
TRANSDUTOR DE PRESSÃO, BASEADO NAS CARACTERÍSTICAS DE FASE DO EFEITO GMI, DESTINADO A APLICAÇÕES BIOMÉDICAS

E. Costa Silva*

edusilva@aluno.puc-rio.br

C. R. Hall Barbosa*

hall@ele.puc-rio.br

L. A. P. Gusmão†

lgusmao@ele.puc-rio.br

E. Costa Monteiro*

beth@puc-rio.br

*Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro – PUC-Rio
Programa de Pós-Graduação em Metrologia – Pós-MQI
Rua, Marquês de São Vicente, 225 – Gávea 22451-900, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

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

RESUMO

Neste trabalho é apresentada a evolução de um transdutor de pressão para aplicações biomédicas, desenvolvido pelo Laboratório de Biometrologia da PUC-Rio. O mesmo utiliza-se do fenômeno da Magnetoimpedância Gigante (GMI) como elemento intermediário no processo de transdução, o qual compreende a conversão da grandeza pressão em campo magnético e, posteriormente, deste em tensão. Dentre as possíveis aplicações biomédicas destacam-se sua utilização no registro da onda de pulso arterial e na medição da velocidade de propagação da onda de pulso (VOP). Ao longo do texto, destacam-se os fatores que propiciaram o aumento da sensibilidade do transdutor para cerca de 50 mV/Pa. Isto representa um aumento de 50 vezes na sensibilidade do transdutor, quando comparado a protótipos previamente desenvolvidos. Essa melhoria deve-se, basicamente, à utilização da fase da impedância do efeito GMI, ao invés das características de módulo da impedância, e à nova configuração estrutural.

PALAVRAS-CHAVE: Transdutor de Pressão, Magnetoimpe-

dância Gigante, Fase, Onda de Pulso Arterial, Biometrologia.

ABSTRACT

Pressure Transducer, Based on the Phase Characteristics of the GMI Effect, Aimed at Biomedical Applications

In this work it is presented the evolution of a pressure transducer aimed at biomedical applications, developed at the Laboratory of Biometry of PUC-Rio. It uses the phenomenon of Giant Magnetoimpedance (GMI) as an intermediary block in the transduction process, which comprises the conversions of pressure in magnetic field, then this one in voltage. Among the possible biomedical applications stand out the arterial pulse wave registration and the measurement of the arterial pulse wave velocity (PWV). Throughout the text, we highlight the factors that led to the increase of sensitivity of the transducer to about 50 mV/Pa. That means an increase of 50 times in the transducer sensitivity when compared to previously developed prototypes. This improvement is due, basically, to use of the impedance phase of the GMI effect, instead of the impedance magnitude characteristics, and to the new structural configuration.

KEYWORDS: Pressure Transducer, Giant Magne-

Artigo submetido em 09/10/2009 (Id.: 01044)

Revisado em 27/03/2010, 22/10/2010

Aceito sob recomendação do Editor Associado Prof. Sebastian Yuri Cavalcanti Catunda

toimpedance, Phase, Arterial Wave Pulse, Biometry.

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 a aplicações biomédicas (Louzada *et alii*, 2007; Pompéia *et alii*, 2006; Pompéia *et alii*, 2008; Silva *et alii*, 2008; Silva *et alii*, 2009). Esses equipamentos vão ao encontro dos preceitos Biométricos, 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).

Neste trabalho são descritas as alterações evolutivas de um transdutor de pressão para detecção de ondas de pulso arterial, visando à melhoria de sua sensibilidade. A implementação do protótipo inicial desse transdutor, baseado nas características de módulo do efeito GMI e com sensibilidade de 1,0 mV/Pa, pode ser vista na Figura 1 (Louzada *et alii*, 2007).



Figura 1: Protótipo do Transdutor de Pressão, baseado nas características de módulo do efeito GMI.

Na Figura 2 é exibido o registro da onda de pulso da artéria carótida, obtido com o transdutor baseado nas características de módulo do efeito GMI (Louzada *et alii*, 2007).

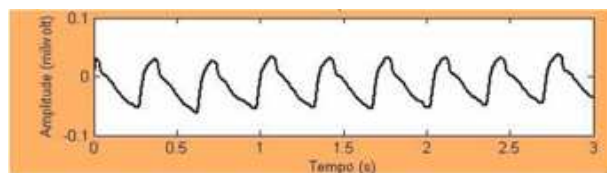


Figura 2: Registro do pulso carotídeo obtido com o transdutor de pressão GMI.

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 uma nova configuração proposta para o transdutor, a qual baseia-se nas características de fase do efeito GMI, indicaram uma sensibilidade de 4,5 mV/Pa, utilizando-se fitas GMI com 3 cm (Silva *et alii*, 2008). No presente trabalho é detalhado o esforço des-

pendido, mais recentemente, com o objetivo de otimizar-se a sensibilidade do equipamento. Em especial, são apresentadas as soluções idealizadas para se obter, simultaneamente, condições ótimas de excitação e de polarização da fita GMI.

