

## Transdutor de Pressão, Baseado nas Características de Fase do Efeito GMI, para Detecção de Ondas de Pulso Arterial

*E. Costa Silva*<sup>1</sup>, *L. A. P. Gusmão*<sup>2</sup>, *C. R. Hall Barbosa*<sup>3</sup>, *E. Costa Monteiro*<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Programa de Pós-Graduação em Metrologia/PUC-Rio, Rio de Janeiro, Brasil, edusilva@aluno.puc-rio.br

<sup>2</sup> Departamento de Engenharia Elétrica/PUC-Rio, Rio de Janeiro, Brasil, lgusmao@ele.puc-rio.br

<sup>3</sup> Programa de Pós-Graduação em Metrologia/PUC-Rio, Rio de Janeiro, Brasil, hall@ele.puc-rio.br

<sup>4</sup> Programa de Pós-Graduação em Metrologia/PUC-Rio, Rio de Janeiro, Brasil, beth@puc-rio.br

**Abstract:** This work focuses on the evolution of a pressure transducer, developed at the Laboratory of Biometrology of PUC-Rio, for the measurement of arterial pulse waves. It is intended to highlight the importance of using the phase of the GMI effect, and the new topology that allowed the increase in sensitivity.

**Keywords:** Pressure Transducer, Giant Magnetoimpedance, Arterial Wave Pulse, Biometrology.

### 1. INTRODUÇÃO

Ao longo dos últimos anos, o laboratório de Biometrologia da PUC-Rio vem trabalhando no desenvolvimento de transdutores baseados no fenômeno da magnetoimpedância gigante (GMI), destinados principalmente a aplicações biomédicas [1-3]. 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 [4].

Nesse trabalho, é descrita a evolução de um transdutor para detecção de ondas de pulso arterial. O protótipo inicial desse transdutor, cuja implementação pode ser vista na Fig. 1, era baseado nas características de módulo do fenômeno GMI, apresentando sensibilidade de 1,0 mV/Pa [1].

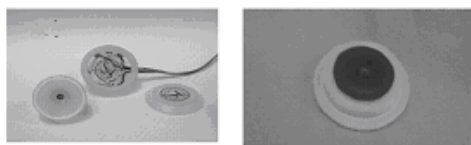


Fig. 1. Vistas do transdutor

A figura 2 ilustra o registro de um sinal arterial carotídeo, obtido com o transdutor baseado nas características de módulo do efeito GMI [1].

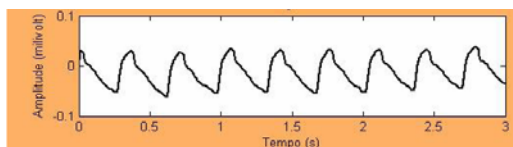


Fig. 2. Sinal do pulso carotídeo obtido com o transdutor de pressão

Visando à melhoria da sensibilidade do transdutor, buscou-se analisar o comportamento da fase do efeito GMI, ao invés do módulo, bem como implementar mudanças estruturais, na configuração do transdutor.

Simulações computacionais da primeira versão de um transdutor baseado nas características de fase indicaram uma sensibilidade de 4,5 mV/Pa, utilizando-se fitas GMI com 3 cm [2,3]. No presente trabalho será detalhado o esforço despendido, mais recentemente, com o objetivo de otimizar-se a sensibilidade do equipamento. Em especial, serão apresentadas as soluções idealizadas para se obter, simultaneamente, condições ótimas de excitação e de polarização da fita GMI.

#### 1.1. O fenômeno GMI

A importância da tecnologia e dos dispositivos GMI no cenário científico mundial tem crescido desde a sua descoberta. Um exemplo recente foi a concessão do prêmio Nobel de Física de 2007, aos pesquisadores Albert Fert e Peter Grünberg, pela descoberta do magneto-resistência gigante, GMR [5-6].

O efeito da Magnetoimpedância Gigante (GMI) passou a ser intensamente estudado a partir da década de 90. Inicialmente os resultados experimentais que vinham sendo obtidos foram interpretados como uma variação do efeito da GMR, cujo ensaio experimental é realizado com a aplicação de corrente contínua (CC) na presença de um campo magnético também contínuo. Na GMR, existe apenas a variação da resistência e o fenômeno é explicado por alterações no movimento dos elétrons quando se atua no spin dos mesmos, por meio da orientação da magnetização [5]. No entanto, os experimentos realizados com amostras ferromagnéticas amorfas, excitadas por corrente alternada (CA), acusaram uma dependência tanto da parte resistiva quanto da parte reativa de sua impedância com o campo magnético externo e com a frequência da corrente aplicada. Daí o nome, em inglês, GMI.

