
MODELAGEM DA SENSIBILIDADE DE AMOSTRAS GMI POR REDES NEURAIS

Eduardo Costa da Silva*
edusilva@ele.puc-rio.br

Carlos R. Hall Barbosa*
hall@ele.puc-rio.br

Marley M. B. R. Vellasco†
marley@ele.puc-rio.br

Elisabeth Costa Monteiro*
beth@puc-rio.br

Luiz A. P. de Gusmão†
lgusmao@ele.puc-rio.br

*Departamento de Engenharia Elétrica – Pós-MQI

†Departamento de Engenharia Elétrica – ELE

Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro – PUC-Rio
Rua, Marquês de São Vicente, 225 – Gávea
22451-900, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

ABSTRACT

Modeling the Sensitivity of GMI Samples by Neural Networks

Over the past few years, several studies have been developed in order to quantitatively model the GMI effect (Giant Magnetoimpedance). However, these models adopt simplifications that significantly affect its theoretical-experimental performance and its generalization capability, and models that incorporate parameters that generate asymmetry – AGMI (asymmetric GMI) – such as the DC level of the excitation current of the GMI samples are still rare. This work aims to develop a new model, sufficiently general, which also incorporates the asymmetry induced by the DC level of the excitation current, capable of guiding the experimental procedures of characterization of the GMI samples. Thus, this paper proposes, presents and discusses the use of a computational model based on *feedforward Multilayer Perceptron* Neural Networks to model the impedance magnitude sensi-

tivity and impedance phase sensitivity, of the GMI effect, as functions of the magnetic field, for $\text{Co}_{70}\text{Fe}_5\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ ferromagnetic amorphous alloys. The proposed model allows obtaining these sensitivities based on some of the main parameters that affect it: length of the samples, DC level and frequency of the excitation current and the external magnetic field.

KEYWORDS: Neural Networks, Giant Magnetoimpedance, Modeling, Magnetic Sensor.

RESUMO

Ao longo dos últimos anos, diversos trabalhos têm sido desenvolvidos a fim de se modelar quantitativamente o efeito GMI (Magnetoimpedância Gigante). No entanto, esses modelos adotam simplificações que afetam significativamente seu desempenho teórico-experimental e sua generalidade, e ainda são raros os modelos quantitativos que incorporam parâmetros geradores de assimetria – AGMI (GMI assimétrica) – como, por exemplo, o nível CC da corrente de excitação das amostras GMI. Este trabalho objetiva o desenvolvimento de um novo modelo, suficientemente geral, que incorpore in-

Artigo submetido em 30/10/2010 (Id.: 1211)

Revisado em 17/03/2011, 20/01/2012

Aceito sob recomendação do Editor Associado Prof. Flávio Henrique Vasconcelos

clusivo a assimetria induzida pelo nível CC da corrente de excitação, capaz de guiar os procedimentos experimentais de caracterização das amostras GMI. Assim, este artigo propõe, apresenta e discute a utilização de um modelo computacional baseado em Redes Neurais *feedforward Multilayer Perceptron* na modelagem da sensibilidade de módulo e fase da impedância do efeito GMI em função do campo magnético, para ligas ferromagnéticas amorfas de composição $\text{Co}_{70}\text{Fe}_5\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$. O modelo proposto permite a obtenção da sensibilidade a partir de alguns dos principais parâmetros que a afetam: comprimento das amostras, nível CC e frequência da corrente de excitação e campo magnético externo.

PALAVRAS-CHAVE: Redes Neurais, Magnetoimpedância Gigante, Modelagem, Sensor Magnético.

1 INTRODUÇÃO

O efeito da Magnetoimpedância Gigante começou a ser estudado intensamente na década de 1990, e caracteriza-se pela variação da impedância de uma amostra de material amorfo de acordo com o campo magnético que o atravessa. Excitando-se a amostra com uma corrente elétrica alternada e, por exemplo, medindo-se a envoltória da tensão elétrica alternada resultante por meio de um detector AM, obtém-se então um transdutor de campo magnético em tensão elétrica (magnetômetro). A grande vantagem dos magnetômetros GMI em comparação às demais alternativas é o seu baixo custo para produção em escala, aliado à boa sensibilidade e à grande faixa de frequências de operação (Cavalcanti, 2005; Gonçalves, 2006; Mahdi *et alii*, 2003; Mendes, 2000; Phan e Peng, 2008).

A importância da Magnetoimpedância Gigante (GMI – *Giant Magnetoimpedance*) no cenário científico mundial tem aumentado e diversos laboratórios estão empreendendo pesquisas promissoras em várias áreas de aplicação. Um exemplo recente foi a concessão do Prêmio Nobel em Física em 2007 para os pesquisadores Albert Fert e Peter Grünberg que descobriram a Magnetoresistência Gigante (GMR) (Fert, 2007; Grünberg, 2007).

O efeito GMI pode ser considerado, sob certos aspectos, um análogo em altas frequências do efeito GMR (Mahdi *et alii*, 2003). No entanto, enquanto o GMR tem seu princípio de funcionamento atrelado à física quântica, o GMI pode ser explicado utilizando-se conceitos do eletromagnetismo clássico (Cavalcanti, 2005; Gonçalves, 2006; Mahdi *et alii*, 2003; Mendes, 2000; Phan e Peng, 2008).

Apesar de a Magnetoimpedância consistir em um fenômeno relativamente recente, magnetômetros GMI já foram desenvolvidos para diversas aplicações – dentre as quais se destacam: detectores de presença (Valensuela *et alii*, 1996),

controle de processos industriais (Hauser *et alii*, 2000), pesquisa espacial e aplicações aeroespaciais (Lenz, 1990; Lenz e Edelstein, 2006; Mahdi *et alii*, 2003; Ripka, 2001), sistemas de navegação (Honkura, 2002), memórias de alta densidade e HD's (Delooze *et alii*, 2004), controle de tráfego (Uchiyawa *et alii*, 2000), detecção de fissuras em materiais (Kim *et alii*, 2002), e aplicações biológicas e biomédicas (Cavalcanti, 2005; Chiriac *et alii*, 2005; Kurlyandskaya *et alii*, 2003; Louzada *et alii*, 2007; Phan e Peng, 2008; Pompéia *et alii*, 2006; Pompéia *et alii*, 2008; Silva *et alii*, 2008; Silva *et alii*, 2009a; Silva *et alii*, 2010; Silva *et alii*, 2011).

Há cerca de 5 anos vêm sendo desenvolvidos no Laboratório de Biometrologia (LaBioMet) da PUC-Rio, em colaboração com o Departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco (DF-UFPE), transdutores baseados no fenômeno da magnetoimpedância gigante (GMI), destinados a aplicações biomédicas (Cavalcanti, 2005; Louzada *et alii*, 2007; Pompéia *et alii*, 2006; Pompéia *et alii*, 2008; Silva *et alii*, 2008; Silva *et alii*, 2009a; Silva *et alii*, 2010; Silva *et alii*, 2011). Esses equipamentos vão ao encontro dos preceitos biometrológicos, que requerem elevada exatidão, não-invasividade, inocuidade, baixo custo de fabricação e operação, além de baixa complexidade de operação (Monteiro e Lessa, 2005; Monteiro, 2007).

A sensibilidade dos transdutores magnéticos está diretamente associada à sensibilidade de seus elementos sensores. Dessa forma, a otimização da sensibilidade dos elementos sensores é fundamental. No caso de amostras GMI, a sensibilidade é afetada por diversos parâmetros, e essa dependência ainda não é bem modelada quantitativamente de forma suficientemente abrangente, sendo que a busca do condicionamento ótimo é, usualmente, empírica.

