Referencias Bibliográficas.

- 1 Flavia Maria Pompéia Cavalcanti, Tese de Mestrado, Pontifícia Universidade Católica (2005)
- 2 E. Costa Monteiro, M. L. Lessa, A Metrologia na Área de Saúde: Garantia da Segurança e da Qualidade dos Equipamentos Eletromédicos. Aceito para publicação na Engevista (2006).
- 3 SIM. Sistema de Informação sobre Mortalidade. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sim/cnv/obtrj.def>. Acesso em:15 abr. 2005)
- 4 SIOPS. Sistema de Informação sobre Orçamentos Públicos em Saúde. Disponível em: <http://siops.datasus.gov.br/despesa_total_saude.htm>. Acesso em: em 19 abr. 2005.
- 5 Gittenberger-de Groot AC– Elucidating coronary arterial anatomy or simplifying coronary arterial nomenclature. Int J Cardiol 1986; 12: 305-7.
- 6 Guyton A. C., "Anatomia humana", Guanabara koogon, 1992. 564p.
- 7 T Doi ,S Hayano, Y Saito, "Space power method for human heart diagnosis", IEEE Trans. Mag., Tokyo Japan, Vol. 31, NO. 6, November 1995.
- 8 Wolf, A. S. Analise automática dos sinais eletrocardiográficos por redes neurais artificiais. 2004. 87p. Dissertação de Mestrado – Faculdade de engenharia, Universidade Pontifícia Católica do Rio de Janeiro.
- 9 Garcia, E.A.C. Biofísica. Edição. lugar: editora, ano. 333p.
- 10 Cameron, Skofronick, and Grant. Physics of the Body. 2nd ed. Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing, 1999
- 11 Medical Instrumentation, Application and Design Ed. by John G. Webster, WILEY & SONS.
- 12 Todd R. Reed, Nancy E. Reed, Peter Fritzson, Heart analysis for symptom detection and computer-aided diagnosis, Simulation Modelling Practice and theory, 12 (2004), 129-146.
- 13 Keers R.Y. Laënnec: his medical history. Torax 1981;36:91-4

- 14 Crawford MH, Flinn RS, editors. Examination of the heart: inspection and palpation venous and arterial pulses. American Heart Association, 1990.
- 15 Revista de Brasileira de Ensino de Física, vol. 22, no.3, Setembro 2000.
- 16 Introdução ao magnetismo dos materiais/ Rubens N. Faria & Luiz Felipe C.P. Lima – São Paulo ed.: Livraria da Física 2005
- 17 P.Weiss, J. Phys., 6, 661 (1907).
- 18 Harisson, E. P., Turney, G. L., and Rowe, H. 1935, Nature, vol. 135, p.961.
- 19 Machado, F. L. A., Silva, B. L., and Montarroyos, E. 1993, J. Appl. Phys., vol. 73, p. 687.
- 20 MACHADO, F.L.A.; REZENDE, S.M. A theoretical model for the giant magnetoimpedance in ribbons of amorphous soft-ferromagnetic alloys, Journal of Applied Physics, v. 79, p. 6558, 1996.
- 21 Pirota, K. R., Knobel, M., and Gómez-Polo, C. 2002, Physica B, vol. 320, p. 127.
- 22 MACHADO, F.L.A.; MARTINS, C.S.; REZENDE, S.M. Giant magnetoimpedance in the ferromagnet Co70-xFexSi15B10 alloys, Physical Review B, v. 15, p. 3926, 1995.
- 23 MACHADO, F.L.A. e col. Giant ac magnetoresistance in the soft ferromagnet Co70.4Fe4.6Si15B10, Journal of Applied Physics, v.75, p. 6563, 1994.
- 24 I. Ogasawara, S.Ueno, IEEE Trans. Magn. 51(2) (1995) 1219-1223.
- 25 F.L.A. Machado et al, J.appl.Phys.73(10) (1993) 6387-6389
- 26 R. Valenzuela / Journal of Alloys and Compounds 369 (2004) 40-42.
- 27 M.Knobel, J.Kraus e M. Vasquez, *Handbook of Magnetic Materials*, Volume 15 (2003) 497-563.
- 28 L.V. Panina et al, *IEEE Trans. Magn.* **31(2)** (1995) 1249-1260] .[L.V. Panina,K. Mohri, J. Appl. Phys. Lett. **65(9)** (1994) 1189-1191.
- 29 A.Yelan et al, Appl. Phys. Lett. 69(20) (1996) 3084-3085.

