

**Lizeth Stefanía Benavides Cabrera**

**Transdutores de alta sensibilidade destinados à medição  
da velocidade da onda de pulso arterial, baseados na  
leitura da fase da impedância de sensores GMI**

**Tese de Doutorado**

Tese apresentada como requisito parcial para  
obtenção do grau de Doutor pelo Programa de Pós-  
graduação em Engenharia Elétrica do Departamento  
de Engenharia Elétrica da PUC-Rio

Orientador: Prof. Eduardo Costa da Silva  
Co-Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Elisabeth Costa Monteiro

Rio de Janeiro  
Setembro de 2021



**Lizeth Stefanía Benavides Cabrera**

**Transdutores de alta sensibilidade destinados à medição  
da velocidade da onda de pulso arterial, baseados na  
leitura da fase da impedância de sensores GMI**

Tese apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor pelo Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da PUC-Rio. Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo.

**Prof. Eduardo Costa da Silva**

Orientador

Departamento de Engenharia Elétrica - PUC-Rio

**Prof<sup>a</sup>. Elisabeth Costa Monteiro**

Co-Orientadora

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

**Prof. Fernando Luis de Araujo Machado**

Universidade Federal de Pernambuco – UFPE

**Prof. Jorge Luis Machado do Amaral**

Universidade do Estado do Rio de Janeiro – UERJ

**Prof. José Franco Machado do Amaral**

Universidade do Estado do Rio de Janeiro – UERJ

**Prof. Carlos Roberto Hall Barbosa**

Programa de Pós-Graduação em Metrologia – PUC-Rio

**Prof. Daniel Ramos Louzada**

Programa de Pós-Graduação em Metrologia – PUC-Rio

Rio de Janeiro, 24 de setembro de 2021.

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da universidade, do autor e do orientador.

### **Lizeth Stefanía Benavides Cabrera**

Graduada em Engenharia Eletrônica na Universidade de Nariño Colômbia, em 2015. Possui Mestrado em Engenharia Elétrica (Área de Concentração: Processamento de sinais, automação e robótica), na Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro PUC-RIO. Tem experiência na área de Robótica e instrumentação, com ênfase em Circuitos Elétricos, Magnéticos e Eletrônicos, atuando principalmente nos seguintes temas: desenvolvimento de transdutores magnéticos, magnetoimpedância gigante (GMI), desenvolvimento de Dispositivos para Aplicação Biomédica, Biomagnetismo.

#### Ficha Catalográfica

Benavides Cabrera, Lizeth Stefanía

Transdutores de alta sensibilidade destinados à medição da velocidade da onda de pulso arterial, baseados na leitura da fase da impedância de sensores GMI / Lizeth Stefanía Benavides Cabrera ; orientador: Eduardo Costa da Silva ; co-orientadora: Elisabeth Costa Monteiro. – 2021.

184 f. : il. color. ; 30 cm

Tese (doutorado)–Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia Elétrica, 2021.

Inclui bibliografia

1. Engenharia Elétrica - Teses. 2. Magnetoimpedância gigante. 3. Magnetômetro GMI. 4. Transdutor de pressão. 5. Malha fechada. 6. Velocidade de onda de pulso. I. Silva, Eduardo Costa da. II. Monteiro, Elisabeth Costa. III. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Departamento de Engenharia Elétrica. IV. Título.

CDD: 621.3

Dedico este trabalho a Nuestra Señora de las Lajas, por iluminar cada passo do meu caminhar e aos meus pais, sua grande força foi a mola propulsora que permitiu o meu avanço, mesmo durante os momentos mais difíceis...

## Agradecimentos

Aos meus pais, Luis e Monica, pelo apoio incondicional, pela compreensão nos momentos de ausência, e pelo apoio à minha formação acadêmica. Quero dizer que essa conquista não é só minha, mas nossa. Tudo que consegui só foi possível graças ao amor que vocês sempre tiveram por mim.

A minha irmã pela amizade, carinho e companheirismo; por estar sempre torcendo pelas minhas conquistas.

Ao meu orientador professor Eduardo Costa da Silva, por ser meu guia durante essa longa jornada. É uma pessoa admirável que respeito e aprecio e não tenho mais que agradecimentos e estima. Grata por tudo.

À minha co-orientadora Professora Elisabeth Costa Monteiro, pelas valiosas e incontáveis horas dedicadas ao projeto, sempre com uma presença cheia de otimismo.

Ao Guru Luiz Antônio Pereira de Gusmão, pelo apoio, ajuda e participação no desenvolvimento desta pesquisa. Por ter colaborado de forma incondicional e estar sempre solícito no laboratório.

Ao meu grande amigo e colega Salvador Pacheco, pelo apoio, ajuda e participação no desenvolvimento desta pesquisa. Trabalhar ao seu lado foi um grande privilégio.

Ao David pelo apoio e por sempre me dar forças para não desistir. Por ter sido a cobaia humana preferida para nossos testes, obrigada por colaborar com a ciência.

Ao Jefferson pela ajuda no desenho e pelas dicas de português.

À equipe de suporte técnico do Departamento de Engenharia Elétrica da PUC-Rio em especial aos técnicos: Evandro Costa dos Reis, Manuel Ramos Martins e Carlos Pacheco por estar sempre solícitos no laboratório.

Aos Professores do Departamento de Engenharia Elétrica e do Programa de Pós-Graduação em Metrologia da PUC-Rio, pela sólida formação acadêmica.

Aos meus amigos, pelo apoio, ajuda, tolerância, compreensão e por todos os momentos compartilhados.

Aos membros da Comissão Examinadora pelas valiosas ideias e sugestões que ajudaram a delinear a versão final desta tese.

À PUC-Rio, por acreditar na pesquisa científica como instrumento de desenvolvimento social e evolução humana.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ).

## Resumo

Benavides Cabrera, Lizeth Stefanía; Costa da Silva, Eduardo (Orientador); Costa Monteiro; Elisabeth (Co-orientadora). **Transdutores de alta sensibilidade destinados à medição da velocidade da onda de pulso arterial, baseados na leitura da fase da impedância de sensores GMI.** Rio de Janeiro, 2021. 184p. Tese de doutorado – Departamento de Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

A velocidade da onda de pulso (VOP) tem sido identificada como o padrão-ouro para avaliação da rigidez arterial e, recentemente, vem sendo reconhecida como um importante indicador no diagnóstico e tratamento de doenças cardiovasculares. Atualmente, já existem dispositivos comerciais capazes de efetuar a medição da VOP, entretanto, ainda exigem um investimento financeiro significativo e alguns requerem um treinamento especializado para seu correto uso. Os transdutores de pressão atuais são majoritariamente baseados em sensores piezoresistivos, piezoelétricos e capacitivos. Entretanto, pesquisas recentes demonstraram que transdutores de pressão que utilizam sensores magnéticos baseados na magnetoimpedância gigante (GMI) apresentam elevada sensibilidade. Tendo em vista que a VOP é um importante indicador do risco de distúrbios cardiovasculares, e considerando os potenciais benefícios dos sensores GMI em relação às demais alternativas, esta tese de doutorado buscou utilizar-se destes elementos sensores a fim de desenvolver um sistema de medição portátil, não-invasivo, de baixo custo, acessível e simples de usar, capaz de efetuar a medição da VOP. Neste intuito, foram desenvolvidos transdutores de alta sensibilidade, baseados nas características de fase da impedância de sensores de Magnetoimpedância Gigante, destinados à medição da velocidade da onda de pulso arterial. A fim de se otimizar as características de desempenho dos transdutores, foram realizadas avaliações teórico-computacionais dos transdutores na configuração em malha aberta e fechada, bem como ensaios experimentais dos protótipos projetados. As caracterizações e ensaios experimentais realizados com o transdutor de pressão em malha aberta resultaram em uma sensibilidade de 59,6 mV/kPa, e resolução de 192,8 Pa para uma média de 30 amostras, na banda de passagem de 1000 Hz. Por outro lado, a configuração em malha fechada apresentou uma sensibilidade de 54,2 mV/kPa, e resolução de 206,0 Pa para uma média de 30 amostras, na banda de passagem de 32 Hz. Tendo em vista os valores

de sensibilidade e resolução obtidos, propõe-se empregar o sistema de transdução de pressão que incorpora uma câmara incompressível para amplificação mecânica, na medição de ondas de pulso arterial. Neste protótipo, uma pequena membrana semirrígida localizada na superfície da câmara incompressível é posicionada sobre a superfície da pele, próxima à artéria de interesse. Deste modo, pequenas mudanças de pressão na superfície da pele, causadas pela onda de pulso arterial, provocam uma variação do campo magnético sobre o elemento sensor. Por outra parte, devido à alta sensibilidade apresentada pelo transdutor magnético (magnetômetro GMI) na configuração de malha aberta (0,2 mV/nT) e de malha fechada (0,19 mV/nT), estes foram usados para medir diretamente a forma de onda do pulso arterial, sem utilizar uma câmara incompressível para transdução mecânica. Nesta medição, considerando a adequada resolução espacial para as demandas anatômicas, utiliza-se um pequeno marcador magnético, envolto por uma fita adesiva hipoalergênica e flexível, aderida à região da pele sobre a artéria de interesse, e aproxima-se o sensor magnético GMI da superfície da pele onde o marcador foi colocado. Finalmente, as configurações propostas foram analisadas e comparadas, a fim de se identificar aquela com melhor desempenho, a qual foi utilizada para medição da VOP. Como o estudo envolve o registro da onda de pulso em participantes da pesquisa, o projeto foi submetido à apreciação e aprovado pela Comissão da Câmara de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio) 045/2020 – Protocolo 83/2020. Espera-se que o dispositivo desenvolvido contribua para o avanço tecnológico do ferramental utilizado no setor da saúde.

## **Palavras-chave**

Magnetoimpedância Gigante; Fase da Impedância; Magnetômetro GMI; Transdutor de Pressão; Malha fechada; Onda de pulso arterial; Velocidade da onda de pulso.

## Abstract

Benavides Cabrera, Lizeth Stefanía; Costa da Silva, Eduardo (Advisor); Costa Monteiro; Elisabeth (Co-Advisor). **High sensitivity transducers for measuring arterial pulse wave velocity, based on impedance phase readings of GMI sensors.** Rio de Janeiro, 2021. 184p. Tese de doutorado – Departamento de Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Pulse wave velocity (PWV) is considered the gold standard for assessing arterial stiffness and recently, it has been recognized as an important indicator in the diagnosis and treatment of cardiovascular disease. Currently, there are commercial devices capable of measuring PWV, however, significant investments are required and some devices requires specialized training for their correct use. Conventional pressure-sensing devices are mainly based on piezoresistive, piezoelectric and capacitive sensors. Recent investigations, however, show that pressure transducer using magnetic sensors based on the giant Magnetoimpedance (GMI) present high-sensitivity. Considering that, PWV is a significant risk factor for future cardiovascular disease and in view of some of the advantages of GMI sensors in relation to another sensing technologies, this doctoral thesis aims to develop a portable measurement system, non-invasive, low-cost, accessible and simple to use, capable of measuring PWV. For this purpose, we have developed a high-sensitivity transducers based on the impedance phase characteristics of GMI sensors, for measuring the arterial pulse wave velocity. In order to improve the performance characteristics of the transducers, computational and theoretical analysis in open and closed loop configuration were performed. The characterizations and experimental tests performed with the open-loop pressure transducer resulted in a sensitivity of 59.6 mV/kPa, and resolution of 192.8 Pa for an average of 30 samples, in the 1000 Hz passband. On the other hand, the closed-loop configuration presented a sensitivity of 54.2 mV/kPa, and a resolution of 206.0 Pa for an average of 30 samples, in the 32 Hz passband. In view of the considerable sensitivity and resolution obtained, it is proposed to employ a pressure transduction system that incorporates an incompressible chamber for mechanical amplification, in the measurement of arterial pulse waves. In this

prototype, a small semi-rigid membrane located on the surface of the incompressible chamber is positioned over the surface of the skin, close to the artery of interest. In this way, small pressure changes on the skin surface, caused by the arterial pulse wave, cause a variation of the magnetic field on the sensing element. On the other hand, due to the high sensitivity presented by the magnetic transducer (GMI magnetometer) in the open-loop (0.2 mV/nT) and closed-loop (0.19 mV/nT) configurations, they were used to measure the shape pulse waveform without using an incompressible chamber for mechanical transduction. In this test, considering the adequate spatial resolution for the anatomical demands, a small magnetic marker is used, the magnetic marker is attached to the skin region over the artery of interest, and the GMI magnetic sensor is approached near the marker placed of the skin surface. Finally, the proposed configurations were analyzed and compared in order to identify the one with the best performance, which was used to measure PWV. As the study involves recording the pulse wave in research participants, the project was submitted for consideration and approved by the Research Ethics Committee of the Pontifical Catholic University of Rio de Janeiro (PUC-Rio) 045/2020 – Protocol 83/2020. It is expected that the device developed will contribute to the technological advancement of the tools used in the health sector.

## **Keywords**

Giant Magnetoimpedance; Impedance Phase; GMI magnetometer; Pressure transducer; Closed-loop configuration; Arterial pulse wave; Pulse wave velocity.

## Sumário

1.	Introdução.....	24
1.1.	Magnetoimpedância Gigante.....	25
1.1.1	Magnetoimpedância Longitudinal - LMI.....	27
1.1.2	GMI assimétrica .....	27
1.2	Motivação e objetivos .....	30
1.2.1	Motivação.....	30
1.2.2	Objetivos .....	32
1.3	Organização da tese.....	33
2.	Transdutores de pressão para a medição da onda de pulso arterial.....	35
2.1	Onda de pulso arterial.....	35
2.1.1	Morfologia do registro da onda de pulso arterial .....	40
2.1.2	Velocidade de onda de pulso arterial .....	44
2.2	Transdutores de pressão .....	49
3.	Desenvolvimento do transdutor de pressão gmi em malha aberta .....	57
3.1	Caracterização Experimental do Sensor GMI.....	57
3.1.1	Sistema de caracterização das amostras GMI .....	58
3.1.2	Caracterização experimental .....	60
3.1.3	Modelo elétrico da amostra GMI .....	63
3.2	Descrição do protótipo do transdutor de pressão .....	65
3.2.1	Estrutura mecânica do transdutor de pressão .....	66
3.2.2	Circuito eletrônico de transdução.....	69
3.3	Sensibilidade e linearidade .....	74
3.4	Resposta em frequência.....	80
3.5	Análise de ruído e resolução .....	86
4.	Desenvolvimento do transdutor de pressão gmi em malha fechada .....	90
4.1	Descrição do sistema em malha fechada.....	91
4.2	Sensibilidade e linearidade.....	93
4.3	Resposta em frequência.....	95
4.4	Análise de ruído e resolução .....	99
4.5	Análise comparativa de desempenho das configurações propostas .....	101
5.	Medição das ondas de pulso arterial e estimativa da vop.....	104
5.1	Medição experimental da onda de pulso arterial com transdutor na configuração em malha aberta .....	105

5.1.1	Medição da onda de pulso arterial utilizando sistema de transdução com câmara incompressível (arranjo completo) .....	109
5.1.2	Medição da onda de pulso arterial utilizando sistema de transdução com câmara incompressível (arranjo sem anel de fixação da membrana semirrígida) .....	111
5.1.3	Medição direta da onda de pulso arterial, sem amplificação mecânica, utilizando marcador magnético .....	114
5.2	Medição experimental da onda de pulso arterial com transdutor na configuração em malha fechada .....	118
5.2.1	Medição da onda de pulso arterial utilizando o sistema de transdução em malha fechada, com câmara incompressível (arranjo completo) .....	119
5.2.2	Medição da onda de pulso arterial utilizando o sistema de transdução em malha fechada, com câmara incompressível (arranjo sem anel de fixação da membrana semirrígida).....	120
5.2.3	Medição direta da onda de pulso arterial, sem amplificação mecânica, utilizando marcador magnético .....	122
5.3	Análise comparativa de desempenho das configurações implementadas .....	124
5.4	Estimativa da VOP .....	126
5.4.1	Estimativa da VOP empregando dois magnetômetros GMI, método simultâneo.....	128
5.4.2	Estimativa da VOP empregando um magnetômetro GMI e um eletrocardiógrafo, método sequencial.....	131
5.5	Análise comparativa dos métodos para estimar a VOP .....	135
6.	Conclusões e trabalhos futuros.....	138
6.1	Conclusões.....	138
6.2	Trabalhos futuros.....	142
	Referências bibliográficas .....	145
	Anexo 156	
I.	Termo de consentimento livre e esclarecido .....	156
	Apêndice A.....	159
I.	Circuito eletrônico de transdução em malha aberta .....	159
a)	Sensibilidade e linearidade do magnetômetro.....	166
b)	Resposta em frequência.....	167
c)	Análise de ruído.....	171
	Apêndice B .....	174
I.	Circuito eletrônico de transdução em malha fechada.....	174

a)	Sensibilidade e linearidade .....	177
b)	Resposta em frequência.....	178
c)	Análise de ruído.....	182

## Lista de figuras

- Figura 1 - Medição típica do efeito LMI [24]. 27
- Figura 2 – a) Módulo e b) fase da impedância de uma amostra em forma de fita de 3 cm, submetida a uma corrente  $i_c = [I_{cc} + I_{ca} \cdot \text{sen}(2\pi \cdot f \cdot t)]$  mA, onde  $I_{cc}$  é igual a 0 mA,  $I_{ca}$  é igual a 15 mA e  $f$  é igual a 10 MHz [27]. 28
- Figura 3 - Configuração experimental para indução de AGMI, por corrente CC, para uma amostra em forma de fio, adaptado de [28]. 29
- Figura 4 - Fase da impedância de uma amostra em forma de fita de 1 cm de comprimento, submetida a  $i_c = [I_{cc} + 15\text{sen}(2\pi 100 \times 10^3 \cdot t)]$  mA, onde  $I_{cc}$  assume os valores 0 mA, 40 mA e 80 mA. 29
- Figura 5 – Principais causas de mortalidade no mundo em 2017, segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) [38]. 30
- Figura 6 - Mortes associadas a doenças cardiovasculares no Brasil, entre 2003 e 2018 [40]. 31
- Figura 7 - Anatomia cardíaca adaptado de [51]. 36
- Figura 8 - Ciclo cardíaco: a) os átrios se enchem de sangue, b) os átrios se contraem e empurram o sangue em direção aos ventrículos, e c) o sangue é ejetado dos ventrículos para a artéria aorta e artéria pulmonar [53]. 38
- Figura 9 - Pontos de exame físico ou medição da onda de pulso [63]. 40
- Figura 10 - Formas de onda de pulso ao longo da aorta em pessoas jovens, de meia-idade e idosas [66]. 41
- Figura 11 - Diagrama temporal relacionado à medição da VOP, indicando o atraso ( $dT$ ) entre as ondas de pulso adquiridas nos pontos *A* e *B* [71]. 44
- Figura 12- Cálculo do tempo de propagação mediante a técnica 'foot to foot' de (a) duas formas de onda de pulso arterial adquiridas simultaneamente, (b) onda de pulso arterial em relação à onda R do complexo QRS do ECG [45]. 45
- Figura 13 - Principais métodos de avaliação da distância carotídeo-

femoral na avaliação da VOP. (a) Medida “direta” da distância carótida-femoral. (b) Medida da distância carotídeo-femoral com o método subtrativo [45].	46
Figura 14 - Esfigmômetro de Etienne-Jules Marey [88]: (a) diagrama do funcionamento e (b) desenho do esfigmógrafo.	51
Figura 15 – Esfigmomanômetro aneroide e estetoscópio para medição da pressão arterial pelo método auscultatório.	52
Figura 16 - Posicionamento do transdutor de pressão <i>IC-Sensor model</i> para a medição da onda de pulso arterial [92].	53
Figura 17 – a) Matriz de sensores de pressão b) Sensor colocado na superfície da pele próximo à artéria radial [93]	53
Figura 18 - Protótipo do transdutor de pressão desenvolvido em trabalhos anteriores [2,3]: (a) amostras em forma de fita montadas como dois braços opostos de uma configuração em ponte e (b) estrutura mecânica completa do transdutor de pressão.	54
Figura 19 - Arranjo experimental implementado para a medição da onda de pulso arterial carotídeo, usando marcadores magnéticos [7].	55
Figura 20 - Posicionamento do transdutor desenvolvido em [8] para medição experimental da onda de pulso na artéria radial.	55
Figura 21 - Bobina de Helmholtz com uma amostra GMI posicionada em seu centro.	59
Figura 22 - Diagrama de Blocos do sistema utilizado na caracterização das amostras GMI.	60
Figura 23 - Curvas de Histerese de a) Módulo e b) Fase da amostra GMI com 3 cm de comprimento, excitada por $i_c=[40+30\text{sen}(2\pi 700\times 10^3t)]$ mA.	61
Figura 24 - Curvas Médias de a) Módulo e b) Fase da amostra GMI com 3 cm de comprimento, excitada por $i_c=[40+30\text{sen}(2\pi 700\times 10^3t)]$ mA.	62
Figura 25 - Região Linear da curva média de fase da amostra GMI ( $0,3 O_e \leq H \leq 0,7 O_e$ ).	63
Figura 26 - Curvas Médias de (a) Resistência e (b) Indutância da amostra GMI com 3 cm de comprimento, excitada por $i_c=[40+30\text{sen}(2\pi 700\times 10^3t)]$ mA.	64

Figura 27 - Esquema simplificado do transdutor de pressão desenvolvido.	65
Figura 28 - Partes da estrutura mecânica do transdutor de pressão: (a) anel de fixação da membrana semirrígida, (b) câmara incompressível e (c) protótipo completo	67
Figura 29 – Diagrama de blocos do circuito eletrônico de transdução de campo magnético em tensão.	70
Figura 30 – Circuito eletrônico de transdução de campo magnético em tensão, desenvolvido em [9].	72
Figura 31 – Versão final do circuito eletrônico de transdução de campo magnético em tensão.	73
Figura 32 - Arranjo experimental utilizado para obtenção das curvas de fase do sensor GMI em função da corrente de excitação do solenoide, para diferentes distâncias de separação entre sensor e ímã permanente.	75
Figura 33 - Caracterização experimental da fase da impedância do sensor GMI em função da corrente de excitação do solenoide, para diferentes distâncias de afastamento entre o ímã e o sensor GMI.	76
Figura 34 - Caracterização experimental da fase da impedância do sensor GMI em função da corrente de excitação do solenoide, para um afastamento de 6 mm entre ímã e sensor.	77
Figura 35 - Região Linear da curva média de fase da impedância ( $20 \text{ mA} \leq I \leq 50 \text{ mA}$ ).	77
Figura 36 - Massas padrão utilizadas na caracterização da sensibilidade do transdutor.	78
Figura 37 - Arranjo utilizado para o posicionamento das massas padrão sobre a membrana do transdutor.	79
Figura 38 - Tensão de saída do transdutor em função da pressão aplicada na membrana semirrígida.	80
Figura 39 – Arranjo experimental para avaliação da resposta em frequência.	81
Figura 40 - Tensão de saída do transdutor desenvolvido para densidades de fluxo magnético senoidais de mesma amplitude ( $10 \mu\text{T}$ ), porém	

com diferentes frequências: a) 5 Hz, b) 50 Hz, c) 200 Hz e d) 1000 Hz.	83
Figura 41 - Dependência da sensibilidade do transdutor em função da frequência do campo magnético de excitação: (a) sensibilidade em mV/nT e (b) sensibilidade em dB.	84
Figura 42 – Curva de ajuste da sensibilidade expressa em mV/nT.	86
Figura 43 – Arranjo experimental para avaliação da densidade espectral de ruído do transdutor desenvolvido.	87
Figura 44 - Densidade espectral de ruído da tensão de saída do transdutor desenvolvido, expressa em Pa/Hz <sup>1/2</sup> , utilizando-se uma média de (a) 10 e (b) 30 amostras.	88
Figura 45 - Diagrama de blocos do circuito de transdução em malha fechada	92
Figura 46 - Tensão de saída do controlador, em função da pressão aplicada na membrana semirrígida.	94
Figura 47 - Tensão de saída do controlador, para densidades de fluxo magnético senoidais de mesma amplitude (10 µT) com diferentes frequências: a) 1 Hz, b) 10 Hz, c) 20 Hz e d) 30 Hz.	97
Figura 48 - Dependência da sensibilidade do transdutor em malha fechada, em função da frequência do campo magnético de excitação: (a) sensibilidade em mV/nT e (b) sensibilidade em dB.	98
Figura 49 – Curva de ajuste da sensibilidade do transdutor em malha fechada, expressa em mV/nT.	99
Figura 50 - Densidade espectral de ruído do transdutor de pressão em malha fechada, expressa em Pa/Hz <sup>1/2</sup> , utilizando-se uma média de (a) 10 e (b) 30 amostras.	100
Figura 51 - Esquemático do filtro passa-baixas com frequência de corte em 200 Hz.	105
Figura 52 - Circuito <i>clumper</i> implementado.	106
Figura 53 - Registro experimental da onda de pulso carotídeo, sinal adquirido na saída do circuito (vermelho) e após filtragem digital (azul).	107
Figura 54 - FFT da onda de pulso carotídeo, mostrada em vermelho na	