Considera-se, nesse trabalho, um caso particular de GMI, denominado magnetoimpedância longitudinal (LMI). O fenômeno LMI é gerado pela aplicação de uma corrente

alternada ( $I$ ) através do comprimento de uma fita (ou fio), submetida a um campo magnético externo ( $H$ ) paralelo à mesma. Então, a diferença de potencial ( $V$ ) é medida entre as extremidades da fita, como mostrado na figura 3.



Fig. 3. Medição Típica do efeito GMI

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

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

O efeito GMI é, na verdade, resultado da dependência da profundidade de penetração de corrente com a permeabilidade magnética, a qual varia não apenas com o campo magnético aplicado à amostra, mas também com a frequência e intensidade da corrente que passa pela mesma. Assim, genericamente, de acordo com a literatura [7,8], pode-se definir:

$$Z = (1-i) \frac{L}{2\omega\sigma\delta} \frac{1}{1-e^{-(1-i)L/2\delta}} \quad (2)$$

$$\delta = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{2\omega\mu\sigma}} \quad (3)$$

onde  $L$  é o comprimento e  $t$  a espessura da fita,  $\omega$  é a frequência da corrente e  $\sigma$  a condutividade do material.

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 DC, (b) campos magnéticos AC e (c) "Exchange bias" [10-12].

Entretanto, como será visto nas seções posteriores, buscou-se induzir AGMI apenas por corrente CC, ou seja, a superposição de 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.

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) em detrimento do outro.

## 2. PESQUISA EXPERIMENTAL

O esforço de desenvolvimento de um novo transdutor com maior sensibilidade envolveu atividades em diversas frentes, tais como a análise detalhada das características de fase do efeito GMI, a implementação do circuito eletrônico de condicionamento (excitação e leitura) das fitas e a seleção da natureza e configuração das fontes magnéticas utilizadas. Essas atividades são detalhadas nas seções a seguir.

### 2.1. A caracterização da fase

Todas as medidas foram realizadas com amostras de fita GMI ( $\text{Co}_{70}\text{Fe}_{15}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ ) com espessura média de 60  $\mu\text{m}$  e largura de 1,5 mm. Realizaram-se análises para correntes CC variando entre 0 mA e 100 mA (em intervalos de 20 mA) e para frequências de 100 kHz a 10 MHz. Foi também estudada a influência do comprimento da fita, analisando-se amostras com 1cm, 3cm, 5cm e 15cm. 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.

A figura 4 retrata um caso de AGMI (nas características de módulo), por corrente CC, para três níveis de corrente CC diferentes (0 mA, 40 mA e 80 mA), sendo que em todos os casos uma mesma fita GMI de 15 cm está submetida a uma corrente CA com amplitude de 15 mA e frequência de 2 MHz.

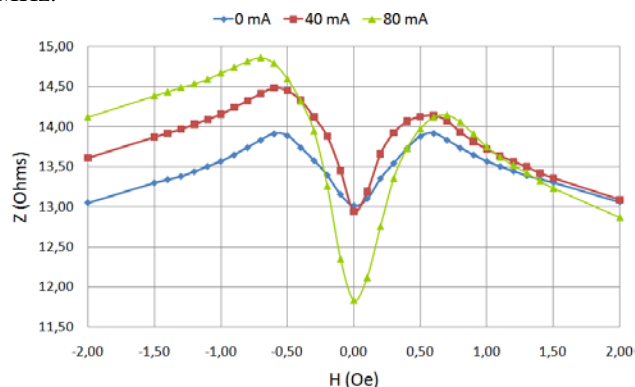


Fig. 4. AGMI devido à corrente CC

Na figura 5, onde  $\theta_0$  é o valor de referência da fase quando o campo magnético paralelo às fitas é nulo, são explicitados alguns resultados, os quais indicaram que o melhor condicionamento, correspondente a uma maior sensibilidade por unidade de comprimento, foi obtido para uma fita de 3 cm submetida a uma corrente CA de 100 kHz superposta a uma corrente CC de 80 mA. Nessas condições, a sensibilidade das fitas em função do campo magnético foi de 9°/Oe.

