

MEDIÇÃO DA ONDA DE PULSO ARTERIAL POR MAGNETÔMETRO GMI E MARCADOR MAGNÉTICO

E. Costa Silva*, L. A. P. Gusmão*, C. R. H. Barbosa** e E. Costa Monteiro**

*Departamento de Engenharia Elétrica, PUC-Rio, Rio de Janeiro, Brasil

**Programa de Pós-graduação em Metrologia, PUC-Rio, Rio de Janeiro, Brasil
e-mail: edusilva@ele.puc-rio.br

Resumo: O presente trabalho apresenta uma nova técnica de medição da onda de pulso arterial, baseada na utilização de marcadores magnéticos e magnetômetros GMI de alta sensibilidade. Por meio desta nova técnica consegue-se aprimorar a resolução espacial destas medições, a qual passa a ser limitada pela área do marcador e, conseqüentemente, torna possível acessar regiões anatômicas de difícil acesso para os transdutores de pressão convencionais. A técnica proposta envolve a aplicação de um novo magnetômetro, baseado na leitura das características de fase de elementos sensores GMI (Magnetoimpedância Gigante), recentemente desenvolvido por nosso grupo de pesquisa na PUC-Rio. O trabalho descreve a nova técnica proposta, explicita a caracterização experimental da amostra sensora GMI utilizada e apresenta os resultados experimentais obtidos pela aplicação do sistema desenvolvido na medição da onda de pulso arterial carotídeo.

Palavras-chave: Pulso Arterial, Técnica de Medição, Sensor Magnético, Magnetoimpedância Gigante.

Abstract: This paper presents a new technique for the measurement of arterial pulse waves, based on magnetic markers and high sensitivity GMI magnetometers. By means of this new technique it is possible to enhance the spatial resolution of such measurements, which are now limited by the marker area, allowing access to anatomical regions difficult to reach by conventional pressure transducers. The proposed technique involves the application of a new magnetometer recently developed by our research group at PUC-Rio, based on the reading of the impedance phase characteristics of GMI (Giant Magnetoimpedance) sensing elements. The paper describes the new proposed technique, shows the experimental characterization of the analyzed GMI sample and presents the obtained experimental results, achieved by applying the developed system in the measurement of carotid arterial pulse waves.

Keywords: Arterial Pulse, Measurement Technique, Magnetic Sensor, Giant Magnetoimpedance.

Introdução

O pulso carotídeo é caracterizado pela rápida e abrupta alteração do diâmetro da artéria carótida decorrente da ejeção sanguínea ventricular para a artéria aorta, gerando uma onda mecânica denominada onda de

percussão. A essa onda se segue um platô, que se mantém até o fim da contração ventricular (sístole) e, em seguida, decresce até culminar com o fechamento da válvula aórtica. Nesse momento de relaxamento ventricular (diástole), a onda tem um comportamento decrescente de forma lenta até que a contração ocorra novamente, repetindo o processo [1-3]. A Figura 1 apresenta a forma de onda de pulso carotídeo normal.

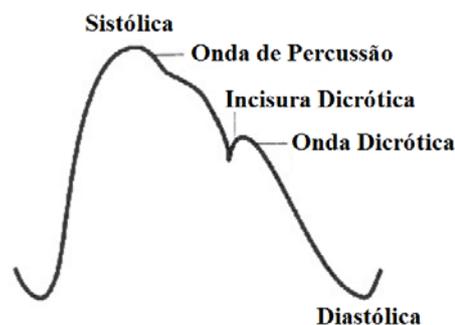


Figura 1: Onda de pulso carotídeo normal.

Por meio do exame do pulso carotídeo pode-se determinar a frequência e o ritmo cardíaco. Por sua vez, a avaliação morfológica do registro desta forma de onda permite que se detectem obstruções ao fluxo sanguíneo, propriedades mecânicas da parede arterial, além de alterações miocárdicas e valvulares. Para o registro destes sinais são necessários transdutores de pressão muito sensíveis, visto que as variações de pressão decorrentes desta onda de pulso possuem intensidades baixas, tipicamente inferiores a 1 kPa [1-5].