- Figura 53, entre: (a) 0 Hz e 100 Hz, e (b) 0 Hz e 15 Hz. 107
- Figura 55 - Identificação de pontos característicos da onda de pulso: a) carotídeo (Adaptado de [7]), b) braquial (Adaptado de [101]) e c) radial (Adaptado de [67]). 109
- Figura 56 – Transdutor de pressão com estrutura para amplificação mecânica e peça anelar, posicionado para medição experimental da onda de pulso carotídeo. 110
- Figura 57 - Resultado da medição experimental da onda de pulso carotídeo adquirida utilizando o sistema de transdução em malha aberta, com a estrutura para amplificação mecânica completa. 110
- Figura 58 - Transdutor de pressão com a estrutura mecânica sem o anel de fixação da membrana semirrígida, posicionado para realização das medições experimentais das ondas de pulso (a) carotídeo e (b) radial. 112
- Figura 59 - Registro da onda de pulso (a) carotídeo e (b) radial, adquiridos com o transdutor em malha aberta, com amplificação mecânica, porém sem anel de fixação da membrana semirrígida, permitindo maior área de contato desta com a pele. 113
- Figura 60 - Arranjo experimental implementado para a medição direta da onda de pulso, sem amplificação mecânica, utilizando o magnetômetro em malha aberta e marcador magnético posicionado nos pontos de medição da onda de pulso: (a) carotídeo, (b) braquial e (c) radial. 116
- Figura 61 - Resultado das medições experimentais das ondas de pulso (a) carotídeo, (b) braquial e (c) radial adquiridos com o magnetômetro em malha aberta e o marcador magnético aderido à pele do voluntário. 117
- Figura 62 - Onda de pulso carotídeo obtida utilizando o transdutor de pressão em malha fechada e amplificação mecânica completa. 119
- Figura 63 - Resultado das medições experimentais do pulso a) carotídeo e b) radial, adquiridos com o transdutor de pressão na configuração malha fechada, com a membrana semirrígida posicionada diretamente na pele do voluntário. 121

- Figura 64 – Registros das ondas de pulso (a) carotídeo, (b) braquial e (c) radial adquiridos com o magnetômetro em malha fechada, sem amplificação mecânica, e com marcador magnético aderido à pele do voluntário. 123
- Figura 65 – Sinal filtrado, primeira derivada e segunda derivada de um sinal de pulso carotídeo adquirido com o magnetômetro em malha aberta e um marcador magnético aderido a pele do voluntário. 127
- Figura 66 – Esquemático do processo de medição da VOP, mediante o registro simultâneo das ondas de pulso carotídea e radial, adquirido por dois operadores, adaptada de [45]. 130
- Figura 67 - Medição síncrona de: a) onda de pulso carotídeo, e, b) onda de pulso radial, adquiridas em sincronia empregando dois magnetômetros GMI. Os quadrados vermelhos correspondem ao ponto de início de cada ciclo nos registros carotídeo e radial. 130
- Figura 68 – Arranjo experimental implementado para a medição do ECG. 132
- Figura 69 – Arranjo experimental implementado para medição sequencial da VOP, empregando um magnetômetro GMI de alta sensibilidade e um eletrocardiógrafo. 133
- Figura 70 - Medição de: (a) onda de pulso carotídeo, (b) sinal de ECG adquirido em sincronismo com a onda de pulso carotídeo, (c) onda de pulso radial, e (d) sinal de ECG adquirido em sincronismo com a onda de pulso radial. Os círculos denotam os picos R, nos sinais do ECG, e os quadros correspondem ao ponto de início dos ciclos, nos registros do pulso carotídeo e radial. 134
- Figura 71 – Resultados da VOP para os diferentes métodos avaliados ao longo desta tese. 136
- Figura 72 - Módulo 1 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta. 159
- Figura 73 - Módulo 2 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta. 160
- Figura 74 - Módulo 3 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta. 162

Figura 75 - Módulo 4 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta.	163
Figura 76 - Módulo 5 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta.	165
Figura 77 – Resultado da medição experimental das tensões de saída do circuito eletrônico para diferentes valores de H, expressos em Oe.	166
Figura 78 – Arranjo experimental para avaliação da resposta em frequência.	167
Figura 79 - Tensão de saída do magnetômetro desenvolvido, para densidades de fluxo magnético senoidais de mesma amplitude (10 $\mu$ T) e com diferentes frequências: a) 5 Hz, b) 50 Hz, c) 200 Hz e d) 1000 Hz.	168
Figura 80 - Dependência da sensibilidade do magnetômetro em função da frequência do campo magnético de excitação: (a) sensibilidade em mV/nT e (b) sensibilidade em dB.	169
Figura 81 – Curva de ajuste da sensibilidade expressa em mV/nT.	170
Figura 82 – Arranjo experimental para avaliação experimental da densidade espectral de ruído.	171
Figura 83 - Densidade espectral de ruído da tensão de saída do magnetômetro desenvolvido, expressa em nT/Hz <sup>1/2</sup> , utilizando-se uma média de (a) 10 e (b) 30 amostras.	172
Figura 84 - Circuito de compensação do magnetômetro GMI em malha fechada.	175
Figura 85 - Modelo simplificado do circuito de compensação do magnetômetro GMI em malha fechada.	176
Figura 86 – Resultado da medição experimental das tensões de saída do circuito de controle para diferentes valores de H, expressos em Oe.	178
Figura 87 - Tensão de saída do transdutor em malha fechada, para densidades de fluxo magnético senoidais de mesma amplitude (10 $\mu$ T) e com diferentes frequências: a) 1 Hz, b) 10 Hz, c) 20 Hz e d) 30 Hz.	179
Figura 88 - Dependência da sensibilidade do transdutor em malha	

fechada, em função da frequência do campo magnético de excitação:

(a) sensibilidade em mV/nT e (b) sensibilidade em dB. 180

Figura 89 – Curva de ajuste da sensibilidade do sistema em malha

fechada, expressa em mV/nT. 181

Figura 90 - Densidade espectral de ruído do sistema de malha fechada

desenvolvido, expressa em nT/Hz<sup>1/2</sup>, utilizando-se uma média de (a)

10 e (b) 30 amostras. 183

## Lista de tabelas

Tabela 1. Características dos dispositivos disponíveis no mercado para avaliação da VOP. ....	47
Tabela 2. Avaliação experimental da influência do diâmetro da membrana. ....	69
Tabela 3. Medição das massas utilizadas na caracterização da sensibilidade do transdutor. ....	78
Tabela 4. Resolução do transdutor de pressão desenvolvido. ....	89
Tabela 5. Resolução do transdutor de pressão na configuração de malha fechada. ....	101
Tabela 6. Resumo das características de desempenho das diferentes configurações para o transdutor de pressão. ....	102
Tabela 7. Resumo das características de desempenho das diferentes configurações implementadas para medição da onda de pulso arterial. ....	124
Tabela 8. Parâmetros chave do segundo magnetômetro desenvolvido. ....	129
Tabela 9. Estimativa de VOP com base na medição síncrona de dois sinais de onda de pulso. ....	131
Tabela 10. Estimativa da VOP com base na medição de dois sinais de onda de pulso adquiridas em momentos diferentes, tendo como referência o pico R do ECG. ....	135
Tabela 11. VOP estimada por meio das diferentes configurações avaliadas. ....	135
Tabela 12. Parâmetros de desempenho de diferentes transdutores de pressão GMI que incorporam estrutura mecânica e membrana semirrígida para a medição de ondas de pulso arterial. ....	139
Tabela 13. Parâmetros de desempenho de diferentes magnetômetros GMI, empregados na medição de ondas de pulso. ....	141
Tabela 14. Resolução do magnetômetro desenvolvido. ....	173
Tabela 15. Resolução do magnetômetro em malha fechada. ....	184

## Lista de quadros

Quadro 1. Onda de pulso carotídeo normal e alterações morfológicas geradas por alterações hemodinâmicas associadas a diversas patologias.	43
---	----

# 1. Introdução

Transdutores são dispositivos que convertem uma grandeza de entrada em outra diferente na saída, a qual apresenta uma relação específica com a primeira. O termo sensor, por sua vez, refere-se à parte sensível do transdutor. Transdutores são amplamente utilizados para realizar medições de diversas grandezas de interesse, convertendo-as em sinais elétricos que podem ser facilmente adquiridos e processados. Dispositivos de transdução são empregados em automação e controle, diagnósticos médicos, instrumentação, aplicações aeroespaciais e navais, entre outras [1].

Convencionalmente, transdutores de pressão transformam pressão mecânica em um sinal elétrico, possibilitando o monitoramento desta grandeza em diversos setores de aplicação. Os transdutores de pressão são categorizados de acordo com o mecanismo de transdução utilizado para detecção de pressão, pertencendo majoritariamente aos seguintes subgrupos: piezoresistivos, piezoelétricos, capacitivos e ópticos.

Entretanto, pesquisas recentes demonstraram que transdutores de pressão que utilizam sensores magnéticos baseados na magnetoimpedância gigante (GMI) apresentam elevada sensibilidade [2–4]. Estudos preliminares apresentaram bons resultados ao buscarem o desenvolvimento de transdutores de pressão utilizando as características de módulo da impedância de amostras GMI, para a medição da onda de pulso arterial por meio de uma configuração que inclui uma câmara incompressível para transdução mecânica [2,3]. Porém, em pesquisas mais recentes, verificou-se que a construção de transdutores magnéticos baseados nas características de fase da impedância de sensores GMI permite a elevação da sensibilidade em pelo menos 100 vezes [5,6].

Conseqüentemente, em trabalhos subsequentes foi investigado o emprego das características de fase da impedância dos sensores GMI na cadeia de transdução de pressão em tensão elétrica [7,8]. Os resultados obtidos em testes preliminares utilizando um sistema de transdução baseado nas características de

fase da impedância de sensores GMI associado a marcadores magnéticos aderidos ao corpo do paciente [7], sem amplificação mecânica, indicaram o potencial promissor da utilização das características de fase da impedância para a transdução de pressão com a elevada sensibilidade necessária para aplicações biomédicas. Neste contexto, destaca-se ainda que em [8,9] foi desenvolvido um transdutor de pressão baseado nas características de fase de amostras GMI, utilizando uma câmara incompressível para transdução mecânica. Porém, nesse estudo observou-se que alguns fatores comprometeram a qualidade da aquisição contínua dos registros por tempos prolongados, dificultando o detalhamento morfológico das ondas de pulso.

Mediante a análise do contorno da onda de pulso, pode-se obter importantes informações sobre o comportamento fisiológico e patológico da parede arterial, que contribuem diretamente para fins diagnósticos. Estudos recentes apoiam a hipótese de que a rigidez arterial é um determinante de eventos fatais relacionados a doenças cardiovasculares, estando associada a um maior risco de acidentes vasculares cerebrais [10,11]. Assim, múltiplas pesquisas têm constatado que alterações na rigidez da parede arterial, estimadas por medições da velocidade de onda de pulso (VOP), podem ser utilizadas como fator preditivo de doenças cardiovasculares e como indicador de risco de mortalidade [12]. Tendo em conta o exposto anteriormente, a possibilidade de aprimorar os protótipos baseados nas características de fase das amostras GMI anteriormente desenvolvidos, adequando sua resolução espacial para as demandas anatômicas, implementando melhorias nas configurações no circuito eletrônico visando maior sensibilidade, e adaptando o sistema de medição para a estimativa da velocidade da onda de pulso poderá trazer importantes benefícios na prática clínica para prevenção, monitoramento e diagnóstico de doenças cardiovasculares.

### **1.1. Magnetoimpedância Gigante**

O primeiro relato mencionando a dependência da impedância de um fio ferromagnético com a frequência e amplitude do campo magnético foi apresentado em 1935 [13]. No entanto, este estudo limitou-se a baixas frequências e não foi observada variação significativa da impedância das amostras analisadas.

Décadas depois, a investigação do que atualmente denomina-se GMI (*Giant Magnetoimpedance*) reapareceu em 1994, com uma análise mais completa da dependência do efeito GMI com a amplitude e frequência da corrente alternada aplicada às amostras [14,15]. Ao longo dos anos seguintes, foram propostos materiais GMI com diferentes geometrias, composições químicas e estruturas [16,17], visando otimizar as características destes materiais. Tais estudos encontram-se ainda em fase de desenvolvimento [18–21].

O efeito GMI está presente em amostras de material ferromagnético que, quando excitadas por uma corrente elétrica alternada (CA), apresentam grandes variações de suas impedâncias (módulo e fase) em função de variações do campo magnético externo ao qual as mesmas são submetidas [22,23]. A impedância das amostras GMI é dependente da profundidade de penetração de corrente (*skin depth*) no material, a qual é diretamente afetada pela permeabilidade magnética. Por sua vez, a permeabilidade é função do campo magnético externo e da amplitude da corrente que atravessa a amostra. Dessa forma, tem-se que variações no campo magnético aplicado induzem alterações na impedância das amostras. Este processo prossegue até que o campo magnético externo seja suficientemente elevado a ponto de rotacionar completamente os domínios magnéticos, reorientando-os ao longo da direção do campo e saturando a impedância do material [14,21,24].

Na literatura, são relatados estudos que indicam que a sensibilidade de sensores GMI é diretamente afetada pela componente do campo magnético que se deseja medir [25,26]. Em particular, o efeito GMI tem sido estudado com campos aplicados de forma perpendicular ao comprimento da amostra (PMI – *Perpendicular Magneto-impedance*), transversal (TMI – *Transverse Magneto-impedance*) e longitudinal (LMI – *Longitudinal Magneto-impedance*) [25,26]. Por sua vez, estes estudos ressaltam que a Magnetoimpedância Longitudinal (LMI) apresenta as variações mais intensas da impedância com o campo externo aplicado e, conseqüentemente, pode fornecer melhores resultados em termos de sensibilidade [26].

### 1.1.1 Magnet impedância Longitudinal - LMI

O fenômeno LMI é induzido pela aplicação de uma corrente alternada ( $I_{ca}$ ) ao longo do comprimento de uma amostra sensora em forma de fita ou fio, submetida a um campo magnético externo ( $H$ ), paralelo ao comprimento da amostra. Na configuração indicada na Figura 1, tem-se que a diferença de potencial ( $V$ ) medida entre as extremidades da amostra em forma de fita irá variar em função de  $H$ , devido à dependência da impedância da amostra,  $Z_{sens}$ , com o campo. Consequentemente, é possível associar a tensão  $V$  medida com o campo magnético  $H$ , o que evidencia um processo de transdução de campo magnético em tensão elétrica.



Figura 1 - Medição típica do efeito LMI [24].

Por sua vez, a impedância  $Z_{sens}(H)$  da amostra GMI pode ser obtida pela seguinte expressão [21,24]

$$Z_{sens}(H) = \frac{|V|e^{j\theta_v}}{|I|e^{j\theta_i}} = \frac{|V|}{|I|} e^{j\theta_{sens}} = |Z_{sens}| e^{j\theta_{sens}} = R_{sens}(H) + jX_{sens}(H), \quad (1)$$

onde  $|V|e^{j\theta_v}$  e  $|I|e^{j\theta_i}$  são, respectivamente, a diferença de potencial nas extremidades da amostra e corrente de excitação, expressas na forma fasorial. Por sua vez,  $R_{sens}(H)$  é a parte real da impedância e  $X_{sens}(H)$  a parte imaginária.

### 1.1.2 GMI assimétrica

Quando uma amostra GMI é excitada por corrente puramente alternada, suas curvas resultantes de módulo e fase da impedância em função do campo magnético externo  $H$  são geralmente simétricas em relação ao campo, conforme indicado na Figura 2.

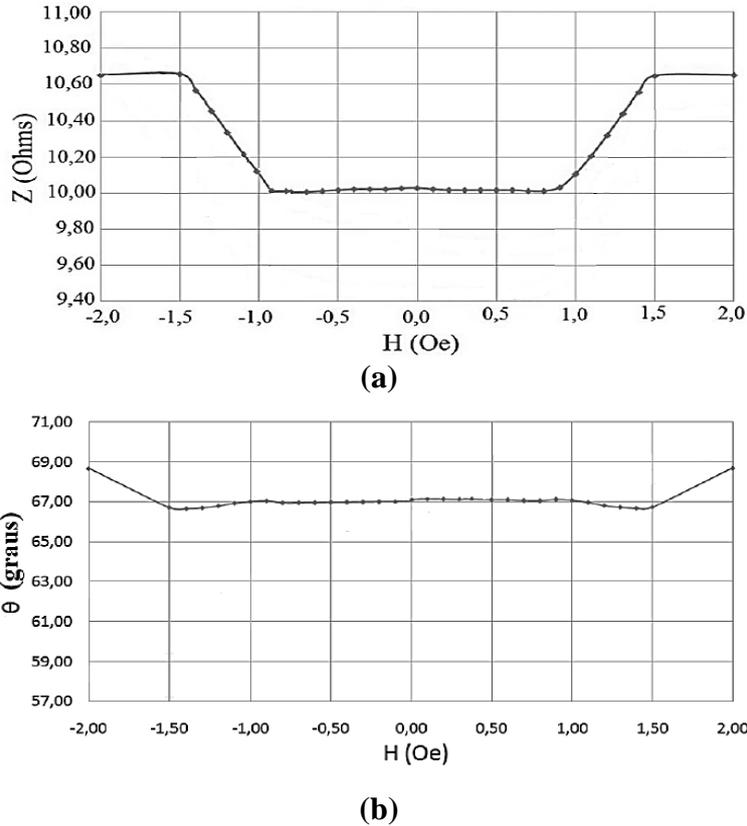


Figura 2 – a) Módulo e b) fase da impedância de uma amostra em forma de fita de 3 cm, submetida a uma corrente  $i_c = [I_{cc} + I_{ca} \cdot \sin(2\pi \cdot f \cdot t)]$  mA, onde  $I_{cc}$  é igual a 0 mA,  $I_{ca}$  é igual a 15 mA e  $f$  é igual a 10 MHz [27].

No entanto, certos fatores podem induzir o aparecimento de um efeito conhecido como Magnetoimpedância Gigante Assimétrica (AGMI – *Asymmetric Giant Magnetoimpedance*), caracterizado por apresentar curvas GMI com comportamento assimétrico em relação ao campo. Dentre os fatores convencionalmente utilizados para induzir o aparecimento de tal assimetria, são destacados na literatura: corrente CC [21,22,28,29], campo magnético CA [21,23,28,30,31] e “*exchange bias*” [21,28,32,33].

Para amostras GMI em forma de fio, a aplicação de uma corrente CC ( $I_{cc}$ ), paralela à direção de propagação da corrente de excitação CA ( $I_{ca}$ ) e ao campo magnético externo ( $H$ ), induz o surgimento de um campo magnético CC ( $H_{cc}$ ) circunferencial ao comprimento da amostra. Este campo  $H_{cc}$ , em conjunto com o campo magnético CA ( $H_{ca}$ ), gerado pela corrente CA ( $I_{ca}$ ), consegue alterar significativamente a forma das curvas GMI em função do campo magnético. Por sua vez, escolhendo-se adequadamente o nível CC da corrente de excitação, é possível elevar significativamente a sensibilidade das amostras GMI

[14,21,22,34]. A Figura 3 exemplifica a situação na qual induz-se AGMI por corrente CC, para uma amostra em forma de fio [28].

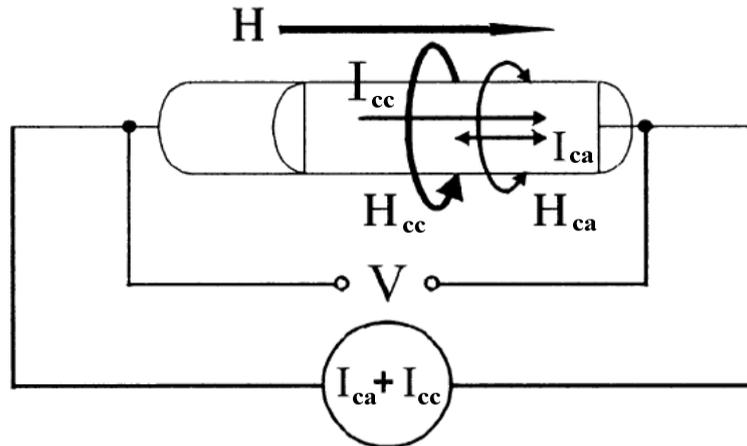


Figura 3 - Configuração experimental para indução de AGMI, por corrente CC, para uma amostra em forma de fio, adaptado de [28].

O efeito GMI assimétrico (AGMI) é muito importante [21,28,32,35,36], pois permite que se melhore ainda mais o desempenho de sensores GMI em termos de linearidade e sensibilidade de módulo ( $d|Z_{\text{sens}}|/dH$ ) e fase ( $d\theta_{\text{sens}}/dH$ ). A Figura 4 ilustra um exemplo de curva de variação da fase de impedância do efeito GMI em função do campo magnético ( $H$ ), para uma amostra em forma de fita com 1 cm de comprimento e composição  $\text{Co}_{70}\text{Fe}_5\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ . A amostra foi excitada por uma corrente com 15 mA de amplitude, 100 kHz de frequência e submetida a 3 níveis CC diferentes: 0 mA, 40 mA e 80 mA [6,37].

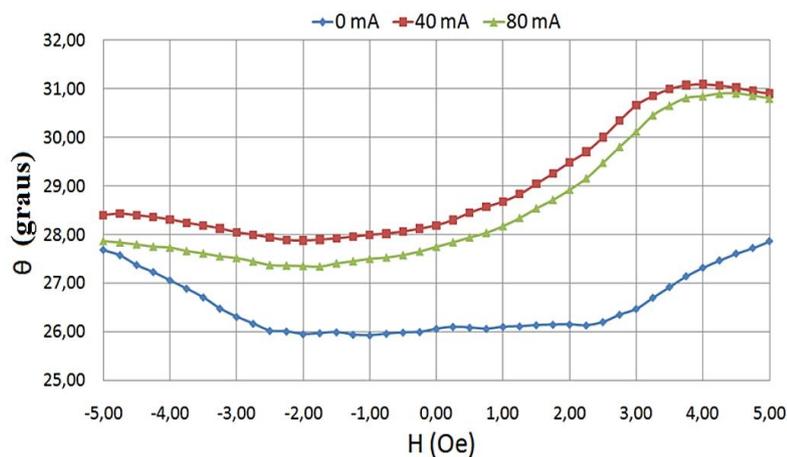


Figura 4 - Fase da impedância de uma amostra em forma de fita de 1 cm de comprimento, submetida a  $i_c = [I_{cc} + 15\text{sen}(2\pi 100 \times 10^3 t)]$  mA, onde  $I_{cc}$  assume os valores 0 mA, 40 mA e 80 mA.

## 1.2 Motivação e objetivos

### 1.2.1 Motivação

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), as doenças cardiovasculares (DCV) são a principal causa de morte no mundo (Figura 5), abrangendo um grupo de doenças do coração e dos vasos sanguíneos. Por sua vez, entre as doenças não transmissíveis mais comuns em todo o mundo se encontram as doenças coronarianas, cerebrovasculares e cardíacas reumáticas. Estas enfermidades foram responsáveis por cerca de 17,8 milhões de mortes em 2017 [38]. Apesar da tendência de redução dos riscos de mortalidade por DCV no Brasil e no mundo, algumas projeções indicam o aumento de mortes associadas a estes tipos de doenças em países de baixa e média renda. Tal incremento pode ser atribuído à adoção de modos de vida com maior exposição a fatores de risco, bem como a dificuldades de acesso a serviços de saúde eficazes e equitativos. Dentre os principais fatores de risco comportamentais estão o tabagismo, uso nocivo de álcool e sedentarismo, além de dietas ricas em gorduras saturadas, cujo excesso pode levar à obesidade [38,39].