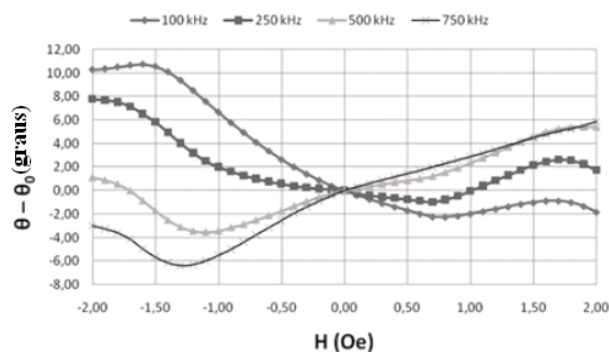


Fig. 5. Fase da impedância de uma fita GMI de 3 cm de comprimento submetida a um nível DC de 80 mA.

### 2.2. Circuito eletrônico

Na figura 6 é apresentado o diagrama de blocos do circuito eletrônico responsável pela excitação da fita (fornecimento da corrente adequada: nível CC, amplitude CA e frequência) e pela leitura da variação na sua fase ( $\theta$ ) gerada um campo magnético externo, apresentando na saída uma tensão proporcional a  $\Delta\theta$ .

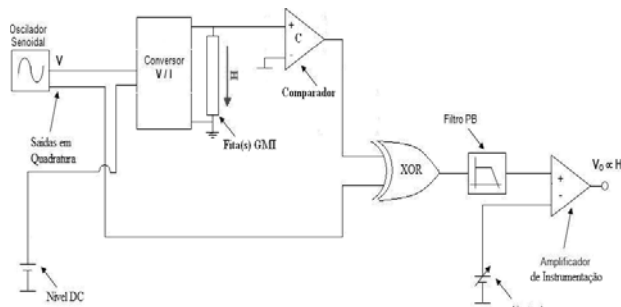


Fig. 6. Diagrama de blocos do circuito eletrônico de condicionamento e leitura de fase

## 2.4. Topologia do transdutor

A topologia idealizada, apresentada na figura 7, pressupõe que uma variação de pressão ( $\Delta P$ ) aplicada sobre a membrana semi-rígida seja transmitida pela câmara incompressível e gere, conseqüentemente, um deslocamento da membrana elástica. Essa, por sua vez, faz com que a fonte de campo magnético (ímã permanente) se desloque, aproximando-se ou afastando-se da fita GMI, provocando uma variação do campo magnético sobre ela. Essa variação de campo altera as características de fase da fita, gerando um  $\Delta\theta$  que, finalmente, é convertido pelo circuito eletrônico em uma tensão CC relacionada à variação de pressão original  $\Delta P$ .

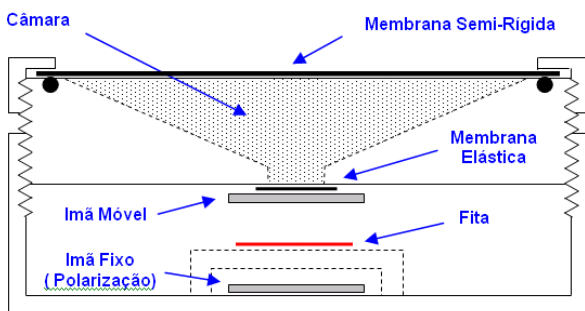


Fig. 7. Desenho esquemático do transdutor

A sensibilidade do transdutor de pressão é expressa em mV/Pa e pode ser obtida como resultado do produto de duas sensibilidades:  $S_1$ , expressa em mV/Oe e  $S_2$ , expressa em Oe/Pa. A componente  $S_1$  corresponde à contribuição do conjunto fita-circuito eletrônico, sendo obtida pela multiplicação da sensibilidade das fitas (graus/Oe) pela sensibilidade do circuito eletrônico (mV/graus). Por outro lado,  $S_2$  relaciona a variação da intensidade do campo magnético tangencial às fitas com a pressão aplicada (e que se pretende medir). Essa segunda sensibilidade pode ser otimizada mecanicamente (aumentando-se o deslocamento da membrana elástica em função da pressão) ou magneticamente (escolhendo-se adequadamente as fontes de campo magnético – nesse caso, ímãs permanentes – utilizadas).