- 30 Kleber Roberyo Pirota, Tese de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas (2002).
- 31 Zill, D.G., Cullen, M.R., Equações Diferenciais, v.2, São Paulo, Makron Books.
- 32 Carvalho, L.C., Maia, R.R, Transdutor para Captação do Mecanocardiograma. Anais de Trabalhos Completos do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2002. v. 3, p. 129-131.
- 33 Marcos Antônio Ricardo dos Santos, Tese de mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro (2002).
- 34 Jay N. Cohn; Stanley Finkelstein; Gary McVeigh; Dennis Morgan; Lisa LeMay; Jennifer Robinson; James Mock. Noninvasive Pulse Wave Analysis for the Early Detection of Vascular Disease. Hypertension. 1995;26:503-508

Apêndices.

Apêndice I – Tabela de medições da caracterização das fitas.

Apêndice II – Tabela de medições da posição ótima para o ímã.

Apêndice III – Tabela das medições para cálculo da sensibilidade das fitas.

Apêndice IV – Artigo publicado nos anais da XX Conferência Nacional de Engenharia Biomédica.

Apêndice V – Apresentação da dissertação de mestrado.

Apêndice I.

– Tabela de caracterização das fitas.

Resposta do Transdutor (milivolt)								
Campo (Oe)	Saida 1	Saída 2	Saída 3	Saída 4	Saída 5	Média	Desvio Padrão	Incerteza Tipo A
0	8	0	4	3	2	3,4	2,966	±3,81
0,35	65	136	124	126	161	122,4	35,303	±45,31
0,71	992	1016	1051	975	967	1000,2	34,039	±43,69
0,88	995	993	1008	962	931	977,8	31,140	±39,97
1,06	1048	1115	1019	981	964	1025,4	59,835	±76,80
1,24	1210	1172	1229	1174	1160	1189	29,137	±37,40
1,41	1334	1326	1353	1302	1297	1322,4	23,158	±38,72
1,77	1339	1295	1334	1257	1235	1292	45,978	±59,01
2,12	1152	1119	1170	1107	1106	1130,8	28,752	±36,90
2,83	1170	1148	1190	1153	1128	1157,8	23,413	±30,05
3,54	1118	1086	1135	1087	1061	1097,4	29,159	±37,43
4,24	954	927	980	920	891	934,4	33,945	±43,57
5,66	374	330	381	334	303	344,4	32,577	±41,81
7,07	-161	-191	-137	-191	-218	-179,6	31,205	±40,05
8,49	-574	-600	-556	-611	-646	-597,4	34,695	±44,53
10,61	-1237	-1284	-1230	-1285	-1316	-1270,4	36,142	±46,39
14,14	-2220	-2257	-2211	-2265	-2297	-2250	35,014	±44,94

90

Apêndice II.

- Tabela de medições para cálculo da melhor posição do ímã no transdutor.

Distância (cm)	Medição 1	Medição 2	Medição 3	Medição 4	Medição 5	Média	Desvio Padrão	Incerteza Tipo A
1,0	0,031	0,029	0,028	0,031	0,029	0,030	0,0012	±0,0017
1,5	0,031	0,029	0,035	0,034	0,042	0,034	0,0045	±0,0064
2,0	0,057	0,054	0,057	0,051	0,053	0,054	0,0023	±0,0033
2,5	0,047	0,047	0,05	0,041	0,045	0,046	0,0030	±0,0043
3,0	0,048	0,048	0,051	0,045	0,051	0,049	0,0022	±0,0032
3,5	0,049	0,049	0,05	0,051	0,05	0,050	0,0008	±0,0011
4,0	0,046	0,045	0,044	0,043	0,045	0,045	0,0010	±0,0015
4,5	0,036	0,039	0,036	0,033	0,033	0,035	0,0022	±0,0032
5,0	0,041	0,041	0,041	0,044	0,037	0,041	0,0022	±0,0032
5,5	0,033	0,031	0,032	0,032	0,028	0,031	0,0017	±0,0025
6,0	0,04	0,042	0,044	0,045	0,041	0,042	0,0019	±0,0027
6,5	0,033	0,031	0,031	0,028	0,031	0,031	0,0016	±0,0023
7,0	0,022	0,018	0,014	0,017	0,015	0,017	0,0028	±0,0040
7,5	0,006	0,003	0,002	0,006	0,007	0,005	0,0019	±0,0028