Assim, neste trabalho, estabeleceu-se uma colaboração entre o LaBioMet e o Laboratório de Inteligência Computacional Aplicada (ICA), também da PUC-Rio, objetivando o desenvolvimento de um modelo computacional capaz de auxiliar os procedimentos experimentais adotados no intuito de definir qual a combinação ótima dos parâmetros de condicionamento responsável por maximizar a sensibilidade das amostras GMI. O modelo baseia-se em duas Redes Neurais, uma para modelar a sensibilidade do módulo da impedância do efeito GMI e outra para modelar a sensibilidade da fase da impedância. Ambas as redes implementadas possuem quatro variáveis de entrada: comprimento das amostras, nível CC (indutor de assimetria - AGMI), frequência da corrente de excitação e campo magnético externo.

1.1 O fenômeno GMI

Fitas e fios de ligas ferromagnéticas moles têm atraído considerável atenção devido a suas propriedades físicas e apli-

cações tecnológicas. Um dos fenômenos mais interessantes observados nesses elementos é a magnetoimpedância gigante (GMI), presente, por exemplo, em amostras da família $\text{Co}_{75-x}\text{Fe}_x\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ – as quais possuem baixa magnetostrição (Gonçalves, 2006; Gonçalves *et alii*, 2006; Mendes, 2000).

Em geral, a impedância de um condutor depende da distribuição de corrente dentro do material. Devido ao efeito pelicular (*skin effect*), quando a frequência da corrente aplicada aumenta é comum a corrente se concentrar na superfície do condutor (Hayt Jr. e Buck, 2011). Em materiais magnéticos, o valor da profundidade de penetração de corrente (*skin depth*) não depende apenas da frequência da corrente aplicada mas, também, da geometria e permeabilidade magnética do condutor, a qual, por sua vez, pode variar em função do campo magnético externo e da amplitude da corrente que atravessa o condutor. Isto faz com que, em amostras de materiais de alta permeabilidade, mesmo em uma faixa intermediária de frequências, possa-se esperar uma variação da impedância desses condutores em função do campo magnético aplicado (Gonçalves, 2006; Gonçalves *et alii*, 2006; Mendes, 2000).

No efeito GMI, a corrente alternada aplicada ao longo do comprimento da amostra produz um campo magnético transversal (h_{ac}). Esse campo magnetiza a amostra, aumentando sua permeabilidade. A permeabilidade irá crescer até atingir a condição de saturação do material em questão, onde o campo magnético externo é suficientemente elevado a ponto de rotacionar os domínios magnéticos, reorientando-os completamente ao longo de sua direção. A dependência da permeabilidade magnética com o campo magnético externo e com a corrente aplicada na amostra modifica a profundidade de penetração de corrente dentro do material e, conseqüentemente, sua impedância (Gonçalves, 2006; Gonçalves *et alii*, 2006; Hauser *et alii*, 2001; Knobel e Pirota, 2002; Machado e Rezende, 1996; Mahdi *et alii*, 2003; Mendes, 2000; Phan e Peng, 2008; Pirota *et alii*, 2002).

1.1.1 Modelo teórico

As amostras analisadas nesse trabalho apresentam um caso particular de GMI, denominado magnetoimpedância longitudinal (LMI). O fenômeno LMI é gerado pela aplicação de uma corrente alternada (I) ao longo do comprimento de uma fita (ou fio), submetida a um campo magnético externo (H) paralelo à mesma. Logo, a diferença de potencial (V) é medida entre as extremidades da fita, como mostrado na Figura 1.

O valor de sua impedância (Z) pode ser obtido pela expressão:

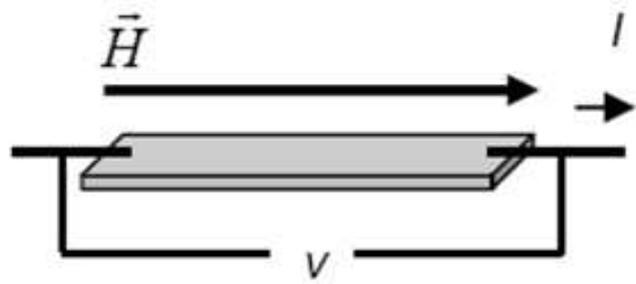


Figura 1: Medição Típica do efeito LMI.

$$Z = \frac{|V| e^{j\phi_V}}{|I| e^{j\phi_I}} = \frac{|V|}{|I|} e^{j\phi} = |Z| e^{j\phi} = R + jX \quad (1)$$

Para uma liga ferromagnética metálica com comprimento L e seção transversal A , em uma aproximação linear, a impedância (Z) é dada por (Kraus, 2003; Phan e Peng, 2008):

$$Z = \frac{V}{I} = \frac{L E_Z(s)}{A \langle j_z \rangle_A} = R_{cc} \frac{j_z(s)}{\langle j_z \rangle_A} \quad (2)$$

onde E_Z é a componente longitudinal do campo elétrico, j_z é a componente longitudinal da densidade de corrente, R_{cc} é a resistência elétrica CC, s representa o valor das funções E_z e j_z na superfície do material e $\langle j_z \rangle_A$ é o valor médio da componente longitudinal da densidade de corrente ao longo da seção transversal A .

A densidade de corrente, presente na equação (2), pode ser obtida, no campo da eletrodinâmica clássica, resolvendo-se simultaneamente a equação reduzida de Maxwell (3) e a equação de Landau-Lifshitz (4), a qual modela o movimento do vetor de magnetização \vec{M} (Landau e Lifshitz, 1975).

$$\nabla^2 \vec{H} - \frac{\mu_0}{\rho} \dot{\vec{H}} = \frac{\mu_0}{\rho} \dot{\vec{M}} - \text{grad div } \dot{\vec{M}} \quad (3)$$

$$\dot{\vec{M}} = \gamma \vec{M} \times \vec{H}_{ef} - \frac{\alpha}{M_S} \dot{\vec{M}} \times \dot{\vec{M}} - \frac{1}{\tau} (\vec{M} - \vec{M}_0) \quad (4)$$

onde μ_0 é a permeabilidade magnética no vácuo, ρ é a resistividade elétrica, γ é o fator giromagnético, \vec{M} é o vetor magnetização, M_S é a magnetização de saturação, \vec{M}_0 é a magnetização estática, \vec{H} é o vetor campo magnético, \vec{H}_{ef} é o campo magnético efetivo, α é o fator de amortecimento e τ é o tempo de relaxação.

No entanto, usualmente, como forma de simplificação, assume-se que a relação entre a densidade de fluxo magnético (B) e o campo magnético (H) é linear e dada por $B = \mu H$, onde μ é a permeabilidade magnética, ao invés do caso geral em que $B = \mu(H+M)$. Assim, pode-se resolver diretamente a equação (3) desprezando-se a equação (4), a qual é responsável pela definição da magnetização M . Destaca-se que esta simplificação é satisfatória para frequências intermediárias da corrente de excitação das amostras GMI, sendo que para altas frequências (a partir de dezenas de MHz) deve-se considerar a equação (4), pois as características dinâmicas passam a influenciar significativamente o efeito GMI (Kraus, 1999; Menard *et alii*, 1998; Panina e Mohri, 1994; Phan e Peng, 2008).

Como foi dito anteriormente, o efeito GMI está relacionado à dependência da profundidade de penetração de corrente (δ) com a permeabilidade magnética transversal (μ_t), a qual é função do campo magnético externo (H), ou seja, $\mu_t = \mu_t(H)$. Assim, a impedância (Z) de uma amostra GMI em forma de fita, tendo em vista as equações (2) e (3) e, por simplificação, desprezando-se a equação de Landau-Lifshitz (4), de acordo com a literatura (Panina, L. V. *et alii*, 1995; Phan e Peng, 2008), é dada por:

$$Z = \frac{R_{cc} j k t}{2} \coth \left(\frac{j k t}{2} \right) \quad (5)$$

Onde:

$$\begin{cases} k = \frac{(1+j)}{\delta} \\ \delta = \sqrt{\frac{2}{\omega \mu_t \sigma}} \end{cases} \quad (6)$$

onde R_{cc} é a resistência elétrica CC, j é a componente imaginária, t a espessura da fita, σ a condutividade do material e ω é a frequência angular da corrente.