De acordo com os resultados medidos (fig. 5), a sensibilidade  $S_1$  é maior se o campo de polarização das fitas (campo tangencial às mesmas na situação de pressão nula) tem um valor próximo de 0,9 Oe. Além disso, percebe-se que o campo de excitação da fita (que aparecerá superposto ao seu campo de polarização) não deve apresentar variações superiores a  $\pm 0,3$  Oe, sob o risco de levá-la a operar fora de sua região linear.

Observe-se que, supondo uma mesma deformação da membrana elástica, quanto menor for a distância da fonte magnética em relação às fitas, maior será a variação do campo tangencial às fitas. Entretanto, essa maior proximidade irá produzir um campo de polarização também maior. Para resolver essa inconsistência, uma segunda fonte magnética foi fixada abaixo das fitas, conforme representado na figura 7. Este recurso permite que possam ser simultaneamente obtidas condições ótimas de excitação e de polarização, por meio da combinação dos campos gerados pela fonte móvel e pela fonte fixa. Tendo como base

1. A sensibilidade do conjunto fita-circuito eletrônico já obtida nos desenvolvimentos anteriores ( $S_1$ ),
  2. A característica de deflexão da membrana elástica disponível ( $\Delta l = 0,023$  cm, correspondente a  $\Delta P = 1380$  Pa [fundo de escala]) e
  3. A perspectiva de que a variação do campo magnético de excitação da fita (correspondente a um mesmo deslocamento  $\Delta l = 0,023$  da fonte fixa) seja de 0,3 Oe,
- fô possível montar a tabela 1.

Tabela 1. Sensibilidade do transdutor de pressão

Sensibilidade:	Atribuída a:	Valor:
$S_1$	Fita GMI e circuito eletrônico	226 V/Oe
$S_2$	Variação do campo magnético em função do deslocamento da membrana	0,22 mOe/Pa
$S = S_1 \times S_2$	Sensibilidade Total	50 mV/Pa

## 2.5. Topologia Alternativa

Utilizando-se a sensibilidade total do transdutor  $S$ , expressa em (mV/Pa), e o fundo de escala do transdutor  $FS$ , expresso em (Pa), pode-se definir uma constante  $C$  como:

$$C[mV] = S[mV/Pa] \times FS[Pa] \quad (6)$$

Particularmente, no caso do transdutor desenvolvido tem-se:

$$C[mV] = 50[mV/Pa] \times 1380[Pa] = 69000mV \quad (7)$$

Por meio da constante ( $C$ ) observa-se que existe um compromisso entre sensibilidade e fundo de escala, diga-se, pode-se aumentar a sensibilidade total diminuindo o fundo de escala, ou vice-versa.

Visando a facilitar a combinação dos campos gerados pelas duas fontes magnéticas (móvel e fixa) e, assim, otimizar a excitação/polarização da fita, a implementação original do transdutor utilizando ímãs permanentes foi abandonada em favor de uma estrutura na qual os campos são gerados por enrolamentos solenoidais.

Nessa nova realização, a sensibilidade  $S_2$  (dependente da variação do campo magnético em função do deslocamento da membrana) poderia ser controlada por meio de ajustes na corrente  $I_{dc}$ , que circula nos solenóides. A tabela 2 exemplifica essa dependência, para alguns valores arbitrários.

Tabela 2. Dependência entre Sensibilidade e Fundo de Escala

$S_1$ : (V/Oe)	$S_2$ : (mOe/Pa)	$S$ : (mV/Pa)	Fundo de Escala: (Pa)
226	0,022	5	13800
226	0,220	50	1380
226	2,200	500	138



Além disso, essa nova implementação permite que os valores de fundo de escala do transdutor de pressão sejam ajustados sem a necessidade de se reposicionar fisicamente as fontes magnéticas, permitindo que o mesmo seja utilizado em diferentes aplicações. Essa nova estrutura seria similar àquela apresentada na figura 7, substituindo-se apenas os ímãs permanentes por enrolamentos solenoidais com núcleo de ferrite.