Por meio de pesquisas realizadas anteriormente no Laboratório de Biometrologia da PUC-Rio (LaBioMet), desenvolveria-se um transdutor de pressão para medição da onda de pulso utilizando sensor magnético [4], cuja configuração inclui uma câmara incompressível para transdução mecânica (Figura 2). Nesse dispositivo, uma variação de pressão aplicada sobre a membrana semi-rígida é transmitida pela câmara incompressível e gera um deslocamento da membrana elástica. Essa, por sua vez, faz com que a fonte de campo magnético (ímã permanente) se desloque em relação a um sensor magnético, provocando uma variação do campo magnético sobre ele. A variação de campo sobre o sensor é lida por um circuito e convertida em uma tensão CC relacionada à variação de pressão original.

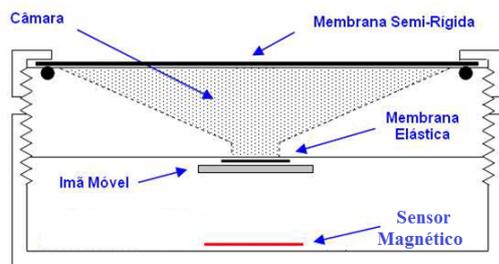


Figura 2: Configuração do transdutor de pressão anteriormente desenvolvido no LaBioMet [4].

Por sua vez, o presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema alternativo para medição da onda de pulso utilizando um sensor magnético e um marcador magnético, sem necessitar da transdução mecânica propiciada pela câmara incompressível (Figura 2).

Materiais e métodos

A técnica de medição proposta consiste em aderir um marcador magnético na superfície da pele em uma região próxima ao ponto de medição desejado (p.ex. a artéria carótida) e aproximar um magnetômetro de alta sensibilidade deste ponto. Dessa forma, as pequenas alterações de pressão provocadas pela onda de pulso arterial resultam no deslocamento do marcador e, de forma direta, em variações do campo magnético sobre o magnetômetro.

A vantagem desta técnica é que a resolução espacial deixa de ser limitada pela área da membrana semi-rígida do transdutor de pressão (Figura 2), tipicamente da ordem de alguns centímetros, e passa a ser limitada pela área do marcador magnético, a qual pode facilmente ser da ordem de milímetros ou inferior. Assim, por exemplo, torna-se possível acessar regiões anatômicas de difícil acesso para os transdutores de pressão convencionais.

Entretanto, por não tirar proveito da amplificação mecânica propiciada pela câmara incompressível, as variações de campo magnético sobre o sensor magnético, advindas das pequenas variações de pressão que ocorrem na parede arterial, serão muito pequenas. Dessa forma, o sucesso desta técnica é dependente do emprego de um magnetômetro de alta sensibilidade.

Em virtude dos requisitos aqui expostos desenvolveu-se um magnetômetro baseado na leitura da fase da impedância de elementos sensores GMI (*Giant Magnetoimpedance*), descrito em [6-7]. Destaca-se que os magnetômetros GMI apresentados na literatura são tradicionalmente baseados nas características de módulo da impedância do efeito GMI [4, 8]. Porém, recentemente, em pesquisas conduzidas por nosso grupo, verificou-se que a construção de transdutores magnéticos baseados nas características de fase da impedância de sensores GMI permitem a elevação da sensibilidade em pelo menos 100 vezes [6-7].

Conforme indicado na Figura 3, aderiu-se sobre a pele, na região próxima à artéria carótida de um voluntário, um pequeno conjunto de limalhas de ferro

magnetizadas, e aproximou-se do local o elemento sensor do magnetômetro GMI. As pequenas alterações de pressão provocadas pela onda de pulso arterial resultam no deslocamento das limalhas e, por conseguinte em variações do campo sobre o sensor GMI.



