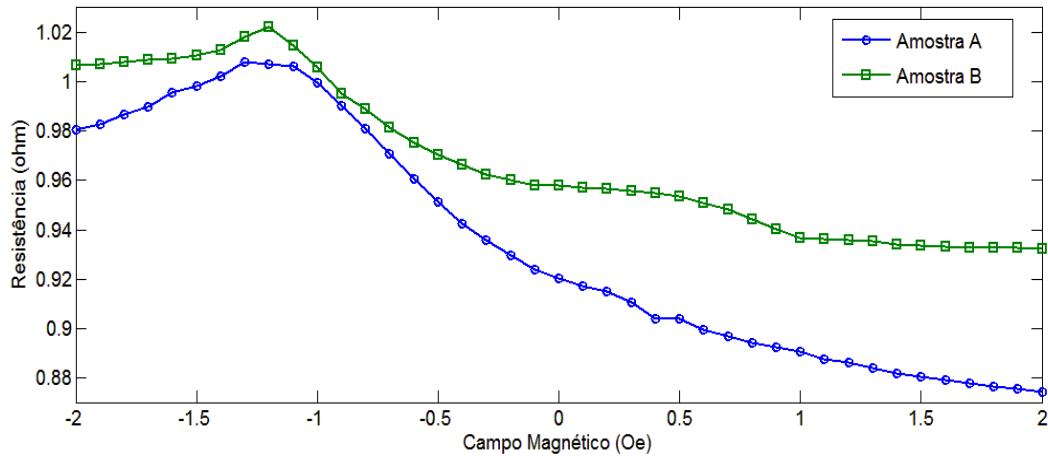


Figura 20 - Componente resistiva da impedância de ambas amostras A ($R_{GMI A}$) e B ($R_{GMI B}$), em função do campo magnético.

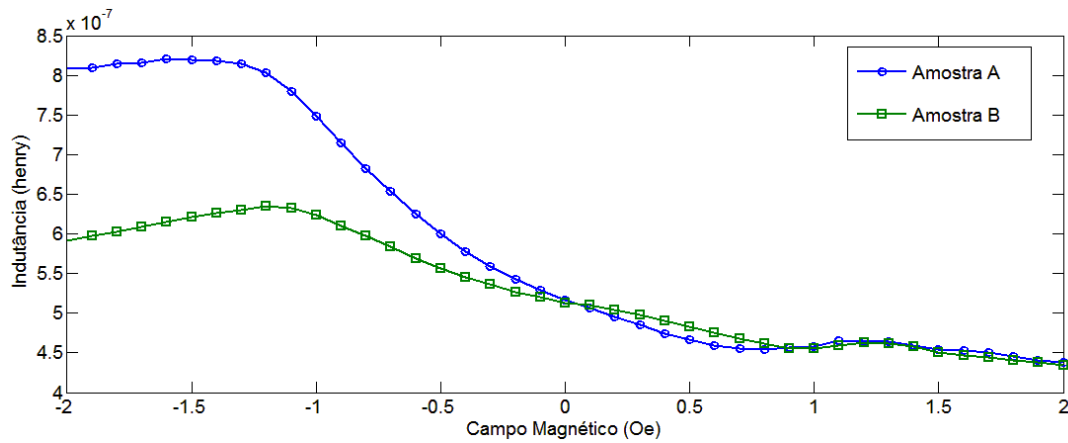


Figura 21 - Componente indutiva da impedância de ambas amostras A ($L_{GMI A}$) e B ($L_{GMI B}$), em função do campo magnético.

Observando o resultado da caracterização, fica evidente o comportamento heterogêneo entre as amostras A e B em relação ao campo magnético aplicado, impossibilitando a utilização direta desses sensores em uma configuração gradiométrica.

Assim, foi necessário o desenvolvimento de métodos que possibilitassem a utilização de tais amostras em magnetômetros GMI com configuração gradiométrica, conforme descrito a seguir.

Como mencionado anteriormente, a impedância de uma amostra GMI (Z_{GMI}) pode ser modelada como:

$$Z_{GMI} = R_{GMI} + j\omega L_{GMI} \quad (4.1)$$

A fase (θ_{GMI}) correspondente a esta impedância é definida como:

$$\theta_{GMI} = \arctan\left(\frac{\omega L_{GMI}(H)}{R_{GMI}(H)}\right) = \arctan\left(\frac{X_{GMI}(H)}{R_{GMI}(H)}\right) \quad (4.2)$$

Considerando-se duas amostras GMI com diferentes características de fase, a ideia dos métodos de homogeneização é adicionar impedâncias externas a uma das amostras, para que esta tenha seu comportamento de fase alterado, de modo a se igualar à amostra de referência. A amostra de referência é selecionada como a de maior sensibilidade, para que ambas alcancem o máximo potencial de medição. No caso experimental aqui estudado, a amostra **A** apresenta maior sensibilidade de fase, pois, apesar de possuir uma componente resistiva de menor grandeza, a variação da resistência e da indutância nessa amostra é mais acentuada. Considerando sua maior sensibilidade de fase, a amostra **A** foi selecionada como a amostra de referência.

A Figura 22 apresenta um esquema do circuito de homogeneização acoplado à amostra a ser homogeneizada.

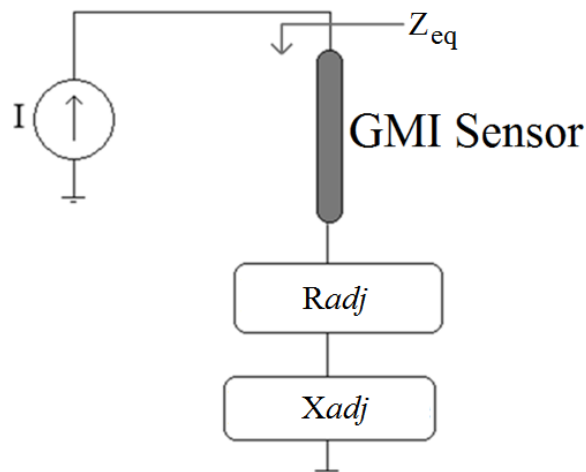


Figura 22 - Circuito Homogeneizador acoplado a uma das amostras GMI.

No esquema acima, a impedância adicionada à amostra foi dividida em parte reativa (complexa - X_{adj}) e parte resistiva (real - R_{adj}).