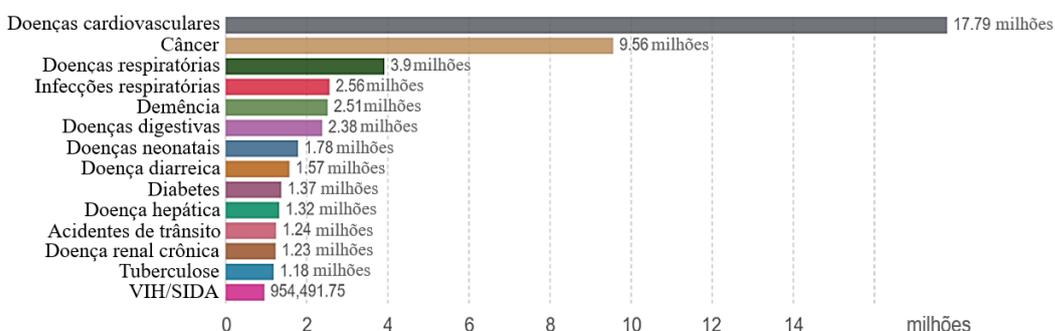


Figura 5 – Principais causas de mortalidade no mundo em 2017, segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) [38].

Por sua vez, a Figura 6 apresenta a evolução da taxa de mortalidade por doenças cardiovasculares no Brasil, de acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia [40]. Apesar dos constantes avanços tecnológicos nos métodos de diagnóstico e tratamentos associados ao sistema cardiovascular, nota-se que os óbitos associados a doenças cardiovasculares continuam crescendo gradualmente ao longo dos anos.

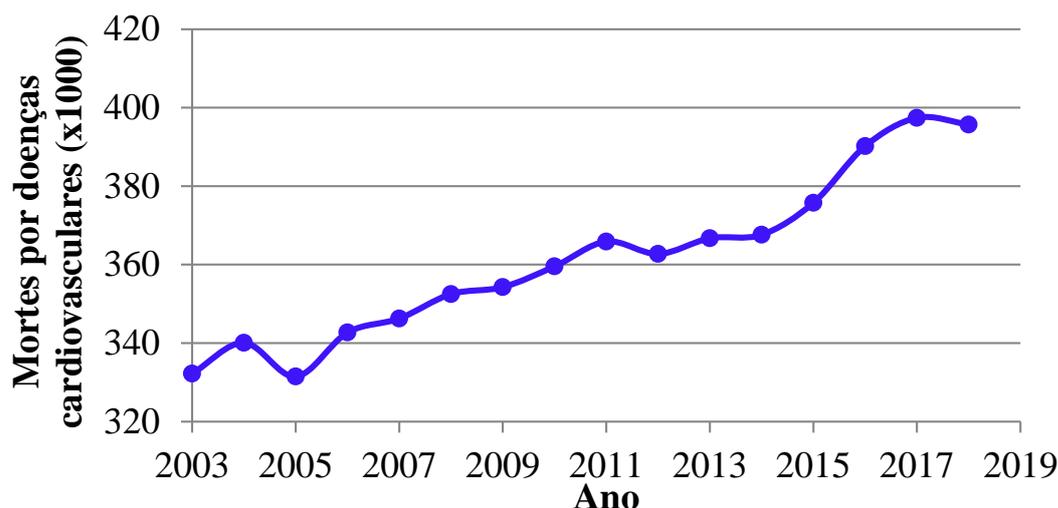


Figura 6 - Mortes associadas a doenças cardiovasculares no Brasil, entre 2003 e 2018 [40].

Atualmente, a avaliação de risco cardiovascular é baseada na medição tradicional de sinais vitais, incluindo frequência cardíaca, frequência respiratória, pressão arterial (PA), temperatura e oximetria de pulso. No entanto, esses sinais vitais não são suficientes para prever e avaliar o risco de doenças cardiovasculares [41]. O gerenciamento adequado de fatores de risco clássicos como (idade, sexo, tabagismo, hipertensão, índice de massa corporal) e análises biológicas (colesterol, glicose, triglicerídeos, potássio, sódio), juntamente com novos biomarcadores (velocidade de onda de pulso (VOP)), pode possibilitar o aprimoramento do método, permitindo um diagnóstico mais confiável [42].

Por outro lado, estudos recentes têm constatado que alterações na rigidez da parede arterial, estimadas por medições da velocidade de onda de pulso, podem ser utilizadas como fator preditivo de doenças cardiovasculares e como indicador de risco de mortalidade [12]. Por exemplo, a rigidez arterial elevada é um conceito atual em destaque nos estudos de doenças cardiovasculares, por ser um preditor precoce de hipertensão arterial e aterosclerose [43], sendo esta última uma das principais causas de morte em homens e mulheres, contabilizando aproximadamente um terço do total das mortes [38,44]. A avaliação das propriedades mecânicas das paredes vasculares considerando toda a árvore arterial, que se faz possível por meio da VOP, permite conhecer mais profundamente a complexidade dos mecanismos hemodinâmicos subjacentes à hipertensão arterial [45].

As tendências emergentes no monitoramento de doenças cardiovasculares estão migrando de tecnologias mais invasivas para soluções não-invasivas e sem

contato. O grande desafio é explorar novas soluções instrumentais que permitam avaliações confiáveis da VOP possivelmente, sem necessitar de contato direto com a superfície da pele do paciente, como requerem os dispositivos atuais, e sem os altos custos que dificultam o seu uso na rotina clínica.

Considerando o exposto anteriormente, a principal motivação desta pesquisa é a possibilidade de aprimorar os protótipos de transdutores GMI para medição da onda de pulso anteriormente desenvolvidos, considerando a adequada resolução espacial para as demandas anatômicas, avaliando a implementação de topologias tanto em malha aberta como em malha fechada, adaptando o sistema de medição para a aplicação adicional de estimação da velocidade da onda de pulso. Espera-se que o desenvolvimento de um sistema compacto, portátil, confiável e de baixo custo para aquisição da onda de pulso arterial e estimativa de sua velocidade, se configure como uma ferramenta amplamente empregada na prática clínica para prevenção, monitoramento e diagnóstico de doenças cardiovasculares.

### **1.2.2 Objetivos**

Esta tese tem por objetivo o desenvolvimento de um transdutor, baseado na leitura das características de fase de elementos sensores GMI, com alta sensibilidade e de baixo custo, destinado a uma nova aplicação, a medição da velocidade da onda de pulso arterial.

A fim de alcançar o objetivo principal aqui proposto, são perseguidos os seguintes objetivos específicos:

1. Trabalhos recentes, apresentados na literatura, indicam que arranjos de malha fechada possibilitam aprimorar a resolução [46] e, em alguns casos, também permitem melhorias na linearidade e diminuição da histerese de transdutores [46–48]. Dessa forma, a fim de otimizar as características de desempenho do transdutor de pressão, propõe-se a implementação de uma topologia em malha fechada.
2. A ideia principal do projeto é reduzir o tamanho da sonda que faz contato com a pele do voluntário, já que a sua resolução espacial limita o acesso às regiões anatômicas difíceis de alcançar devido às estruturas locais adjacentes à artéria. Ademais, tendo em vista as características das

aplicações biomédicas de interesse, objetivou-se reduzir o tamanho da placa do circuito eletrônico do transdutor de pressão, conseguindo um protótipo mais compacto e portátil.

3. Dada a importância da correta aquisição da morfologia da onda de pulso para estimação da VOP, buscou-se melhorar a qualidade dos registros. Para tal fim, este trabalho propõe estratégias para medição de ondas de pulso arterial, que serão avaliadas por meio de duas configurações experimentais. Na primeira, propõe-se empregar o sistema de transdução de pressão que incorpora uma câmara incompressível para amplificação mecânica. Neste protótipo, uma pequena membrana localizada na superfície da câmara incompressível é posicionada sobre a superfície da pele, próxima à artéria de interesse. Na segunda, devido à alta resolução e sensibilidade apresentadas pelo magnetômetro GMI, este foi usado para medir diretamente a forma de onda do pulso arterial, sem utilizar uma câmara incompressível para transdução mecânica. Nesta medição, utiliza-se um pequeno marcador magnético, envolto por uma fita adesiva hipoalergênica e flexível, que é anexada na região da pele sobre a artéria de interesse, e aproxima-se o sensor magnético GMI da superfície da pele onde o marcador foi colocado. As configurações propostas serão analisadas e comparadas, a fim de se identificar aquela com melhor desempenho para ser utilizada na medição da VOP.

Pretende-se que esforços focados na maximização da sensibilidade do transdutor e o emprego de novas configurações permitam, além do registro da onda de pulso já obtido em trabalhos prévios [7,49,50], a implementação de mais uma aplicação, a medição da velocidade de ondas de pulso arterial.

### 1.3 Organização da tese

Esta tese está subdividida em 6 capítulos.

- ❖ O **Capítulo 1** – Introdução – apresenta uma contextualização histórica, de forma que se possa visualizar o caminho percorrido até o estado da arte atual. Também discute os conceitos-chave dos principais temas abordados, como Magnetoimpedância Gigante. Finalmente é apresentada a motivação

da tese e evidencia-se a relevância e as contribuições que este projeto pretende alcançar.

- ❖ O **Capítulo 2** – Transdutores de pressão para medição da onda de pulso arterial – apresenta uma contextualização histórica dos transdutores de pressão empregados na medição da onda de pulso arterial. Também discute os conceitos-chave dos principais temas abordados, como onda de pulso arterial e velocidade de propagação da onda de pulso.
- ❖ O **Capítulo 3** – Desenvolvimento do transdutor de pressão GMI em malha aberta – descreve o desenvolvimento do protótipo do transdutor de pressão GMI em malha aberta. Apresenta-se a caracterização experimental dos sensores GMI utilizados neste trabalho, bem como uma explicação detalhada do funcionamento de cada parte do transdutor desenvolvido. Finalmente, são apresentadas as principais avaliações experimentais realizadas a fim de analisar o desempenho do dispositivo.
- ❖ O **Capítulo 4** – Desenvolvimento do transdutor de pressão GMI em malha fechada– descreve o projeto da configuração em malha fechada do circuito eletrônico de transdução. Detalham-se as figuras de mérito obtidas com o objetivo de comparar o funcionamento do circuito em malha aberta com o de malha fechada.
- ❖ O **Capítulo 5** – Medição das ondas de pulso arterial e estimativa da VOP – detalha os procedimentos adotados para medição da onda de pulso arterial e VOP em voluntários. Os resultados dos ensaios experimentais realizados implementando diferentes configurações para medições da onda de pulso arterial e métodos para estimativa da VOP são apresentados e discutidos.
- ❖ O **Capítulo 6** – Conclusões e trabalhos futuros– discute os pontos críticos associados ao funcionamento do transdutor de pressão e apresenta uma discussão dos resultados obtidos. Também, são elencados possíveis trabalhos de pesquisa futuros que permitam a otimização do desempenho e a expansão da funcionalidade do dispositivo aqui desenvolvido.

## **2. Transdutores de pressão para a medição da onda de pulso arterial**

A grande incidência de doenças cardiovasculares no mundo estimula a busca por novas soluções diagnósticas que possibilitem a detecção precoce dos processos patológicos e forneçam resultados mais precisos. Desde a antiguidade até os tempos modernos, o monitoramento do pulso arterial fornece um dos mais relevantes sinais fisiológicos empregados para diagnósticos na prática médica, sendo um dos indicadores mais imediatos das funções vitais. Desta forma, na seção 2.1 são detalhados os conceitos-chave dos principais parâmetros fisiológicos abordados nesta tese, como a onda de pulso arterial e a velocidade de propagação da onda de pulso. Por sua vez, na seção 2.2 é apresentada uma contextualização histórica dos transdutores de pressão empregados para medição da onda de pulso arterial.

### **2.1 Onda de pulso arterial**

O pulso arterial tem sua origem no ciclo cardíaco, que pode ser descrito por meio de suas diferentes etapas. A Figura 7 apresenta as principais estruturas da anatomia cardíaca e a Figura 8 ilustra as principais etapas do ciclo cardíaco.

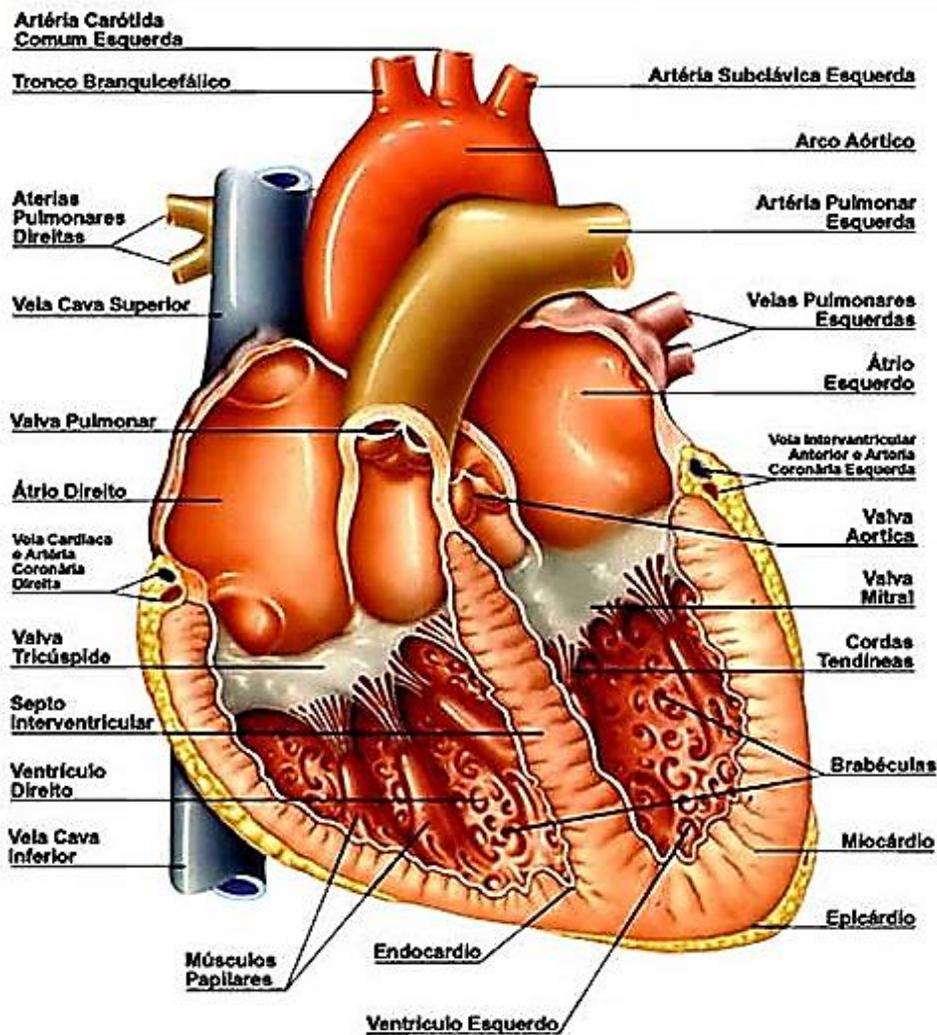


Figura 7 - Anatomia cardíaca adaptado de [51].

A etapa inicial do ciclo cardíaco é o transporte do sangue das veias pulmonares para o átrio esquerdo. Quando o átrio termina de encher, a pressão atrial torna-se muito maior do que a pressão ventricular, fazendo com que a válvula atrioventricular se abra e o sangue entre rapidamente no ventrículo esquerdo (Figura 8(a)). Uma vez o átrio ejetou todo seu sangue para os ventrículos, por gradiente de pressão, as válvulas atrioventriculares se fecham, impedindo que o sangue volte para os átrios (Figura 8(b)).

Quando a contração do ventrículo esquerdo torna-se suficientemente forte a válvula aórtica se abre, ocorrendo a ejeção do sangue para a artéria aorta (Figura 8(c)). A grande capacidade de expansão e elasticidade da aorta permitem que um fluxo sanguíneo contínuo seja distribuído pela enorme rede vascular. A ejeção rápida e abrupta de fluxo sanguíneo pelo ventrículo marca o início da onda de

pulso, caracterizado por uma súbita elevação de pressão, chamada “onda de percussão” [52].

A sístole cardíaca é ocasionada pela contração dos ventrículos (Figura 8(c)), que faz com que a pressão em seu interior aumente, forçando a saída de sangue em direção à aorta (contração do ventrículo esquerdo) e à artéria pulmonar (contração do ventrículo direito). Com a contração do ventrículo esquerdo, em particular, o volume de sangue bombeado faz com que a pressão no interior da aorta aumente, provocando um aumento no diâmetro interno da artéria. Deste modo, a diferença de pressão entre o ventrículo esquerdo e a aorta fica cada vez menor, forçando a redução gradual da quantidade de sangue ejetado do ventrículo em direção à aorta. Dessa forma, em dado momento, a pressão aórtica se iguala à ventricular, fazendo com que a ejeção sanguínea seja interrompida, embora ainda possa haver um pequeno fluxo residual devido à inércia. Na sequência, o ventrículo começa a relaxar-se dando fim à fase sistólica [53,54].

Assim, em seguida à etapa de contração ventricular (sístole), inicia-se o processo denominado diástole, que é o período de relaxamento ventricular. Conforme o ventrículo esquerdo se relaxa, a pressão em seu interior tende a cair gradativamente, tornando-se inferior à pressão aórtica, mas ainda superior à pressão atrial esquerda, o que mantém as válvulas semilunares fechadas, impedindo a saída de sangue do coração. Essa fase é denominada relaxamento isovolumétrico.

Quando finalmente a pressão ventricular torna-se efetivamente inferior à pressão atrial, que nesse momento é máxima, as válvulas atrioventriculares se abrem, deixando passar rapidamente um grande fluxo sanguíneo em direção ao ventrículo (Figura 8(a)). Por sua vez, com o enchimento do ventrículo e o fim da fase ativa de relaxamento do músculo cardíaco, ocorre uma significativa desaceleração do fluxo e as válvulas atrioventriculares tendem a se fechar passivamente, fazendo com que o fluxo do átrio para o ventrículo seja quase que completamente interrompido.

Ao final da fase da diástole ventricular, ocorre a contração atrial (Figura 8(b)), com a qual promove-se um incremento do fluxo sanguíneo dos átrios para os ventrículos, aumentando o volume sanguíneo armazenado nos ventrículos no último momento da etapa de relaxamento ventricular. Este processo aumenta o rendimento cardíaco, visto que permite a ejeção de maior quantidade de sangue

pelos ventrículos através das artérias aorta e pulmonar (Figura 8(c)) durante a etapa seguinte constituída pela sístole ventricular [53,55].

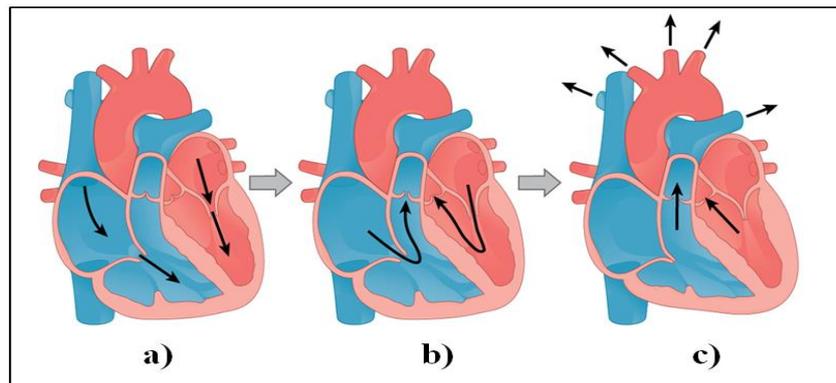


Figura 8 - Ciclo cardíaco: a) os átrios se enchem de sangue, b) os átrios se contraem e empurram o sangue em direção aos ventrículos, e c) o sangue é ejetado dos ventrículos para a artéria aorta e artéria pulmonar [53].

A onda de pulso está associada a variações de pressão induzidas por vibrações nas paredes das artérias, em função da elasticidade das mesmas e do fluxo sanguíneo bombeado pela contração do ventrículo esquerdo. As variações de pressão são decorrentes da expansão e contração regular do calibre (diâmetro) das artérias, sendo que sua adequada medição traz importantes informações sobre a quantidade de sangue bombeada, alterações miocárdicas e de propriedades mecânicas da parede vascular, entre outros. Assim, a análise do estado da parede arterial é muito importante para a avaliação do fator de risco cardiovascular em pacientes com hipertensão [56–58], diabetes [59], aterosclerose [60], entre outras.

As características mais importantes que devem ser avaliadas no exame físico do pulso arterial realizado por meio da palpação da artéria em pontos de sua passagem próxima à superfície da pele são:

- **Frequência:** número de batimentos cardíacos por minuto, os quais podem apresentar variações em função da idade e condições físicas do paciente ou na presença de doenças cardíacas. A frequência cardíaca normal de um recém-nascido, até os 2 anos, é de cerca de 120 a 140 batimentos por minuto (bpm). Por sua vez, dos 8 anos até adolescência, considera-se uma frequência cardíaca normal 80 a 100 batimentos cardíacos por minuto, enquanto que em adultos admite-se como normais frequências entre 60 e 100 bpm. Valores de frequências cardíacas acima do normal são associados a taquisfígmias e abaixo do normal a bradisfígmias. A frequência pode aumentar em decorrência de situações fisiológicas

normais, como exercício, forte emoção, gravidez, ou de situações patológicas, como hipertireoidismo, hipovolemia, entre muitos outros [56,61,62].

- Ritmo: permite avaliar a uniformidade de uma sequência de ondas de pulso. Diz-se que um paciente apresenta ritmo regular, quando as pulsações ocorrem em intervalos de tempo aproximadamente iguais. Por sua vez, diz-se que o ritmo é irregular, caso contrário. Alterações de ritmo são indicativos de arritmias e outras complicações cardiológicas graves [56,62].
- Amplitude: pode ser avaliada por palpação, pela sensação captada em cada pulsação. Está diretamente relacionada ao grau de enchimento da artéria, na sístole, e ao seu esvaziamento, na diástole. Os fatores que definem a amplitude e contorno do pulso arterial são: volume de ejeção do ventrículo esquerdo, velocidade de ejeção, complacência e capacidade do sistema arterial. Dependendo da amplitude, os pulsos arteriais podem ser classificados como de amplitude normal, aumentada ou reduzida [56,61].

O pulso arterial pode ser examinado ou medido em diferentes partes do corpo, a fim de se poder identificar alterações específicas em determinado trecho do sistema arterial [56,57]. Alguns destes pontos são detalhados a seguir.

- Pulso carotídeo: medido nas laterais do pescoço, é o pulso mais comumente avaliado, sendo associado ao fluxo sanguíneo que passa pela artéria carótida.
- Pulso radial: medido na parte anterior do punho.
- Pulso braquial: medido na face interior da dobra do cotovelo, na posição medial ao tendão do bíceps, decorrente do fluxo sanguíneo na artéria braquial.
- Pulso femoral: medido na região anterior e proximal da coxa, no ponto médio entre a sínfise púbica e a espinha ílica ântero-superior.
- Pulso pedioso ou pedial: medido no dorso do pé, região de difícil acesso por apresentar variações anatômicas que podem acarretar em dificuldades na palpação do pulso ou no posicionamento de um sensor para medição.
- Pulso axilar: medido no vértice da axila.

- Pulso tibial posterior: medido na parte posterior do maléolo medial do tornozelo, e
- Pulso poplíteo: acessado por meio de uma depressão localizada na parte posterior da articulação do joelho. É geralmente de difícil medição, uma vez que não é superficial nem atravessa nenhuma proeminência óssea.

A Figura 9 indica alguns dos pontos de medição da onda de pulso aqui destacados.