1.1 Aplicações Biomédicas

Nessa subseção, são descritas as principais aplicações biomédicas para as quais o transdutor de pressão desenvolvido se destina, que consistem no registro não-invasivo da onda de pulso arterial e na medição de sua velocidade de propagação.

O pulso arterial é uma onda de pressão resultante da ejeção ventricular esquerda e sua morfologia pode trazer informações sobre a dinâmica da ejeção sanguínea, as propriedades mecânicas da parede arterial, as alterações miocárdicas e valvulares, além de se constituir como importante ferramenta para avaliação de fator de risco cardiovascular na hipertensão (Fauci *et alii*, 2008; Safar *et alii*, 2003; Shokawa *et alii*, 2005).

Observando-se a Figura 3, obtida com dados do PubMed (PubMed, 2010), percebe-se que o número de estudos clínicos sobre a rigidez arterial tem aumentado intensamente nos últimos anos, sinalizando o crescente interesse sobre esse parâmetro como determinante da homeostase e como marcador de morbidade e mortalidade cardiovascular.

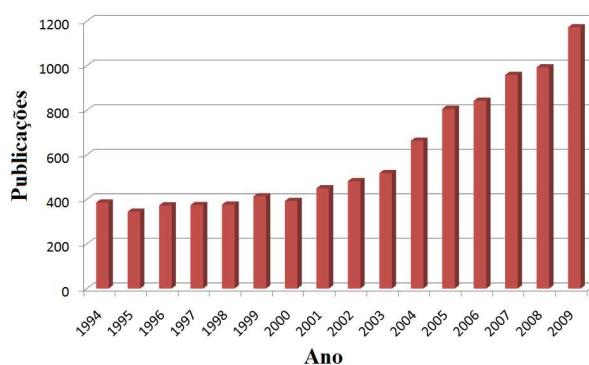


Figura 3: Número de publicações por ano sobre temas relacionados à rigidez arterial.

Em teoria, a melhor maneira de se medir a rigidez arterial seria uma análise ponto a ponto da relação entre a pressão de distensão da artéria e sua variação de volume ou diâmetro. Tal abordagem, infelizmente, exclui a aorta, o que limita a sua extrapolação para a avaliação da complacência arterial total.

A velocidade de onda de pulso, apesar de ser uma medida indireta de rigidez, tem seu significado físico isento de contestação. Essa medida tem-se mostrado reprodutível e factível em estudos de larga escala. A repercussão da rigidez sobre

o contorno da onda de pulso arterial também é um marcador de risco cardiovascular, e a sua avaliação qualitativa, juntamente com os índices de reflexão, pode fornecer uma visão singular do ambiente hemodinâmico central e da real sobrecarga imposta pelos grandes troncos arteriais ao trabalho do coração (Cunha, 2004).

Para realizar-se uma medição de VOP na extensão de um segmento arterial AB, cuja distância é conhecida, deve-se medir o intervalo de tempo (dT) entre os instantes iniciais das ondas adquiridas simultaneamente nos pontos A e B. Assim, a VOP pode ser expressa como:

$$VOP = \frac{AB}{dT} \quad (1)$$

Na Figura 4, apresenta-se o princípio de medição da VOP.

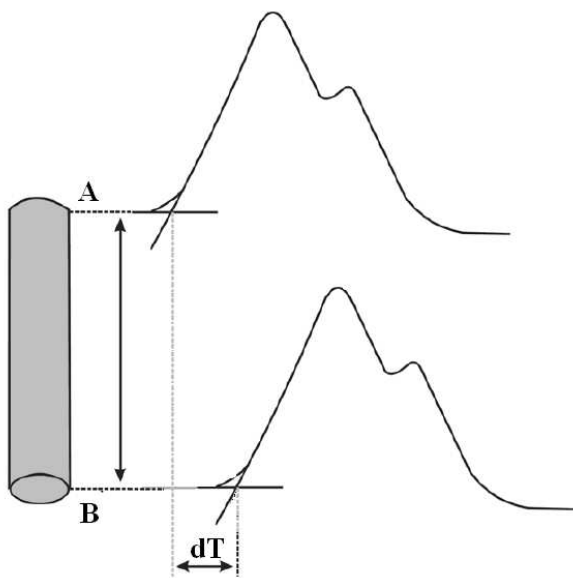


Figura 4: Diagrama temporal relacionado à medição da VOP, indicando o atraso (dT) entre as ondas de pulso adquiridas nos pontos A e B de um segmento arterial AB.

Nos últimos anos, foi demonstrado que a velocidade de onda de pulso (VOP) é um fator de risco cardiovascular independente, principalmente dos valores da pressão arterial média. Demonstrou-se que os indivíduos que apresentavam uma VOP superior a 12 m/s tinham um risco de mortalidade cardiovascular multiplicado por 5,9 (intervalos de confiança de 2,3 a 15,5) em relação àqueles que tinham uma VOP inferior a 10 m/s. Além disso, ensaios terapêuticos demonstraram que quando a queda da pressão arterial não é associada a uma queda paralela da VOP, a mortalidade cardiovascular é significativamente mais elevada que na população na qual a pressão arterial e a VOP são reduzidas simultaneamente (Safar *et alii*, 2003; Safar, 2004; Shokawa *et alii*, 2005).