Utilizando a impedância adicionada à amostra **B**, deve ser possível rotacionar e deslocar a curva de fase da impedância desta amostra. O valor selecionado para cada componente de impedância de ajuste ($R_{adj} + X_{adj}$) será definido de acordo com cada um dos métodos descritos nas seções seguintes.

4.1. Método do Intervalo

No Método do Intervalo propõe-se o aproveitamento das regiões de linearidade das duas amostras. O objetivo é forçar que a fase da impedância seja a mesma nas extremidades de um intervalo previamente selecionado, onde essas curvas apresentem um comportamento semelhante.

Portanto, para encontrar os valores da parte reativa (X_{adj}) e parte resistiva (R_{adj}), é necessário resolver o seguinte sistema de equações:

$$\begin{aligned}\theta_A(H_1) = \theta_{eq}(H_1) &\rightarrow \frac{X_A(H_1)}{R_A(H_1)} = \frac{X_B(H_1) + X_{adj}}{R_B(H_1) + R_{adj}} \\ \theta_A(H_2) = \theta_{eq}(H_2) &\rightarrow \frac{X_A(H_2)}{R_A(H_2)} = \frac{X_B(H_2) + X_{adj}}{R_B(H_2) + R_{adj}}\end{aligned}\tag{4.3}$$

No sistema 4.3, θ_A é o valor da fase da impedância da amostra **A**; θ_{eq} é o valor da fase da impedância equivalente Z_{eq} , composta pela combinação da amostra **B** com o circuito de homogeneização. R_A , X_A e R_B , X_B são as componentes resistivas e reativas das amostras **A** e **B**, respectivamente. Como se tratam de indutâncias, a componente reativa das amostras é descrita como: $X_{A,B} = j\omega L_{A,B}$. Os valores de campo magnético H_1 e H_2 são os pontos situados nas extremidades do intervalo selecionado para a homogeneização das características de fase das amostras.

Observando o comportamento de fase na Figura 19, foi selecionado o intervalo entre $H_1 = -0,9$ Oe e $H_2 = -0,1$ Oe, pela característica linear de ambas as fitas nessa região.

Os parâmetros de interesse foram retirados da tabela gerada pelo sistema de caracterização automática e são:

Tabela 4 - Parâmetros das amostras GMI utilizados no Método do Intervalo.

Campo Magnético	Parâmetros da Amostra A		Parâmetros da Amostra B	
	$R_A (\Omega)$	$L_A (\mu H)$	$R_B (\Omega)$	$L_B (\mu H)$
H_1	0,9902	0,7146	0,9954	0,6102
H_2	0,9174	0,5063	0,9581	0,5205

Substituindo os valores das variáveis conhecidas e resolvendo sistema de equações do método para R_{adj} e X_{adj} , encontra-se: $R_{adj} = -0,5365 \Omega$ e $X_{adj} = -0,1753 \Omega$.

Valores negativos de X_{adj} , indicam que o mesmo deve ser um capacitor, sendo $X_{adj} = -1/(j\omega C_{adj})$ calcula-se o valor da capacitância de ajuste (C_{adj}) para $\omega = 2\pi 100$ kHz, resultando em $C_{adj} = 9,077 \mu F$.

A fim de se avaliar o método de homogeneização, foi realizada uma simulação analítica, que calculou a fase da impedância equivalente (θ_{eq}) para cada valor do campo magnético aplicado, considerando os valores obtidos para X_{adj} e R_{adj} . A Figura 23 mostra a fase da impedância em função do campo magnético aplicado, para a amostra **A** e para a amostra homogeneizada **B_{homo}**.

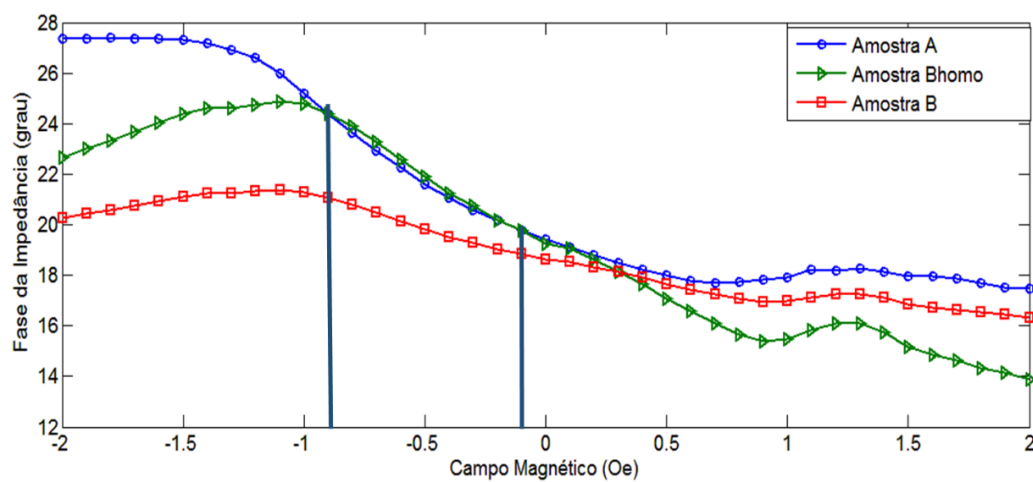


Figura 23 - Fase da impedância das amostras A, B e B_{homo} (homogeneizada pelo Método do Intervalo), em função do campo magnético.

Observando a Figura 23 resultado da homogeneização pelo método do intervalo, fica claro que o comportamento de fase da impedância da amostra B_{homo} se aproximou consideravelmente da qual apresentada pela amostra **A**. No entanto, para se ter uma análise quantitativa dos resultados, foi estipulado um critério para a avaliação do desempenho da homogeneização, possibilitando posteriormente a comparação com os demais métodos. O critério definido consiste na diferença média entre a fase da impedância das amostras ponto a ponto, no intervalo selecionado, ou seja, o erro médio (Er) definido como:

$$Er = \sum_1^k \left| \frac{\theta_A - \theta_X}{k} \right| \quad (4.4)$$

Utilizando θ_B na equação acima, obtém-se o valor do erro médio das características de impedância de fase das amostras **A** e **B**, $Er_{A,B} = 1,93^\circ$. Utilizando θ_{eq} na equação acima, obtém-se $Er_{A,B_{homo}} = 0,18^\circ$, mostrando uma significativa diminuição do erro médio entre as amostras, após a adição dos elementos de ajuste. A Figura 24 apresenta o erro entre as fases das impedâncias no intervalo selecionado.

Conforme esperado, este método garante um erro nulo nos extremos (H_1 e H_2) do intervalo de homogeneização.