Figura 3: Arranjo experimental implementado para a medição da onda de pulso arterial carotídeo.

Magnetoimpedância Gigante – Fitas e fios de ligas ferromagnéticas moles têm atraído considerável atenção devido a suas propriedades físicas e aplicações tecnológicas. Um dos fenômenos mais interessantes observados nesses elementos é a magnetoimpedância gigante (GMI), presente, por exemplo, em amostras da família $\text{Co}_{75-x}\text{Fe}_x\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ [8-10].

As componentes resistivas $R_{sens}(H)$ e reativas $X_{sens}(H)$ da impedância $Z_{sens}(H)$ de amostras GMI apresentam intensa dependência com o campo magnético H . As amostras analisadas neste trabalho apresentam um caso particular de GMI, denominado magnetoimpedância longitudinal (LMI). Conforme indicado na Figura 4, o fenômeno LMI é gerado pela aplicação de uma corrente alternada I ao longo do comprimento de uma fita, submetida a um campo magnético externo H , paralelo ao comprimento da amostra. Nesta configuração, a diferença de potencial V , medida entre as extremidades da fita, será proporcional ao campo magnético H .



Figura 4: Medição Típica do efeito LMI.

Caracterização Experimental do Sensor GMI – 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 comprimento de 3 cm, espessura média de 60 μm e largura de 1,5 mm. Realizaram-se análises para correntes CC variando entre 0 mA e 100 mA e para frequências de 75 kHz a 30 MHz [6].

Durante os procedimentos de caracterização, as fitas GMI são colocadas no centro de uma Bobina de Helmholtz, como indicado na Figura 5, 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 (Figura 5). Assim, minimiza-se a influência deste nas medições (as fitas GMI utilizadas são do tipo LMI, ou seja, a sensibilidade a campos perpendiculares é muito baixa). As medições de módulo e fase foram realizadas com auxílio de um Medidor RLC (4285A, Agilent), o qual também foi o responsável pelo condicionamento (CC e CA) das fitas [6].

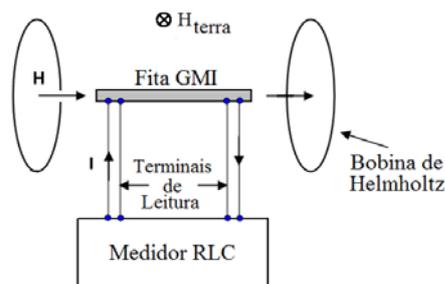


Figura 5: Diagrama de Blocos do sistema utilizado na caracterização das fitas GMI.

Após analisar-se a dependência de suas curvas características, de fase da impedância em função do campo magnético, em relação à amplitude, frequência e nível CC da corrente de excitação, optou-se por condicionar esta amostra com uma corrente CA com 15 mA de amplitude e 100 kHz de frequência, superposta a um nível CC de 80 mA, visto que esta foi a situação para a qual obteve-se uma sensibilidade máxima de fase. As curvas experimentais de módulo $|Z_{sens}(H)|$ e fase $\theta_{sens}(H)$ da impedância são respectivamente apresentadas nas Figuras 6(a) e 6(b).

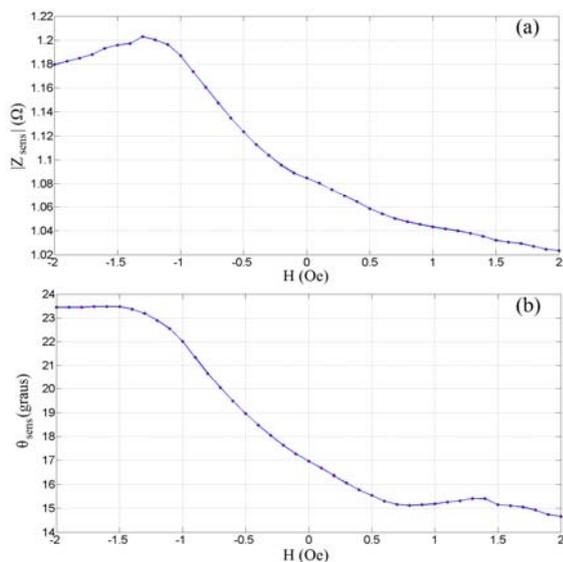


Figura 6: Curvas de (a) Módulo e (b) Fase, em função do campo magnético, da amostra GMI excitada por $i_C = [80 + 15 \text{ sen}(2\pi \cdot 10^5 t)]$ mA.