1.2 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 (Fert, 2007; Grünberg, 2007).

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 (Fert, 2007). 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.

1.2.1 Modelo teórico

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 5.

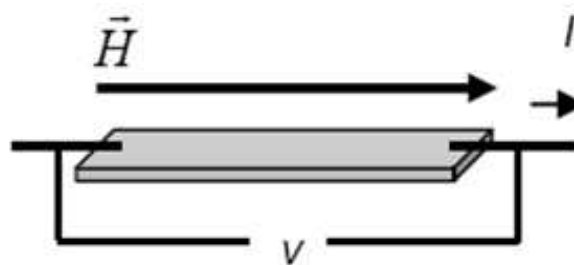


Figura 5: Medição Típica do efeito GMI.

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

$$Z = \frac{|V| e^{j\varphi_V}}{|I| e^{j\varphi_I}} = \frac{|V|}{|I|} e^{j\varphi} = |Z| e^{j\varphi} = R + jX \quad (2)$$

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 (Knobel e Pirota, 2002; Kraus, 1999; Kraus, 2003; Machado e Rezende, 2006; Phan and Peng, 2008), pode-se definir:

$$Z = (1 - i) \frac{L}{2\omega\sigma\delta} \frac{1}{1 - e^{-(1-i)t/2\delta}} \quad (3)$$

$$\delta = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{2\omega\mu\sigma}} \quad (4)$$

onde L é o comprimento e t a espessura da fita, ω é a frequência da corrente e σ a condutividade do material.

Usualmente, a GMI(%) é a figura de mérito mais utilizada para determinação da variação do módulo da impedância (Z), de amostras GMI, em função do campo magnético (H) (Phan and Peng, 2008). A GMI(%) é definida como:

$$GMI(\%) = \left[\frac{|Z(H)| - |Z(H_{\max})|}{|Z(H_{\max})|} \right] \cdot 10^2 \quad (5)$$

Entretanto, deve-se notar que valores iguais de GMI(%), não implicam, necessariamente, em sensibilidades iguais (Ω/Oe). Ou, ainda pior, uma amostra com um GMI(%) maior do que o de outra, pode apresentar uma sensibilidade inferior ao dessa mesma outra amostra. Além disso, por definição, o GMI(%) não permite que se infira sobre as variações de fase.

Assim, quando objetiva-se identificar a corrente de condicionamento que resulta na maior sensibilidade de módulo ou fase, não é recomendável se utilizar o GMI(%)

1.2.2 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 DC, (b) campos magnéticos AC e (c) "Exchange bias" (Kim *et alii*, 1999; Machado *et alii*, 1999; Makhnovskiy *et alii*, 2000).

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.

A inversão do sentido de propagação da corrente CC aplicada acarreta um espelhamento da curva de GMI(%) em função do campo magnético externo.

No presente trabalho, 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, conforme descrito mais adiante.

1.3 Biometrologia

O neologismo Biometrologia se refere à aplicação da ciência das medições (metrologia) às biociências, com desdobramentos para as áreas das ciências da vida, contribuindo assim para a comparabilidade e reprodutibilidade das biomedicações. Em 1999, na 21ª Conferência Geral de Pesos e Medidas (CGPM), o termo biometrologia foi utilizado ao se discutir sobre a relevância econômica e social da metrologia, reconhecendo o desafio associado à aplicação desta área às biomedicações.

Na área biomédica, a realização de medições de parâmetros fisiológicos é essencial para a obtenção de informações diagnósticas, caracterização de riscos, indicação e realização de tratamentos e acompanhamento da evolução clínica de pacientes. Quando consideramos a aplicação da metrologia no setor da saúde, com sua relevância social, podemos deduzir que é fundamental destacar alguns fatores que devem ser perseguidos pelos trabalhos de pesquisa e desenvolvimento de inovações em instrumentação na área biomédica. Tais fatores, conhecidos como Princípios Biometrológicos, envolvem elevada exatidão, não-invasividade, inocuidade, baixo custo de fabricação e operação, além de baixa complexidade de operação (Monteiro, 2007). A não-invasividade e inocuidade, por sua vez, têm contribuição especial para a garantia da obtenção de resultados com maior segurança e menores riscos para o paciente.