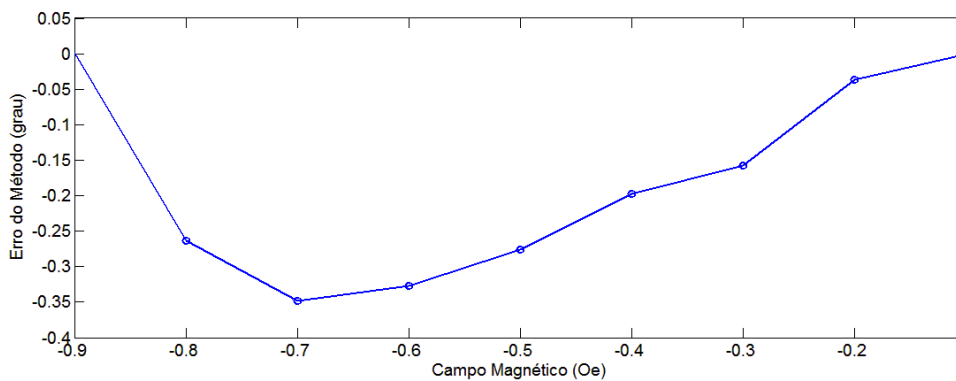


Figura 24 - Erro entre as fases das impedâncias, (homogeneização pelo Método do Intervalo).

4.2. Método do Ponto Quiescente

Com relação ao Método do Ponto Quiescente, não se faz necessária uma região de linearidade ou de características semelhantes no comportamento de fase da impedância das amostras. Diferentemente do Método do Intervalo, o qual une as duas extremidades de um intervalo previamente selecionado, neste seleciona-se apenas um valor de campo magnético para o qual as fases das impedâncias serão casadas. Ainda mais, o método objetiva igualar as características de sensibilidade (a taxa de variação) da fase das impedâncias, para que a região em torno do ponto selecionado também seja homogeneizada.

Para o casamento no ponto quiescente (q), utiliza-se a mesma equação empregada no método anterior, aplicando em q .

$$\theta_A(H_q) = \theta_{eq}(H_q) \rightarrow \frac{X_A(H_q)}{R_A(H_q)} = \frac{X_B(H_q) + X_{adj}}{R_B(H_q) + R_{adj}} \quad (4.5)$$

Para o ajuste da sensibilidade de fase das amostras, deseja-se que a derivada aplicada no ponto de interesse (q) de ambas as amostras seja igual:

$$\left. \frac{\partial \theta_A}{\partial H_A} \right|_{H_q} = \left. \frac{\partial \theta_B}{\partial H_B} \right|_{H_q}, \quad \left. \frac{\Delta \theta_A}{\Delta H_A} \right|_{H_q} = \left. \frac{\Delta \theta_B}{\Delta H_B} \right|_{H_q} \quad (4.6)$$

Por serem curvas experimentais discretas, o operador de derivada se traduz em um diferencial de primeira ordem, e a segunda equação do método fica expandida da seguinte forma.

$$\arctan\left(\frac{X_A(H_{p2})}{R_A(H_{p2})}\right) - \arctan\left(\frac{X_A(H_{p1})}{R_A(H_{p1})}\right) =$$

$$\arctan\left(\frac{X_B(H_{p2}) + X_{adj}}{R_B(H_{p2}) + R_{adj}}\right) - \arctan\left(\frac{X_B(H_{p1}) + X_{adj}}{R_B(H_{p1}) + R_{adj}}\right) \quad (4.7)$$

Os pontos $p1$ e $p2$ são respectivamente, os pontos imediatamente anterior e posterior ao ponto quiescente q selecionado.

Com o propósito de comparação dos métodos o ponto quiescente selecionado foi $q = -0,5$ Oe, localizado no centro do intervalo selecionado no método anterior. Consequentemente, $p1 = -0,6$ Oe e $p2 = -0,4$ Oe.

Os parâmetros de interesse foram retirados da tabela gerada pelo sistema de caracterização automática e são:

Tabela 5 - Parâmetros das amostras GMI utilizados no Método do Ponto Quiescente.

Campo Magnético	Parâmetros da Amostra A		Parâmetros da Amostra B	
	$R_A (\Omega)$	$L_A (\mu H)$	$R_B (\Omega)$	$L_B (\mu H)$
H_q	0,9513	0,5999	0,9702	0,5565
H_{p1}	0,9605	0,6252	0,9751	0,5692
H_{p2}	0,9423	0, 5774	0,9663	0, 5451

Substituindo os valores das variáveis conhecidas e resolvendo o sistema de equações do método para R_{adj} e X_{adj} , encontra-se: $R_{adj} = -0,4852 \Omega$ e $X_{adj} = -0,1575 \Omega$, resultando em $C_{adj} = 10,1076 \mu F$.

Considerando os valores obtidos para X_{adj} e R_{adj} a Figura 25 apresenta a fase da impedância em função do campo magnético aplicado, para a amostra **A** e para a amostra homogeneizada **B_{homo}**.

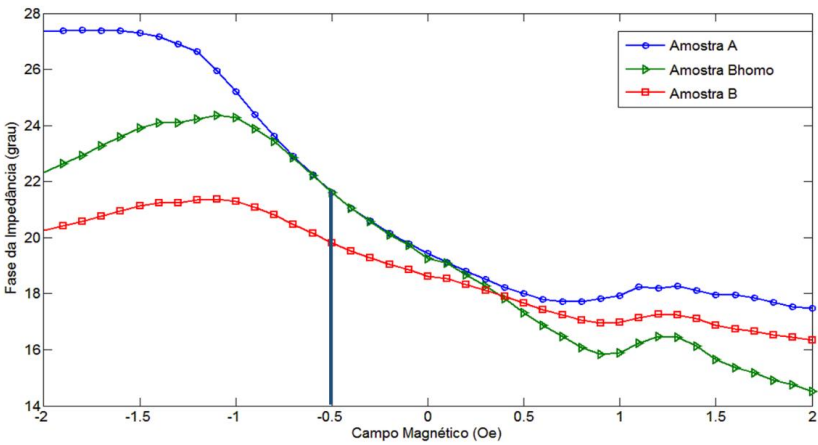


Figura 25 - Fase da impedância das amostras A, B e Bhomo (homogeneizada pelo Método do Ponto Quiescente), em função do campo magnético.