Resposta do Transdutor (milivolt)

Apêndice III.

- Tabela das medições para cálculo da sensibilidade das fitas.

Resposta do Transdutor (milivolt)							
Pressão (" H2O)	Saída 1	Saída 2	Saída 3	Saída 4	Média	Desvio Padrão	Incerteza Tipo A
0,619	-1,527	-1,524	-1,523	-1,52	-1,5235	0,0029	±0,0048
0,682	-1,528	-1,525	-1,524	-1,522	-1,525	0,0025	±0,0041
0,744	-1,53	-1,527	-1,524	-1,524	-1,526	0,0029	±0,0048
0,807	-1,532	-1,528	-1,526	-1,525	-1,528	0,0031	±0,0051
0,870	-1,533	-1,53	-1,529	-1,528	-1,530	0,0022	±0,0036
0,933	-1,535	-1,532	-1,53	-1,528	-1,531	0,0030	±0,0049
0,995	-1,537	-1,534	-1,532	-1,53	-1,533	0,0030	±0,0049
1,060	-1,54	-1,536	-1,534	-1,533	-1,536	0,0031	±0,0051
1,120	-1,542	-1,537	-1,537	-1,534	-1,538	0,0033	±0,0055
1,180	-1,543	-1,539	-1,539	-1,535	-1,539	0,0033	±0,0054
1,250	-1,545	-1,541	-1,541	-1,539	-1,542	0,0025	±0,0042
1,310	-1,548	-1,543	-1,543	-1,54	-1,544	0,0033	±0,0055
1,370	-1,55	-1,545	-1,546	-1,543	-1,546	0,0029	±0,0049
1,430	-1,556	-1,549	-1,547	-1,545	-1,549	0,0048	±0,0079
1,500	-1,557	-1,55	-1,548	-1,546	-1,550	0,0048	±0,0079
1,560	-1,558	-1,554	-1,552	-1,551	-1,554	0,0031	±0,0051
1,620	-1,559	-1,555	-1,553	-1,553	-1,555	0,0028	±0,0047
1,690	-1,564	-1,557	-1,553	-1,556	-1,558	0,0047	±0,0077

Apêndice IV. - Artigo publicado nos anais da XX Conferência Nacional de Engenharia Biomédica.

DESENVOLVIMENTO DE TRANSDUTOR DE PRESSÃO DE ALTA SENSIBILIDADE, BASEADO NO FENÔMENO DE MAGNETOIMPEDÂNCIA GIGANTE, PARA APLICAÇÃO BIOMÉDICA.

D. Ramos Louzada*, C. Hall Barbosa*, L. A. P. Gusmão**, F. Pompéia***, E. Costa Monteiro*, F. L. A. Machado****

* Programa de Pós-Graduação em Metrologia/PUC-Rio, Rio de Janeiro, Brasil
** Departamento de Engenharia Elétrica/PUC-Rio, Rio de Janeiro, Brasil
*** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil
**** Departamento de Física/UFPE, Recife, Brasil

e-mail: dlouzada@rdc.puc-rio.br

Abstract: This manuscript presents a high sensitivity pressure transducer, developed for biomedical applications. The transducer is based on a Giant Magnetoimpedance (GMI) sensor previously developed at the Laboratory of Biometrology of PUC-Rio. Knowing the main characteristics of the phenomenon and of the GMI strips used, the configuration which should yield the highest possible sensitivity has been implemented. Even though some enhancements in the acoustic characteristics of the transducer are still necessary, it was already possible to record the carotid arterial pulse. Comparing the transducer herein presented with other pressure transducers also destined to biomedical applications, it already has a sensitivity of the same order of magnitude or even higher.