1.1.2 GMI Assimétrica (AGMI)

As curvas de GMI, indicando a variação da impedância com o campo magnético externo H , são geralmente simétricas em relação a este campo. Contudo, deve-se destacar que certas condições favorecem o aparecimento de uma assimetria nas curvas GMI, denominada Magnetoimpedância Gigante Assimétrica (AGMI). Apesar de nem todas as causas da AGMI serem conhecidas, três fatores se destacam na literatura: (a) corrente CC, (b) campos magnéticos CA e (c) “Exchange bias”, a qual utiliza-se de técnicas de recozimento (*annealing*) sob condições especiais de modo a induzir de forma intrínseca um comportamento assimétrico às amostras GMI (Gonçalves *et alii*, 2006; Kim *et alii*, 1999; Machado *et alii*, 1999; Makhnovskiy *et alii*, 2000; Phan e Peng, 2008). Deve-

se ressaltar que atualmente esses efeitos são explicados qualitativamente, sendo que muitos grupos de pesquisa têm trabalhado na tentativa de desenvolver modelos que permitam descrevê-los quantitativamente.

Por meio da AGMI, consegue-se aumentar tanto a sensibilidade de módulo ($d|Z|/dH$) quanto a de fase ($d\theta/dH$). Essa assimetria é caracterizada pelo incremento de um dos picos (ou vales) da curva GMI em detrimento do outro (Gonçalves *et alii*, 2006; Kim *et alii*, 1999; Machado *et alii*, 1999; Phan e Peng, 2008; Silva *et alii*, 2008; Silva *et alii*, 2009a; Silva *et alii*, 2010; Silva *et alii*, 2011).

No presente trabalho, buscou-se induzir AGMI apenas por corrente CC, ou seja, superpondo a corrente CA (necessária para o efeito GMI) a níveis arbitrários de corrente CC (necessária para o efeito AGMI). Desse modo, consegue-se alterar significativamente a forma das curvas GMI em função do campo magnético e, escolhendo-se adequadamente o nível CC da corrente de excitação, elevar a sensibilidade das amostras GMI (Silva *et alii*, 2008; Silva *et alii*, 2009a; Silva *et alii*, 2010; Silva *et alii*, 2011).

2 METODOLOGIA PROPOSTA

A otimização da sensibilidade dos elementos sensores GMI é fundamental para a maximização da sensibilidade dos transdutores magnéticos GMI. Por sua vez, a sensibilidade dos elementos sensores é afetada por uma série de parâmetros de condicionamento, sendo que a combinação ótima desses parâmetros é, usualmente, pesquisada empiricamente. Assim, de forma a auxiliar (“guiar”) a busca da maximização da sensibilidade, neste trabalho, foram desenvolvidas redes neurais capazes de modelar a sensibilidade de amostras GMI em função de alguns dos parâmetros que a afetam.

2.1 Coleta dos dados experimentais

Tendo em vista o desenvolvimento de um transdutor magnético GMI de elevada sensibilidade, capaz de detectar campos ultra fracos, e sabendo-se que este transdutor utiliza as fitas GMI como seus elementos sensores, deseja-se otimizar (maximizar) a sensibilidade ($d|Z|/dH$ e/ou $d\theta/dH$) destes. Por sua vez, a sensibilidade é tipicamente afetada por uma série de parâmetros, como amplitude, frequência e nível CC da corrente de excitação; dimensões (comprimento, largura, espessura) das amostras GMI; campo magnético de polarização (gerado por uma fonte externa a fim de garantir que o sensor opere em sua faixa mais sensível); entre outros. Assim, as amostras GMI foram experimentalmente caracterizadas de forma a se verificar qual é o conjunto de parâmetros que gera as sensibilidades ótimas de módulo e fase.

No procedimento de caracterização, todas as medições foram realizadas com amostras GMI ($\text{Co}_{70}\text{Fe}_5\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$) em forma de fita, com espessura média de $60 \mu\text{m}$ e largura de $1,5 \text{ mm}$. Realizaram-se análises para correntes CC variando entre 0 mA e 100 mA e para frequências de 75 kHz a 30 MHz . Foi também estudada a influência do comprimento da fita, analisando-se amostras com 1 cm , 3 cm , 5 cm e 15 cm . Percebeu-se que variações na amplitude da corrente CA de excitação pouco afetam o comportamento da fase. Assim, manteve-se esse parâmetro fixo em 15 mA (Silva *et alii*, 2008; Silva *et alii*, 2009a; Silva *et alii*, 2010; Silva *et alii*, 2011).

A técnica de soldagem empregada objetivando a conexão das extremidades das fitas GMI aos terminais elétricos - estiletos de metal amarelo (p. ex. latão) - foi a solda de ponto. Por sua vez, os fios condutores são soldados aos terminais elétricos por solda de Estanho-Chumbo.

A corrente i_C utilizada para condicionar as amostras GMI é expressa de acordo com a equação (7). A corrente i_C é denominada corrente de condicionamento ou de excitação.

$$i_C = I_{CC} + I_{ca} \cdot \text{sen}(2\pi \cdot f \cdot t) \quad (7)$$

onde I_{CC} é o nível CC da corrente i_C , e I_{ca} é a amplitude e f é a frequência da componente alternada (CA) de i_C .

Durante os procedimentos de caracterização, as fitas GMI são colocadas no centro de uma Bobina de Helmholtz, como indicado na Figura 2, de forma que o campo gerado pela Bobina seja longitudinal ao comprimento das fitas. Ainda, o conjunto fita-bobina é posicionado de forma a garantir que a direção do campo magnético da Terra seja perpendicular ao comprimento das fitas e esteja “entrando” no plano do papel (Figura 2). Assim, minimiza-se a influência deste nas medições (as fitas GMI utilizadas são do tipo LMI, ou seja, a sensibilidade a campos perpendiculares às mesmas é muito baixa) (Silva *et alii*, 2009a; Silva *et alii*, 2011).

A fim de minimizar a interferência eletromagnética ambiental, os ensaios de caracterização das amostras GMI podem ser realizados no interior de câmaras magneticamente blindadas. Como a caracterização é feita utilizando campos CC, a câmara utilizada deve ser capaz de atenuar significativamente campos com baixas frequências, o que não se verifica para as blindagens convencionais (p.ex. alumínio ou gaiolas de Faraday), as quais atenuam satisfatoriamente apenas frequências acima de centenas de hertz. Dessa forma, faz-se necessário o uso de câmaras blindadas feitas com materiais que possuam altíssimas permeabilidades magnéticas em baixas frequências (p.ex. mumetal), as quais possuem custos elevados (Andrä e Nowak, 2007; Clarke e Braginski, 2006).

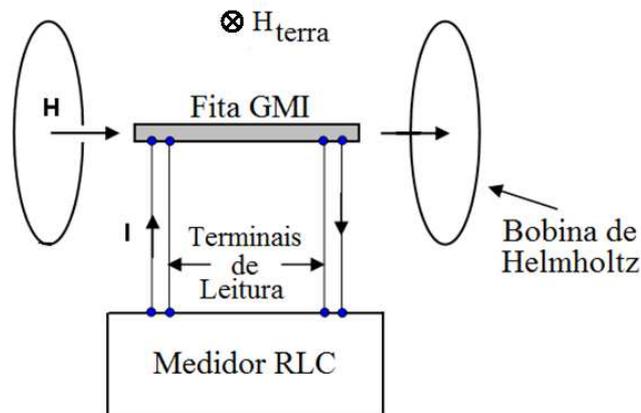


Figura 2: Diagrama de Blocos do sistema utilizado na caracterização das fitas GMI.

Destaca-se que os resultados aqui obtidos são provenientes de medições realizadas em ambiente desprovido de blindagem, pois a ordem de grandeza da interferência eletromagnética ambiental é significativamente inferior aos valores dos campos magnéticos gerados para efetuar a caracterização das amostras GMI. Contudo, a realização de medições no interior de câmara blindada é pretendida, a fim de melhorar a relação sinal/ruído, após a montagem do transdutor magnético utilizando elementos sensores GMI com sensibilidades ótimas.