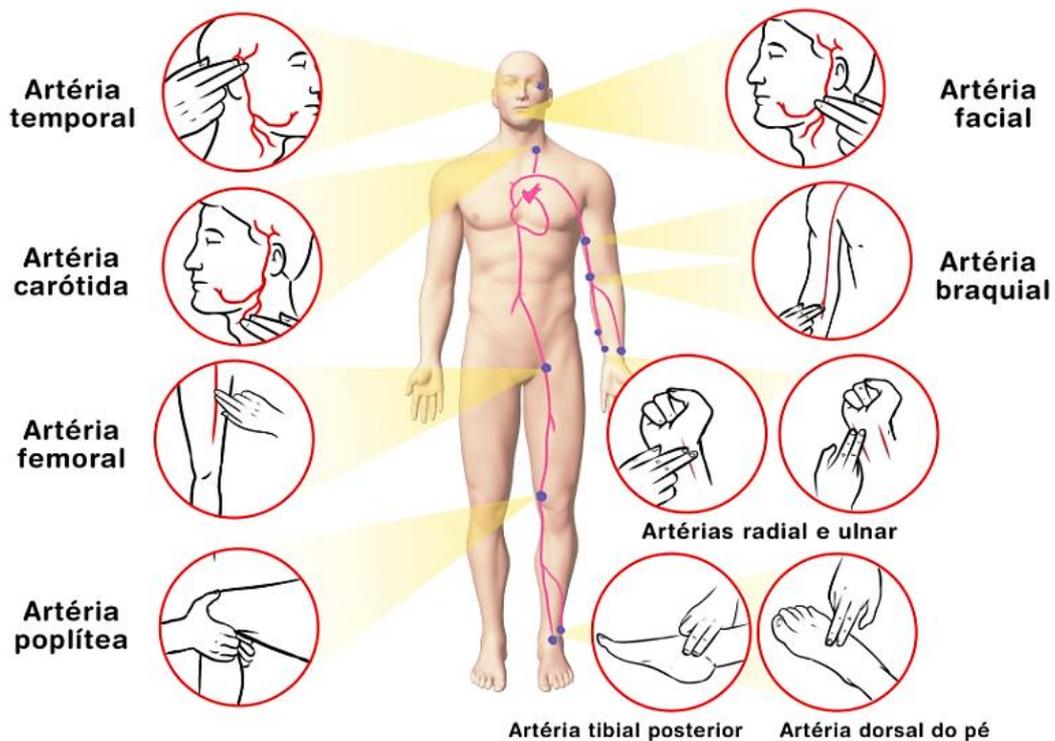


Figura 9 - Pontos de exame físico ou medição da onda de pulso [63].

### 2.1.1 Morfologia do registro da onda de pulso arterial

Os primeiros registros morfológicos da onda de pulso datam do ano 1874, tendo sido obtidos por meio de estudos conduzidos pelo médico inglês Frederick Mohamed, que aprimorou e realizou a aplicação clínica do dispositivo desenvolvido por Marey. O trabalho de Frederick Mohamed descreve uma série de estudos detalhando como as diferenças na morfologia da forma de onda de pulso eram evidentes entre as posições de amostragem radial e carotídea, além de também descrever mudanças na morfologia da forma de onda nos períodos pré e

pós-parto, bem como durante um quadro de febre, em função do envelhecimento, após infecções, entre outros [64].

O contorno da onda de pulso varia ao longo da árvore arterial. Com o avanço da transmissão da onda de pulso das artérias centrais, mais elásticas, para as artérias periféricas, mais rígidas, o pico sistólico se torna mais estreito e mais elevado. A Figura 10 apresenta o comportamento típico de formas de onda de pulso medidas em diferentes pontos ao longo da artéria aorta, para indivíduos jovens, de meia-idade e idosos. A configuração da onda também fornece informações sobre as propriedades visco-elásticas da árvore arterial, que de outra forma só poderiam ser obtidas por meio de medições arteriais invasivas [65,66].

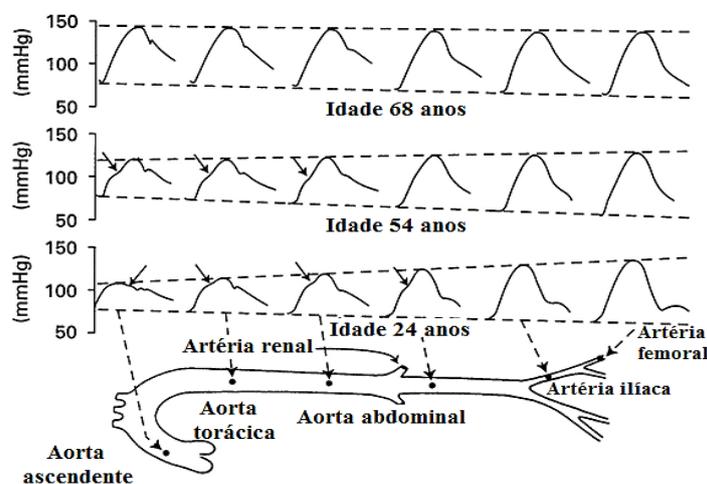


Figura 10 - Formas de onda de pulso ao longo da aorta em pessoas jovens, de meia-idade e idosas [66].

Na Figura 10 pode-se notar que a amplitude da onda de pulso, expressa em mmHg, aumenta com a idade. Do ponto de vista fisiopatológico, este incremento de amplitude está associado ao progressivo endurecimento das paredes das artérias mais próximas do coração, ao longo do tempo. Por sua vez, também se verifica que, em indivíduos mais jovens, devido à maior elasticidade da artéria central, existe considerável variação no contorno da onda de pulso medida ao longo do comprimento da artéria (Figura 10). Por outro lado, com o avanço da idade, a amplitude da onda de pulso tende a tornar-se gradativamente mais homogênea (Figura 10), devido à propagação mais rápida da onda de pressão resultante, com alterações na reflexão das ondas, fazendo, assim, que o pulso central e periférico tornem-se cada vez mais semelhantes.

Mediante a análise da forma de onda de pulso, pode-se obter importantes informações sobre o comportamento fisiológico e patológico da parede arterial,

que contribuem diretamente para fins diagnósticos. A morfologia da onda de pulso é influenciada por vários fatores: movimento diastólico e sistólico da aorta, variações do fluxo sanguíneo arterial causadas pela ação de bombeamento do coração, especificidades associadas ao ponto da árvore arterial em que se realiza a medição, e idade do paciente [67,68].

Têm sido feitos esforços para se chegar a um consenso sobre como a forma de onda do pulso arterial deve ser analisada e sobre o significado fisiológico das características morfológicas individuais [69]. O Quadro 1 apresenta as formas de onda associadas a um pulso carotídeo normal e a algumas variações clássicas, descritas na literatura, associadas a tipos específicos de patologias [56,61,64,69].

**Quadro 1.** Onda de pulso carotídeo normal e alterações morfológicas geradas por alterações hemodinâmicas associadas a diversas patologias.

Pulso arterial	Figura	Características	Patologias
Pulso carotídeo normal		Apresenta 3 aspectos característicos, onda de percussão, Incisura dicrotíca e onda dicrotíca.	Paciente Normal.
Pulso parvus et tardus (anacrótico)		Parvus pulso devido à baixa amplitude e Tardus pulso de ascensão e queda lentas, com duração total aumentada (>320 ms).	Estenose aórtica moderada ou severa.
Pulso alternante		Caracterizado pela alternância de batimentos fortes e débeis.	Insuficiência cardíaca esquerda grave.
Pulso dicrotíco		A onda de pulso é alta e apiculada, apresenta uma pequena elevação quase imperceptível em condições normais.	Insuficiência cardíaca grave, choque hipovolêmico, obstruções valvulares.
Pulso célere (martelo d'água)		Amplitude aumentada, subida e queda rápidas, resultante do grande volume ventricular, contra uma resistência vascular reduzida. Incisura dicrotíca baixa	Insuficiência aórtica grave, hipertireoidismo, anemia e fístulas arteriovenosas.
Pulso bisferiens		É detectado na artéria carótida. O pulso é caracterizado por dois picos: o primeiro é denominado de percussão e o segundo de onda vital.	Hipertensão arterial, dupla lesão aórtica.

## 2.1.2 Velocidade de onda de pulso arterial

No início do século XX, o cientista Crighton Bramwell introduziu o conceito de velocidade da onda de pulso (VOP) [70]. A ejeção ventricular gera uma onda de pressão que se propaga do coração para as artérias com uma determinada velocidade, denominada velocidade de onda de pulso. A onda de pulso é transmitida pelos vasos arteriais, de modo que sua velocidade é afetada pelas propriedades visco-elásticas das artérias. Por exemplo, o aumento da rigidez nas paredes arteriais eleva a velocidade de propagação da onda de pulso. Ademais, outras propriedades também têm grande impacto na VOP, como a espessura da parede arterial e o diâmetro da cavidade arterial [70]. Ressalta-se que a velocidade da onda de pulso é diferente da velocidade do fluxo sanguíneo, que é a velocidade com que se movem os glóbulos vermelhos e demais elementos pelo sistema arterial. A velocidade do fluxo sanguíneo varia significativamente durante o ciclo cardíaco, sendo tipicamente da ordem de alguns cm/s, enquanto a velocidade da onda de pulso é da ordem de alguns m/s, com valores de 4 m/s a 20 m/s [71].

### 2.1.2.1 Estimativa da VOP

O método convencionalmente utilizado para medição da VOP ao longo de um segmento arterial  $AB$ , com tamanho conhecido, consiste em medir o intervalo de tempo ( $dT$ ) que uma determinada onda de pulso leva para ir do ponto  $A$  ao ponto  $B$  do intervalo  $AB$  analisado [71], conforme indicado na Figura 11.

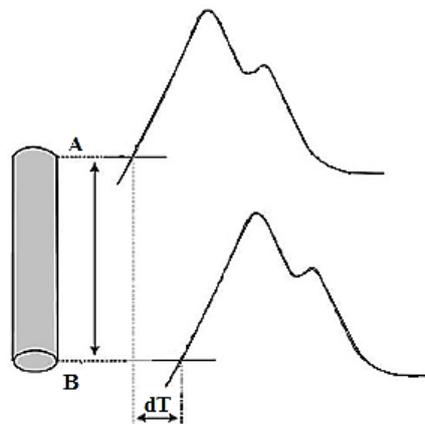


Figura 11 - Diagrama temporal relacionado à medição da VOP, indicando o atraso ( $dT$ ) entre as ondas de pulso adquiridas nos pontos  $A$  e  $B$  [71].

Na sequência, conhecendo-se o tempo  $dT$  que a onda de pulso leva para percorrer o segmento arterial  $AB$ , pode-se estimar a velocidade por meio de:

$$VOP = \frac{AB}{dT} \quad (2)$$

Entretanto, os valores da velocidade da onda de pulso dependem do algoritmo usado para calcular o tempo  $dT$  e da técnica de medição da distância entre os dois locais de registro ( $AB$ ).

O cálculo do tempo de propagação, ou também chamado tempo de atraso, pode ser realizado por vários métodos, o método comumente empregado é '*foot to foot*'. Neste caso, o ponto inicial de cada período da onda de pulso representa o ponto de referência para o cálculo do atraso de tempo entre dois registros. O tempo de atraso pode ser determinado por meio de uma única medição, utilizando dois transdutores para medição simultânea em dois pontos da árvore arterial (Figura 12(a)); ou em dois tempos sequenciais, empregando-se um tonômetro e o registro do ECG para avaliar o atraso de tempo em relação ao pico da onda R do eletrocardiograma e o início da onda de pulso medida sequencialmente em dois pontos anatômicos (Figura 12(b)) [45].

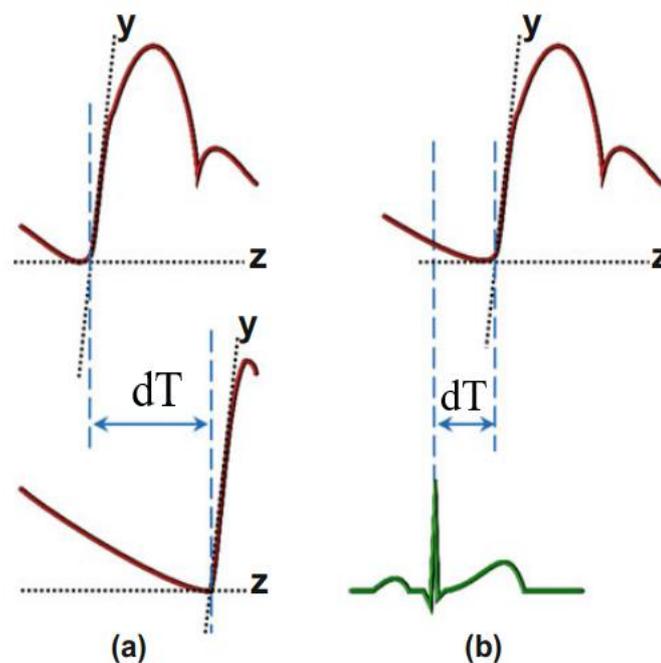


Figura 12- Cálculo do tempo de propagação mediante a técnica '*foot to foot*' de (a) duas formas de onda de pulso arterial adquiridas simultaneamente, (b) onda de pulso arterial em relação à onda R do complexo QRS do ECG [45].

Por outra parte, os valores da velocidade da onda de pulso também são fortemente dependentes da medição do comprimento do segmento arterial *AB*. Existem diferentes maneiras de medir a distância, a maneira mais comumente empregada é a medição direta da distância entre os dois pontos de medição (Figura 13(a)). Porém, este método leva a uma superestimação sistemática da VOP em um valor próximo a 30 % [72]. Assim, estudos recentes demonstraram que a técnica mais apropriada para a medição desta distância consiste no método subtrativo, no qual toma-se a fúrcula esternal como ponto de referência e determina-se a distância entre o local de medição do pulso carotídeo e esta referência. Em seguida, subtrai-se este valor da distância entre a fúrcula esternal e o segundo local de medição. No exemplo apresentado na Figura 13(b), o segundo local de medição corresponde à artéria femoral [45].

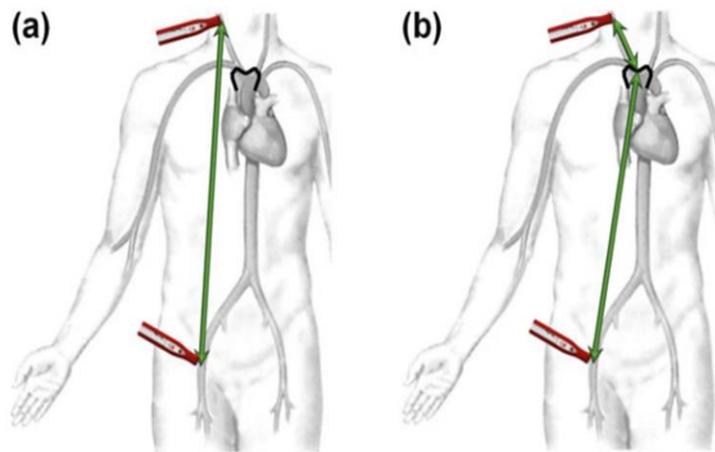


Figura 13 - Principais métodos de avaliação da distância carotídeo-femoral na avaliação da VOP. (a) Medida “direta” da distância carótida-femoral. (b) Medida da distância carotídeo-femoral com o método subtrativo [45].

Os métodos para estimação do tempo de atraso e da distância empregados por alguns dos aparelhos existentes no mercado estão descritos na Tabela 1.

**Tabela 1.** Características dos dispositivos disponíveis no mercado para avaliação da VOP.

Dispositivo	SphygmoCor Xcel	PulsePen	Complior	Vicorder
Fabricante	AtCor Medical Pty Ltd.	DiaTecne S.R.L.	Alam medical	Skidmore medical Ltd.
País de fabricação	Austrália	Itália	França	Reino Unido
Avaliação de atraso do tempo de trânsito	Registro simultâneo da onda de pulso das artérias carótida e femoral	Registros sequenciais de artéria carótida e femoral referenciados ao ECG	Registro simultâneo da onda de pulso das artérias carótida e femoral	Registro simultâneo da onda de pulso das artérias carótida e femoral ou braquial e femoral
Sondas	Um tonômetro + Sistema de oscilometria ( <i>cuff on lower limb</i> )	Um tonômetro + ECG	Dois sensores piezoelétricos (tonômetros)	Dois sistemas de oscilometria (2 <i>cuffs</i> )
Método de estimação do tempo de trânsito	<i>'foot to foot'</i>	<i>'foot to foot'</i>	<i>'foot to foot'</i>	<i>'foot to foot'</i>
Método de estimação da distância	Subtrativo	Direto	Direto	Subtrativo
Taxa de amostragem	256 Hz	1 kHz	1 kHz	556 Hz
Tempo de gravação	10 seg	10 ciclos cardíacos	10 ciclos cardíacos	3,5 seg
Preço unitário (USD)	13.970,23	10.468,69	12.913,78	-----

A medição da velocidade da onda de pulso caracteriza-se como uma ferramenta não invasiva e de fácil implementação, que possibilita a avaliação da rigidez arterial e fornece informações sobre propriedades mecânicas da árvore arterial [73]. A medição da velocidade de onda de pulso não invasiva é considerada o padrão ouro na avaliação da rigidez arterial, porém, para sua correta interpretação, deve-se notar que há uma série de fatores que a influenciam, tais como: alterações mecânicas da parede arterial, fatores genéticos individuais, sexo, doenças, idade, etc [74–76].

A velocidade da onda de pulso (VOP) é um biomarcador que vem ganhando espaço nas pesquisas clínicas [77,78]. Estudos epidemiológicos e clínicos demonstraram que o aumento da rigidez aórtica, determinado pela medição da velocidade da onda de pulso é um preditor de risco cardiovascular na população geral. Além disso, dado que existe uma estreita interação entre rigidez arterial e aterosclerose, a medição da VOP pode ser uma ferramenta útil para diagnosticar indivíduos com alto risco de desenvolverem esta doença [79]. Ademais, também são identificados estudos que associam aumentos significativos da VOP com diabetes [80] e insuficiência renal [81]. Conseqüentemente, a possibilidade de medição da onda de pulso, com dispositivos de alta sensibilidade e baixo custo, pode trazer importantes benefícios na abordagem clínica cotidiana, para monitoramento do tratamento e prevenção de distúrbios cardíacos.

Somente em 2010, a VOP foi definida como padrão de referência não invasivo para medição da rigidez arterial e seus valores de referência foram estabelecidos [74]. A recomendação inicial foi de se considerar anormais VOPs carotídeo-femorais que excedam 12 m/s. Porém, estudos posteriores realizados pelo grupo de trabalho sobre estruturas e funções vasculares da Sociedade Europeia de Hipertensão (*European Society of Hypertension: Working group on Vascular Structure and Function*) demonstraram que o valor padrão de 10 m/s é mais adequado ao ser aplicado para a população em geral [82]. Deve-se estar ciente das limitações do uso deste valor de referência, visto que a VOP é influenciada por diversos parâmetros (idade, sexo, peso, altura, entre outros). Conseqüentemente, ressalta-se que este pode não ser o melhor preditor de risco quando se trabalha com populações amostrais muito diferentes, sendo este um tema que ainda continua a ser investigado [82,83].

Em 2015, a AHA (*American Heart Association*) publicou uma declaração científica objetivando fomentar uma maior padronização das medições de rigidez arterial, incorporando dados de pesquisadores da Austrália, Canadá, EUA, e países da Europa [83]. Tanto o documento de consenso [82] quanto a declaração científica da AHA [83] recomendam a utilização da VOP carotídeo-femoral, dada a grande preponderância de dados de estudo em relação ao consenso sobre a medida da distância percorrida pela onda de pulso ao longo da aorta até a artéria femoral [84].

### 2.1.2.2 Dispositivos para a avaliação da VOP

As várias tecnologias usadas para medição da VOP incluem medições invasivas por meio de cateter de pressão, e técnicas não invasivas, como: tonometria de aplanção (SphygmoCor, PulsePen), transdutores piezoelétricos (Complior), oscilometria (Arteriograph, Vicorder e Mobil-O-Graph) e sensores de fotodiodos (pOpmètre). Estes dispositivos variam significativamente em termos de custo, precisão, tempo de aquisição e conhecimento técnico necessário para realizar medições, contudo todos são considerados métodos recomendados para avaliação da VOP [83,85].

As principais propriedades de alguns dos dispositivos disponíveis no mercado são descritas na Tabela 1, segundo informações fornecidas por seus respectivos fabricantes. Analisando-se os dados contidos na Tabela 1, percebe-se que, para estimativa da VOP, a maioria dos dispositivos empregam o método simultâneo, que consiste em realizar o registro síncrono das ondas de pulso em dois pontos da árvore arterial. Por sua vez, o método mais comumente empregado para estimar o tempo de atraso, utilizado no cálculo da VOP, é o *'foot to foot'*. Porém, em relação à técnica a ser adotada para estimar a distância entre os dois pontos de interesse da árvore arterial, percebe-se que não há consenso entre o emprego do método Direto ou Subtrativo, o que prejudica a comparabilidade dos resultados.

## 2.2 Transdutores de pressão

Transdutores de pressão têm como objetivo transformar pressão (força por unidade de área) em uma tensão elétrica equivalente. Os sensores de pressão são capazes de medir diferentes tipos de pressão (absoluta, relativa, atmosférica). Há muitos anos, a medição da pressão vem atraindo o interesse da ciência. Em 1643, o italiano Evangelista Torricelli inventou o barômetro, primeiro equipamento capaz de medir pressão atmosférica. Posteriormente, Blaise Pascal esclareceu os conceitos de pressão e vácuo, estendendo o trabalho de Torricelli. Entretanto, o uso desse princípio, que pareceu ser suficiente por dois séculos, começou a mostrar notórias desvantagens na primeira metade do século XIX.

Em 1849, Eugene Bourdon inventou o manômetro de Bourdon, instrumento construído com um tubo em espiral que tende a se desenrolar com o aumento da pressão e a se enrolar com a redução da pressão. Este movimento é transmitido por meio de uma conexão mecânica a um sistema de engrenagens conectado a um ponteiro indicador de pressão [86]. Nesta época, o tubo de Bourdon tornou-se o equipamento mais utilizado para medição de pressão em escalas laboratoriais e industriais.

Por sua vez, a estimativa da pressão arterial é relacionada à descoberta da circulação sanguínea por William Harvey em 1628. Mais especificamente, datam de 1727 os primeiros estudos da pressão arterial, com base em um experimento feito pelo inglês Stephen Hales [45,87]. A pressão arterial é definida como a força exercida pelo sangue por unidade de área da parede arterial, em consequência da contração e relaxamento periódicos do coração.

Procedimentos gráficos para registro de ondas de pulso arterial foram demonstrados pela primeira vez em Paris, pelo médico Étienne-Jules Marey, em 1863 (Figura 14). O dispositivo desenvolvido baseava-se em uma mola fixa entre os pontos *a* e *b* (Figura 14(a)), que repousa firmemente sobre a artéria radial. Esta mola move-se em função das variações de diâmetro da artéria a cada pulsação. O parafuso na alavanca *c* e *d* é utilizado para regular o contato com a mola. O movimento é transferido para uma alavanca, entre *f* e *g*, responsável por registrar as variações de pressão. Mais especificamente, o terminal *g* escreve sobre uma tira de papel *h*, mantida em movimento por um mecanismo de relógio (Figura 14(a)). O instrumento chamado esfigmômetro de Marey (Figura 14(b)) foi usado durante anos por pesquisadores da época [88].

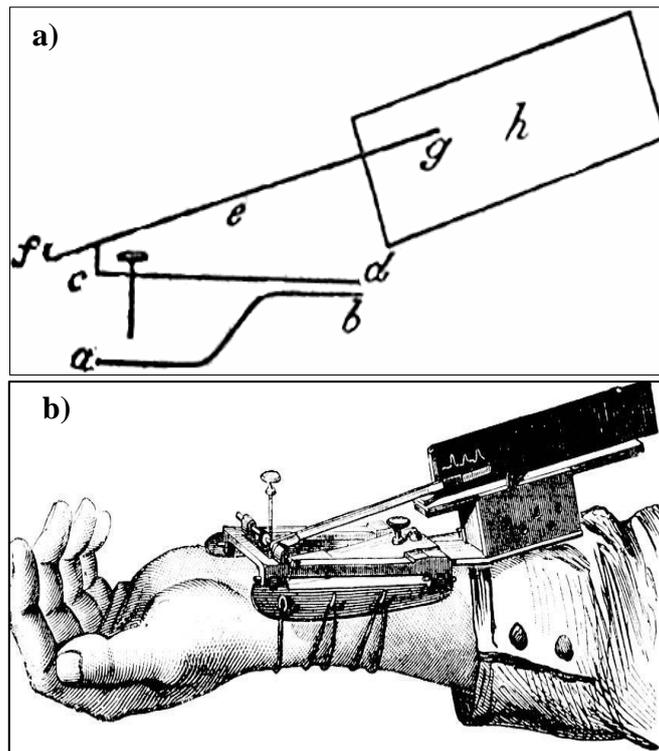


Figura 14 - Esfigmômetro de Etienne-Jules Marey [88]: (a) diagrama do funcionamento e (b) desenho do esfigmógrafo.