Palavras-chave: metrology, giant magnetoimpedance, pressure transducer.

Introdução

Utilizando um sensor de campo magnético baseado no fenômeno da magnetoimpedância gigante (MIG) desenvolvido laboratório no da Biometrologia da PUC-Rio [1], foi elaborado um transdutor de pressão de alta a aplicações sensibilidade destinado biomédicas [2]. O dispositivo desenvolvido apresenta características preconizadas pela metrologia aplicada à área da saúde, tais como a não-invasividade, a inocuidade e o baixo custo de fabricação e operação [3].

A seguir é apresentada uma breve explicação sobre o fenômeno da MIG e uma descrição mais detalhada do transdutor. As seções seguintes apresentam os resultados das medições de parâmetros relevantes para a caracterização do transdutor e as medições biomédico detectado sinal do pelo transdutor, no caso, o pulso arterial carotídeo. Por último é apresentada uma discussão acerca da sensibilidade do transdutor desenvolvido e dos resultados experimentais e, por fim, as conclusões que podem ser extraídas.

O Fenômeno da MIG

O fenômeno da MIG consiste em uma grande variação da impedância registrada em materiais ferromagnéticos amorfos alimentados por uma corrente elétrica AC (I), quando submetidas a uma pequena variação de campo magnético externo tangencial à amostra (\vec{H}_{ext}) [4,5], como ilustrado na figura 1.



Figura 1: Ilustração de uma típica medição de MIG.

O efeito MIG é na verdade resultado da dependência da profundidade de penetração do campo magnético externo com a permeabilidade magnética, que varia não somente com o campo externo, mas também com a freqüência e intensidade da corrente aplicada.

A impedância pode ser obtida através da Lei de Ohm: Z = V/I. Apesar de a impedância ser um valor complexo, foi considerada neste trabalho apenas a variação de seu módulo (|Z|).

Descrição do Transdutor de Pressão

O elemento sensor do transdutor foi idealizado tendo um par de fitas MIG, uma membrana circular de estetoscópio e um circuito eletrônico. As fitas são montadas como dois braços de uma estrutura em ponte, a qual é completada por dois resistores de filme metálico de $3,6\Omega$. As fitas MIG são coladas sobre a membrana em um formato de cruz, como mostrado na figura 2. Para se evitar o contato de uma fita com a outra, na região de intercessão das fitas foi colocado uma material isolante. Esta membrana com as fitas é colocadas em uma peça circular de acrílico, a qual servirá como tampa do transdutor (figura 3).



Figura 2: Fitas coladas à membrana.



Figura 3: Elemento sensor sem o circuito eletrônico.

Para completar o elemento sensor, as fitas são conectadas a um circuito eletrônico também desenvolvido no Laboratório de Biometrologia da PUC-Rio. Esse circuito, além de alimentar as fitas com uma corrente de amplitude constante de 15mA e freqüência de 2MHz, tem a função de condicionar, retificar e amplificar o sinal de tensão gerado pelo desbalanceamento da ponte resistiva. É utilizado um filtro passa baixa de 4 kHz. Na figura 4 é apresentado um diagrama de blocos que representa o circuito eletrônico completo.



Fig. 4: Diagrama de blocos do circuito eletrônico.

O transdutor completo é composto ainda por uma campânula oca de acrílico. No seu interior se encontra um ímã permanente, com o propósito de gerar o campo de polarização longitudinal (figura 5).



Figura 5: (a) Transdutor aberto e sem o circuito eletrônico, (b) Transdutor completo.

O funcionamento do transdutor se dá quando as vibrações mecano-acústicas provocadas pelo sistema cardiovascular provocam pequenas vibrações na membrana, fazendo alterar a posição das fitas MIG em relação à fonte de campo magnético externo – ímã permanente. Dessa forma, pequenas variações de campo magnético são provocadas nas fitas, gerando uma maior variação das suas impedâncias, o que desbalanceia a ponte resistiva e gera uma variação na tensão elétrica. Esta variação de tensão elétrica é o sinal de saída enviado pelo circuito eletrônico para uma placa de aquisição A/D, e em seguida para um microcomputador na qual pode ser analisada.