As medições de módulo e fase foram realizadas com auxílio de um Medidor RLC (Agilent – 4285A), o qual também foi o responsável pelo condicionamento (CC e CA) das fitas. Por sua vez, as variações do campo magnético gerado pela bobina de Helmholtz foram controladas por uma fonte de corrente CC, de acordo com a equação (8).

$$H = \frac{8NI}{5\sqrt{5}R} \quad (8)$$

onde H é a magnitude do campo magnético no centro das bobinas, I é a corrente CC que percorre as espiras, N é o número total de espiras em cada bobina e R é o raio das bobinas.

A Bobina de Helmholtz disponível no LaBioMet (PUC-Rio) possui 48 espiras em cada bobina e um raio de 15 cm . Logo, o campo magnético em oersteds, $H[\text{Oe}]$, no centro da bobina de Helmholtz em função da corrente em ampères, $I[\text{A}]$, que atravessa a bobina é dado por:

$$H[\text{Oe}] = 2,87 \cdot I[\text{A}] \quad (9)$$

A Figura 3 apresenta a Bobina de Helmholtz utilizada no processo de caracterização das amostras, com uma fita GMI em seu centro.

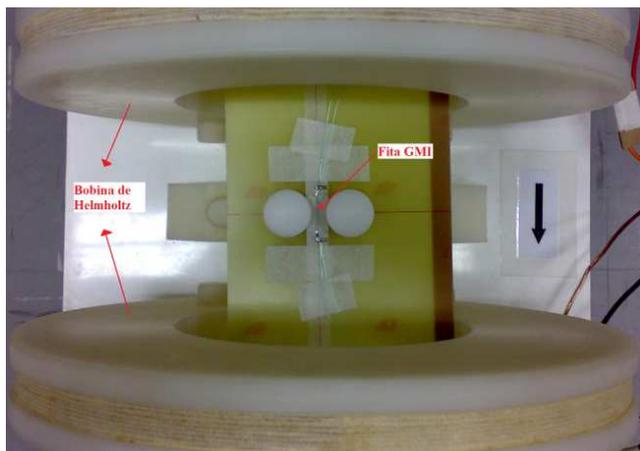


Figura 3: Bobina de Helmholtz com a fita GMI posicionada em seu centro.

2.2 Caracterização da amostra GMI

As Figuras 4 e 5 retratam, respectivamente, os valores experimentais obtidos do módulo e da fase de amostras GMI em função do campo magnético externo aplicado longitudinalmente ao comprimento das amostras. Ambas as figuras referem-se a um caso particular, dentre as diversas combinações de parâmetros experimentalmente analisadas, no qual uma amostra com 3 cm de comprimento foi condicionada por uma corrente $i_C = [80 + 15 \text{ sen}(2\pi \cdot 100\text{kHz} \cdot t)]$ mA.

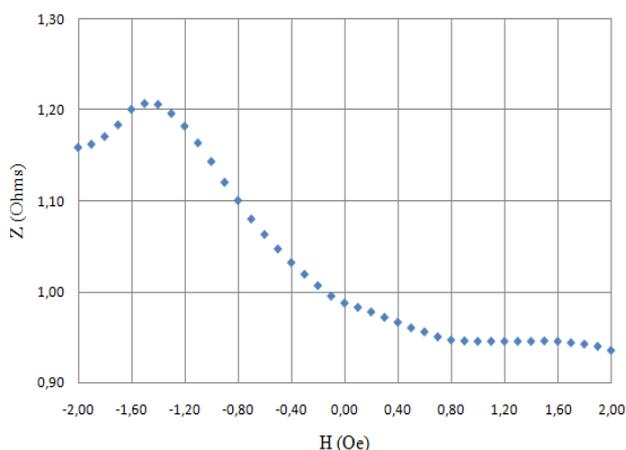


Figura 4: Módulo da impedância em função do campo magnético, para uma fita GMI de 3 cm submetida a uma corrente $i_C = [80 + 15 \text{ sen}(2\pi \cdot 100\text{kHz} \cdot t)]$ mA.

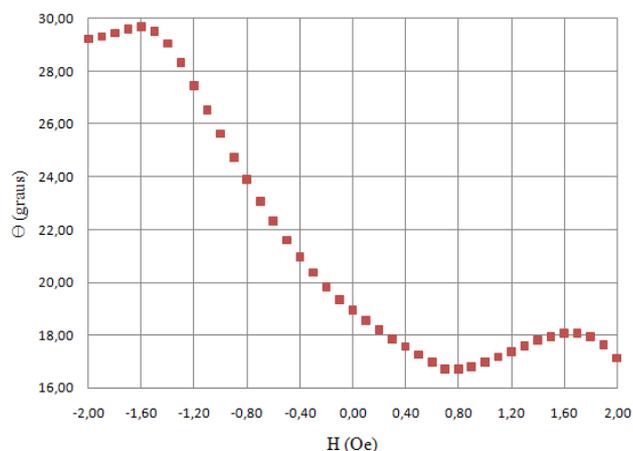


Figura 5: Fase da impedância em função do campo magnético, para uma fita GMI de 3 cm submetida a uma corrente $i_C = [80 + 15 \text{ sen}(2\pi \cdot 100\text{kHz} \cdot t)]$ mA.

Variando-se os parâmetros de condicionamento das amostras GMI, os comportamentos das curvas de módulo (Figura 4) e fase (Figura 5) em função do campo magnético são alterados. Dessa forma, objetivando-se a maximização da sensibilidade das amostras GMI, foram analisadas experimentalmente diversas combinações dos parâmetros: comprimento das amostras, nível CC, frequência da corrente de excitação e campo magnético externo, de modo a se observar suas respectivas influências sobre o comportamento das amostras GMI (Silva *et alii*, 2008; Silva *et alii*, 2009a; Silva *et alii*, 2010; Silva *et alii*, 2011).

Neste trabalho é apresentado o desenvolvimento de um sistema computacional, baseado em redes neurais, capaz de inferir a sensibilidade de amostras GMI em função dos parâmetros que a influenciam. O intuito deste sistema é auxiliar os procedimentos experimentais em busca da maximização da sensibilidade de amostras GMI.

2.2.1 Sensibilidade das amostras GMI

Deseja-se que o sistema baseado em Redes Neurais modele a sensibilidade de módulo (S_{mod}) e fase (S_{fas}) das amostras GMI em forma de fita. Essas sensibilidades são definidas como:

$$S_{mod} = \frac{dZ(H)}{dH} \quad (10)$$

$$S_{fas} = \frac{d\theta(H)}{dH} \quad (11)$$

Por exemplo, de forma aproximada, a sensibilidade de módulo S_{mod} máxima obtida a partir da curva de caracterização apresentada na Figura 4 é dada por:

$$|S_{mod\ max}| = \left| \frac{\Delta Z(H)}{\Delta H} \right|_{max} = \left| \frac{1,144 - 1,121}{-1 - (-0,9)} \right| = 0,23\Omega.Oe^{-1} \quad (12)$$

De forma equivalente, a sensibilidade de fase S_{fas} máxima obtida a partir da curva de caracterização apresentada na Figura 5 é dada por:

$$|S_{fas\ max}| = \left| \frac{\Delta \theta(H)}{\Delta H} \right|_{max} = \left| \frac{27,45 - 26,52}{-1,2 - (-1,1)} \right| = 9,3^\circ.Oe^{-1} \quad (13)$$

No entanto, não se têm as expressões analíticas do módulo da impedância em função do campo magnético, $Z(H)$, e da fase da impedância em função do campo magnético, $\theta(H)$. Assim, traçou-se um polinômio de ajuste para cada uma das diversas curvas experimentalmente obtidas de $Z(H)$ e $\theta(H)$, em função da variação do nível CC e frequência da corrente de condicionamento e do comprimento das amostras – como p. ex. as apresentadas nas Figuras 4 e 5.