Da Figura 6(b), nota-se que a região entre -0,4 Oe e -1,0 Oe apresenta alta sensibilidade, em graus por oersted, e é satisfatoriamente linear, indicando que, dentro desta região, a sensibilidade é aproximadamente constante. Desta forma, esta faixa de campos magnéticos é a região mais adequada para operação do transdutor magnético GMI. Em particular, a fim de se utilizar a maior excursão simétrica possível, é indicado que se polarize o sensor no ponto médio desta região de operação, ou seja, em $H_{pol} = -0,7$ Oe. Destaca-se ainda que, a partir dos dados experimentais apresentados, verifica-se que a sensibilidade máxima é de aproximadamente $6,8^\circ \text{ Oe}^{-1}$.

O oersted (Oe) é a unidade de campo magnético do sistema CGS, a qual é amplamente utilizada na literatura do efeito GMI. A unidade SI (*International System of Units*) de campo magnético é o ampere por metro (A m^{-1}), relacionando-se com o oersted pela expressão: $1 \text{ Oe} \approx 79,58 \text{ A m}^{-1}$.

Medição da Onda de Pulso Arterial

A alta sensibilidade (5 mV/nT) do magnetômetro GMI desenvolvido propiciou seu emprego na medição direta da onda de pulso arterial carotídeo [6-7]. Os resultados experimentais obtidos são apresentados na Figura 7 e exibem os sinais medidos na saída do magnetômetro, processados por um filtro digital passa-baixas de 4ª ordem, com frequência de corte em 40 Hz.

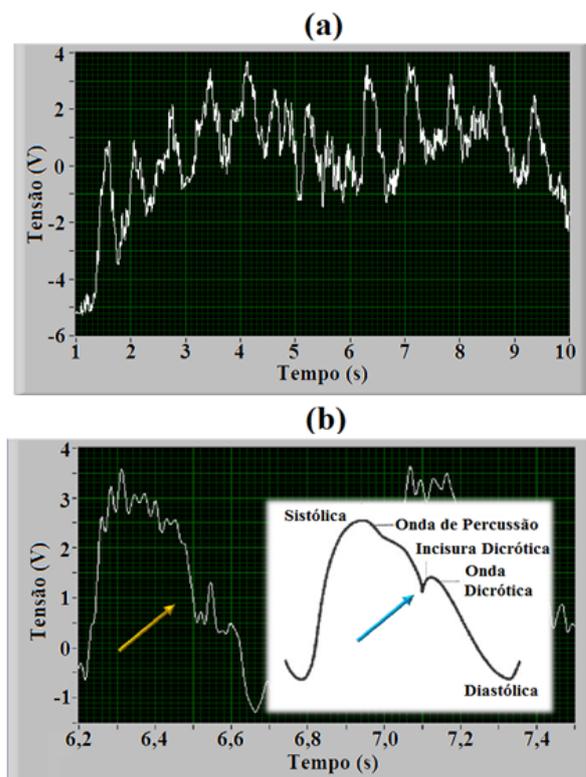


Figura 7: Resultados experimentais das medições da onda de pulso, realizadas com o magnetômetro GMI desenvolvido e marcador magnético. Sinal de saída entre (a) 1 s e 10 s, e (b) 6,2 s e 7,5 s.