Caracterização das fitas MIG

A caracterização das fitas MIG foi efetuada com o auxílio de uma bobina de Helmholtz. O elemento sensor foi colocado no centro da bobina a 45° em relação ao campo gerado, garantindo, dessa forma, que ambas as fitas experimentem uma componente longitudinal do campo magnético de mesma magnitude.

Variando-se o campo magnético pode-se obter a curva de caracterização das fitas MIG, com o registro da variação na resposta do sensor em milivolts (figura 6). Os resultados desta curva de caracterização das fitas mostraram que a sensibilidade do transdutor depende também da intensidade do campo magnético externo, além de sua dependência com a sensibilidade das fitas.



Figura 6: Curva de caracterização das fitas MIG.

Conseqüentemente optou-se por utilizar um campo magnético de polarização com maior intensidade. Nessa condição, embora se esteja trabalhando em uma região de menor sensibilidade estática – das fitas – a alta intensidade proporcionada pela elevação do campo magnético resulta em uma compensação, conduzindo a uma maior sensibilidade para o transdutor completo.

Sensibilidade do Transdutor

A sensibilidade do transdutor completo foi obtida através da aplicação de uma pressão conhecida à membrana e do registro da saída em milivolts do transdutor, como apresentado na figura 7.

Considerando a linearidade observada nos resultados, fez-se a aproximação dos pontos experimentais obtidos por uma reta. A sensibilidade do transdutor foi calculada a através do coeficiente angular da reta mais provável.



Figura 7: Reta de sensibilidade do transdutor.

A sensibilidade foi obtida em mVolt/" H_2O e em seguida foi convertida para se adequar às unidades do SI, sendo igual a 0,13105 mVolt / Pa

A seguir são apresentados os resultados obtidos ao se utilizar o transdutor para a medição da onda de pulso da artéria carótida.

Pulso arterial carotídeo.

Posicionando-se o transdutor sobre a artéria Carótida, foi realizado o registro do pulso arterial carotídeo (figura 8).



Figura 8: Sinal do pulso carotídeo obtido com o transdutor.

Calculando-se a transformada de Fourier do sinal, foi efetuada uma análise no domínio da freqüência (Figura 9), de forma a se identificar a freqüência de corte ideal a ser utilizada, bem como para identificar possíveis fontes de ruído (Figuras 9 e 10).



Figura 10: Com a escala utilizada é possível visualizar o ruído de 60Hz.

Como o sinal interesse está concentrado nas baixas freqüências, havendo predominância de ruído de 60Hz, utilizou-se um filtro de Bessel de sexta ordem, com freqüência de corte superior em 20 Hz, obtendo-se uma importante melhoria da relação sinal ruído, como pode ser observado na Figura 11.



Figura 11: Registro do pulso carotídeo após a filtragem.

Discussão

Conhecendo características as do fenômeno e das fitas MIG utilizadas, foi idealizada a configuração na qual o sensor apresentaria a maior sensibilidade possível. Em comparação com outros transdutores de também destinados pressão [6,7], à aplicação biomédica, 0 transdutor desenvolvido apresenta sensibilidade da mesma ordem de grandeza ou maior (tabela 1).

O dispositivo desenvolvido possui uma resposta de freqüência de 4 kHz, e pode também ser utilizado para a avaliação da onda de pulso arterial em diversos locais da circulação periférica, e para a medição da velocidade da onda de pulso arterial (VOP). Esta última consiste em importante ferramenta não-invasiva para análise da complacência arterial, podendo ser utilizada na detecção precoce de doenças vasculares e monitoramento da resposta terapêutica [8].

Tabela 1: Tabela de comparação de sensibilidade de alguns transdutores de pressão para aplicação biomédica.