Por sua vez, os polinômios de ajuste foram definidos por um programa MATLAB anteriormente desenvolvido (Silva *et alii*, 2009b). O mesmo permite o ajuste polinomial automático a um conjunto de dados experimentais e baseia-se na metodologia apresentada na Figura 6.

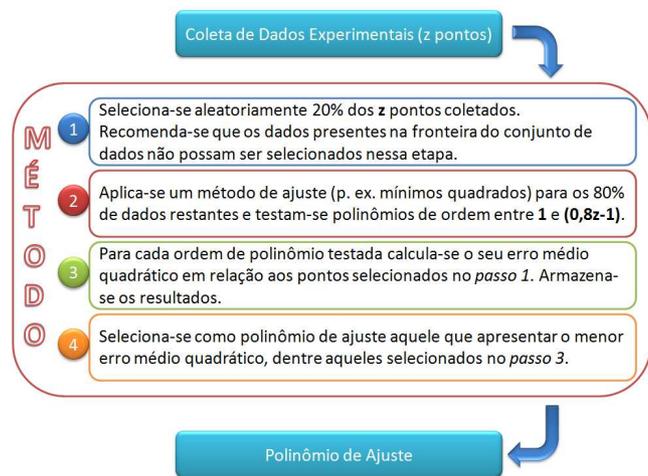


Figura 6: Diagrama esquemático do método computacional de ajuste proposto.

Dessa forma, pôde-se obter as expressões analíticas de $Z(H)$ e $\theta(H)$ para todos os casos experimentalmente analisados e,

consequentemente, as respectivas sensibilidades de módulo (S_{mod}) e fase (S_{fas}) – as quais serão as saídas das redes neurais desenvolvidas. A Figura 7 explicita os polinômios de ajuste referentes aos pontos experimentalmente obtidos – $Z(H)$ e $\theta(H)$ – para uma fita GMI de 15 cm submetida a uma corrente $i_C = [100 + 15 \text{ sen}(2\pi \cdot 10\text{MHz} \cdot t)]$ mA. Nesta mesma Figura apresentam-se as respectivas sensibilidades S_{mod} e S_{fas} calculadas a partir dos polinômios obtidos.

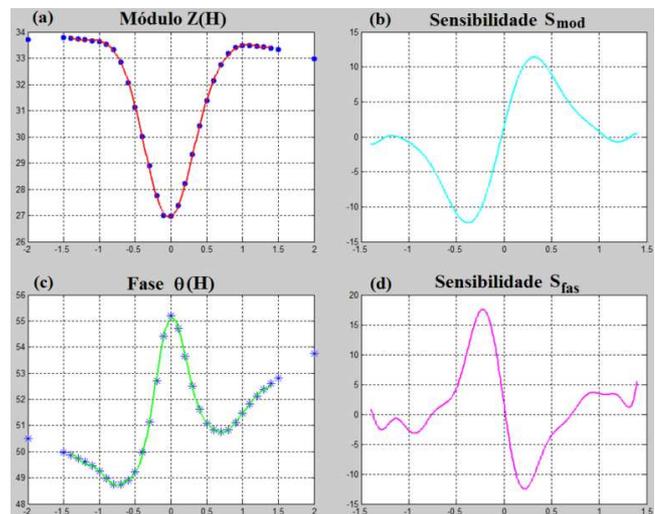


Figura 7: Fita GMI de 15 cm submetida a uma corrente $i_C = [100 + 15 \text{ sen}(2\pi \cdot 10\text{MHz} \cdot t)]$ mA - (a) Polinômio de ajuste $Z \times H$, (b) Sensibilidade de módulo $S_{mod} \times H$, (c) Polinômio de ajuste $\theta \times H$, (d) Sensibilidade de fase $S_{fas} \times H$.

Observando-se a Figura 7, percebe-se que os polinômios de ajuste modelam satisfatoriamente os conjuntos de dados experimentais, tanto no caso do módulo da impedância (Figura 7 (a)), $Z(H)$, quanto da fase da impedância (Figura 7 (c)), $\theta(H)$.

No cálculo das sensibilidades de módulo (Figura 7 (b)), S_{mod} , e de fase (Figura 7 (d)), S_{fas} , recomenda-se que os pontos limítrofes – inferior e superior – do conjunto de dados experimentais não sejam utilizados, a fim de se evitar a ocorrência de discontinuidades (Silva *et alii*, 2009b).

Assim, percebe-se que o método de ajuste proposto permite a obtenção das expressões analíticas polinomiais do módulo e fase dos sensores GMI em função do campo magnético e, consequentemente, das respectivas sensibilidades S_{mod} e S_{fas} , as quais serão as saídas das redes neurais desenvolvidas e apresentadas na seção subsequente.

Por sua vez, as redes neurais generalizam o problema, permitindo a obtenção das sensibilidades de módulo e fase (saídas das redes) das amostras GMI em função de quatro variáveis de interesse (entradas da rede): comprimento das amostras, nível CC e frequência da corrente de excitação, além

do campo magnético externo. Dessa forma, as redes neurais possibilitam inferir sobre a sensibilidade de situações ainda não verificadas experimentalmente, fornecendo indícios que auxiliarão os procedimentos experimentais em busca do condicionamento ótimo das amostras GMI.

3 DESENVOLVIMENTO DAS REDES NEURAIS

3.1 Normalização

Tendo calculado os valores da sensibilidade de módulo (S_{mod}) e fase (S_{fas}) dos sensores GMI para cada ponto do conjunto experimental, pelo método proposto na subseção 2.2.1, foram implementadas duas redes neurais *feedforward Multilayer Perceptron*, uma para análise de S_{mod} e outra para análise de S_{fas} , sendo estas as respectivas saídas das redes. Por sua vez, ambas as redes neurais possuem as mesmas 4 variáveis de entrada: comprimento das amostras GMI, nível CC e frequência da corrente e campo magnético aplicado. Os dados experimentais obtidos permitiram 1970 diferentes combinações de padrões entrada-saída. A Figura 8 apresenta a representação esquemática das Redes Neurais desenvolvidas.

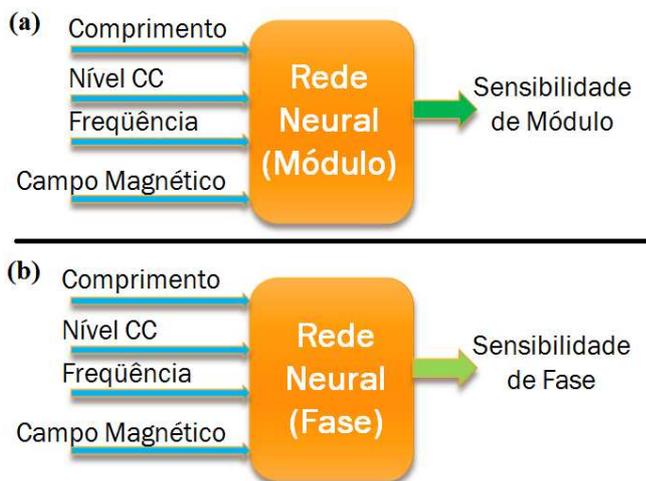


Figura 8: Diagrama de blocos das duas Redes Neurais desenvolvidas - (a) Módulo e (b) Fase.

Tanto as entradas quanto as saídas das Redes foram tratadas como dados contínuos e submetidas à normalização linear pela respectiva faixa de variação dos valores. A tabela 1 indica a faixa de valores de cada parâmetro antes e depois da normalização.

Tabela 1: Normalização dos parâmetros de interesse.