Por sua vez, o primeiro esfigmomanômetro foi inventado por Samuel Siegfried Karl Ritter von Basch, em 1881. Posteriormente, em 1896, o cientista Scipione Riva-Rocci desenvolveu uma versão menos complexa do instrumento. A técnica de medição envolve a compressão da artéria braquial, localizada na parte superior do braço, por meio de uma pulseira de borracha insuflada com ar. Após ser inflada, a pulseira é lentamente esvaziada através de uma válvula, e as variações de pressão são medidas usando uma coluna de mercúrio [89].

Em 1905, o médico e pesquisador russo, pioneiro da cirurgia vascular, Nikolai Korotkov contribuiu com o método auscultatório da esfigmomanometria, uma técnica vigente até a atualidade [45]. Além de um esfigmomanômetro analógico aneroide ou de coluna de mercúrio, o método auscultatório utiliza um estetoscópio para verificação tanto da pressão sistólica (contração dos músculos cardíacos) quanto da pressão diastólica (relaxamento dos músculos do coração), conforme ilustrado na Figura 15. Mais recentemente foram lançados os esfigmomanômetros digitais, que não empregam o método auscultatório. Em conformidade com o preconizado na Convenção de Minamata, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), por meio da RDC Nº 145, de março

de 2017, proibiu a utilização de esfigmomanômetros com coluna de mercúrio pelos serviços de saúde em todo o país.



Figura 15 – Esfigmomanômetro aneroide e estetoscópio para medição da pressão arterial pelo método auscultatório.

Porém, dada a complexidade dos mecanismos hemodinâmicos subjacentes à pressão arterial, estratégias adicionais devem ser consideradas para avaliar mais detalhadamente o comportamento hemodinâmico [45], evidenciando-se a necessidade de tecnologia também não-invasiva, mas que forneça informações detalhadas de todo o sistema arterial, o que é possível a partir da análise dos registros temporais das ondas de pulso arterial.

Na segunda metade do século 20 surge a tonometria arterial transcutânea, técnica não-invasiva baseada na tonometria oftálmica empregada para medição não-invasiva da pressão intraocular. Um tonômetro é um instrumento que mede pressão ou tensão, porém, no processo de aquisição, este tipo de sensor geralmente requer uma estrutura rígida, por exemplo, a óssea, contra a qual a artéria é aplanada [90,91]. O *IC-Sensor model 84* é um exemplo de transdutor para aquisição da onda de pulso, baseado no emprego de um tonômetro piezoresistivo (Figura 16) [92]. A sonda de contato do transdutor com a pele tem diâmetro de 19,1 mm e um pequeno volume de óleo de silicone transfere a pressão do diafragma para o sensor. A sensibilidade obtida nesta configuração é de 14,5 mV/kPa [92].



Figura 16 - Posicionamento do transdutor de pressão *IC-Sensor model 84* para a medição da onda de pulso arterial [92].

Entretanto, uma das dificuldades práticas para a medição de onda de pulso está relacionada com a área de contato do sensor, já que o mesmo deve ser colocado sobre a pele na região adequada para medição da onda de pulso de uma artéria, com outras estruturas anatômicas localizadas nas proximidades. Assim, em um trabalho desenvolvido por pesquisadores do Instituto Ansan (Korea) [93] foi implementado um conjunto de 7 sensores piezoresistivos (ATP015, APM) dispostos linearmente ao longo de um comprimento de 15 mm (Figura 17). A sensibilidade obtida por esta configuração foi de 28,58 mV/kPa [93].

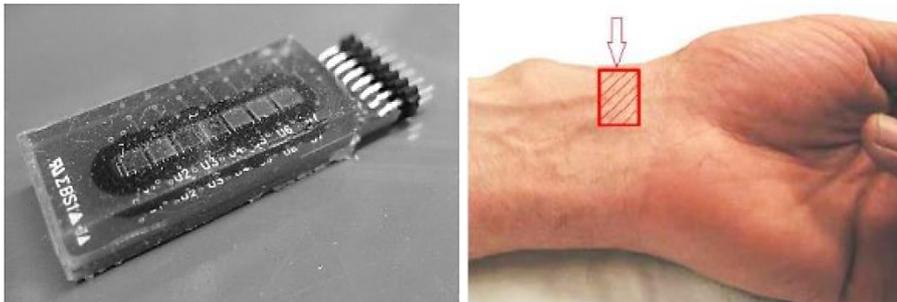


Figura 17 – a) Matriz de sensores de pressão b) Sensor colocado na superfície da pele próximo à artéria radial [93]

A disponibilidade de dispositivos capazes de realizar medições não-invasivas da forma de onda de pulso arterial vem contribuindo para o aprofundamento da compreensão das propriedades mecânicas das grandes artérias na fisiopatologia da hipertensão arterial [45].

Por sua vez, em pesquisas recentes foram utilizados sensores magnéticos baseados no efeito GMI (*Giant Magnetoimpedance*) objetivando o desenvolvimento de transdutores de pressão com elevada sensibilidade [2–4]. Destaca-se que os magnetômetros GMI apresentados na literatura são tradicionalmente baseados nas características de módulo da impedância do fenômeno GMI [2–4], de modo que esses primeiros protótipos de transdutores de

pressão, utilizando sensores GMI, previamente desenvolvidos no laboratório de Biometrologia da PUC-Rio, basearam-se nas características de módulo do efeito GMI (Figura 18) [2,3].

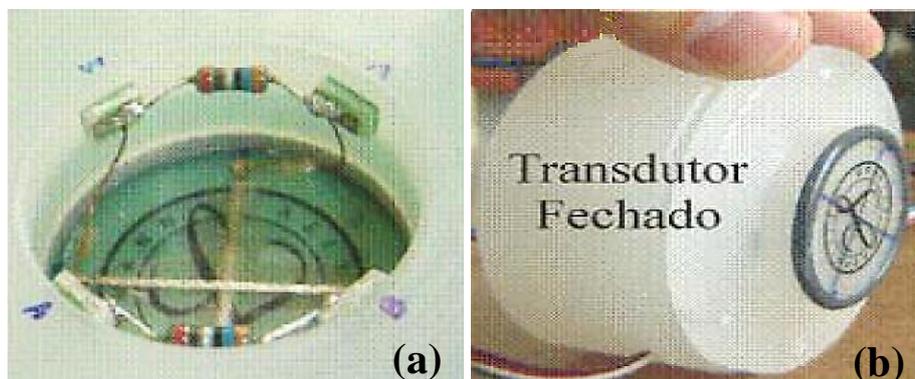


Figura 18 - Protótipo do transdutor de pressão desenvolvido em trabalhos anteriores [2,3]: (a) amostras em forma de fita montadas como dois braços opostos de uma configuração em ponte e (b) estrutura mecânica completa do transdutor de pressão.

Na Figura 18(a) observa-se que o sensor é composto por duas amostras GMI dispostas perpendicularmente entre si, posicionadas sobre uma membrana elástica. As amostras em forma de fita são montadas como dois braços opostos de uma estrutura em ponte, a qual é completada por dois resistores. Na Figura 18(b) é apresentada a estrutura mecânica do transdutor fechado. No centro da campânula há um parafuso, em cuja extremidade é colocado um ímã permanente circular (não mostrado na Figura 18). O parafuso permite variar a distância entre o ímã e as amostras, possibilitando que se ajuste a intensidade do campo magnético. A sensibilidade obtida por esta configuração foi de 131,05 mV/kPa [2]. O protótipo apresentado na Figura 18 foi projetado para a medição da onda de pulso arterial, por meio de uma configuração que inclui uma câmara incompressível para transdução mecânica (Figura 18(b)) [2,3].

Por outro lado, pesquisas subsequentes demonstraram que transdutores magnéticos baseados na fase do efeito GMI apresentam sensibilidade ainda mais elevada, quando comparada às obtidas por sensores baseados no módulo da impedância [5,34]. Assim, em 2014, foram realizados testes preliminares para a medição da onda de pulso arterial, utilizando marcadores magnéticos aderidos à pele de um voluntário e um sensor magnético baseado nas características de fase da impedância de sensores GMI. Ressalta-se que o arranjo experimental utilizado não incluiu a amplificação mecânica proporcionada por uma câmara incompressível, conforme apresentado na Figura 19 [7].



Figura 19 - Arranjo experimental implementado para a medição da onda de pulso arterial carotídeo, usando marcadores magnéticos [7].

Os resultados indicaram o potencial promissor da utilização das características de fase da impedância desses sensores para a transdução de pressão e, conseqüentemente, a possibilidade de alcançar a elevada sensibilidade necessária para aplicações biomédicas. Assim, em 2018, foi desenvolvido um protótipo inicial de um transdutor magnético baseado nas características de fase do efeito GMI, incluindo uma câmara incompressível para transdução mecânica (Figura 20), com o objetivo de facilitar a medição dos sinais de interesse.



Figura 20 - Posicionamento do transdutor desenvolvido em [8] para medição experimental da onda de pulso na artéria radial.

A sensibilidade obtida por esta configuração foi de 260 mV/kPa [8]. Porém, nesse estudo observou-se uma grande influência do comprimento do cabo utilizado para fazer a interconexão do sensor GMI ao circuito eletrônico de transdução sobre a sensibilidade do dispositivo. Este fato comprometeu a qualidade da aquisição contínua dos registros por tempos prolongados,

dificultando o detalhamento morfológico das ondas de pulso. Ademais, o diâmetro da superfície de contato da membrana semirrígida do transdutor com a pele do voluntário (32 mm) dificultava o posicionamento do transdutor em pontos de interesse, considerando as estruturas anatômicas adjacentes à artéria.

### 3. Desenvolvimento do transdutor de Pressão GMI em malha aberta

Na seção 3.1 são apresentados os métodos e procedimentos empregados para obtenção das curvas características do sensor GMI utilizado ao longo deste trabalho. As curvas características de módulo e fase da impedância das amostras GMI em função do campo magnético são analisadas e o modelo elétrico das amostras é obtido. A seção 3.2 descreve o protótipo do transdutor de pressão baseado nas características de fase da impedância de sensores GMI, destinado à medição da onda de pulso arterial, cuja configuração incorpora amplificação mecânica por meio de uma câmara incompressível. Finalmente, nas seções 3.3, 3.4 e 3.5 detalham-se os principais aspectos inerentes ao desenvolvimento do transdutor de pressão, assim como os parâmetros chave do protótipo, tais como: sensibilidade, linearidade, resposta em frequência, densidade espectral de ruído e resolução.

#### 3.1 Caracterização Experimental do Sensor GMI

A sensibilidade do transdutor de pressão GMI está diretamente relacionada à sensibilidade do sensor GMI, a qual é afetada por uma série de parâmetros como amplitude, frequência e nível CC da corrente de excitação; dimensões (comprimento, largura, espessura) das amostras GMI; campo magnético de polarização (gerado por uma fonte externa); entre outros [20]. Tendo em vista que se deseja implementar um transdutor baseado na leitura das características de fase do elemento sensor GMI, a fim de se otimizar a sensibilidade do transdutor, é preciso definir o conjunto de parâmetros responsável por maximizar a sensibilidade de fase  $S_{fase}$  do sensor, a qual é dada por

$$S_{fase} = \frac{d\theta_{sens}(H)}{dH} \quad (3)$$

onde  $\theta_{\text{sens}}$  é a fase da impedância do sensor e  $H$  o campo magnético externo.

A dependência da sensibilidade em função de todos os parâmetros que a afetam ainda não é bem modelada quantitativamente. Conseqüentemente, a busca pelo ponto ótimo é geralmente empírica. Entretanto, em [94] foi proposta uma nova técnica de otimização, baseada no uso de algoritmos genéticos, a fim de definir o conjunto de parâmetros responsáveis por maximizar a sensibilidade de sensores GMI com diferentes composições químicas e dimensões (comprimento, espessura e largura). Medições experimentais realizadas usando este sistema, para uma amostra GMI em forma de fita com composição química  $(\text{Co}_{94}\text{Fe}_6)_{72,75}\text{Si}_{12,25}\text{B}_{13,25}\text{Cr}_{1,75}$ , com 3 cm de comprimento, largura média de 1,5 mm e espessura de 45  $\mu\text{m}$ , indicaram uma sensibilidade de fase  $S_{\text{fase}}$  ótima de  $10,552^\circ\text{Oe}^{-1}$ , obtida para uma corrente de excitação com 40 mA de nível CC, superposta a uma componente senoidal com 30 mA de amplitude e 700 kHz de frequência. Assim, optou-se por arbitrar tais parâmetros para a corrente de excitação ( $i_c$ ), sendo esta dada por

$$i_c = [40 + 30\text{sen}(2\pi(700 \times 10^3)t)] \text{ mA} \quad (4)$$

Embora a unidade SI para campo magnético seja o A/m, o trabalho emprega oersted (Oe) para facilitar análises comparativas, já que Oe é a unidade comumente utilizada na literatura GMI para campo magnético. Tem-se que 1 Oe é equivalente a aproximadamente 79,577 A/m.

### 3.1.1 Sistema de caracterização das amostras GMI

Para a caracterização das amostras GMI, utiliza-se uma bobina de Helmholtz para geração de um campo magnético contínuo e uniforme, sobre o volume da amostra, com magnitude ajustável por meio de uma fonte de corrente controlável. A bobina de Helmholtz é uma estrutura convencionalmente utilizada para geração de campos magnéticos de baixa frequência, sendo composta por duas bobinas circulares de diâmetro idêntico, afastadas entre si por uma distância igual ao raio das bobinas. Cada bobina possui a mesma quantidade  $N$  de espiras, pelas quais circulam uma dada corrente  $I$ . A Figura 21 apresenta uma foto da estrutura real, utilizada no presente trabalho.

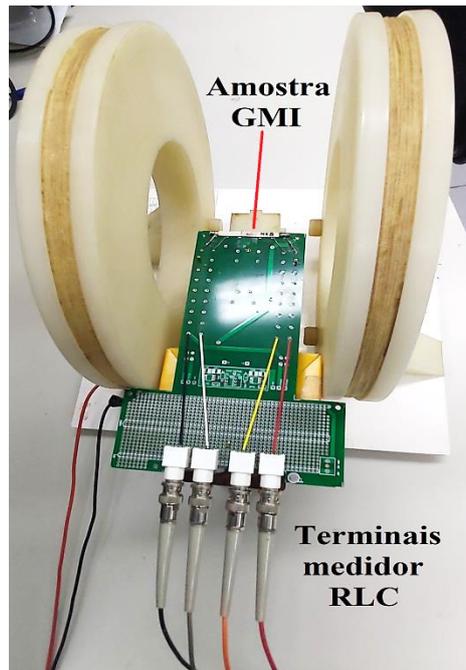


Figura 21 - Bobina de Helmholtz com uma amostra GMI posicionada em seu centro.

O campo magnético ( $H$ ) gerado no centro do par de Helmholtz, em função da corrente  $I$  que flui por suas espiras, pode ser calculado por meio da lei de Biot-Savart, sendo dado por

$$H = \frac{8 \cdot \mu_0 \cdot N \cdot I}{5 \cdot R \cdot \sqrt{5}} \quad (5)$$

onde  $N$  é o número total de espiras em cada bobina,  $R$  é o raio das bobinas e  $\mu_0$  é a permeabilidade magnética no vácuo.

A bobina de Helmholtz utilizada na caracterização experimental possui 48 espiras, em cada bobina, e um raio de 15 cm. Logo, tem-se que o campo magnético  $H$ , em oersteds, em função da corrente  $I$ , em amperes, é dado aproximadamente por

$$H \cong 2,877 \cdot I \quad (6)$$

A Figura 22 apresenta um diagrama do sistema de caracterização utilizado. O sensor GMI é colocado no centro da bobina de Helmholtz e posicionado de forma que o campo gerado pelo par de bobinas seja longitudinal ao comprimento da amostra. Por sua vez, a fim de minimizar a influência do campo magnético da Terra nas medições, o conjunto sensor-bobina é posicionado de forma a garantir que o comprimento da amostra sensora seja perpendicular à direção do campo da Terra. Este ajuste é feito com o auxílio de uma bússola.

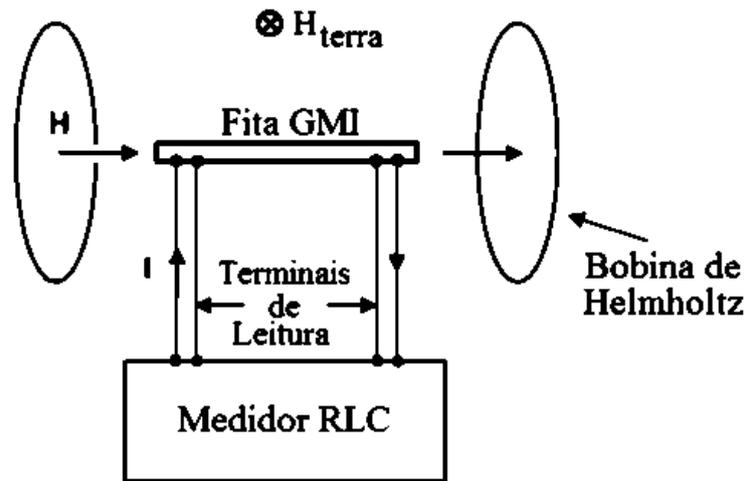


Figura 22 - Diagrama de Blocos do sistema utilizado na caracterização das amostras GMI.

O sistema de caracterização conta ainda com um medidor RLC (4285A, Agilent), responsável pela leitura de módulo e fase da amostra (Figura 22). Destaca-se que tal medidor também é capaz de excitar a amostra GMI com a corrente desejada, permitindo o ajuste dos parâmetros da corrente: níveis CC entre 0 mA e 100 mA, amplitudes *rms* entre 0 mA e 20 mA, e frequências entre 75 kHz e 30 MHz.

### 3.1.2 Caracterização experimental

O sistema de caracterização descrito na subseção anterior foi empregado na obtenção experimental das curvas características de módulo e fase da impedância do sensor GMI analisado, em função do campo magnético. As medições foram realizadas de modo a se poder avaliar efeitos de histerese, que costumam afetar o comportamento de sensores magnéticos [4]. Dessa forma, as medições têm início em  $H_{\text{início}} = 0$  Oe. A partir deste ponto, o campo é aumentado gradativamente até um valor máximo  $H_{\text{máx}} = 2$  Oe. Na sequência, o campo é reduzido até um valor mínimo  $H_{\text{min}} = -2$  Oe. Finalmente, o ciclo de histerese é concluído ao se percorrer o trajeto de  $H_{\text{min}}$  até  $H_{\text{início}}$ . As medições foram realizadas utilizando-se um passo  $\Delta H = 0,01$  Oe, sendo que a cada passo foram medidos os valores correspondentes de módulo e fase da amostra. Adotando-se o procedimento descrito, para cada valor de campo magnético avaliado obtêm-se dois valores de módulo e fase, com exceção dos extremos da curva  $H_{\text{máx}}$  e  $H_{\text{min}}$ , que possuem apenas um valor, e de  $H_{\text{início}}$ , que possui três valores associados.

As curvas experimentais de histerese de módulo  $|Z_{\text{sens}}(H)|$  e fase  $\theta_{\text{sens}}(H)$  da impedância do sensor GMI aqui estudado são apresentadas na Figura 23.

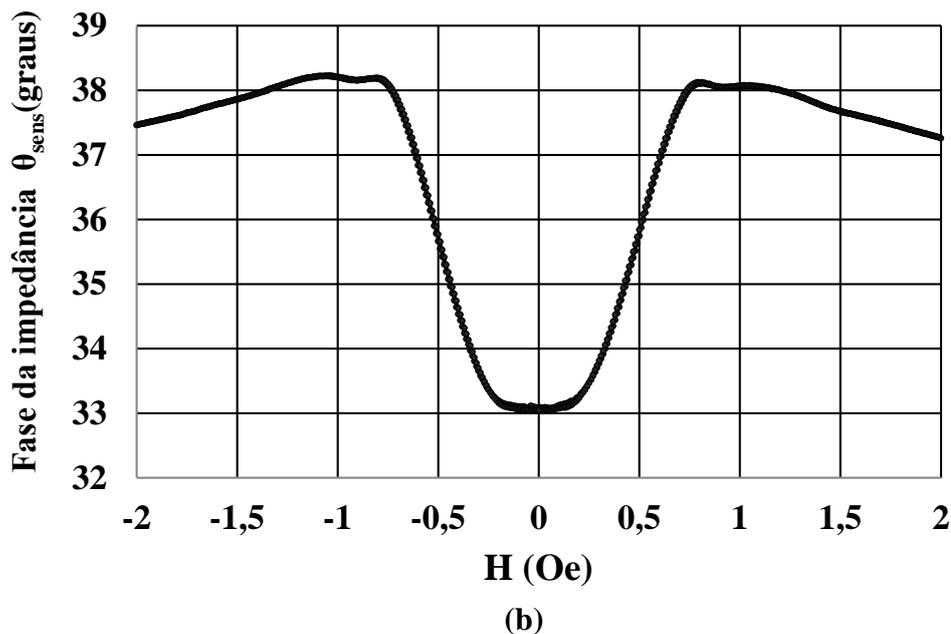
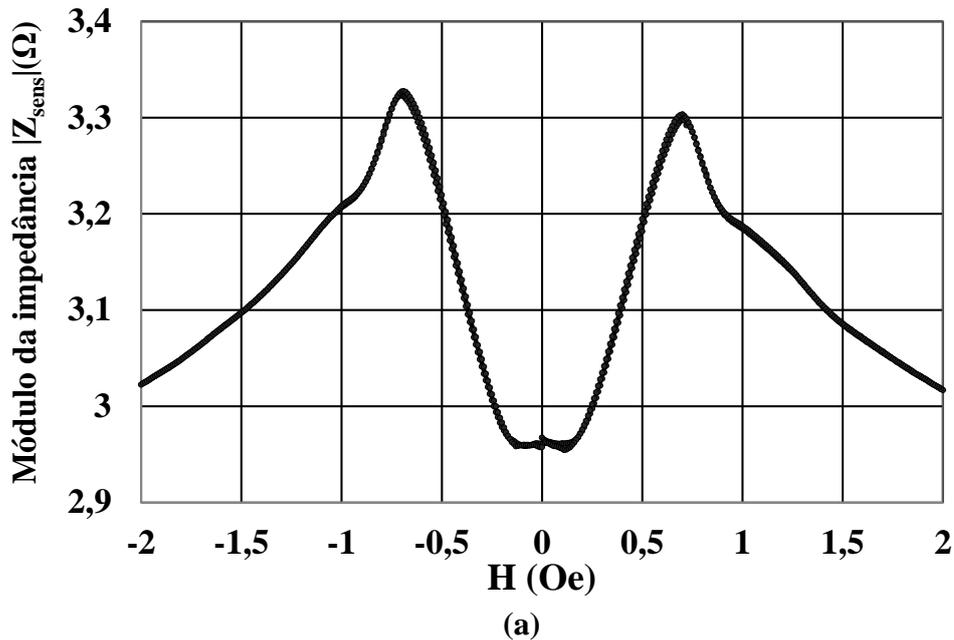
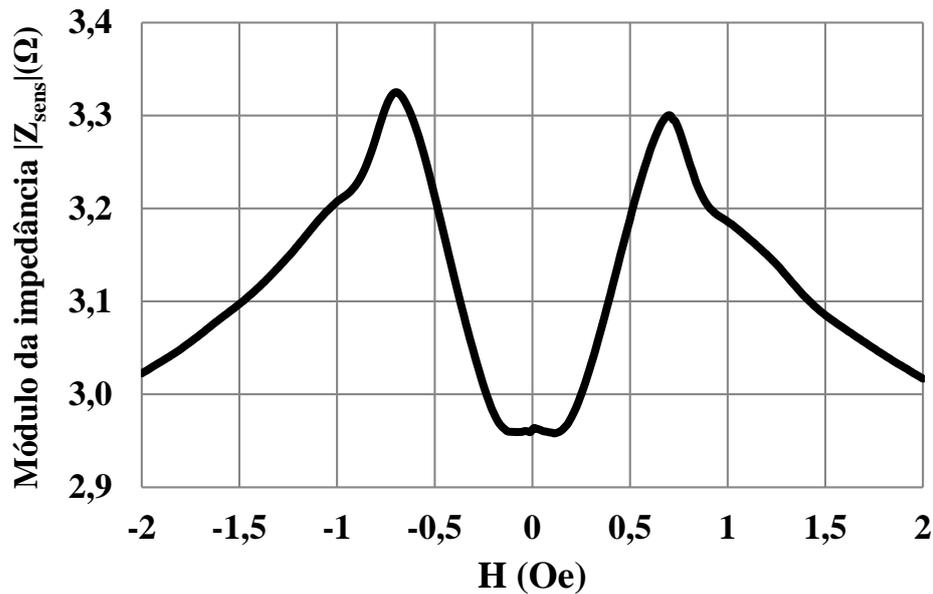


Figura 23 - Curvas de Histerese de a) Módulo e b) Fase da amostra GMI com 3 cm de comprimento, excitada por  $i_c = [40 + 30 \sin(2\pi 700 \times 10^3 t)]$  mA.