O grande desenvolvimento da Ciência e Tecnologia durante o século XX contribuiu para uma acelerada evolução dos equipamentos médicos, tornando-os mais complexos e capazes de medir um crescente número de variáveis fisiológicas. No entanto, o risco do uso de equipamentos sem a adequada avaliação objetivando a garantia de sua confiabilidade metrológica ganhou alguma atenção somente após 1990 com a publicação dos resultados do Harvard Medical Practice Study sobre eventos adversos (Brennan, 1991; Monteiro e Lessa, 2005). O estudo de Harvard concluiu que 3,7% dos pacientes hospitalizados sofrem eventos adversos, sendo que 13,6

% dos incidentes são mortais (Brennan, 1991).

Desta forma, nota-se que os instrumentos biomédicos de medição devem atender aos princípios biometrológicos e incorporar ao projeto os aspectos de segurança e desempenho necessários ao atendimento de regulamentos e normas técnicas pertinentes.

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 Caracterização da amostra GMI

Todas as medidas foram realizadas com amostras de fita GMI ($\text{Co}_{70}\text{Fe}_5\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$) 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 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*, 2009).

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

Apesar de terem sido analisadas amostras GMI com quatro comprimentos diferentes, serão apresentados, apenas, alguns dos resultados obtidos para a fita de 3 cm. Pois, esse foi o comprimento para o qual obteve-se a melhor sensibilidade específica de fase, isto é, sensibilidade de fase por unidade de comprimento ($\text{graus.Oe}^{-1}.\text{cm}^{-1}$).

Ainda, cabe resaltar que, para os elementos sensores (fitas GMI) condicionados adequadamente, os transdutores baseados nas características de fase apresentaram melhor desempenho, em termos de sensibilidade, do que os transdutores baseados no módulo. Por isso, o transdutor de pressão desenvolvido teve seu circuito eletrônico baseado na fase da impedância.

As Figuras 6 e 7 retratam casos de AGMI induzida por corrente CC, sendo que a Figura 6 retrata as características de

módulo da impedância e a Figura 7 retrata as características de fase da impedância. Os gráficos foram obtidos para três níveis de corrente CC diferentes (0 mA, 40 mA e 80 mA), e em todos os casos a fita GMI de 3 cm está submetida a mesma corrente CA com amplitude de 15 mA e frequência de 100 kHz.

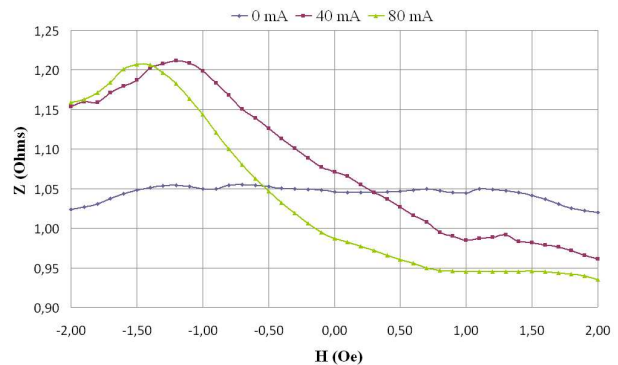


Figura 6: AGMI nas características de módulo, devido à corrente CC.

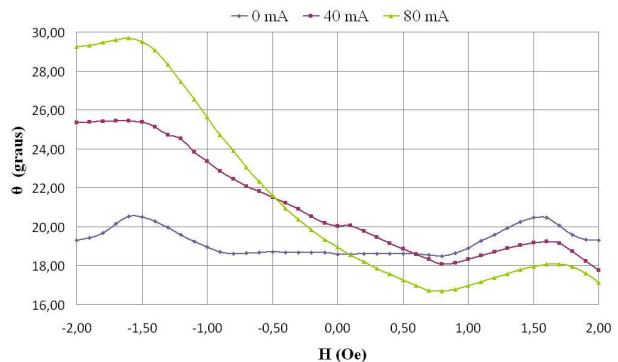


Figura 7: AGMI nas características de fase, devido à corrente CC.

Nas figuras 6 e 7 observa-se que, na ausência de nível CC (0 mA), tanto as curvas do módulo quanto da fase da impedância em função do campo magnético aplicado apresentam um comportamento quase simétrico. Porém, a adição de nível CC (40 mA e 80 mA) gera um comportamento assimétrico, induzindo a AGMI. Ainda, percebe-se que a variação do nível CC de corrente altera significativamente tanto a sensibilidade das curvas de módulo (Figura 6) quanto a das de fase (Figura 7), indicando que, quando escolhido apropriadamente, o nível CC pode elevar a sensibilidade das amostras GMI. Também, nota-se que o nível CC pode ser utilizado com o objetivo de linearizar a região de operação das amostras, ou seja, a faixa de campos na qual o transdutor magnético funcionará. A AGMI acarreta mudanças significativas no comportamento de módulo e fase da impedância possibilitando, para níveis CC adequadamente selecionados, um aumento significativo na sensibilidade das amostras analisadas.

Nas Figuras 8 e 9 são apresentados resultados que permitem concluir sobre a dependência do módulo (Figura 8) e da fase (Figura 9), em função da frequência da corrente de excitação. Os gráficos correspondem a uma amostra de 3 cm, condicionada por uma corrente com nível CC de 80 mA, amplitude 15 mA e frequência variável. Na Figura 8, Z_0 é o valor de referência do módulo quando o campo magnético paralelo às fitas é nulo, e na Figura 9, θ_0 é o valor de referência da fase, também na situação de campo nulo.