O erro médio calculado para este caso foi $Er_{A,Bhomo} = 0,10^\circ$, mostrando significativa melhora nas diferenças entre as amostras, lembrando que o erro médio entre as amostras originais **A** e **B** foi $Er_{A,B} = 1,93^\circ$. A Figura 26 apresenta o gráfico do erro ponto a ponto, para este método de homogeneização. Conforme esperado, a Figura 26 indica que o erro é nulo em H_q .

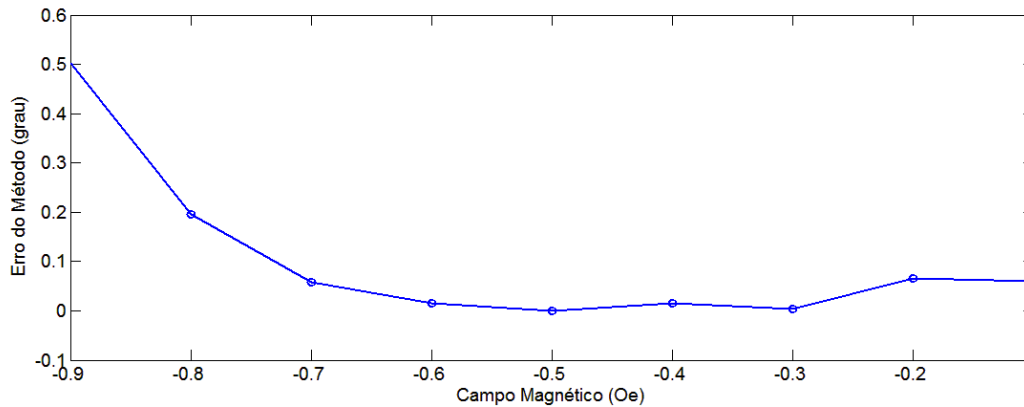


Figura 26 - Erro entre as fases das impedâncias A e Bhomo (Homogeneização pelo Método do Ponto Quiescente).

4.3. Método da Sensibilidade

O Método da Sensibilidade propõe igualar as características de sensibilidade de fase da impedância das amostras em um ponto quiescente **q**. Diferentemente do método anterior que, além dessa operação, iguala o valor da fase da impedância, este se baseia no fato de valores constantes de fase serem facilmente removidos após o cálculo diferencial entre os dois sensores. Com isso, apenas a equação a seguir é necessária para este método de homogeneização:

$$\left. \frac{\partial \theta_A}{\partial H_A} \right|_{H_q} = \left. \frac{\partial \theta_B}{\partial H_B} \right|_{H_q}, \quad \left. \frac{\Delta \theta_A}{\Delta H_A} \right|_{H_q} = \left. \frac{\Delta \theta_B}{\Delta H_B} \right|_{H_q} \quad (4.8)$$

Novamente, as curvas do comportamento de fase da impedância das amostras são discretas, transformando o cálculo de sensibilidade em diferenciais de primeira ordem. Portanto, a equação acima é expandida como:

$$\arctan\left(\frac{X_A(H_{p2})}{R_A(H_{p2})}\right) - \arctan\left(\frac{X_A(H_{p1})}{R_A(H_{p1})}\right) =$$

$$\arctan\left(\frac{X_B(H_{p2}) + X_{adj}}{R_B(H_{p2}) + R_{adj}}\right) - \arctan\left(\frac{X_B(H_{p1}) + X_{adj}}{R_B(H_{p1}) + R_{adj}}\right) \quad (4.9)$$

Assim, obtém-se uma equação e duas variáveis (R_{adj} e X_{adj}), o que resulta em liberdade para arbitrar o valor de uma das componentes da impedância e obter o segundo. Como a gama de valores comerciais de capacitores é mais limitada, a componente reativa (X_{adj}) foi selecionada como a mais conveniente para servir como parâmetro a ser arbitrado.

Este grau de liberdade fornecido pelo Método da Sensibilidade representa uma decisiva vantagem na confecção do circuito físico, quando comparamos os métodos de homogeneização, uma vez que os valores de capacitância obtidos por meio dos métodos anteriormente apresentados foram esdrúxulos

Com o intuito de comparar os métodos, foram selecionados os seguintes pontos de homogeneização: $p1 = -0,6$ Oe e $p2 = -0,4$ Oe. Consequentemente os parâmetros de interesse serão os mesmos do Método do Ponto Quiescente:

Tabela 6 - Parâmetros das amostras GMI utilizados no Método da Sensibilidade.

Campo Magnético	Parâmetros da Amostra A		Parâmetros da Amostra B	
	$R_A (\Omega)$	$L_A (\mu H)$	$R_B (\Omega)$	$L_B (\mu H)$
H_1	0,9605	0, 6252	0,9751	0,5692
H_2	0,9423	0, 5774	0,9663	0, 5451

Selecionando-se o valor de $C_{adj} = 2,2 \mu F$, por ser um valor comercial na mesma ordem de grandeza dos resultados anteriores, obtém-se a impedância de ajuste $X_{adj} = -0,7234 \Omega$. Ao se substituir o valor da impedância na expressão do Método da Sensibilidade, encontram-se dois

valores possíveis para $R_{adj} = -0,2122 \, \Omega$ ou $-0,9976 \, \Omega$. Para selecionar um dos valores de R_{adj} para a homogeneização, substituíram-se os valores de R_{adj} e X_{adj} na expressão do método, constatando-se que ambos os resultados a satisfazem.

Considerando os valores obtidos para $X_{adj} = -0,7234 \, \Omega$ e $R_{adj} = -0,2122 \, \Omega$, a Figura 27 apresenta a fase da impedância em função do campo magnético aplicado, para a amostra **A** e para a amostra homogeneizada **B_{homo}**.