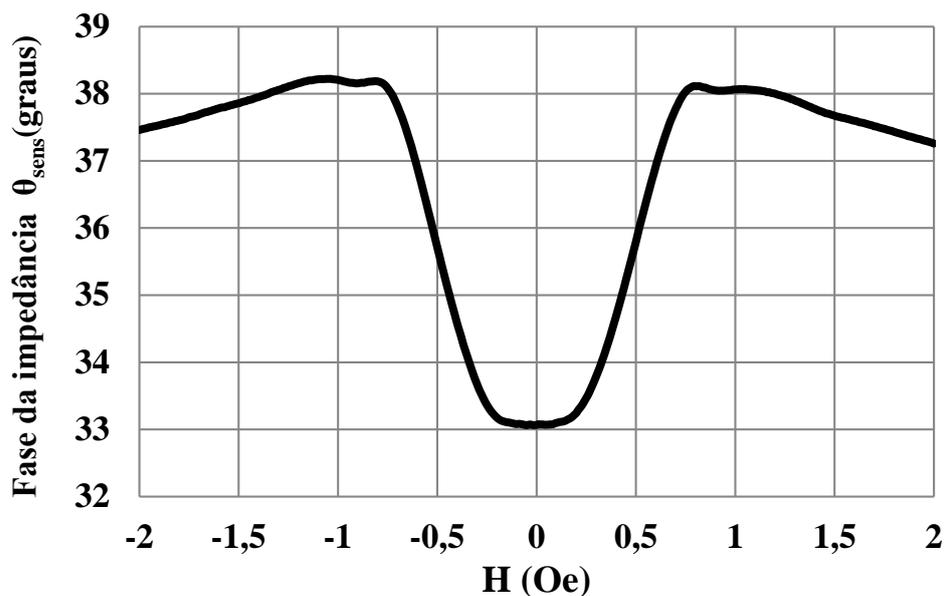
Ao se inspecionar a Figura 23, percebe-se que em ambos os casos a histerese foi satisfatoriamente pequena. Esta é uma característica extremamente desejável, tendo em vista o emprego desses elementos como sensores de um transdutor.

Por sua vez, as curvas médias de módulo e fase da impedância da amostra GMI são explicitadas na Figura 24. Estas curvas são calculadas fazendo-se a

média ponto-a-ponto das respectivas curvas de histerese apresentadas na Figura 23.



(a)



(b)

Figura 24 - Curvas Médias de a) Módulo e b) Fase da amostra GMI com 3 cm de comprimento, excitada por  $i_c = [40 + 30 \sin(2\pi 700 \times 10^3 t)]$  mA.

Analisando-se a curva de fase obtida na Figura 24(b), percebe-se que a região entre 0,3 Oe e 0,7 Oe possui alta sensibilidade e é satisfatoriamente linear. Conseqüentemente, objetivando garantir a linearidade da resposta do transdutor e maximizar sua sensibilidade, decidiu-se operar o elemento sensor dentro desta região. Note que, é importante polarizar o sensor em  $H = 0,5$  Oe (ponto médio da

região de operação), a fim de possibilitar a maximização da excursão simétrica dentro desta região.

A Figura 25 apresenta com mais detalhes a região de operação selecionada.

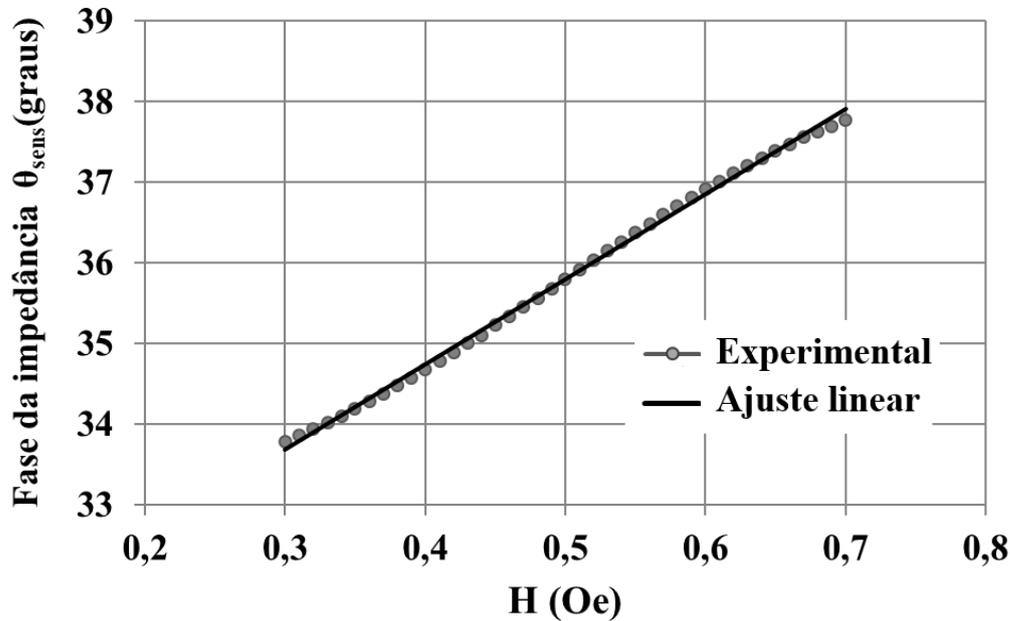


Figura 25 - Região Linear da curva média de fase da amostra GMI ( $0,3 \text{ Oe} \leq H \leq 0,7 \text{ Oe}$ ).

Foi usado o coeficiente de determinação ( $R^2$ ) para definir quão próximos os dados estão da linha de regressão ajustada. Lembra-se que o valor de  $R^2$  varia entre 0 e 1, sendo que quanto maior o  $R^2$  melhor é o ajuste dos dados ao modelo linear. O valor de  $R^2$  para o ajuste linear obtido foi igual a 0,998, evidenciando um comportamento de fase em função do campo magnético satisfatoriamente linear. Assim, nota-se que o polinômio de ajuste linear definido modela adequadamente o comportamento experimental. A eq. (7) apresenta o polinômio de ajuste para a faixa de interesse ( $0,3 \text{ Oe} \leq H \leq 0,7 \text{ Oe}$ ).

$$\theta_{sens} = (10,552^\circ \cdot \text{Oe}^{-1})H + 30,521^\circ \quad (7)$$

### 3.1.3 Modelo elétrico da amostra GMI

A impedância  $Z_{sens}$  das amostras GMI analisadas pode ser eletricamente modelada como uma resistência  $R_{sens}$  em série com uma indutância  $L_{sens}$ , cujos valores variam em função do campo magnético externo aplicado [21,95,96], conforme definido por

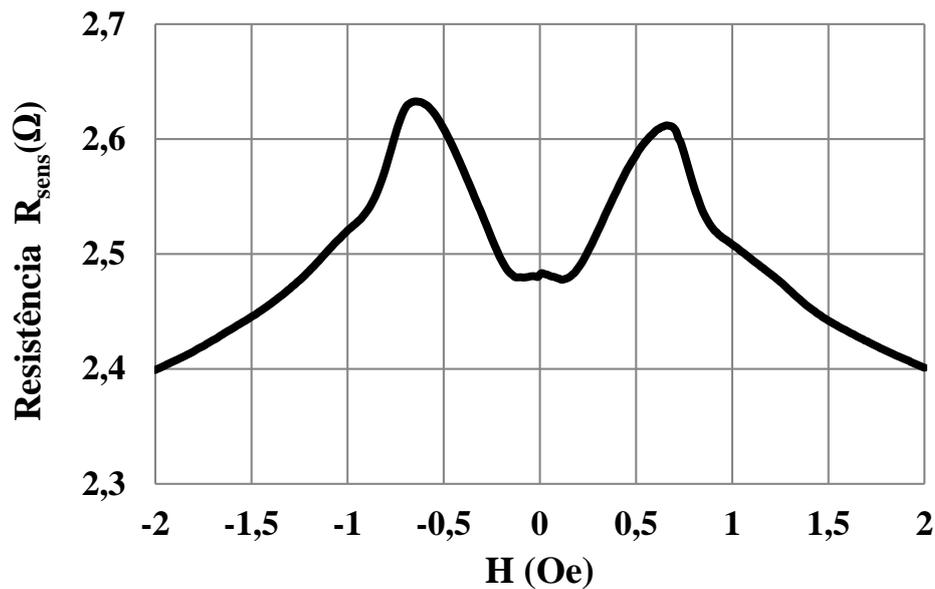
$$Z_{sens}(H) = R_{sens}(H) + j\omega L_{sens}(H) \quad (8)$$

Onde  $\omega$  é a frequência angular da corrente de excitação da amostra.

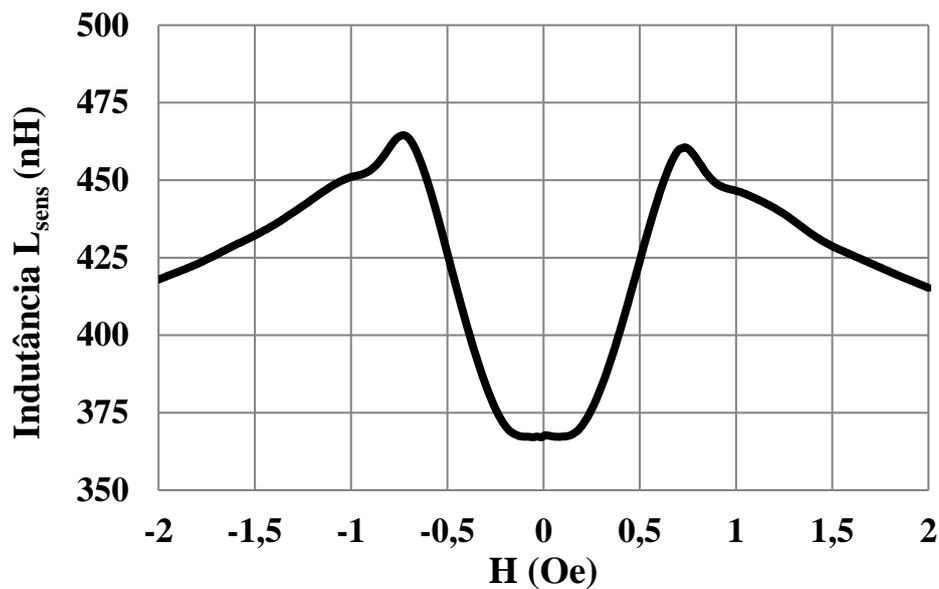
A partir dos resultados de módulo ( $|Z_{sens}|$ ) e fase ( $\theta_{sens}$ ) apresentados na Figura 24, é possível calcular os respectivos valores de resistência  $R_{sens}$  e indutância  $L_{sens}$ , por meio das eqs. (9) e (10). Por sua vez, a dependência destes valores com o campo magnético  $H$  é mostrada na Figura 26.

$$R_{sens}(H) = |Z_{sens}(H)| \cos \theta_{sens}(H) \quad (9)$$

$$L_{sens}(H) = \frac{|Z_{sens}(H)| \sin \theta_{sens}(H)}{\omega} \quad (10)$$



(a)



(b)

Figura 26 - Curvas Médias de (a) Resistência e (b) Indutância da amostra GMI com 3 cm de comprimento, excitada por  $i_c = [40 + 30 \sin(2\pi 700 \times 10^3 t)]$  mA.

Ressalta-se que a obtenção do modelo elétrico das amostras é fundamental para a consecução das simulações computacionais do circuito eletrônico de transdução.

### 3.2

#### Descrição do protótipo do transdutor de pressão

O esquemático da estrutura mecânica do transdutor de pressão desenvolvido neste trabalho é apresentado na Figura 27. O arranjo experimental inclui uma câmara incompressível para transdução mecânica, de modo que uma variação de pressão  $\Delta P$ , aplicada sobre a membrana semirrígida, é transmitida pela câmara incompressível e gera um deslocamento da membrana elástica. Por sua vez, tal deslocamento faz com que a fonte de campo magnético móvel (ímã permanente) se desloque em relação a um sensor magnético GMI disposto na base da estrutura, provocando uma variação do campo magnético resultante sobre ele ( $\Delta H$ ). Na sequência da cadeia de processamento do sinal, tem-se que a variação de campo  $\Delta H$  implica a alteração da fase da impedância do elemento sensor, a qual é, posteriormente, convertida em tensão, por meio do circuito eletrônico de transdução descrito em [8]. Dessa forma, gera-se uma tensão elétrica de saída diretamente associada à variação de pressão  $\Delta P$ , à qual a membrana semirrígida foi submetida.

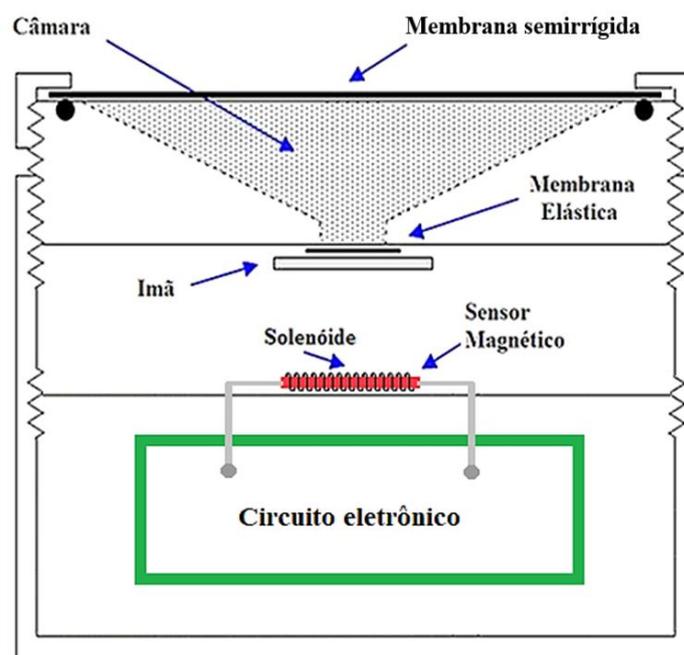


Figura 27 - Esquema simplificado do transdutor de pressão desenvolvido.

É importante ajustar adequadamente o valor do campo magnético de polarização, a fim de permitir que a amostra sensora opere em uma faixa linear e possua boa sensibilidade. Define-se aqui campo magnético de polarização como o campo resultante sobre a amostra GMI na situação de equilíbrio, ou seja, quando a membrana semirrígida esta sometida só a pressão atmosférica ( $\Delta P = 0$ ). Note que, na situação de equilíbrio, a fonte de campo magnético móvel gera um campo magnético sobre a amostra GMI, entretanto tal campo pode não apresentar o valor ideal para adequada polarização do sensor. Dessa forma, coloca-se a amostra sensora no interior de um solenoide, conforme indicado na Figura 27, de forma a garantir que o campo gerado pelo mesmo seja longitudinal ao comprimento do sensor GMI. Assim, o campo magnético de polarização é dado pela associação do campo magnético gerado pela fonte de campo magnético móvel (ímã), para  $\Delta P = 0$ , com o campo magnético gerado pelo solenoide. Consequentemente, ajustando-se a corrente que flui pelo solenoide, é possível ajustar o campo de polarização para um valor satisfatório.

### 3.2.1 Estrutura mecânica do transdutor de pressão

A estrutura mecânica do transdutor de pressão desenvolvido neste trabalho é apresentada na Figura 28. A estrutura mecânica completa foi modelada num software CAD (*Computer Aided Design*), que permitiu criar um modelo 3D realista das peças e de sua montagem. Posteriormente, o modelo foi impresso na impressora ANYCUBIC 3D Photon Mono X, capaz de criar objetos a partir de uma resina líquida, utilizando uma fonte de luz para solidificar o material.

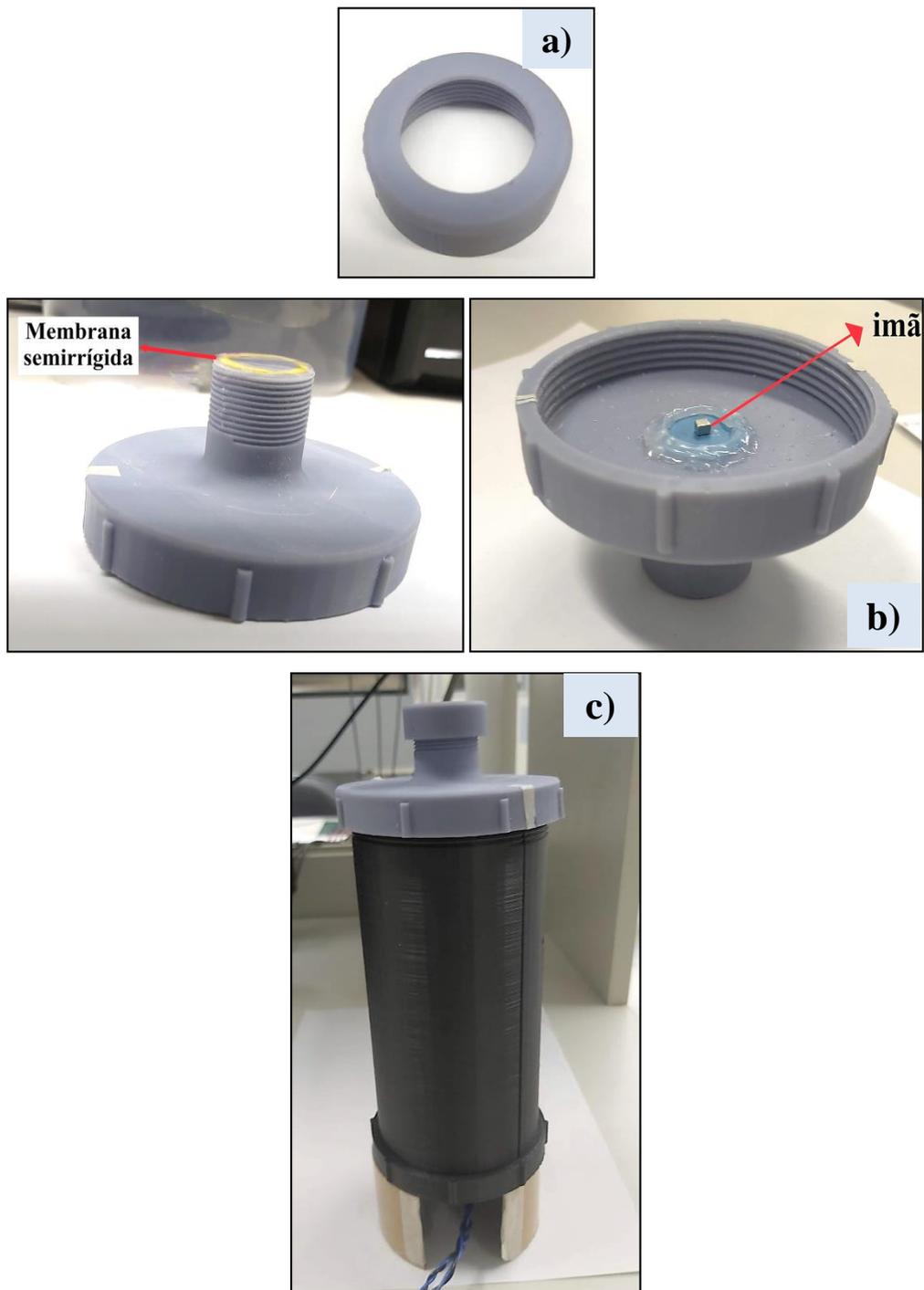


Figura 28 - Partes da estrutura mecânica do transdutor de pressão: (a) anel de fixação da membrana semirrígida, (b) câmara incompressível e (c) protótipo completo

Nas fotos apresentadas na Figura 28 pode-se observar as peças que compõem a estrutura mecânica do transdutor de pressão, que pode ser subdividida em três partes principais. Em (a), mostra-se uma pequena peça anelar, que tem a função de segurar a membrana semirrígida e permitir um adequado contato da mesma com a pele do voluntário. Por sua vez, em (b), visualiza-se a membrana

semirrígida que fará contato com a pele do voluntário, para aquisição dos sinais de interesse. No interior desta peça está localizada a câmara incompressível, que tem a função de transmitir a pressão aplicada na membrana semirrígida à membrana elástica, que tem aderido um pequeno ímã, utilizado como fonte de campo magnético móvel. Finalmente, em (c), observa-se a estrutura completa. Na base da estrutura mecânica estão posicionados o solenoide de polarização, com a amostra GMI em seu interior. Esta última se conecta a uma placa de circuito impresso.

Para fins de medição das ondas de pulso arterial, a membrana do transdutor é colocada em contato direto com a pele, sobre a área adequada para captura do biosinal. O presente trabalho teve como objetivo superar problemas anteriormente observados, advindos do incorreto posicionamento do sensor sobre a área de interesse, devido ao tamanho da membrana semirrígida. Deste modo buscou-se aprimorar a resolução espacial da estrutura mecânica do transdutor de pressão, a fim de tornar possível o acesso a regiões anatômicas de difícil alcance. Para tal fim, foram feitos diferentes ensaios na peça (b) da Figura 28, que corresponde à peça sobre a qual fica posicionada a membrana semirrígida.

Para um destes testes, foram projetadas peças com diferentes diâmetros, na circunferência onde fica posicionada a membrana. Assim, foram feitos estudos utilizando membranas com diâmetros de 3 cm, 2,5 cm, 2 cm e 1,5 cm. Nesta configuração, a fim de se medir experimentalmente a densidade de fluxo magnético do ímã aderido a membrana elástica, foi posicionado um sensor *fluxgate* comercial (FVM400 Vector Magnetometer, MEDA Inc.) na base da estrutura (b), mostrada na Figura 28, e aplicou-se pressão na membrana semirrígida. Esta variação de pressão  $\Delta P$ , aplicada sobre a membrana semirrígida, é transmitida pela câmara incompressível e gera um deslocamento da membrana elástica. Por sua vez, tal deslocamento faz com que a fonte de campo magnético móvel (ímã permanente) se desloque em relação ao *fluxgate* disposto na base da estrutura. Aplicou-se sempre a mesma pressão (12,487 kPa) sobre as membranas com diferentes diâmetros. A variação de pressão foi feita por meio da colocação de uma massa padrão conhecida de 100 gramas sobre as membranas semirrígidas de diferentes diâmetros, com auxílio de um anteparo que estabelece uma área de contato com as membranas de  $7,85 \times 10^{-5} \text{ m}^2$ . Para o cálculo da pressão, a gravidade da terra foi definida como  $9,81 \text{ m/s}^2$ . Para cada diâmetro de membrana,

mediu-se a densidade de fluxo magnético associada ao deslocamento do ímã, em função da pressão exercida sobre a membrana.

Tabela 2. Avaliação experimental da influência do diâmetro da membrana.

Diâmetro da membrana (cm)	Pressão (kPa)	Densidade de fluxo magnético ( $\mu\text{T}$ )
3,0	12,487	7,420
2,5	12,487	2,457
2,0	12,487	0,876
1,5	12,487	0,004

Observando-se a Tabela 2, percebe-se que a diminuição do diâmetro da membrana causa uma queda significativa na densidade de fluxo magnético medido pelo *fluxgate*. Dessa forma, buscando-se uma relação de compromisso entre aumento da sensibilidade e redução do diâmetro da membrana, optou-se por implementar o transdutor com a membrana com 2,5 cm de diâmetro.