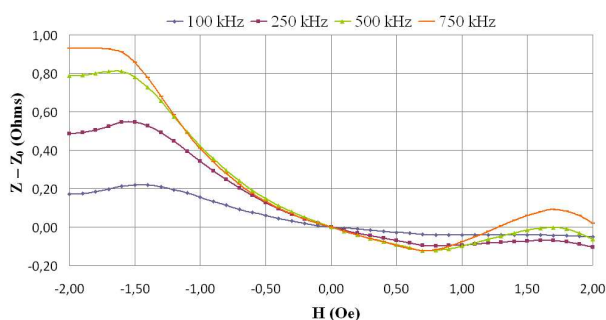


Figura 8: Módulo da impedância de uma fita GMI de 3 cm de comprimento submetida a um nível DC de 80 mA.

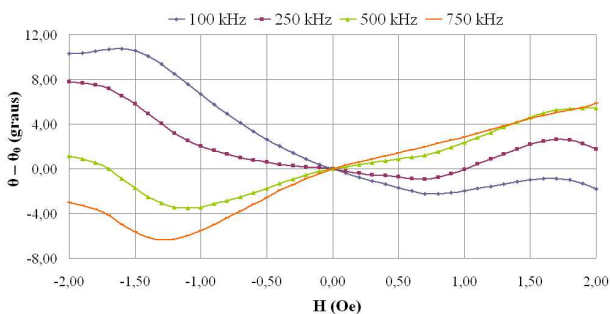


Figura 9: Fase da impedância de uma fita GMI de 3 cm de comprimento submetida a um nível DC de 80 mA.

Pode-se concluir sobre a influência da frequência nas características de módulo e fase da impedância ao se observar as Figuras 8 e 9. Observando-se a Figura 8 percebe-se que as curvas de módulo tendem a aumentar a sensibilidade ($\Omega \cdot \text{Oe}^{-1}$) com o aumento da frequência da corrente de excitação. Por outro lado, as curvas de fase (Figura 9) apresentam sua sensibilidade ótima ($\text{graus} \cdot \text{Oe}^{-1}$) em baixas frequências, diga-se 100 kHz.

A sensibilidade específica de fase ótima foi obtida para uma fita de 3 cm submetida a uma corrente CA de amplitude 15 mA e frequência 100 kHz, superposta a uma corrente CC de 80 mA. Nessas condições, a sensibilidade das fitas em função do campo magnético foi de $9^\circ/\text{Oe}$ e, conseqüentemente, a sensibilidade específica foi de $3^\circ/(\text{Oe} \cdot \text{cm})$.

2.2 Circuito eletrônico

Na Figura 10, apresenta-se 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 (θ) gerada um campo magnético externo, apresentando na saída uma tensão proporcional a $\Delta\theta$.

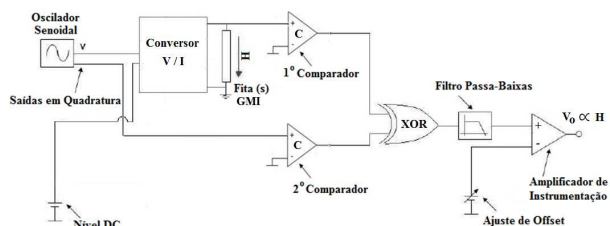


Figura 10: Diagrama de blocos do circuito eletrônico de condicionamento e leitura de fase.

O estágio de condicionamento dos elementos sensores compreende o oscilador senoidal, o nível CC e os conversores V / I. O oscilador senoidal gera ondas de tensão com a frequência especificada e em quadratura (defasadas de 90° entre si), enquanto que o nível CC de tensão é obtido por meio de um regulador de tensão. Por sua vez, estas tensões CC e CA são superpostas e transformadas em corrente, com a amplitude e o nível CC desejados, por meio dos conversores de tensão em corrente (conversores V / I). Em seguida, a corrente gerada flui pela fita GMI, a qual está submetida a um campo magnético de polarização, responsável por garantir que o sensor GMI opere em sua faixa ótima.

O estágio de leitura – detecção de fase – se inicia com os comparadores, configurados como detectores de nulo, os quais transformam as ondas senoidais (entrada) em ondas quadradas (saída), mantendo a fase e a frequência. Na situação de equilíbrio – campo magnético nulo – as ondas quadradas geradas pelos 2 comparadores estarão 90° defasadas entre si e esta defasagem será alterada em função da variação do campo magnético externo.