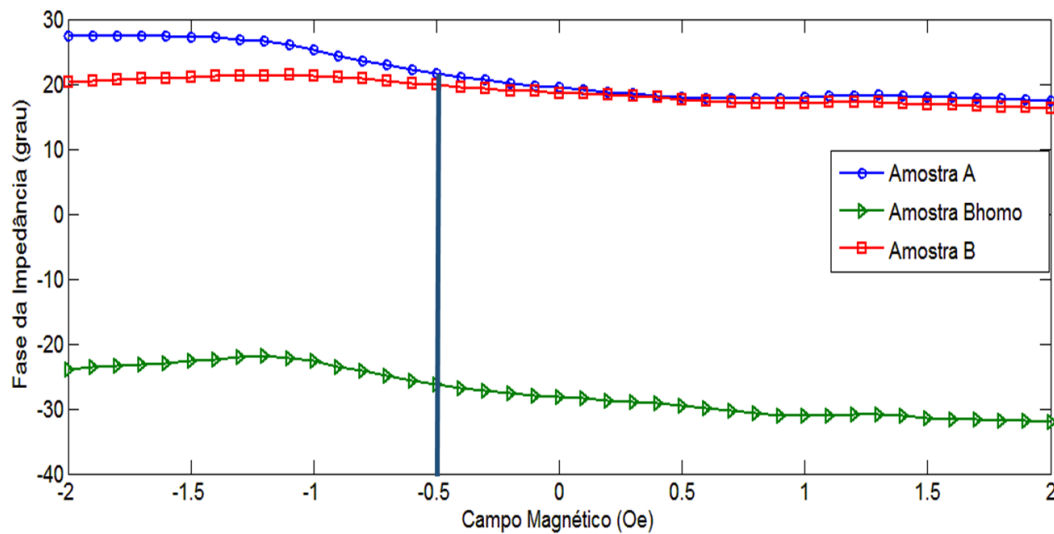


Figura 27 - Fase da impedância das amostras A, B e B_{homo} (homogeneizada pelo Método da Sensibilidade), em função do campo magnético.

Como esperado, sendo resultado da homogeneização realizada pelo Método da Sensibilidade, as características de fase da amostra homogeneizada **B_{homo}** não apresentam mandatoriamente nenhum ponto coincidente com o da amostra de referência **A**. O Método está orientado apenas à homogeneização da sensibilidade de fase da impedância das amostras.

Para avaliar a eficácia do Método da Sensibilidade, é necessário que seja calculada a taxa de variação da fase em função do campo magnético. Para isso, utilizou-se um software de computação numérica (MATLAB) para encontrar o polinômio que melhor descrevesse as curvas das características de fase das amostras, $polA(H)$ e $polB_{homo}(H)$. Os polinômios encontrados foram:

$$pol_A = -1,91H^4 - 3,43H^3 + H^2 - 3,2H + 19,455 \quad (4.10)$$

$$pol_{B_{homo}} = -4,89H^4 - 8,16H^3 - 0,67H^2 - 3H - 28,3 \quad (4.11)$$

Em seguida, derivam-se os polinômios encontrados, resultando na sensibilidade das amostras.

$$S_A = \frac{\partial pol_A(H)}{\partial H} \quad (4.12)$$

$$S_{B_{homo}} = \frac{\partial pol_{B_{homo}}(H)}{\partial H} \quad (4.13)$$

Subtraindo-se uma expressão da outra, obtém-se o erro de sensibilidade entre a amostra de referência **A** e a amostra homogeneizada **B_{homo}**, como apresentado na Figura 28.

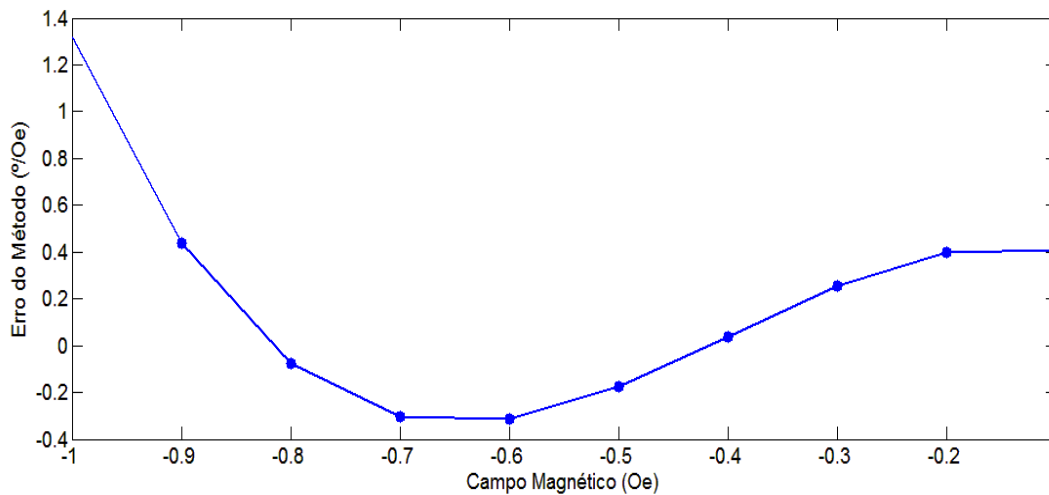


Figura 28 - Erro de homogeneização entre as sensibilidades das amostras A e B_{homo}, pelo Método da Sensibilidade.

Analisando-se as diferenças entre as taxas de variação de fase das amostras **A** e **B_{homo}** pode-se avaliar a eficácia do Método da Sensibilidade, com o qual se obteve um erro médio de 0,419 %/Oe.

4.4. Resistências Negativas

Nos resultados dos três métodos de homogeneização propostos, o do Intervalo, o do Ponto Quiescente e o da Sensibilidade, foram obtidos valores de capacitâncias e resistências. Os valores de resistência negativa não podem ser implementados por um componente passivo normal, pois isso significaria uma entrega de energia do componente para o circuito. Para que esta seja realizada é necessário utilizar uma técnica consagrada na literatura para a implementação de filtros ativos, o FDNR (*frequency-dependent negative resistor* - Resistência Negativa Dependente da Frequência).

O circuito que implementa FDNR foi introduzido por (Bruton, 1969) e utilizado na realização de filtros ativos. Usando o amplificador operacional (Amp) como elemento ativo, Antoniou elaborou várias realizações do conversor de impedância generalizada (GIC - *generalized impedance converter*), que foi utilizado na síntese de redes ativas de funções de transferência de tensão (Antoniou, 1970). O GIC também representou importante impacto na realização de indutores com um dos terminais conectados ao terra, por possibilitar a substituição de indutores, permitindo a miniaturização de circuitos (Van Valkenburg, 1982). A Figura 29 apresenta a topologia genérica para o circuito.

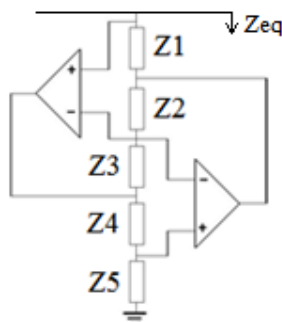


Figura 29 - Configuração genérica da topologia do GIC proposta por Antoniou.