^{B0} Transdutor	Sensibilidade
Transdutor MIG (desenvolvido)	0,13104 mV/Pa
Piezoresistivo Honeywell (176PC07HG2)	0,01404 mV/Pa
[®] Piezoresistivo Hewlett Packard (HP21050 A)	0,5936 mV/Pa

Em uma próxima etapa de desenvolvimento, pretende-se aperfeiçoar as características acústicas do transdutor para que o mesmo seja capaz de obter e registrar sinais sonoros cardio-pulmonares.

Conclusão

No presente trabalho foi apresentado o processo de desenvolvimento de um transdutor de pressão MIG. Embora melhorias de configuração acústica do transdutor sejam ainda necessárias, já foi possível a realização do registro do pulso afterial carotídeo.

O dispositivo desenvolvido apresenta elevada sensibilidade quando comparado a outros transdutores utilizados para a mesma finalidade [6,7].

As características de baixo custo, tanto de fabricação quanto de operação do transdutor, além de sua inocuidade, nãoinvasividade e elevada sensibilidade, indicam que o dispositivo desenvolvido atende às características preconizadas pela Metrologia na Área da Saúde referentes às inovações de instrumentação aplicadas à área biomédica [3].

Agradecimentos

Gostaríamos de agradecer à CAPES, CNPq e FINEP pelo apoio e recursos fornecidos.

Referências

 Flavia Maria Pompeia Cavalcanti, Tese de Mestrado, Pontificia Universidade Católica (2005).

- [2] Daniel Ramos Louzada, Tese de Mestrado, Pontificia Universidade Católica (2006).
- [3] E. Costa Monteiro, M. L. Lessa, A Metrologia na Área de Saúde: Garantia da Segurança e da Qualidade dos Equipamentos Eletromédicos. Aceito para publicação na Engevista (2006).
- [4] Kleber Roberyo Pirota, Tese de Doutorado, Universidade Estadual de Campinas (2002).
- [5] F.L.A. Machado et al, j. appl.Phys. 73(10) (1993) 6387-6389
- [6] Marcos Antônio Ricardo dos Santos, Tese de mestrado, Universidade Federal do Rio de Janeiro (2002).
- [7] Carvalho, L.C., Maia, R.R, Transdutor para Captação do Mecanocardiograma. Anais de Trabalhos Completos do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2002. v. 3, p. 129-131
- [8] Jay N. Cohn; Stanley Finkelstein; Gary McVeigh; Dennis Morgan; Lisa LeMay; Jennifer Robinson; James Mock. Noninvasive Pulse Wave Analysis for the Early Detection of Vascular Disease. Hypertension. 1995;26:503-508.

Apêndice V. – Apresentação de dissertação de Mestrado.



















- Objetivos, justificativa do projeto
- Conceitos preliminares
- Transdutor de Pressão MIG, desenvolvimento e caracterização
- Simulações
- Medições
- Resultados e discussões













Simulação de posição ótima para o ímã

Simulação de campo magnético longitudinal ás fitas MIG, durante vibração da membrana































 Objetivos, justificativa do projeto
Conceitos preliminares
Transdutor de Pressão MIG, desenvolvimento e caracterização
Simulações
Medições
Resultados e discussões
Resultados e discussões
Registro do Pulso carotídeo Trabalhos futuros Conclusão













Trabalhos futuros

- Caracterizar mais detalhadamente as fitas MIG (campos magnéticos mais intensos)
- Examinar o comportamento do transdutor com a temperatura
- Elaborar melhorias no projeto da campânula do transdutor
- Estudar outras configurações físicas para a disposição das fitas MIG no transdutor
- Montar o circuito eletrônico no interior da campânula
- Estudar a possibilidade de se depositar a liga MIG
- diretamente sobre a membrana
- Elaborar e propor requisitos técnicos de segurança e desempenho para o equipamento



- Sensibilidade comparável à alguns transdutores comerciais utilizados na área biomédica
- Baixo custo de fabricação e operação aliados à não invasividade e inocuidade
- Apesar da necessidade de promover melhorias no transdutor, o mesmo já pode ser utilizado para aplicação biomédica

Obrigado pela atenção !

Anexo A – Diagrama do Circuito Eletrônico do Transdutor.

Anexo A. – Diagrama do Circuito Eletrônico do Transdutor.



107



U4 - MAX4016