Entradas das Redes Neurais			
Parâmetro	Limites experimentais		Valores Normalizados
	mínimo	máximo	
Comprimento	1 cm	15 cm	[0,1]
Nível CC	0 mA	100 mA	[0,1]
Frequência	75 kHz	30 MHz	[0,1]
Campo Magnético	-2 Oe	2 Oe	[-1,1]
Saída da Rede de Módulo			
Parâmetro:	Limites experimentais		Valores Normalizados
	mínimo	máximo	
Sensibilidade de Módulo	-12,45 Ω/Oe	12,65 Ω/Oe	[-1,1]
Saída da Rede de Fase			
Parâmetro:	Limites experimentais		Valores Normalizados
	mínimo	máximo	
Sensibilidade de Fase	-12,69°/Oe	15,75°/Oe	[-1,1]

3.2 Considerações sobre a Topologia

A função de ativação para os neurônios da(s) camada(s) escondida(s) foi a tangente hiperbólica (*tansig* no MATLAB). Porém, optou-se pela função linear (*purelin* no MATLAB) como a função de ativação do neurônio da camada de saída de ambas as redes, pois esta função não satura e consequentemente possibilita que a rede gere saídas fora da região [-1,+1]. Deseja-se que a rede seja capaz de modelar combinações de parâmetros de entrada que gerem saídas fora da região [-1,+1], visto que as sensibilidades máximas obtidas a partir do conjunto experimental não são necessariamente as máximas sensibilidades possíveis.

Durante o estágio de treinamento utilizou-se a técnica de “validação cruzada” com parada antecipada (*early stopping*) (Haykin, 1998), baseada na métrica de erro (função de desempenho) MSE (*Mean Squared Error* – Erro Médio Quadrático). O conjunto de dados experimentais foi dividido em:

1. Treinamento (70% ou seja, 1379 padrões)
2. Validação (20% ou seja, 394 padrões)
3. Teste (10% ou seja, 197 padrões)

Utilizou-se o algoritmo de treinamento Levenberg-Marquardt backpropagation (Hagan e Menhaj, 1994), o qual é a função de treinamento padrão do MATLAB (*trainlm*) para redes neurais *feedforward*.

O número máximo de épocas de treinamento foi arbitrado como 1000 e o maior número de falhas sucessivas na valida-

ção – *early stopping* – foi definido (*net.trainParam.max_fail* no MATLAB) como 50. Escolheu-se um número de épocas razoavelmente grande, pois deseja-se que, em geral, o treinamento seja interrompido pelo crescimento do erro em relação ao conjunto de validação antes do número máximo de épocas ser atingido. Ainda, o número máximo de falhas sucessivas na validação também é relativamente elevado, pois só deseja-se interromper o treinamento quando o erro em relação ao conjunto de validação crescer por diversas épocas seguidas (no caso tratado, 50), visto que esse erro pode crescer por algumas épocas e depois voltar a decrescer.

Finalmente, o número de neurônios na(s) camada(s) escondida(s), bem como a quantidade de camadas escondidas, foram determinados através de sucessivos testes, objetivando a minimização do erro em relação ao conjunto de validação. As métricas de avaliação do erro utilizadas foram o MAPE (*Mean Absolute Percentage Error*) e o RMSE (*Root Mean Squared Error*), as quais são expressas abaixo:

$$MAPE = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \left| \frac{P_j - T_j}{T_j} \right| \quad (14)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (P_j - T_j)^2} \quad (15)$$

onde P_j é o valor previsto pela rede para o ponto j do conjunto de teste, T_j é o valor experimental (alvo) do ponto j do conjunto de teste e N é quantidade de pontos do conjunto de teste.

4 RESULTADOS E ANÁLISES

Foram analisadas redes com 5, 10, 15 e 20 neurônios em cada camada escondida, sendo que foram testadas configurações com uma e com duas camadas escondidas. Cada topologia analisada foi simulada 10 vezes, sendo que em cada repetição os pesos eram reinicializados com valores aleatórios.

A Figura 9 permite observar os valores médios e ótimos do MAPE e do RMSE para cada topologia verificada da rede neural, cuja saída é a sensibilidade de módulo (S_{mod}).

Já a Figura 10 permite observar os valores médios e ótimos do MAPE e do RMSE para cada topologia verificada da rede neural cuja saída é a sensibilidade de fase (S_{fas}).

Observando-se as Figuras 9 e 10, percebe-se que o MAPE assume valores elevados, tanto para a rede que modela S_{mod} quanto para a que modela S_{fas} . No entanto, deve-se ressaltar que ambos os conjuntos de teste apresentam um grande número de pontos (sensibilidades) com valores extremamente

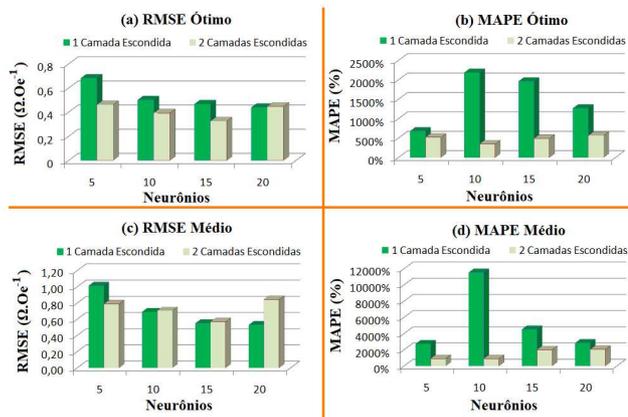


Figura 9: Análise do desempenho da rede, que modela a sensibilidade de módulo do efeito GMI, em relação aos pontos do conjunto de teste - (a) RMSE ótimo, (b) MAPE ótimo, (c) RMSE Médio e (d) MAPE Médio.

pequenos, o que tende a aumentar o MAPE. Por exemplo, no caso do módulo, o valor mínimo da sensibilidade S_{mod} é cerca de $9,8 \cdot 10^{-6} \Omega \cdot \text{Oe}^{-1}$, e no caso da fase o valor mínimo da sensibilidade S_{fas} é aproximadamente $2,9 \cdot 10^{-4} \text{ o} \cdot \text{Oe}^{-1}$.

Nota-se também que, em geral, os valores do MAPE obtidos para a rede que modela S_{fas} são superiores aos da rede que modela S_{mod} . Este fato está relacionado ao conjunto de dados (treinamento+validação+teste) referente a S_{mod} , o qual possui 1970 elementos, ter apenas 422 valores, em módulo, superiores a $1 \Omega \cdot \text{Oe}^{-1}$. Por outro lado, no conjunto de dados (treinamento+validação+teste) referente a S_{fas} , o qual também possui 1970 elementos, existem 1248 valores, em módulo, superiores a $1 \text{ o} \cdot \text{Oe}^{-1}$. Ou seja, a quantidade de valores pequenos (menores que 1) presente no conjunto de dados referente a S_{mod} é maior do que a presente em S_{fas} e, conseqüentemente, o MAPE relacionado a S_{fas} tende a ser menor do que o relacionado a S_{mod} .

A fim de se utilizar uma métrica de erro menos influenciada pela presença de valores pequenos no conjunto de dados, utilizou-se o RMSE – também apresentado nas Figuras 9 e 10.

Tendo em vista um compromisso entre os resultados do MAPE e do RMSE, concluiu-se que ambas as redes podem ser satisfatoriamente implementadas com duas camadas escondidas tendo 10 neurônios em cada. A Figura 11 representa a topologia adotada.

A configuração ótima para a topologia selecionada da rede que modela S_{mod} apresentou um RMSE de $0,5164 \Omega \cdot \text{Oe}^{-1}$ e um MAPE de 247%. A Figura 12 apresenta a comparação entre a saída da rede neural, que modela a sensibilidade de

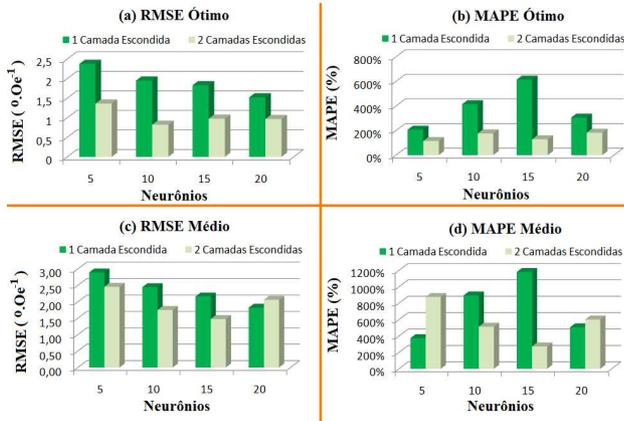


Figura 10: Análise do desempenho da rede, que modela a sensibilidade de fase do efeito GMI, em relação aos pontos do conjunto de teste - (a) RMSE ótimo, (b) MAPE ótimo, (c) RMSE Médio e (d) MAPE Médio.