Utilizando a teoria de circuitos analógicos, notadamente a Lei dos Nós de Kirchhoff e supondo-se AmpOp ideais, obtém-se que a

impedância equivalente entre os terminais do GIC, em função dos elementos passivos que o compõem é:

$$Z_{eq} = \frac{Z_1 Z_3 Z_5}{Z_2 Z_4} \quad (4.14)$$

A Figura 30 apresenta uma possível implementação de uma resistência negativa utilizando a topologia proposta por Antoniou, utilizando elementos passivos comuns.

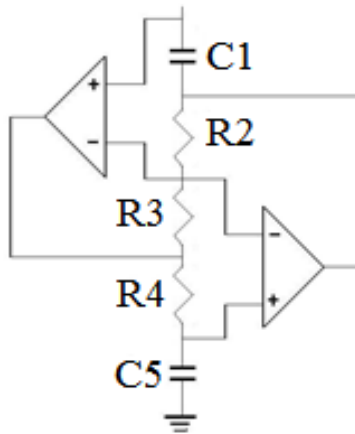


Figura 30 - Topologia GIC implementando um FDNR utilizando elementos passivos.

Substituindo a impedância de cada componente passivo na equação da impedância equivalente do circuito GIC, obtém-se:

$$Z_{eq} = -\frac{R_3}{\omega^2 C_1 C_5 R_2 R_4} \quad (4.15)$$

Os valores de C_1 , R_2 , R_3 , R_4 e C_5 podem ser selecionados juntamente com a frequência ($f = \omega/2\pi$), para gerar qualquer valor de resistência negativa (Leipner, 2012; Costa Silva, 2014).

5

Discussão, Conclusões e Trabalhos Futuros

5.1.

Comparação dos Métodos de Homogeneização

Para possibilitar a comparação entre os três métodos de homogeneização das características de fase, assim como no Método da Sensibilidade, também levantou-se o polinômio que melhor descrevesse cada uma das curvas resultantes dos Métodos do Ponto Quiescente e do Intervalo. A Figura 31 apresenta os gráficos de erro para os dos três métodos estudados.

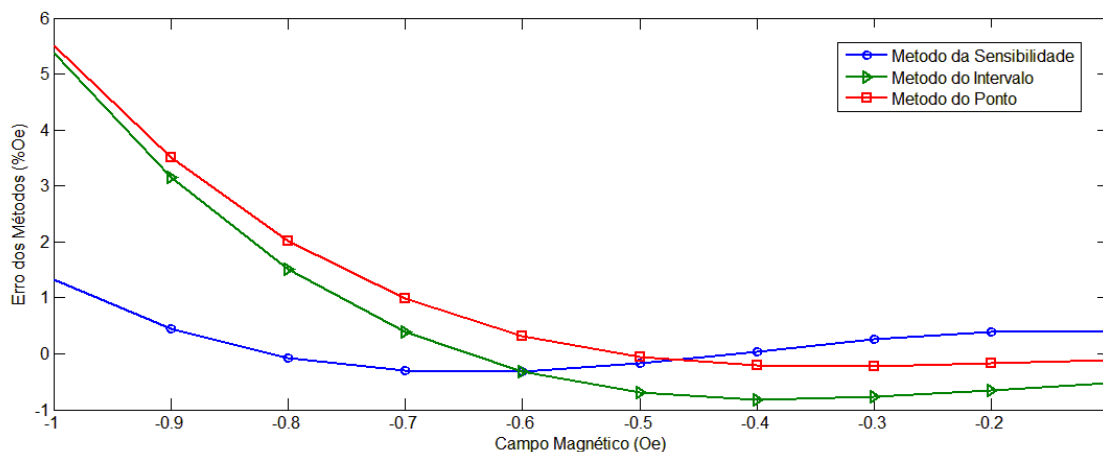


Figura 31 - Comparação dos erros de sensibilidade de fase da impedância obtidos pelos três métodos de homogeneização.

Calculando os valores do erro médio entre a sensibilidade da Amostra **A** e a sensibilidade resultante de cada Método de Homogeneização no intervalo de -0,9 Oe a -0,1 Oe, obtém-se que: o erro médio para a comparação com o Método da Sensibilidade $Er_{sens} = 0,419\%/Oe$; para a comparação com o Método do Intervalo $Er_{inter} = 1,356\%/Oe$; e para a comparação com o Método do Ponto Quiescente $Er_{pont} = 1,789\%/Oe$. Calculando o erro médio para a comparação da sensibilidade da amostra original **B** obtém-se o valor de $Er_{orig} = 3,741\%/Oe$.

Analisando os resultados obtidos, percebe-se que o Método da Sensibilidade apresentou o menor erro médio. Como esperado, o Método do Intervalo apresenta as maiores discrepâncias no resultado, pois o método não está orientado para o ajuste da inclinação da curva de característica de fase das amostras.

Para aplicações envolvendo grandes variações do campo magnético de interesse (maiores que 1 Oe) o Método do intervalo se apresenta como a solução mais indicada. Apesar da necessidade de uma região de comportamento semelhante das características de fase das amostras, o Método do Intervalo garante que a dispersão da fase da amostra homogeneizada quando comparada com a amostra de referência, não seja significativa.

Para aplicações de pequenas variações do campo magnético de interesse (na ordem de 0,1 Oe), o Método da Sensibilidade é o mais indicado, pois este garante o menor erro médio entre as características de fase das amostras, porém o circuito de leitura a ser utilizado se torna mais complexo, pela necessidade de se compensar um erro atribuído na leitura da fase. Utilizando o Método do Ponto Quiescente, que apesar de possuir menor desempenho de homogeneização, pode-se realizar a leitura direta da característica de fase, simplificando o circuito a ser implementado.

A aplicação dos métodos de homogeneização das características de fase comparados nessa dissertação permitem vislumbrar a aplicação de amostras GMI em magnetômetros de maior sensibilidade, uma vez que possibilitam a implementação de configurações gradiométricas utilizando materiais GMI.

A utilização de materiais GMI em magnetômetros de alta sensibilidade ainda se encontra em estágio incipiente. As aplicações encontradas na literatura ainda estão restritas a faixas de sensibilidade muito distantes de todo o potencial que os materiais GMI podem apresentar (Tannous & Gieraltowski, 2003). A utilização das características de fase de amostras GMI proposta por (Costa Silva, 2011) representou um avanço de grande valia para o tema, propondo uma utilização de materiais GMI inédita no cenário mundial.

5.2.