Na seqüência, as saídas dos comparadores são conectadas às entradas do XOR, fazendo com que este gere em sua saída uma onda quadrada cujo *duty cycle* é função da defasagem entre as ondas de entrada. A frequência da onda de saída do XOR é o dobro da frequência das ondas de entrada, exceto quando as entradas estiverem em fase (nível CC “baixo”) ou 180° defasadas (nível CC “alto”). Caso a onda de tensão gerada pelo oscilador não esteja em quadratura, as transições (alto-baixo e baixo-alto) de ambas as entradas do XOR ocorrerem quase que simultaneamente, para pequenas variações do campo, demandando dispositivos XOR com tempos de resposta extremamente rápidos. As saídas em quadratura permitem que o XOR opere numa região mais confortável, visto

que as transições das entradas ficam mais espaçadas entre si.

Por sua vez, esta onda passa por um filtro passa-baixa de, pelo menos, 2ª ordem e com frequência de corte 100 vezes inferior à frequência da onda de saída do XOR, gerando um nível CC proporcional à defasagem. O processo de transdução é finalizado ao se conectar a saída do filtro a uma das entradas de um amplificador de instrumentação de baixo ruído 1/f e com ganho da ordem de 1000. A outra entrada do amplificador deve ser conectada a um nível CC de tensão ajustável, de forma que se possa ajustar a saída do mesmo para 0 V no caso de campo magnético nulo.

Logo, a saída do amplificador de instrumentação (saída do circuito) também será proporcional às variações da fase dos elementos sensores e, conseqüentemente, ao campo magnético aplicado.

2.3 Estrutura do transdutor

Foram idealizadas duas configurações para o transdutor de pressão, as quais distinguem-se quanto ao tipo de fonte de campo magnético utilizada (ímã permanente ou enrolamento solenoidal). Nas próximas subseções as mesmas são detalhadas.

2.3.1 Ímã permanente como fonte de campo magnético

A configuração idealizada, apresentada na Figura 11, presupõe que uma variação de pressão (ΔP) 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 de ferrite) 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 ΔP .

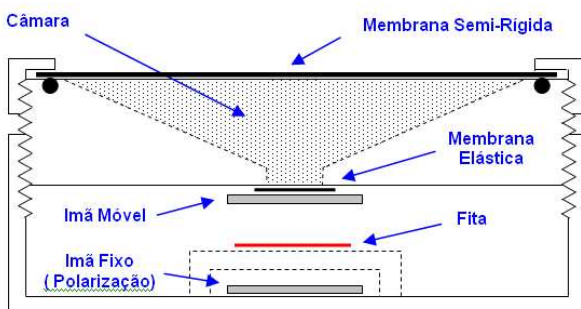


Figura 11: Desenho esquemático do transdutor.

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 (mensurando). 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 utilizadas – nesse caso, ímãs permanentes).

De acordo com os resultados obtidos (Figura 9), a sensibilidade S_1 é maior para valores de campo de polarização das fitas (campo tangencial às mesmas na situação de pressão nula) próximos de 0,9 Oe. Além disso, percebe-se que o campo de excitação da fita (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 11. 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 ($\Delta l = 0,023\text{cm}$, correspondente a $\Delta P = 1380\text{ Pa}$ [fundo de escala]) e
3. A perspectiva de que a variação do campo magnético de excitação da fita (correspondente a um deslocamento $\Delta l = 0,023\text{cm}$ da fonte fixa) seja de 0,3 Oe,

foi possível montar a tabela 1.

Tabela 1: Sensibilidade do transdutor de pressão.

Sensibilidade:	Atribuída a:
S_1	Fita GMI e circuito eletrônico
S_2	Variação do campo magnético em função do deslocamento
$S = S_1 \times S_2$	Sensibilidade Total

2.3.2 Enrolamentos solenoidais como fonte de campo magnético

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-se 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 11, 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 re-

curso é especialmente útil, e mesmo necessário, em aplicações biomédicas, nas quais se deseja que as correntes e tensões envolvidas sejam as menores possíveis.

Na Figura 12, apresenta-se uma espira de corrente percorrida por uma corrente constante.

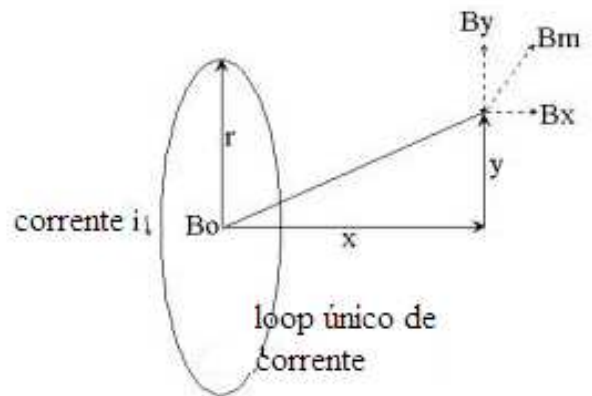


Figura 12: Representação esquemática do loop (espira) de corrente.

Para simulação do campo de um solenóide, utilizou-se o programa ViziMag (Beeteson, 2010), o qual realiza a integração numérica das equações do campo magnético gerado por uma espira de corrente. Esse programa admite que um solenóide é composto por um conjunto de N espiras de corrente e, a partir dessa simplificação, calcula o campo total resultante.