Esses núcleos devem ser inseridos de forma a aumentarem a permeabilidade magnética, possibilitando a geração de campos magnéticos com correntes ( $I_{dc}$ ) inferiores às que teriam de ser utilizadas no caso de solenóides sem núcleo. Tal recurso é especialmente útil, e mesmo necessário, em aplicações biomédicas, nas quais se deseja que as correntes e tensões envolvidas sejam as menores possíveis.

A figura 8 ilustra uma espira de corrente percorrida por uma corrente constante.

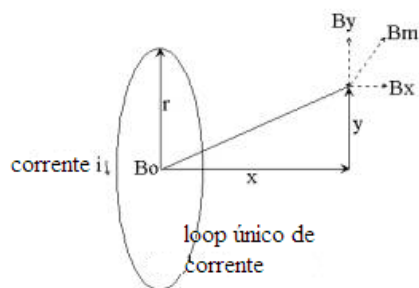


Fig. 8. Representação esquemática do loop (espira) de corrente

Para simulação do campo de um solenóide, utilizou-se um programa que realiza a integração numérica das equações do campo magnético gerado por uma espira de corrente [13]. O programa admite que um solenóide é composto por um conjunto de espiras de corrente e, a partir dessa simplificação, calcula o campo total resultante. As equações a seguir expressam o campo magnético gerado por uma única espira de corrente.

$$B_x = B_0 \frac{1}{\pi \sqrt{Q}} \left[ E(\theta) \frac{1 - \alpha^2 - \beta^3}{Q - 4\alpha} + K(\theta) \right] \quad (8)$$

$$B_y = B_0 \frac{\gamma}{\pi \sqrt{Q}} \left[ E(\theta) \frac{1 + \alpha^2 + \beta^3}{Q - 4\alpha} - K(\theta) \right] \quad (9)$$

$$B_m = \sqrt{B_x^2 + B_y^2} \quad (10)$$

Onde: 
$$\begin{cases} \alpha = Abs\left|\frac{y}{r}\right|; \beta = \frac{x}{r}; \gamma = \frac{x}{y}; B_0 = \frac{i\mu_0}{2r} \\ Q = |(1 + \alpha)^2 + \beta^2|; \theta = \sin^{-1} \sqrt{\frac{4\alpha}{Q}} \end{cases}$$

Nas equações (8) e (9),  $K(\theta)$  e  $E(\theta)$  são, respectivamente, integrais elípticas de primeira e segunda ordem; e  $\mu_0$  é a permeabilidade magnética do ar.

Por meio desse recurso, estudou-se o campo gerado por um solenóide de 250 espiras, 5mm de diâmetro, 5cm de comprimento, percorrido por uma corrente de 600mA e com um núcleo de permeabilidade magnética relativa igual a 1000. A configuração típica das linhas de campo desse solenóide, representadas sobre um plano que passe por seu eixo, é apresentada na figura 9.

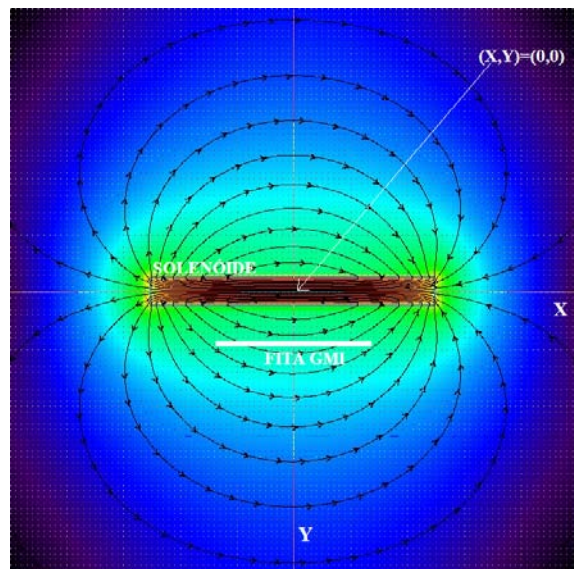


Fig. 9. Campo Magnético gerado por um solenóide (escala logarítmica), sendo  $H_{\max} = 481$  Oe e  $H_{\min} = 2,84$  Oe

Lembrando que as fitas LMI são sensíveis apenas ao campo magnético longitudinal à direção de propagação da corrente de excitação, e observando a conformação das linhas de campo do solenóide, fica claro o posicionamento em paralelo adotado para o conjunto fita-solenóide (ver figura 9). Assim, apenas o comportamento da componente  $H_x$  do campo magnético gerado pelo solenóide será analisado a seguir

Na figura 10, é exibida a dependência dessa componente com a distância entre o centro do solenóide  $(x,y) = (0,0)$  e um ponto sobre o eixo  $y$ .