Conclusões e Trabalhos Futuros

Nessa dissertação foram apresentados três métodos para a homogeneização das características de fase de amostras GMI. Tal homogeneidade é necessária para que se utilize os sensores em configurações gradiométricas, essenciais à redução de interferências eletromagnéticas ambientais que possibilitam a aplicação dos transdutores magnéticos na medição de campos de muito baixa intensidade.

Os métodos de homogeneização possuem a implementação física como semelhança, uma vez que o circuito elétrico é o mesmo, a menos dos valores dos componentes que o constitui. As equações que resultam nos valores dos componentes R_{adj} e C_{adj} foram apresentadas para cada método, obtendo-se valores negativos para todos os métodos. Os métodos apresentados foram:

- O Método do Intervalo, duas equações, para igualar extremidades de um intervalo pré-selecionado das características de fase;
- O Método do Ponto Quiescente, duas equações, para igualar um ponto e a taxa de variação em torno deste ponto, das características de fase; e
- O Método da Sensibilidade, uma equação, para igualar a taxa de variação em um ponto.

Como apresentado nas Discussões desta dissertação, os Métodos da Sensibilidade e do Ponto Quiescente são os mais recomendados para aplicações biomagnéticas, pois estas demandam medições de campos magnéticos de muito baixa intensidade, como descrito na seção 2.2.

Dentro das possibilidades de aplicações biomédicas, podem-se citar a medição dos campos biomagnéticos gerados pela atividade bioelétrica de tecidos excitáveis e a detecção de Corpos Estranhos Metálicos, onde os magnetômetros GMI se apresentariam como uma solução não invasiva e inócua, associada a um menor custo de fabricação e operação quando comparados com os sensores SQUID. Estes últimos, atualmente, são os

únicos capazes de realizar diagnósticos por meio de medições biomagnéticas, mas os custos associados impedem sua disponibilidade no meio clínico.

Referências Bibliográficas

ANDRÄ, W.; NOWAK, H. **Magnetism in Medicine: A Handbook**. 2^a Ed. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2007.

ANTONIOU, A. Novel RC-active-network synthesis using generalized immittance converters. **IEEE Trans Circuit Theory**, vol. 17, no. 2, pp. 212–217, 1970.

BAIBICH, M. N.; BROTO, J. M.; FERT, A.; VAN DAU, F.N.; PETROFF, F. Giant magnetoresistance of (001)Fe/(001)Cr magnetic superlattices. **Phys. Rev. Lett**, v. 61, p. 2472–2475, 1988.

BRUTON, L. T. Network transfer functions using the concept of frequency dependent negative resistance. **IEEE Transactions on Circuit Theory**, vol. 16, pp. 406–408, 1969.

BORK, J.; HAHLEBOHM, H. D.; KLEIN, R.; SCHNABEL, A. The 8-layered magnetically shielded room of the PTB: Design and construction. In: **Biomag2000, 12th Int. Conf. on Biomagnetism, Finlândia, 2000. Proc. 12th Int. Conf. on Biomagnetism, J. Nenonen, R.J. Ilmoniemi, and T. Katila (Eds.), Helsinki Univ. of Technology, Espoo, Finland, 2001**, p. 970-973.

CARNEIRO, J. H. C. C.; COSTA SILVA, E.; GUSMÃO, L. A. P.; HALL BARBOSA, C.; COSTA MONTEIRO, E. A System for the Automatic Characterization of Giant Magneto-Impedance Samples. **XX IMEKO World Congress**, Busan, 2012. Proceedings of the XX IMEKO World Congress, 2012, p. 1-4.

CLARKE, J.; BRAGINSKI, A. I. **The SQUID Handbook: Vol. Technology of SQUID's and SQUID systems**, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004 and I Fundamentals.

CLARKE, J.; BRAGINSKI, A. I. **The SQUID Handbook: Vol. II Applications of SQUID's and SQUID systems**. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2006

COSTA MONTEIRO, E.; BRUNO, A. C.; LOURO, S. R. W.; COSTA, A. F.; COSTA RIBEIRO, P. Magnetic Localization of a Current Dipole Implanted in Dogs. **Phys. in Med. and Biol.**, v. 32, p. 77-86, 1987.

COSTA MONTEIRO, E.; HALL BARBOSA, C.; EISELT, M.; GIESSLER, F.; HAUEISEN, J. Magnetic imaging of electrical propagation at the apex of isolated rabbit heart. **Biomedizinische Technik: Biomedical Engineering**, 2004. v. 48, n. 2, p. 168-170.

COSTA MONTEIRO, E.; HALL BARBOSA, C.; EISELT, M.; GIESSLER, F.; HAUEISEN, J. ANDRADE LIMA, E. Animal Experimentation Study of Atrial Activity Propagation Using a Multi-channel SQUID System.

Biomedizinische Technik: Biomedical Engineering, 2001a. v. 46, n. 2, p. 70-72.

COSTA MONTEIRO, E.; HALL BARBOSA, C.; ANDRADE LIMA, E.; ORNELAS, P. H.; CAVALCANTI, E. G.; SANTOS, S. F.; COSTA RIBEIRO, P. Application of a Single-channel SQUID Magnetometer for Non-Invasive Study of Cardiac Tachyarrhythmias Mechanisms. **Physica C**, 2001b. v. 354, p. 83-86.

COSTA MONTEIRO, E.; et al., Fetal Cardiac Activity Analysis During Twin Pregnancy Using a Multi-Channel SQUID System. **Physica C**, 2001c, v. 354, p. 87-90.

COSTA MONTEIRO, E et al., The study of steady magnetic fields associated with primary and secondary ST shift in ischaemic rabbit hearts. **Physiol. Meas.**, v. 18, p. 191-200, 1997.

COSTA MONTEIRO, E. ; HALL BARBOSA, C.; FURTADO, F. M. F.; EISELT, M.; GIESSLER, F.; HAUEISEN, J. Effects of imaging area in the identification of electrical propagation in atrial tissue using a multichannel SQUID system. In: **4th International Symposium on Noninvasive Functional Source Imaging**, 2003, Trieste, 2003.

COSTA MONTEIRO, E. Biometrologia: confiabilidade nas biomedições e repercussões éticas. **Metrol. Instrum.** 2007, p. 6–12.

COSTA MONTEIRO, E.; Lessa, M. L. A Metrologia na Área de Saúde: Garantia da Segurança e da Qualidade dos Equipamentos Eletromédicos **Engevista** 7, 2005. p. 51-60.

COSTA MONTEIRO, E.; LEON L. F. Metrological Reliability of Medical Devices. Aceito para publicação na **Journal of Physics**, 2014.