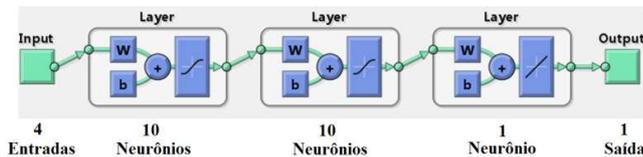


Figura 11: Diagrama de Blocos das Redes Neurais selecionadas para modelar S_{mod} e S_{fas} .

módulo, e os valores alvo, ou seja, os valores de sensibilidade advindos do conjunto de teste.

A configuração ótima para a topologia selecionada da rede que modela S_{fas} apresentou um RMSE de $0,7840^{\circ} \cdot Oe^{-1}$ e um MAPE de 160%. A Figura 13 apresenta a comparação entre a saída da rede neural, que modela a sensibilidade de fase, e os valores alvo, ou seja, os valores de sensibilidade advindos do conjunto de teste.

Pode-se notar, das Figuras 12 e 13, que as redes neurais desenvolvidas conseguem aproximar satisfatoriamente o comportamento das sensibilidades S_{mod} e S_{fas} das amostras GMI.

5 CONCLUSÕES

O efeito GMI ainda não possui um modelo suficientemente geral na literatura. Por sua vez, a otimização da sensibilidade de elementos sensores GMI é fundamental para o desenvolvimento de transdutores magnéticos de elevada resolução e sensibilidade. Assim, neste trabalho, foi desenvolvida uma nova modelagem, baseada em rede neurais, da sensibilidade de módulo (S_{mod}) e fase (S_{fas}) de amostras GMI, em função de alguns dos parâmetros que a afetam – comprimento

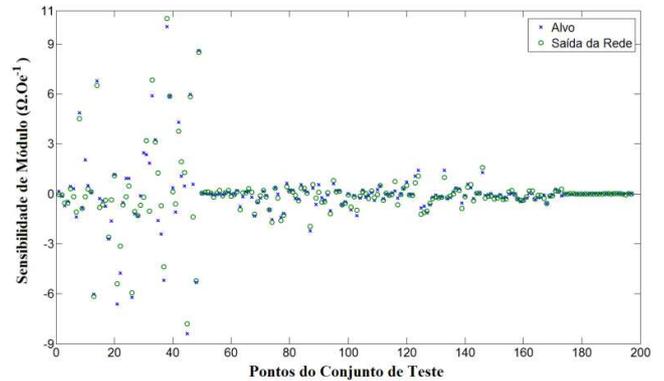


Figura 12: Comparativo entre a saída da rede (S_{mod}) e os dados experimentais (alvos) pertencentes ao conjunto de teste.

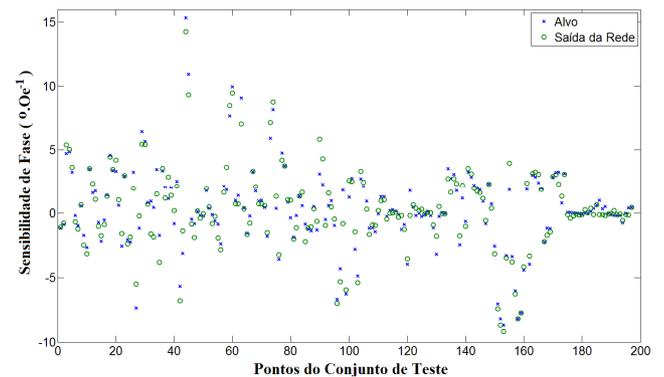


Figura 13: Comparativo entre a saída da rede (S_{fas}) e os dados experimentais (alvos) pertencentes ao conjunto de teste.

das amostras, nível CC e frequência da corrente de excitação e campo magnético externo. Dessa forma, consegue-se estimar a sensibilidade das amostras GMI, inclusive para condicionamentos não testados experimentalmente.

Ambas as redes neurais *feedforward Multilayer Perceptron* desenvolvidas, uma para modelagem de S_{mod} e outra para S_{fas} , foram implementadas com duas camadas escondidas (10 neurônios em cada) e um neurônio na camada de saída. As redes conseguiram modelar adequadamente as sensibilidades de módulo e fase, com erros respectivamente inferiores a $0,52 \Omega \cdot Oe^{-1}$ e $0,78^{\circ} \cdot Oe^{-1}$. Porém, observou-se que as mesmas apresentam dificuldades em tratar valores muito pequenos de sensibilidade, indicando que podem ser otimizadas.

Dessa forma, em trabalhos futuros, será analisada a possibilidade de inclusão de novas variáveis de entrada – outros parâmetros que afetam as sensibilidades e que auxiliem o aprendizado. Ainda, as variáveis de entrada foram linearmente normalizadas supondo-se que as mesmas estão uniformemente distribuídas. No entanto, deve-se observar a distri-

buição real das mesmas a fim de se empregar uma técnica de normalização que modele de forma mais fidedigna os dados.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de agradecer ao CNPq pelo apoio e recursos fornecidos. Ainda, gostaríamos de fazer um agradecimento especial ao professor Fernando Luís de Araújo Machado, do Departamento de Física da UFPE pela colaboração e contínua troca de conhecimentos.

REFERÊNCIAS

- Andrä, W. and H. Nowak (2007). *Magnetism in Medicine: A Handbook*. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
- Cavalcanti, F. M. P. (2005). Desenvolvimento e caracterização de um transdutor magnético baseado no fenômeno da magnetoimpedância gigante. Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-graduação em Metrologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, PUC-RIO, Rio de Janeiro - RJ.
- Chiriac, H., M. Tibu, A. E. Moga and D. D. Herea (2005). Magnetic GMI sensor for detection of biomolecules. *J. Magn. Magn. Mater.*, **293**, pp. 671–673.
- Clarke, J. and A. I. Braginski (2006). *The SQUID Handbook*, Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH.
- Delooze, P., L. V. Panina, D. J. Mapps, K. Ueno and H. Sano (2004). Effect of transverse magnetic field on thin film magnetoimpedance and application to magnetic recording. *J. Magn. Magn. Mater.*, **272–276**, pp. 2266–2268.
- Fert, A. (2007). The origin, development and future of spintronics. *Nobel Lecture*. Disponível em: http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/2007/fert_lecture.pdf Acesso em 22 abr. 2010.
- Gonçalves, L. A. P. (2006). Efeito hall planar e magnetoimpedância gigante em liga ferromagnética amorfa Co70Fe5Si15B10. Tese de Doutorado, Programa de Pós-graduação em Ciência de Materiais, Universidade Federal de Pernambuco, UFPE, Recife - PE.
- Gonçalves, L. A. P., J. M. Soares, F. L. A. Machado and W. M. De Azevedo (2006). GMI effect in the low magnetostrictive CoFeSiB alloys. *Physica B*, **384**, pp. 152–154.
- 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 22 abr. 2010.
- Hagan, M. T. and Menhaj, M. B. (1994). Training Feed-forward Networks with the Marquardt Algorithm. *IEEE Transactions on Neural Networks*, **5**, n. 6, pp. 989–993.
- Hauser, H., R. Steindl, C. Hausleitner, A. Pohl and J. Nocolics (2000). Wirelessly interrogable magnetic field sensor utilizing giant magnetoimpedance effect and surface acoustic wave devices. *IEEE Instrum. Meas.*, **49**, pp. 648–652.
- Hauser, H., L. Kraus and P. Ripka (2001). Giant magnetoimpedance sensors. *IEEE Instrum. Meas. Mag.*, **4**, n. 2, pp. 28–32.
- Haykin, S. (1998). *Neural Networks – A Comprehensive Foundation*. Macmillan College Publishing Company, Inc.
- Hayt Jr., W. H. and J. A. Buck (2011). *Engineering Electromagnetics*. McGraw-Hill, 8 ed.
- Honkura, Y. (2002). Development of amorphous wire type MI sensors for automobile use. *J. Magn. Magn. Mater.*, **249**, pp. 375–377.
- Kim, C. G., K. J. Jang, H. C. Kim and S. S. Yoon (1999). Asymmetric giant magnetoimpedance in field-annealing Co-based amorphous ribbon. *Journal of Applied Physics*, **85**, pp. 5447–5449.
- Kim, D. J., D. G. Park and J. H. Hong (2002). Nondestructive evaluation of reactor pressure vessel steels using the giant magnetoimpedance sensor. *J. Appl. Phys.*, **91**, n. 10, pp. 7421–7423.
- Knobel, V. and K. R. Pirota (2002). Giant magnetoimpedance concepts and recent progress. *J. Magn. Magn. Mater.*, **242**, pp. 33–40.
- Kraus, L. (1999). Theory of giant magneto-impedance in the planar conductor with uniaxial magnetic anisotropy. *J. Magn. Magn. Mater.*, **195**, pp. 764–778.
- Kraus, L. (2003). GMI modeling and material optimization. *Sens. Actuators A*, **106**, pp. 187–194.
- Kurlyandskaya, G. V., M. L. Sanchez, B. Hernando, V. M. Prida, P. Gorria and M. Tejedor (2003). Giant magnetoimpedance based sensitive element as a model for biosensors. *Appl. Phys. Lett.*, **82**, pp. 3053–3055.
- Landau, L. D. and E. M. Lifshitz (1975). *Electrodynamics of continuous media*. Oxford: Pergamon Press.
- Lenz, J. E. (1990). A review of magnetic sensors. *Proc. IEEE*, **78**, n. 6, pp. 973–989.