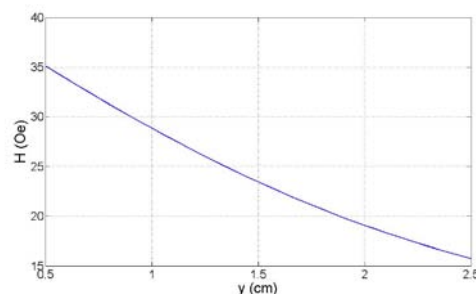


Fig. 10. Componente ( $H_x$ ) do campo magnético em função da distância ( $y$ ) ao centro do solenóide.

Examinando-se a figura, pode-se determinar que, partindo de um posicionamento inicial da fita a uma distância de 1,0 cm do centro do solenóide, um deslocamento de 0,023 cm irá corresponder a uma variação de 0,3 Oe no campo aplicado. Entretanto, nota-se que na situação inicial a fita estaria sujeita a um campo de polarização ( $H_{pol}$ ) de 28,8 Oe, que a colocaria fora da região ideal de trabalho (entre 0,5 e 1,4 Oe). De forma a restabelecer a condição de polarização, recorre-se, então à segunda fonte magnética já mencionada, sendo a fita posicionada entre dois solenóides que geram sobre ela campos opostos, sendo um deles móvel (acoplado à membrana elástica) e o outro fixo.

Para exemplificar a solução proposta, apresentar-se-ão nas figuras 11 e 12 os resultados obtidos quando a fita é colocada entre dois solenóides com as mesmas características anteriormente descritas, a distâncias de 1,1cm e 1,0 cm, objetivando-se a obtenção de um campo de

polarização de 1,15 Oe, apesar de se saber que o campo ótimo de polarização seria 0,9 Oe (que permite uma maior excursão).

A figura 9 ilustra o valor das componentes  $H_x$  geradas sobre a fita pelos dois solenóides, supondo-se que a mesma esteja colocada de forma simétrica em relação à origem ( $x=0$ ). Como já podia ser previsto por um exame da figura 9, as componentes  $H_x$  não serão uniformes ao longo do comprimento da fita (3cm), o qual seria o comportamento ideal.

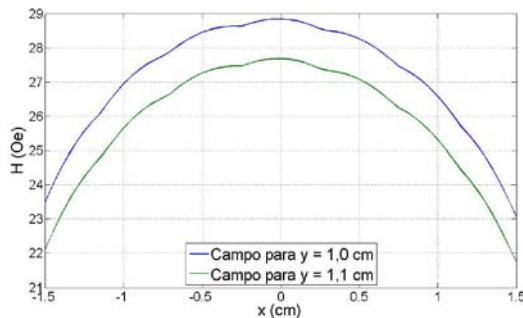


Fig. 11. Componente ( $H_x$ ) do campo magnético ao longo do comprimento da fita ( $x$ )

A figura 12 apresenta o aspecto do campo resultante sobre a fita, que é obtido pela subtração das componentes  $H_x$  relativas aos dois solenoides. Essa figura permite uma melhor visualização da faixa em que o campo varia, e permite concluir que o seu valor médio, bem como os valores ponto-a-ponto ao longo da fita, estão dentro da faixa desejada para o campo de polarização.

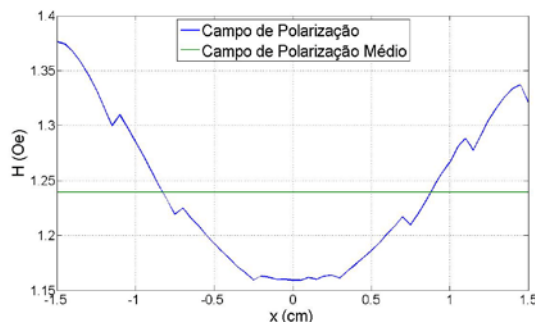


Fig. 12. Campo magnético de polarização ( $H_{pol}$ ) ao longo do comprimento da fita ( $x$ )

### 3. CONCLUSÕES

O trabalho apresenta uma nova configuração para implementação de transdutores de pressão utilizando fitas GMI. Os resultados obtidos por simulação indicam que essa nova configuração deve proporcionar um aumento expressivo de sensibilidade: em cerca de 50 vezes, quando comparado ao transdutor anteriormente desenvolvido com base no módulo, e 11 vezes em relação ao primeiro transdutor desenvolvido com base na fase.