### 3.2.2 Circuito eletrônico de transdução

Os terminais do sensor GMI estão ligados ao circuito eletrônico de transdução descrito em [8]. Este circuito possui as funções de alimentar eletricamente a amostra GMI e de ler a variação de fase da impedância do elemento sensor, decorrente da variação de campo  $\Delta H$  gerado pela aproximação do ímã em relação à amostra sensora, quando uma pressão  $\Delta P$  é aplicada na membrana semirrígida. Posteriormente, esta alteração na fase da impedância do elemento sensor é convertida em tensão, diretamente associada à variação de pressão  $\Delta P$  à qual a membrana semirrígida foi submetida. Note que, a rigor, este circuito desempenha a função de transdutor magnético, sendo parte integrante da cadeia de transdução de pressão em tensão elétrica, a qual é baseada na transdução de pressão em campo magnético e, na sequência, deste em tensão elétrica. A representação simplificada do circuito é apresentada na Figura 29, por meio de um diagrama de blocos.

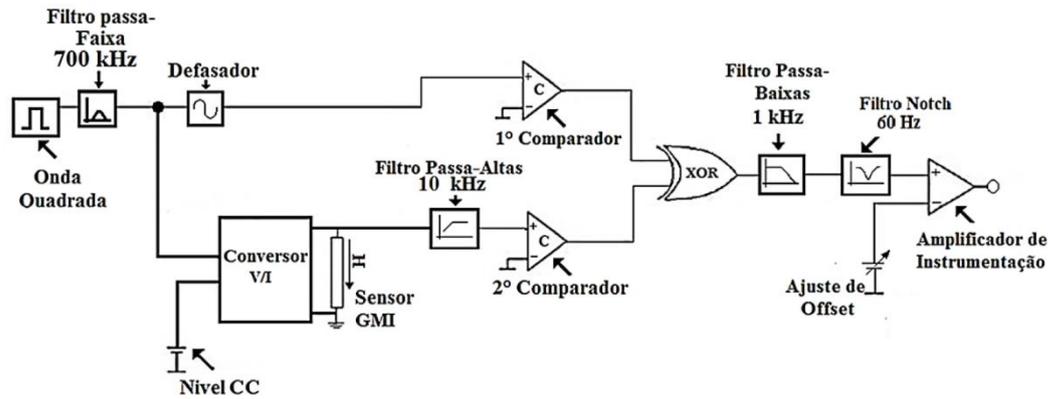


Figura 29 – Diagrama de blocos do circuito eletrônico de transdução de campo magnético em tensão.

Conforme indicado na Figura 29, o circuito de transdução inicia com um estágio de excitação composto por um oscilador, responsável por gerar uma onda quadrada com 700 kHz de frequência, a qual passa por um filtro passa-faixa de 8ª ordem, centrado em 700 kHz. Dessa forma, este filtro altamente seletivo privilegia a componente fundamental da onda quadrada (700 kHz), enquanto atenua as demais componentes espectrais. Consequentemente, o sinal de saída do filtro torna-se uma onda senoidal de 700 kHz.

Na sequência, esta onda senoidal de 700 kHz é conectada à entrada de dois blocos: um defasador e um conversor de tensão em corrente (conversor V/I), ajustado de modo a converter a onda senoidal de tensão em uma corrente alternada de mesma frequência e com amplitude ajustada para 30 mA. Adicionalmente, o conversor V/I também recebe um nível CC, fornecido por um regulador de tensão, e converte-o em uma corrente contínua de 40 mA. Finalmente, estas correntes são superpostas e utilizadas para excitar o sensor GMI com a corrente especificada na seção 3.1, isto é,  $i_c = [40 + 30\text{sen}(2\pi 700 \times 10^3 t)]$  mA.

Por sua vez, o estágio de leitura de fase inicia-se com dois comparadores, configurados como detectores de nulo, utilizados a fim de converter os sinais senoidais de entrada em uma onda quadrada com níveis de tensão compatíveis com as entradas do ou-exclusivo (*XOR*). O primeiro comparador é conectado a um sinal senoidal de referência com frequência 700 kHz, advindo da saída do defasador, cuja fase é fixa e independente do campo magnético. Por outro lado, o segundo comparador recebe um sinal advindo do conversor V/I onde o sensor GMI está conectado, o qual varia sua fase em função do campo magnético (*H*).

Ressalta-se que o sinal de saída do conversor V/I não pode ser conectado diretamente à entrada do 2º comparador, configurado como detector de nulo, pois este nunca passa por zero volts, devido à presença de um nível CC de tensão. Conseqüentemente, objetivando-se remover o nível CC de tensão, utiliza-se um filtro passa-altas com frequência de corte ajustada para aproximadamente 10 kHz. Elimina-se, assim, o nível CC do sinal e deixa-se passar a componente de interesse, com frequência de 700 kHz. Este estágio também é responsável por amplificar em cerca de 10 vezes o sinal senoidal de 700 kHz, a fim de se fornecer níveis de tensão mais adequados às entradas do segundo comparador. Dessa forma, tem-se que variações do campo magnético  $H$  induzirão alterações na fase do segundo comparador, enquanto a fase do 1º comparador permanecerá fixa.

Na sequência, as saídas dos comparadores são conectadas às entradas do ou-exclusivo (XOR), fazendo com que este gere em sua saída uma onda quadrada com *duty cycle* de aproximadamente 50 % e frequência de 1400 kHz, ou seja, o dobro da frequência dos sinais conectados às suas entradas. Para tal fim, ajusta-se a defasagem inserida pelo defasador de modo a garantir que as ondas quadradas geradas pelos dois comparadores estejam 90º defasadas entre si, para o campo de polarização. É importante destacar que este *duty cycle* é função da defasagem entre as ondas de entrada e, conseqüentemente, irá variar em função do campo magnético  $H$ , visto que a fase do sinal de saída do 2º comparador é dependente de  $H$ .

Em seguida, a onda de saída do XOR passa por um filtro passa-baixas de 4ª ordem, com frequência de corte de 1 kHz, responsável por extrair o nível CC do sinal de saída do XOR, o qual é proporcional à defasagem. Na sequência da cadeia de transdução, o sinal de saída do filtro passa-baixas é conectado à entrada de um filtro *notch*, ajustado de modo a estar sintonizado em 60 Hz, garantindo a atenuação de perturbações advindas da rede elétrica. Por fim, o sinal de saída do filtro *notch* é conectado à entrada de um amplificador de instrumentação com baixo nível de ruído  $1/f$ , e com ganho ajustado para 50 V/V. Conforme destacado na Figura 29, uma das entradas do amplificador de instrumentação é conectada a um estágio de ajuste de *offset*, implementado a fim de garantir que a saída do circuito seja nula quando o sensor estiver submetido apenas ao campo de polarização. Dessa forma, tem-se que a saída do amplificador de instrumentação

(saída do circuito) será proporcional às variações de fase do elemento sensor GMI e, conseqüentemente, ao campo magnético aplicado.

A fim de se detalhar a configuração do circuito eletrônico implementado, e analisar o seu desempenho, a descrição de seus módulos e os resultados obtidos são apresentados no Apêndice A.

A montagem experimental do circuito descrito em [8] foi feita em uma *protoboard* (Figura 30). Entretanto, no presente trabalho, optou-se por fazer o projeto e fabricação de uma placa de circuito impresso, visto que a configuração do dispositivo destina-se a aplicações biomédicas, tais como medições da onda de pulso arterial e de sua velocidade de propagação. Dessa forma, pretende-se minimizar o ruído eletrônico, que pode comprometer o desempenho do sistema. Ademais, a placa foi projetada almejando-se reduzir suas dimensões, para facilitar o posicionamento do dispositivo nas áreas de interesse.

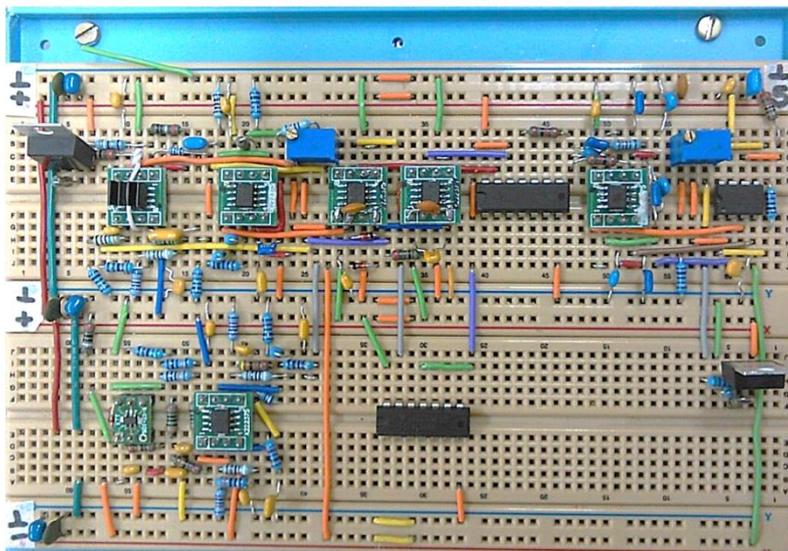


Figura 30 – Circuito eletrônico de transdução de campo magnético em tensão, desenvolvido em [9].

O desenvolvimento da PCB (*Printed circuit board*) foi realizado utilizando o software Altium design, uma ferramenta poderosa para o desenvolvimento de PCBs, permitindo que se projete o esquemático de todo o circuito e, posteriormente, que se modele a placa de circuito impresso. A partir do esquemático é gerado o *layout* da PCB, contendo o posicionamento dos componentes, as conexões entre eles, além do formato e dimensão da placa. O software Altium permite ajustar o tamanho dos furos, das trilhas e ilhas, assim como que se faça o roteamento manual ou automático.

Neste trabalho, optou-se pela utilização do roteamento manual para o projeto da PCB, devido à complexidade da placa, a fim de se ter mais controle sobre todos os ajustes finos do processo. Ademais, tendo em vista as características das aplicações biomédicas de interesse, objetivou-se reduzir o tamanho da placa projetada. Assim, o circuito foi projetado com componentes SMD (*Surface Mounted Device*). Uma vez concluído o projeto da PCB, foi gerado um arquivo Gerber para fabricação da placa, contendo todas as informações importantes, como dimensões, trilhas, furos, vias, quantidade de camadas, entre outras informações.

Por sua vez, a fim de garantir a confiabilidade e qualidade da PCB e considerando o tamanho reduzido dos componentes SMD e das trilhas, optou-se por não se fazer a soldagem manual dos componentes na placa de forma convencional. Dessa forma, a fabricação e montagem dos componentes da PCB estiveram a cargo da empresa PCB Brasil. A Figura 31 apresenta a montagem final da placa confeccionada.



Figura 31 – Versão final do circuito eletrônico de transdução de campo magnético em tensão.

A PCB apresentada na Figura 31 tem 138 mm de comprimento e 60 mm de largura. O sensor GMI encontra-se posicionado no interior do solenoide de polarização, localizado na extremidade esquerda da PCB, com o objetivo de facilitar o seu posicionamento em relação à fonte de campo magnético móvel (ímã permanente), disposto na membrana elástica.

Este circuito é parte integrante da cadeia de transdução de pressão em tensão elétrica, a qual é baseada na transdução de pressão em campo magnético e, na sequência, deste em tensão elétrica, por meio do circuito eletrônico de transdução descrito anteriormente. O circuito eletrônico de transdução foi experimentalmente avaliado, com o fim de obter parâmetros chave como: sensibilidade, linearidade,

resposta em frequência, densidade espectral de ruído e resolução. Os resultados experimentais do circuito eletrônico de transdução são detalhadamente apresentados no apêndice A. Em resumo, a análise experimental do circuito eletrônico de transdução desenvolvido indicou uma sensibilidade média igual a  $19,6 \text{ V}\cdot\text{Oe}^{-1}$  ou equivalente a  $0,196 \text{ mV/nT}$ , na região de operação ( $0,3 \text{ Oe} \leq H \leq 0,7 \text{ Oe}$ ), e resolução de  $93,1 \text{ nT}$ , na banda de passagem (0 até  $1000 \text{ Hz}$ ).

### 3.3 Sensibilidade e linearidade

A sensibilidade do transdutor de pressão pode ser significativamente afetada pela distância de separação entre a fonte de campo magnético móvel, neste caso o ímã permanente, e o sensor GMI, vide Figura 27. Reduzindo-se esta distância, aumenta-se a variação do campo magnético sobre o sensor para uma mesma pressão exercida sobre a membrana semirrígida e, conseqüentemente, aumenta-se a sensibilidade do transdutor. Por outro lado, ao se aproximar a fonte de campo móvel do sensor, aumenta-se o campo de polarização, o qual deve ser mantido em  $H = 0,5 \text{ Oe}$ , a fim de que o transdutor opere em sua região linear, conforme discutido na seção 3.1. Dessa forma, coloca-se o sensor GMI dentro de um solenoide, que gera um campo magnético a fim de se manter o campo de polarização fixo em  $0,5 \text{ Oe}$ , na situação de equilíbrio (pressão nula).

No intuito de avaliar qual é a corrente de excitação necessária para que o solenoide possa compensar o campo magnético gerado pelo ímã, a fim de manter o campo de polarização sobre a amostra em  $0,5 \text{ Oe}$ , obtiveram-se experimentalmente as curvas da fase da impedância do sensor GMI em função da corrente de excitação do solenoide, para diferentes distâncias de separação entre a fonte de campo e o sensor. Foram obtidas curvas de fase para afastamentos entre  $0 \text{ mm}$  e  $10 \text{ mm}$ , em passos de  $1 \text{ mm}$ . A montagem para este ensaio experimental é composta por um bloco plástico, onde é fixado um pequeno fragmento de ímã, e um plano milimetrado, sobre o qual o bloco com o ímã se desloca em relação ao sensor GMI. Visto que o sensor utilizado é do tipo LMI, a fim de se maximizar a sensibilidade do arranjo, o ímã permanente aderido ao bloco plástico foi orientado de forma que suas linhas de campo fossem paralelas ao comprimento do sensor GMI (Figura 32).

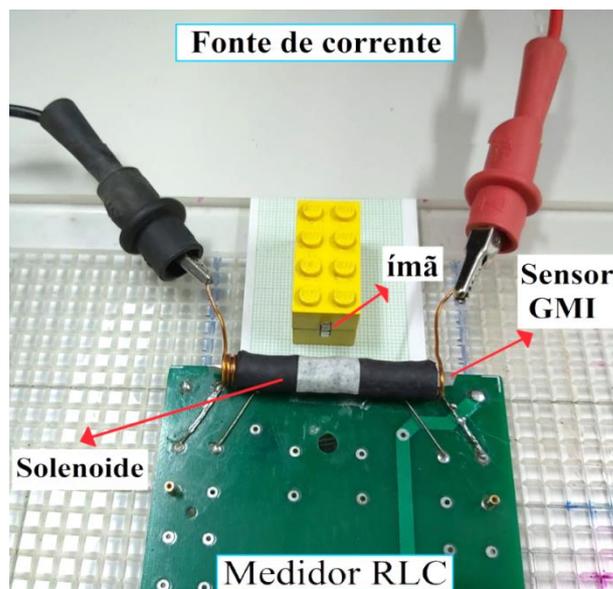


Figura 32 - Arranjo experimental utilizado para obtenção das curvas de fase do sensor GMI em função da corrente de excitação do solenoide, para diferentes distâncias de separação entre sensor e ímã permanente.

No processo de caracterização, o ímã é colocado a uma distância determinada do sensor GMI e o solenoide é excitado com uma corrente contínua controlável, de modo que o mesmo gere um campo magnético CC. Dessa forma, o campo resultante sobre a amostra GMI é dado pela associação do campo do ímã com o campo do solenoide. Na sequência, utiliza-se um medidor RLC (4285A, Agilent), para excitação da amostra GMI com a corrente desejada,  $i_c = [40 + 30 \text{sen}(2\pi 700 \times 10^3 t)]$  mA, e para leitura de módulo e fase da amostra.

As curvas de caracterização da amostra GMI foram obtidas para correntes no solenoide variando de -150 mA até 150 mA, em passos de 1 mA, fazendo-se uma leitura de fase a cada passo de corrente. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 33. As curvas obtidas para as diferentes distâncias analisadas (0 mm a 10 mm) foram sobrepostas visando evidenciar a variação da fase à medida que se aproxima o ímã permanente do sensor magnético.

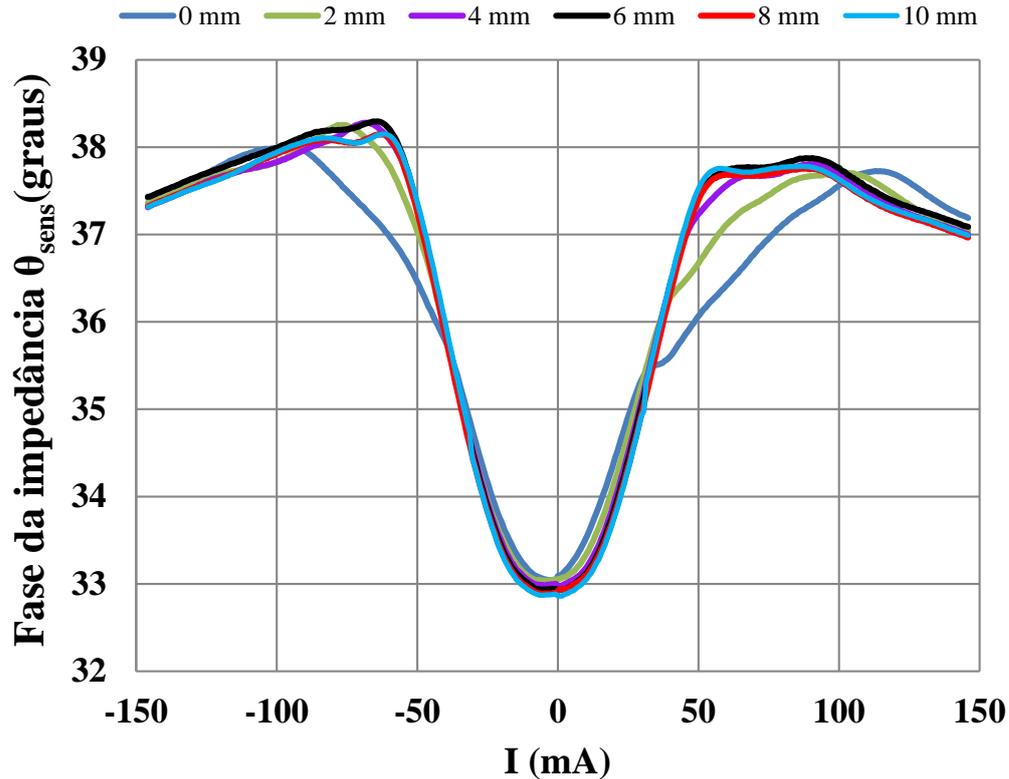


Figura 33 - Caracterização experimental da fase da impedância do sensor GMI em função da corrente de excitação do solenoide, para diferentes distâncias de afastamento entre o ímã e o sensor GMI.

Na Figura 33, nota-se que, ao se reduzir a distância de afastamento entre o ímã e o sensor, as curvas apresentam uma diminuição da sensibilidade de fase. Verifica-se ainda que, para afastamentos muito pequenos (em especial: 0 mm e 2 mm), a linearidade da curva de fase é significativamente comprometida. Com base nos resultados obtidos, optou-se por fixar a distância de separação entre o ímã e o sensor em 6 mm, que foi a menor distância para a qual a amostra ainda exibiu um comportamento razoavelmente linear. Esta curva isolada é apresentada mais detalhadamente na Figura 34.

Analisando-se a curva de fase da impedância, mostrada na Figura 34, percebe-se que a região entre 20 mA e 50 mA possui alta sensibilidade e é satisfatoriamente linear. Consequentemente, objetivando garantir a linearidade da resposta do transdutor e maximizar sua sensibilidade, decidiu-se operar o elemento sensor dentro desta região.

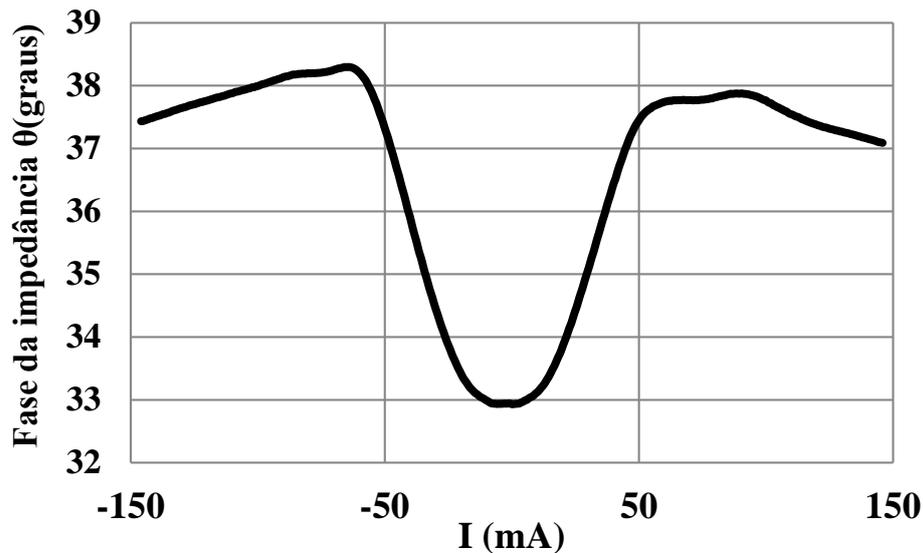


Figura 34 - Caracterização experimental da fase da impedância do sensor GMI em função da corrente de excitação do solenoide, para um afastamento de 6 mm entre ímã e sensor.

A Figura 35 apresenta com mais detalhes o comportamento da fase da impedância na região de operação selecionada.

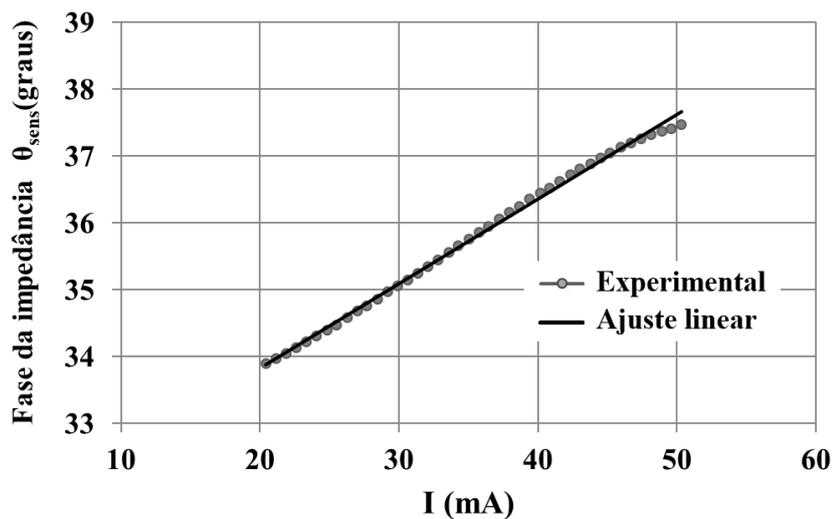


Figura 35 - Região Linear da curva média de fase da impedância ( $20 \text{ mA} \leq I \leq 50 \text{ mA}$ ).

Foi usado o coeficiente de determinação ( $R^2$ ) para definir quão próximos estão os dados da linha de regressão ajustada. Para o ajuste linear proposto, obteve-se  $R^2 = 0,997$ , evidenciando um comportamento linear da fase em função da corrente que flui pelo solenoide. Na sequência, optou-se por ajustar a corrente de polarização do solenoide para o ponto médio dessa faixa linear (35 mA correspondente a um campo magnético de 0,48 Oe), a fim de se maximizar a excursão simétrica dentro desta região.

Nesta configuração, a fim de se medir experimentalmente a sensibilidade do transdutor de pressão, aplicaram-se diferentes pressões à membrana do transdutor. Para cada pressão exercida sobre a membrana, mediu-se o respectivo sinal de saída do transdutor. As variações de pressão foram feitas por meio da colocação de massas padrão conhecidas (10, 20, 50 e 100 gramas), apresentadas na Figura 36, sobre a membrana do transdutor.



Figura 36 - Massas padrão utilizadas na caracterização da sensibilidade do transdutor.

Para se estimar de forma mais precisa o valor das massas padrão utilizadas na caracterização do transdutor, foram efetuadas cinco medições de cada massa em uma balança de precisão. A Tabela 3 apresenta os valores medidos, assim como, a média e o desvio padrão.

Tabela 3. Medição das massas utilizadas na caracterização da sensibilidade do transdutor.