COSTA SILVA, E. Desenvolvimento de Transdutor Baseado na Fase da Magnetoimpedância Gigante para Medição de Campos Biomagnéticos **PUC-Rio**, abril de 2010.

COSTA SILVA, E.; GUSMÃO, L. A. P.; HALL BARBOSA, C. R.; COSTA MONTEIRO E. Homogenization of The Impedance Phase Characteristics of Giant Magnetoimpedance Sensors **IX SEMETRO**.

COSTA SILVA, E; BARBOSA, C. R. H.; GUSMÃO, L. A. P; LEIPNER Y ; FORTALEZA L. G. S.; COSTA MONTEIRO, E. Point matching: A new electronic method for homogenizing the phase characteristics of giant magnetoimpedance sensors. **Review of Scientific Instruments** , v. 85, p. 084708, 2014.

FERT, A. The origin, development and future of spintronics. **Nobel Lecture**. (2007).

GRÜNBERG, P. (2007). From spinwaves to giant magneto magnetoresistance (GMR) and beyond. **Nobel Lecture**, Disponível em: http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/2007/grunberg_lecture.pdf Acesso em 11 set. 2014.

HARAKAWA, K.; KAJIWARA, G.; KAZAMI, K.; OGATA, H.; KADO, H. Evaluation of a highperformance magnetically shielded room for biomagnetic measurement. **IEEE Trans. Mag.**, v. 32, p. 5226-5259, 1996.

KIM, C. G.; JANG, K. J.; KIM, H. C.; YOON, S. S. Asymmetric giant magnetoimpedance in field-annealing Co-based amorphous ribbon **J. Appl. Phys.**, v. 85, p. 5447-5449, 1999.

KNOBEL, V.; PIROTA, K. R. Giant magnetoimpedance concepts and recent progress. **J. Magn. Magn. Mater.** v. 242, p. 33–40, 2002.

KRAUS, L. GMI modeling and material optimization. **Sensors and Actuators A** 106 (2003) 187–194.

LEIPNER Y ; COSTA SILVA, E ; HALL BARBOSA, C. R ; GUSMÃO, L. A. P ; COSTA MONTEIRO, E . Homogeneização da Sensibilidade de Fase de Amostras GMI para Medições de Campo Biomagnético. In: **XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 2012, Porto de Galinhas. Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. SBEB, 2012. p. 1-5.

LENZ, J. and EDELSTEIN, S. Magnetic Sensors and Their Applications **IEEE SENSORS JOURNAL**, VOL. 6, NO. 3, JUNE 2006

LOPES, J. T. B. **Estrutura e Propriedades dos Materiais: Estruturas Amorfas. Apostila de aula. Faculdade de Engenharia Mecânica.** Universidade Federal do Pará (UFPA), 2013. Disponível em <http://jorgeteofilio.files.wordpress.com/2013/10/epm-apostila-capitulo07.pdf> Acessado em 11 de set. de 2014.

MACHADO, F. L. A.; SILVA, B. L.; MONTARROYOS, E. **Journal of Applied Physics**, v. 73, n 10, p 6387, 1993.

MACHADO, F. L. A.; DA SILVA, B. L.; REZENDE, S. M.; MARTINS, C. S. Giant ac magnetoresistance in the soft ferromagnet Co_{70.4}Fe_{4.6}Si₁₅B₁₀. **Journal of Applied Physics**, v.75, n. 10, p. 6563-6565, 1994.

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.

MACHADO, F. L. A.; REZENDE, S. M. A theoretical model for the giant magnetoimpedance in ribbons of amorphous soft-ferromagnetic alloys. **Journal of Applied Physics**, v. 79, n. 8, p. 6558-6560, 1996.

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**, v. 105, p. 271–285, 2003.

MANDAL, K.; GHATAK S. K., **Physical Review B**, v. 47, n 21, p 14233, 1993.

MANH-HUONG PHAN, HUA-XIN PENG Giant magnetoimpedance materials: Fundamentals and applications. **ScienceDirect** , 1 May 2007.

MENDES, Kenia Carvalho **Estudo da magneto-impedância gigante e do efeito hall em fitas amorfas de Co_{70.4}Fe_{4.6}Si₁₅B₁₀**. João Pessoa, 2000. Tese de Doutorado – Coordenação de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal da Paraíba (UFPB).

PACHECO, C. J.; **Aplicação de Materiais com Magnetostricção Gigante em sensores de Deslocamento sem Contacto**. Rio de Janeiro,

2007. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-graduação em Física, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio).

PHAN, M. H.; PENG, H. X. Giant magnetoimpedance materials: Fundamentals and applications. **Progress in Materials Science**, v. 53, p. 323-420, 2008.

PHAN, M. H.; PENG, H. X.; WISNOM, M. R.; YU, S. C.; NGHI, N. H.; KIM, C. G. Effect of annealing temperature on permeability and giant magnetoimpedance of Fe-based amorphous ribbon. **Sens. Actuators A**, v. 129, p. 62–65, 2006.

PIROTA, K. R., Magnetoimpedância Gigante em Materiais Ferromagnéticos Amorfos: Uma Breve Introdução. **Revista Physicae**, vol. 1, pp.37-44, 2000.

PIROTA, K. R.; KNOBEL, M.; GOMEZ-POLO, C. Recent experiments and models on giant magnetoimpedance. **Physica B**, v. 320, p. 127–134, 2002.

ROBBES, D. Highly sensitive magnetometers—a review, **Sensors and Actuators A** 129, 2006, p 86–93.

TANNOUSC.; GIERALTOWSKIJ. Giant Magneto-Impedance and its Applications. **Université de Bretagne Occidentale**, Brest, França, abril de 2003.

TSUKADA K. et al. An iso-integral mapping technique using magnetocardiogram, and its possible use for diagnosis of ischemic heart disease. **International Journal of Cardiac Imaging**, 2000, 16: 55-66.

VAN VALKENBURG, M. E. **Analog Filter Design**, Holt, Rinehart and Winston, New York, NY, USA, 1982.

YAMADA, S.; YAMAGUCHI, I. Magnetocardiograms in Clinical Medicine: Unique Information on Cardiac Ischemia, Arrhythmias, and Fetal Diagnosis. **Internal Medicine**, 2005. v. 44, n. 1, p. 1-19.

YELON, A.; MÉNARD, D.; BRITEL, M.; CIUREANU, P.; **Applied Physical Letters**, v. 69, n 20, p 1, 1996.