- Lenz, J. and A. S. Edelstein (2006). Magnetic Sensors and Their Applications. *IEEE Sensors Journal*, **6**, n. 3, pp. 631-649.
- Louzada, D. R., E. C. Monteiro, L. A. P. Gusmão e C. R. H. Barbosa (2007). Medição não-invasiva de ondas de pulso arterial utilizando transdutor de pressão MIG. *Proc. do IV Latin American Congress on Biomedical Engineering*, Venezuela, pp. 1-4.
- Machado, F. L. A. and S. M. Rezende (1996). A theoretical model for the giant magnetoimpedance in ribbons of amorphous soft-ferromagnetic alloys. *J. Appl. Phys.*, **79**, pp. 6958–6960.
- Machado, F. L. A., A. R. Rodrigues, A. A. Puça and A. E. P. de Araújo (1999). Highly Asymmetric Giant Magnetoimpedance. *Materials Science Forum*, **302**, pp. 202-208.
- Mahdi, A. E., L. Panina and D. Mapps (2003). Some new horizons in magnetic sensing: high- T_c SQUIDS, GMR and GMI materials. *Sensors and Actuators A*, **105**, pp. 271–285.
- Makhnovskiy, D. P., L. V. Panina and D. J. Mapps (2000). Asymmetric Magnetoimpedance in as-cast CoFeSiB Amorphous Wires due to ac Bias. *Applied Physics Letters*, **77**, pp. 121-123.
- Menard, D., M. Britel, P. Ciureanu and A. Yelon (1998). Giant magnetoimpedance in a cylindrical magnetic conductor. *J. Appl. Phys.*, **84**, pp. 2805–2814.
- Mendes, K. C. (2000). Estudo da magneto-impedância gigante e do efeito hall em fitas amorfas de $\text{Co}_{70.4}\text{Fe}_{4.6}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$. Tese de Doutorado, Coordenação de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal da Paraíba, UFPB, João Pessoa - PB.
- Monteiro, E. C. e M. L. Lessa (2005). A Metrologia na Área de Saúde: Garantia da Segurança e da Qualidade dos Equipamentos Eletromédicos. *Engevista*, **7**, n. 2, pp. 51-60.
- Monteiro, E. C. (2007). Biometrologia: confiabilidade nas biomedicações e repercussões éticas. *Metrologia e Instrumentação*, **6**, pp. 6-12.
- Panina, L. V. and K. Mohri (1994). Magneto-impedance effect in amorphous wires. *Applied Physics Letters*, **65**, n. 9, pp. 1189-1194.
- Panina, L. V., K. Mohri, T. Uchiyama, M. Noda and K. Bushida (1995). Giant Magneto-Impedance in Co-Rich Amorphous Wires and Films. *IEEE Transactions on Magnetics*, **31**, n. 2, pp. 1249-1260.
- Phan, Manh-Huong and Hua-Xin Peng (2008). Giant magnetoimpedance materials: Fundamentals and applications. *Progress in Materials Science*, **53**, pp. 323-420.
- Pirota, K. R., M. Knobel and C. Gomez-polo (2002). Recent experiments and models on giant magnetoimpedance. *Physica B*, **320**, pp. 127–134.
- Pompéia, F., L. A. P. Gusmão, C. R. H. Barbosa, E. C. Monteiro, L. A. P. Gonçalves e F. L. A. Machado (2006). Characterization of a magnetic field transducer based on the GMI effect. *Proc. of the IMEKO XVIII World Congress*, Rio de Janeiro – RJ, pp. 1-4.
- Pompéia, F., L. A. P. Gusmão, C. R. H. Barbosa, E. C. Monteiro, L. A. P. Gonçalves e F. L. A. Machado (2008). Ring shaped magnetic field transducer based on the GMI effect. *Meas. Sci. Technol.*, **19** 025801 (10pp).
- Ripka, P. (2001). *Magnetic Sensors and Magnetometers*, Artech House Publishers.
- Silva, E. C., L. A. P. Gusmão, C. R. H. Barbosa and E. C. Monteiro (2008). Magnetic field transducers based on the phase characteristics of GMI sensors and aimed to biomedical applications. *Proc. of the 13th International Conference on Biomedical Engineering*, Singapore, **23**, pp. 652-656.
- Silva, E. C., L. A. P. Gusmão, C. R. Hall Barbosa and E. Costa Monteiro (2009a). High Sensitivity Triaxial Magnetic Field Transducer, Based on the Phase Characteristics of the GMI Effect. *Proc. of the XIX IMEKO World Congress*, Lisboa, Portugal, pp. 1755-1759.
- Silva, E. C., C. R. Hall Barbosa, E. Costa Monteiro and L. A. P. Gusmão (2009b). Método Computacional Automatizado de Ajuste de Curvas a Dados Experimentais. *Proc. of the V Congresso Brasileiro de Metrologia*, Salvador, Brasil.
- Silva, E. C., L. A. P. Gusmão, C. R. H. Barbosa and E. C. Monteiro (2010). Transdutor de pressão, baseado nas características de fase do efeito GMI, destinado a aplicações biomédicas. *Controle & Automação*, **21**, n. 6, pp. 598-608.
- Silva, E. C., L. A. P. Gusmão, C. R. H. Barbosa, E. C. Monteiro and F. L. A. Machado (2011). High sensitivity giant magnetoimpedance (GMI) magnetic transducer: magnitude versus phase sensing. *Measurement Science and Technology*, **22**, n. 3, 10 pp.
- Uchiyawa, T., K. Mohri, H. Itho, K. Nakashima, J. Ohuchi and Y. Sudo (2000). Car traffic monitoring system using MI sensor built-in disk set on the road. *IEEE Trans. Magn.*, **36**, pp. 3670–3672.

Valensuela, R., M. Vazquez and A. Hernando (1996). A position sensor based on magnetoimpedance. *J. Appl. Phys.*, **79**, pp. 6549–6591.