Tendo em vista a Figura 12, apresentam-se as equações, utilizadas pelo *software*, para calcular as componentes da densidade de fluxo magnético no plano xy (B_x e B_y), bem como seu módulo B_m , quando uma única espira é percorrida por uma corrente i (Beeteson, 2010; Dwight, 1957). Tem-se que r é o raio da espira, B_0 a densidade de fluxo magnético no centro da espira, e a distância do centro da espira ao ponto onde se deseja calcular a densidade de fluxo é dada por $(x^2 + y^2)^{1/2}$.

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

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

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

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

Nas equações (8) e (9), $\mathbf{K}(\theta)$ e $\mathbf{E}(\theta)$ são, respectivamente, integrais elípticas de primeira e segunda ordem; e μ_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 qual pode ser obtida com ferrites do tipo MnZn. A configuração típica das linhas de campo desse solenóide, representadas sobre um plano que passe por seu eixo, é apresentada na Figura 13.

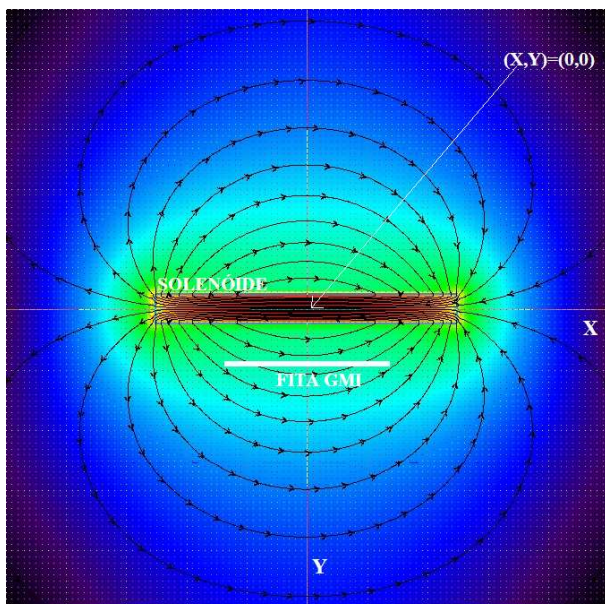


Figura 13: Campo Magnético gerado por um solenóide (escala logarítmica), sendo $H_{máx} = 481$ Oe e $H_{min} = 2,84$ Oe.

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 (Figura 13). Assim, apenas o comportamento da componente H_x do campo magnético gerado pelo solenóide é analisado a seguir.

Na Figura 14, 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 .

Examinando-se a Figura 14, percebe-se 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 (entre 0,5 e 1,4 Oe). De forma a restabe-

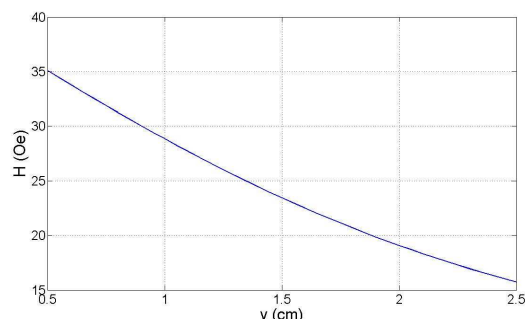


Figura 14: Componente (H_x) do campo magnético em função da distância (y) ao centro do solenóide.

lecer a condição de polarização, recorre-se, então à segunda fonte magnética já mencionada. A fita é 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 15 e 16 os resultados obtidos quando a fita é colocada entre dois solenóides com as mesmas características anteriormente descritas, a distâncias de 1,1 cm 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).

Na Figura 15 são apresentados os valores 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 13, as componentes H_x não são uniformes ao longo do comprimento da fita (3 cm), o qual seria o comportamento ideal.

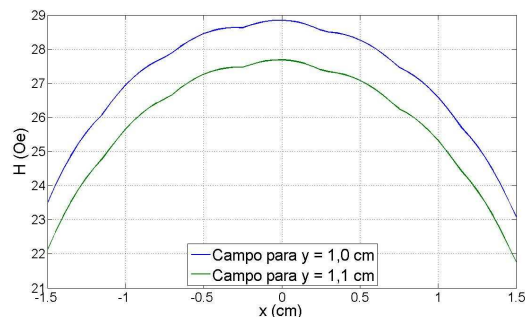


Figura 15: Componente (H_x) do campo magnético ao longo do comprimento da fita (x).

Na Figura 16, apresenta-se o aspecto do campo resultante sobre a fita, que é obtido pela subtração das componentes H_x relativas aos dois solenóides. 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.