A Figura 7(a) permite que se observem períodos sucessivos do sinal medido. Nota-se que o sinal de interesse está superposto a uma componente de baixa frequência, resultante dos movimentos respiratórios do voluntário. Por sua vez, a Figura 7(b) apresenta um único período do sinal, de modo a se poderem observar detalhes morfológicos da forma de onda. Também, faz-se uma comparação direta do sinal medido com a onda de pulso carotídeo normal, dando-se destaque à detecção do entalhe denominado incisura dicrótica, associada ao refluxo de sangue responsável pelo fechamento da válvula aórtica.

Conforme pode ser observado na Figura 7, a amplitude do sinal de saída é consideravelmente alta, da ordem de alguns volts, sendo cerca de 25 vezes superior àquela obtida pelo transdutor de pressão anteriormente desenvolvido na PUC-Rio [4], em medições da onda de pulso carotídeo, o qual já apresentava desempenho compatível com modelos de transdutores de pressão piezoresistivos ultra-sensíveis como o 176PC07HG2 (*Honeywell*) e o HP21050A (*Hewlett Packard*).

Conclusão

Neste trabalho foi apresentada uma nova técnica de medição da onda de pulso arterial. A técnica permite que tais medições sejam feitas por meio de marcadores magnéticos e magnetômetros de alta sensibilidade.

A utilização de marcadores magnéticos permite que se aprimore a resolução espacial dos sistemas de medição convencionais, baseados em transdutores de pressão e, conseqüentemente, possibilita o alcance de regiões anatómicas de difícil acesso.

Os resultados experimentais obtidos, por meio do emprego de um magnetômetro GMI desenvolvido por nosso grupo de pesquisa [6-7], permitiram constatar o potencial promissor da técnica proposta.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FINEP, à FAPERJ e ao CNPq pelo auxílio financeiro dado a este trabalho.

Referências

- [1] Fauci AS, Braunwald E, Kasper DL, Hauser SL, Longo DL, Jameson JL, Loscalzo J. Harrison: medicina interna. 17ª ed. Rio de Janeiro: Mc-Graw Hill Interamericana do Brasil; 2008.
- [2] Safar ME, Levy BI, Struijker-Boudier H. Current perspectives on arterial stiffness and pulse pressure in hypertension and cardiovascular diseases. *Circulation*. 2003; 107:2864-9.
- [3] Shokawa T, Imazu M, Yamamoto H. Pulse wave velocity predicts cardiovascular mortality: findings from the Hawaii-Los Angeles-Hiroshima study. *Circ. J*. 2005; 69(3):259-64.
- [4] Louzada DR, Costa Monteiro E, Gusmão LAP, Barbosa, CRH. Medição não-invasiva de ondas de pulso arterial utilizando transdutor de pressão MIG.

In: Proceedings of the IV Latin American Congress on Biomedical Engineering; 2007; Isla Margarita, Venezuela. 2007. p. 436-9.

- [5] Webster JG. Medical instrumentation: application and design. 4ª ed. New Jersey: Wiley; 2009.
- [6] Costa Silva E. Magnetômetro GMI de alta sensibilidade para medição de campos magnéticos ultracacos [Tese]. Rio de Janeiro: Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, PUC-Rio; 2013.
- [7] Costa Silva E, Gusmão LAP, Hall Barbosa CR, Costa Monteiro E. Electronic approach for enhancing impedance phase sensitivity of GMI magnetic sensors. *Electronics Letters*. 2013; 49:396-7.
- [8] Phan MH, Peng HX. Giant magnetoimpedance materials: fundamentals and applications. *Progress in Materials Science*. 2008; 53:323-420.
- [9] Machado FLA, Rezende SM. A theoretical model for the giant magnetoimpedance in ribbons of amorphous soft-ferromagnetic alloys. *Journal of Applied Physics*. 1996; 79(8):6558-60.
- [10] Gonçalves LAP, Soares JM, Machado FLA, Rodrigues AR. Hall and giant magnetoimpedance effects in the $\text{Co}_{70}\text{Fe}_5\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ metallic glass. *Journal of Non-Crystalline Solids*. 2006; 352(1):3659-62.