Pelo fato de utilizar enrolamentos solenoidais como fontes magnéticas, a nova estrutura flexibiliza a utilização do sensor para diversas aplicações em função da sensibilidade e do fundo de escala demandados. Assim, o registro de ondas de pulso arterial passa a ser considerado, apenas, como uma das possibilidades de aplicação.

Vale destacar também que, pelo fato de estar baseada na variação das características de fase das fitas GMI, a nova

configuração utiliza sinais de frequências relativamente baixas (100KHz). Esse detalhe facilita a implementação dos circuitos eletrônicos, e não era observado nos transdutores baseados nas características de módulo, que necessitam operar com frequências superiores a 1MHz.

### AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de agradecer ao CNPQ e a FINEP 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

- [1] D. Ramos Louzada, E. Costa Monteiro, L. A. P. Gusmão, C. Hall Barbosa "Medição não-invasiva de ondas de pulso arterial utilizando transdutor de pressão MIG", Proceedings do IV Latin American Congress on Biomedical Engineering, CLAIB2007, Venezuela, Setembro 2007.
- [2] E. Costa Silva, L.A.P. Gusmão, C.R. Hall Barbosa, E. Costa Monteiro "Magnetic Field Transducers based on the Phase Characteristics of GMI Sensors and Aimed to Biomedical Applications", Proceedings of the 13th International Conference on Biomedical Engineering, ICBME2008, Singapura, Dezembro 2008.
- [3] E. Costa Silva, L. A. P. Gusmão, C. Hall Barbosa, E. Costa Monteiro "Transdutor de pressão para medição de ondas de pulso arterial, baseado na fase do fenômeno GMI", Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 21º CBEB, Brasil, Novembro 2008.
- [4] E. Costa Monteiro "Biometrologia: Confiabilidade nas Biomedicações e Repercussões Éticas", Metrologia e Instrumentação, v. 6, p. 6-12, Brasil, 2007.
- [5] A. Fert, "The origin, development and future of spintronics", Nobel Lecture, at [http://nobelprize.org/nobel\\_prizes/physics/laureates/2007/fert/lecture.pdf](http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/2007/fert/lecture.pdf), Stockholm, Sweden, 2007.
- [6] P. Grünberg "From spinwaves to giant magneto resistance (GMR) and beyond", Nobel Lecture, at [http://nobelprize.org/nobel\\_prizes/physics/laureates/2007/grunberg/lecture.pdf](http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/2007/grunberg/lecture.pdf), Stockholm, Sweden, 2007.
- [7] F. L. A. Machado e S. M. Rezende "A theoretical model for the giant magnetoimpedance in ribbons of amorphous soft-ferromagnetic alloys", J. Appl. Phys. 79:6958–6960, DOI 10.1063/1.361945, 1996.
- [9] V. Knobel e K. R. Pirota "Giant magnetoimpedance concepts and recent progress", J. Magn. Magn. Mater. 242–245:33–40 DOI 10.1016/S0304-8853(01)01180-5, 2002.
- [10] F. L. A. Machado, A. R. Rodrigues, A. A. Puça, A. E. P. de Araújo, "Highly Asymmetric Giant Magnetoimpedance", Materials Science Forum, vol. 302-303, p. 202-208, 1999.
- [11] C. G. Kim, K. J. Jang, H. C. Kim, S. S. Yoon, "Asymmetric giant magnetoimpedance in field-annealing Co-based amorphous ribbon", Journal of Applied Physics, vol. 85, p. 5447- 5449, 1999.
- [12] D. P. Makhnovskiy, L. V. Panina, D. J. Mapps, "Asymmetric Magnetoimpedance in as-cast CoFeSiB Amorphous Wires due to ac Bias.", Applied Physics Letters, vol. 77, p. 121-123, 2000.
- [13] ViziMag, v. 3.182, J. Beeteson, 2009.