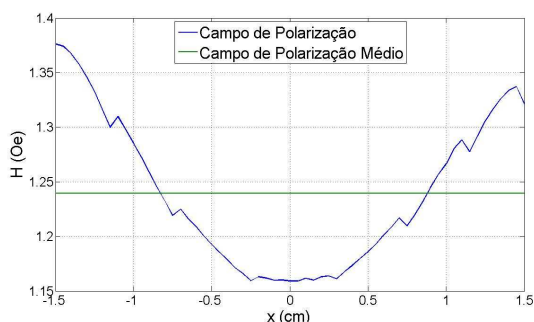


Figura 16: Campo magnético de polarização (H_{pot}) ao longo do comprimento da fita (x).

3 CONCLUSÕES

Neste trabalho foi apresentada 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 (100 kHz). 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 1 MHz.

Alguns dos transdutores de pressão mais sensíveis, disponíveis no mercado, são o modelo 106B52 da PCB Piezoelectronics cuja sensibilidade é de 0,73 mV/Pa e o modelo 164PC01D76 da Honeywell cuja sensibilidade é de 4,00 mV/Pa. O transdutor GMI desenvolvido apresenta sensibilidade de 50 mV/Pa para um fundo de escala de 1380 Pa. Logo, percebe-se que o mesmo apresenta uma sensibilidade, pelo menos, 10 vezes superior a dos transdutores de pressão comerciais mais sensíveis.

Dessa forma, o transdutor de pressão desenvolvido

caracteriza-se como uma alternativa extremamente adequada a medições de pressão que demandem alta resolução e envolvam pequenas variações de pressão, como é o caso das aplicações biomédicas.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de agradecer ao CNPQ e à 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

- Beeteson, J. S. (2010). *ViziMag 3.191 – Magnetic Field Software*.
- Brennan, T. A., L. L. Leape, N. M. Laird, *et alii* (1991). Incidence of adverse events and negligence in hospitalized patients: results of the Harvard Medical Practice Study. *N. Engl. J. Med.*, **324**, pp. 370–376.
- Cunha, R. S. (2004). Rigidez arterial: conceito e implicações metodológicas. *Rev. Bras. Hipertens.*, Vol. 11, nº 3, pp. 152-156.
- Doi, T., S. Hayano and Y. Saito (1995). Space power method for human heart diagnosis. *IEEE Trans. Mag.*, Vol. 31, nº 6, pp. 4262-4264.
- Dwight, H. B. (1957). *Tables of Integrals and Other Mathematical Data*. 3 ed., New York: The Macmillan Company, pp.171.
- Fauci, A. S., E. Braunwald, D. L. Kasper, S. L. Hauser, D. L. Longo, J. L. Jameson e J. Loscalzo (2008). *Harrison: Medicina Interna*. 17 ed., Rio de Janeiro: Mc-Graw Hill Interamericana do Brasil.
- 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.
- Garcia, E. A. C (2002). *Biofísica*. 1 ed., São Paulo: Sarvier Editora de Livros Médicos Ltda.
- Gittenberger-de Groot, A. C. (1986). Elucidating coronary arterial anatomy or simplifying coronary arterial nomenclature. *International Journal of Cardiology*, **12**, pp. 305-307.
- Grünberg, P. (2007). From spinwaves to giant magnetoresistance (GMR) and beyond.

- Nobel Lecture*, Disponível em: [http:// nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/ 2007/grunberg_lecture.pdf](http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/2007/grunberg_lecture.pdf). Acesso em 22 abr. 2010.
- 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**, 5447- 5449.
- 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.
- 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.
- 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.
- Monteiro, E. C. e M. L. Lessa (2005). A Metrologia na Área de Saúde: Garantia da Segurança e da Qualidade dos Equipamentos Eletromédicos. *Engevista*, Vol. 7, nº 2, pp. 51-60.
- Monteiro, E. C. (2007). Biometrologia: confiabilidade nas biomedicações e repercussões éticas. *Metrologia e Instrumentação*, **6**, pp. 6-12.
- Phan, Manh-Huong and Hua-Xin Peng (2008). Giant magnetoimpedance materials: Fundamentals and applications. *Progress in Materials Science*, **53**, pp. 323-420.
- 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).
- PubMed (2010). Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>. Acesso em 22 abr. 2010.
- Safar, M. E., B. I. Levy and H. Struijker-Boudier (2003). Current perspectives on arterial stiffness and pulse pressure in hypertension and cardiovascular diseases. *Circulation*, **107**, pp. 2864-2869.
- Safar, M. (2004). Fatores mecânicos preditores do risco cardiovascular. *Rev. Bras. Hipertens.*, Vol. 11, nº 3, pp. 175-179.
- Shokawa, T., M. Imazu and H. Yamamoto (2005). Pulse wave velocity predicts cardiovascular mortality: findings from the Hawaii-Los Angeles-Hiroshima study. *Circ. J.*, **69**(3), pp. 259-264.
- 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. H. Barbosa and E. C. Monteiro (2009). Transdutor de pressão, baseado nas características de fase do efeito GMI, para registro de ondas de pulso arterial. *Proc. of the 8th International Seminar on Electrical Metrology*, João Pessoa - PB, pp. 1-5.