<b>Massa nominal (g)</b>	<b>100</b>	<b>50</b>	<b>20</b>	<b>10</b>
<b>Medição 1 (g)</b>	99,995	50,010	20,010	9,991
<b>Medição 2 (g)</b>	100,010	49,990	20,010	10,010
<b>Medição 3 (g)</b>	100,013	49,988	19,990	10,013
<b>Medição 4 (g)</b>	99,985	50,013	19,988	9,989
<b>Medição 5 (g)</b>	100,012	50,009	20,011	9,990
<b>Média</b>	100,003	50,002	20,002	9,999
<b>Desvio padrão</b>	0,011	0,011	0,010	0,011
<b>Desvio padrão relativo</b>	0,01 %	0,02 %	0,05 %	0,11 %

Na Tabela 3 observa-se que conforme esperado, a dispersão relativa dos valores foi maior para massas menores. Porém, os valores de desvio padrão relativo são reduzidos, com o máximo em 0,11 % obtido para 10 g.

Na sequência, utilizou-se um anteparo para garantir o adequado posicionamento destas massas sobre a membrana do transdutor, conforme mostrado na Figura 37. A área de contato entre a base deste anteparo e a membrana do transdutor foi sempre de  $7,85 \times 10^{-5} \text{ m}^2$ .

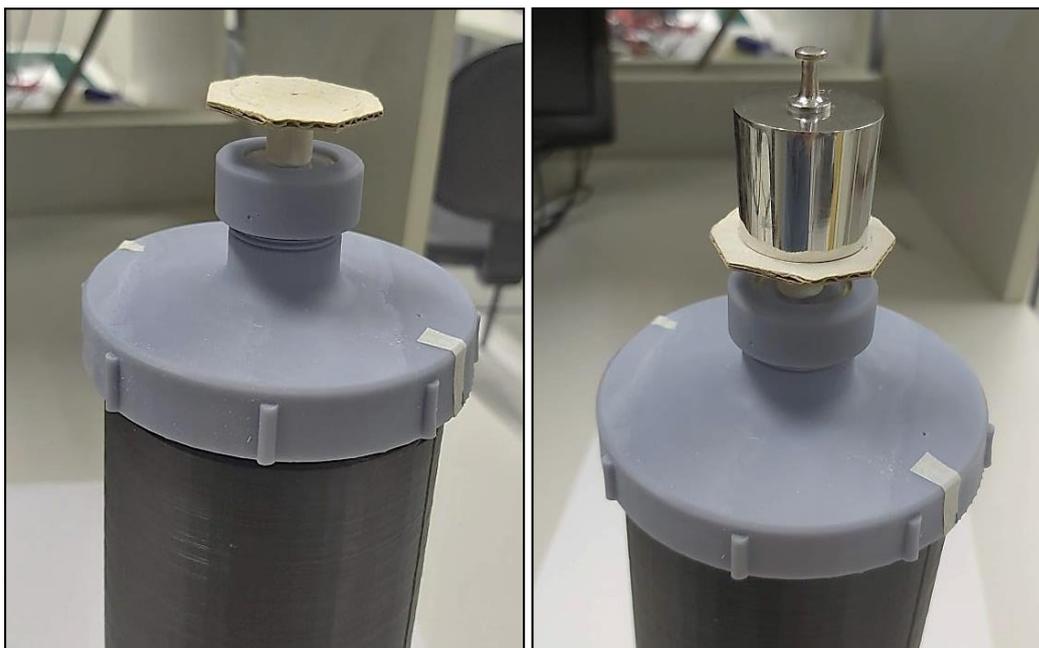


Figura 37 - Arranjo utilizado para o posicionamento das massas padrão sobre a membrana do transdutor.

A tensão de saída do transdutor é dependente da pressão aplicada, visto que a impedância da amostra GMI varia devido aos incrementos de campo magnético causados pela aproximação gradual do ímã em relação ao sensor, decorrentes da pressão aplicada. A Figura 38 apresenta o comportamento da tensão de saída do transdutor em função da pressão exercida sobre a membrana semirrígida.

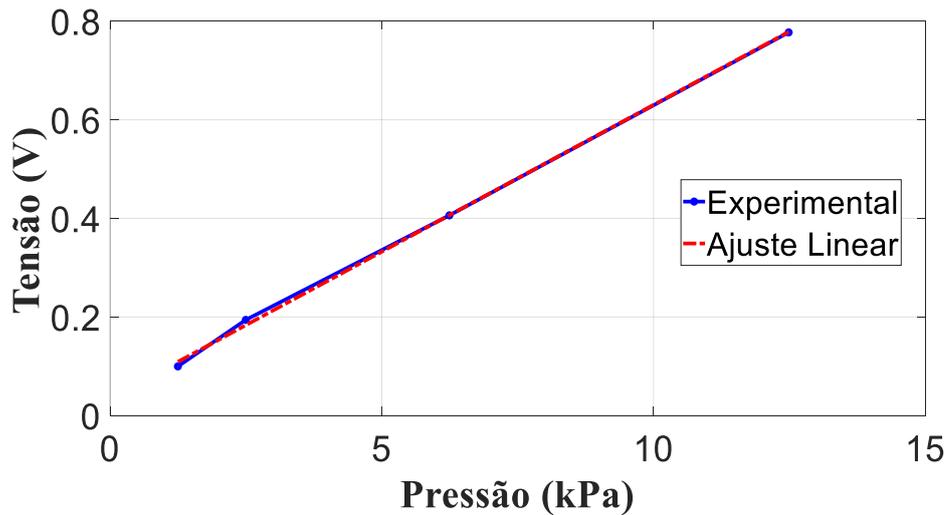


Figura 38 - Tensão de saída do transdutor em função da pressão aplicada na membrana semirrígida.

Os resultados experimentais apresentados na Figura 38 exibem um comportamento satisfatoriamente linear da tensão de saída do transdutor em função da pressão aplicada, o que é quantitativamente comprovado pelo elevado  $R^2$  obtido, igual a 0,999. Dessa forma, nota-se que os dados experimentais são satisfatoriamente aproximados pelo polinômio de ajuste linear proposto, cuja expressão é dada por

$$V_{out} = (59,6 \text{ mV/kPa})P + 0,035 \text{ V} \quad (11)$$

onde  $P$  é a pressão, expressa em kPa.

Assim, verifica-se que a sensibilidade experimental obtida para o transdutor de pressão é de aproximadamente 59,6 mV/kPa.

### 3.4 Resposta em frequência

Nesta seção, avalia-se experimentalmente a resposta em frequência do transdutor de pressão desenvolvido, a fim de se estimar sua banda de passagem. Neste intuito, inspecionou-se a dependência de sua sensibilidade com a frequência do campo magnético de interesse. O arranjo experimental utilizado neste ensaio é apresentado na Figura 39.

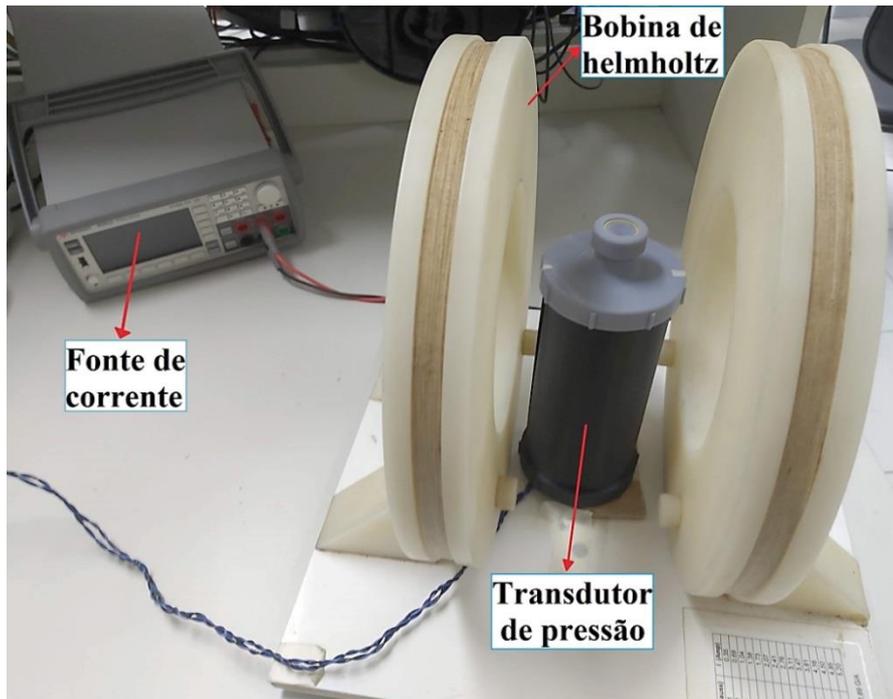


Figura 39 – Arranjo experimental para avaliação da resposta em frequência.

Tendo em vista a estrutura do transdutor de pressão, apresentada na Figura 27, e a descrição de sua operação, detalhada na seção 3.2, é possível verificar que, conforme aumenta-se a pressão exercida sobre a membrana semirrígida do transdutor, a fonte de campo magnético móvel (ímã permanente) se aproxima do sensor magnético GMI disposto na base da estrutura, aumentando gradativamente o valor absoluto do campo magnético sobre a amostra. Com base nos resultados da seção 3.3, ajustou-se o afastamento entre ímã e sensor em 6 mm e a corrente do solenoide foi fixada em 35 mA, de modo a se garantir uma excursão simétrica máxima em torno do ponto de polarização. Dessa forma, na situação de equilíbrio ( $\Delta P = 0$ ) a amostra GMI está sujeita ao campo magnético dado pela associação do campo magnético gerado pelo ímã com o campo magnético gerado pelo solenoide. Por sua vez, a fim de se avaliar a resposta em frequência, optou-se por excitar o sensor GMI com uma densidade de fluxo magnético senoidal de frequência conhecida e, assim, decidiu-se manter a amplitude fixa em  $10 \mu\text{T}$ , ou equivalentemente um campo magnético de 0,1 Oe, em todas as medições aqui apresentadas. Note que, o valor de amplitude arbitrado (0,1 Oe) implica uma excursão total de 0,2 Oe dentro da faixa linear do transdutor. Este campo magnético foi gerado com auxílio de uma bobina de Helmholtz excitada por uma fonte de corrente com baixíssimo ruído (B2962A, Keysight). A amostra sensora foi colocada no centro da bobina de Helmholtz, conforme indicado na Figura 39.

Realizou-se uma análise sistemática da tensão de saída do circuito de transdução em função da frequência do campo magnético de excitação, cuja amplitude foi mantida constante ( $10 \mu\text{T}$ ) em todos os testes realizados, de modo a se poder associar eventuais distorções na senoide de saída a não-linearidades do circuito eletrônico de transdução. A Figura 40 apresenta as formas de onda da tensão de saída do circuito, excitado por campos magnéticos com quatro diferentes frequências: 5 Hz, 50 Hz, 200 Hz e 1000 Hz.

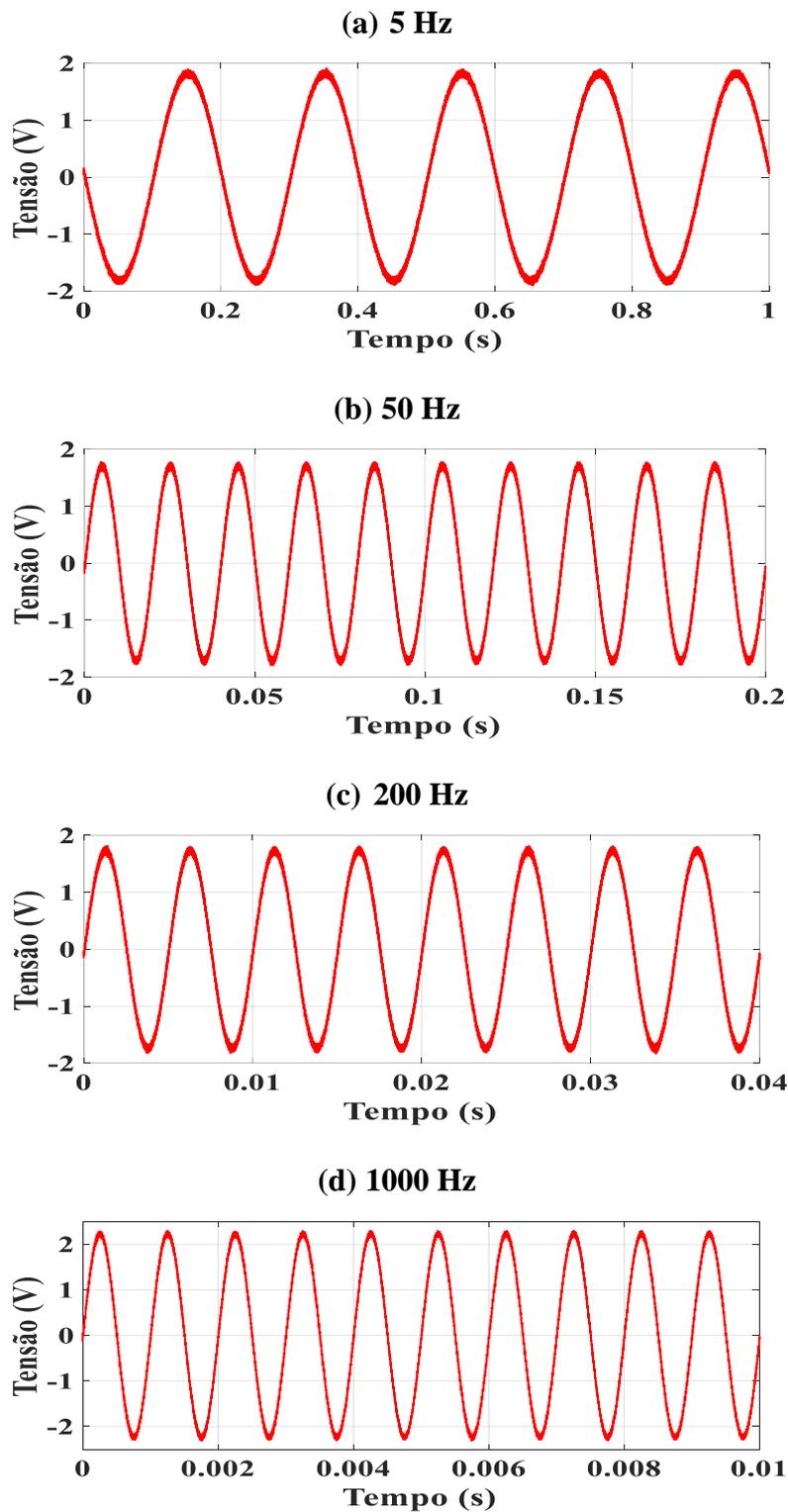
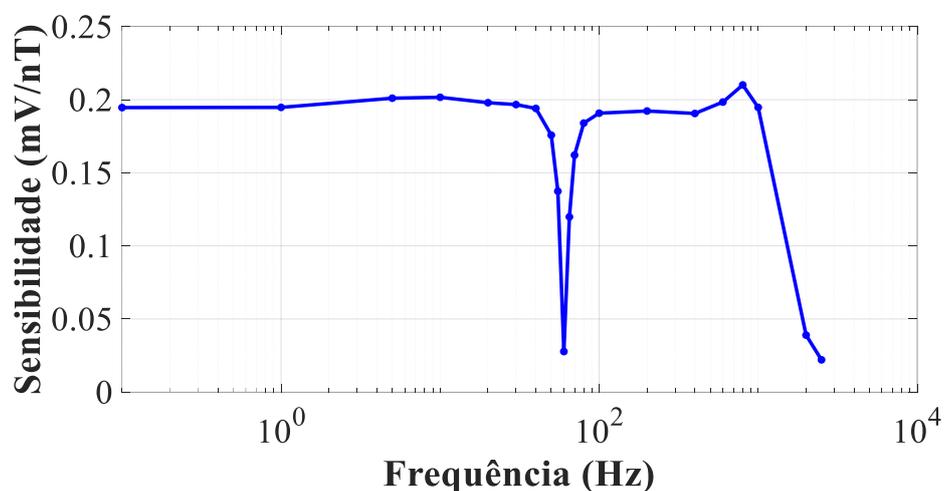


Figura 40 - Tensão de saída do transdutor desenvolvido para densidades de fluxo magnético senoidais de mesma amplitude ( $10 \mu\text{T}$ ), porém com diferentes frequências: a) 5 Hz, b) 50 Hz, c) 200 Hz e d) 1000 Hz.

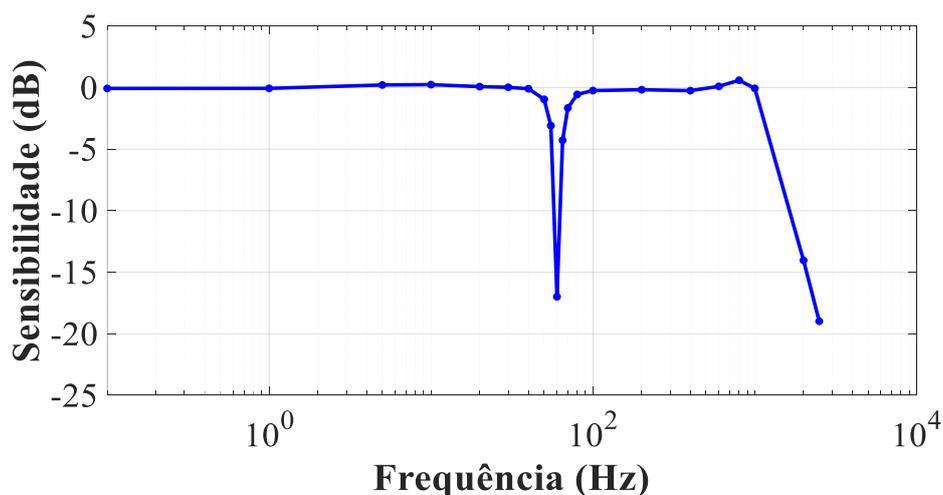
Observando-se os resultados apresentados na Figura 40, percebe-se que, conforme esperado, a componente espectral fundamental do sinal de saída do transdutor possui a mesma frequência do campo magnético utilizado para excitar a amostra GMI. Por sua vez, também é perceptível que os sinais senoidais de saída

apresentam baixo nível de distorção, em todos os casos analisados. Conseqüentemente, verifica-se que o circuito introduz baixa distorção harmônica, o que é uma característica extremamente desejável.

A fim de se avaliar mais detalhadamente tal efeito, foram feitas novas medições experimentais para mais frequências contidas na faixa de 0,1 a 2500 Hz. Para cada frequência avaliada, computou-se a sensibilidade correspondente do circuito de transdução, expressa em mV/nT. Os resultados obtidos são apresentados na Figura 41, que explicita o comportamento da sensibilidade do circuito em função da frequência, em hertz. Na Figura 41(a) apresenta-se a curva da sensibilidade expressa em mV/nT, enquanto que na Figura 41(b) exibe-se a curva da sensibilidade expressa em dB.



(a)



(b)

Figura 41 - Dependência da sensibilidade do transdutor em função da frequência do campo magnético de excitação: (a) sensibilidade em mV/nT e (b) sensibilidade em dB.

Ressalta-se que, para o circuito analisado, a sensibilidade pode ser expressa em dB de acordo com

$$Sens(dB) = 20 \log \left( \frac{Sens(V/T)}{195,99 \times 10^3 (V/T)} \right) \quad (12)$$

onde  $195,99 \times 10^3$  V/T é a sensibilidade experimental do circuito de transdução para campos CC (vide apêndice A).

Analisando-se o comportamento da curva apresentada na Figura 41(b), verifica-se que a banda do transdutor desenvolvido é de aproximadamente 1000 Hz (-3 dB). Este resultado era esperado tendo em vista que o estágio de saída do circuito possui um filtro passa-baixas com frequência de corte ajustada para 1000 Hz. Por sua vez, também se percebe que, conforme esperado, o filtro *notch* rejeita de maneira efetiva a frequência de 60 Hz e afeta muito pouco as frequências vizinhas, por ser extremamente seletivo. Entretanto percebe-se um pequeno *overshoot* na vizinhança da frequência de corte (1 kHz), este fato pode estar relacionado às tolerâncias dos valores das resistências e capacitores utilizados no filtro. Contudo, note-se que, como ele ocorre apenas na vizinhança de 1 kHz, e as componentes espectrais de interesse para a aplicação alvo desta Tese são muito inferiores (até 15 Hz), é razoável considerar a sensibilidade como constante na faixa de interesse.

A curva experimental da sensibilidade em mV/nT, apresentada na Figura 41(a), foi modelada por meio de um polinômio de ajuste, utilizando o *curve fitting* toolbox do MATLAB. Em particular, a categoria *interpolant* deste toolbox permite obter estimativas ponto a ponto de um sinal, neste caso foi usado o método *cubic hermite*, que consiste em conectar um conjunto de pontos consecutivos que posteriormente são descritos por meio de polinômios de terceiro grau. Esta ferramenta foi empregada para obter a estimativa da expressão analítica da curva da sensibilidade  $S_{sens}$ , expressa em mV/nT, em função da frequência  $f$ , expressa em Hz. A curva de ajuste obtida é apresentada na Figura 42.

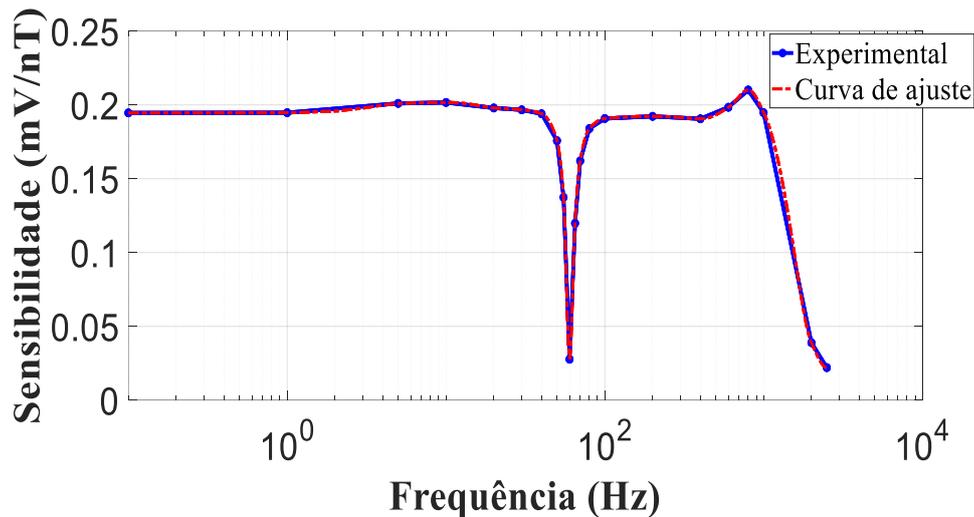


Figura 42 – Curva de ajuste da sensibilidade expressa em mV/nT.

Na Figura 42, observa-se que a curva de ajuste obtida modela satisfatoriamente o comportamento experimental da sensibilidade. O polinômio de ajuste será utilizado para converter os valores de tensão em valores de densidade de fluxo magnético, que posteriormente serão convertidos em unidades de pressão e utilizados para obter a curva de densidade espectral de ruído, que é expressa em  $\text{Pa Hz}^{-1/2}$ .

### 3.5 Análise de ruído e resolução

Esta subseção apresenta a avaliação experimental da densidade espectral de ruído do transdutor desenvolvido. A densidade espectral de ruído é uma figura de mérito muito utilizada na caracterização de transdutores eletrônicos. Na Figura 43, apresenta-se o arranjo experimental utilizado para obtenção da densidade espectral de ruído da tensão de saída do transdutor desenvolvido.

Todas as medições apresentadas foram realizadas para uma distância de separação de 6 mm entre ímã e elemento sensor, e com o solenoide excitando por uma corrente de 35 mA. A tensão de saída do circuito de transdução foi adquirida por uma placa de aquisição de dados (NI USB-6221, National Instruments), com 16 bits e faixa de excursão de sinais analógicos de entrada entre -10 V e 10 V.

Os dados adquiridos pela placa são enviados a um computador mediante conexão USB 2.0 (*Universal Serial Bus*), de modo a serem processados por um software desenvolvido em ambiente LabView. Em particular, destaca-se que, para

o cálculo da densidade espectral de ruído, o LabView oferece um VI (*virtual instrument*) denominado *FFT Power Spectrum and PSD*.



Figura 43 – Arranjo experimental para avaliação da densidade espectral de ruído do transdutor desenvolvido.

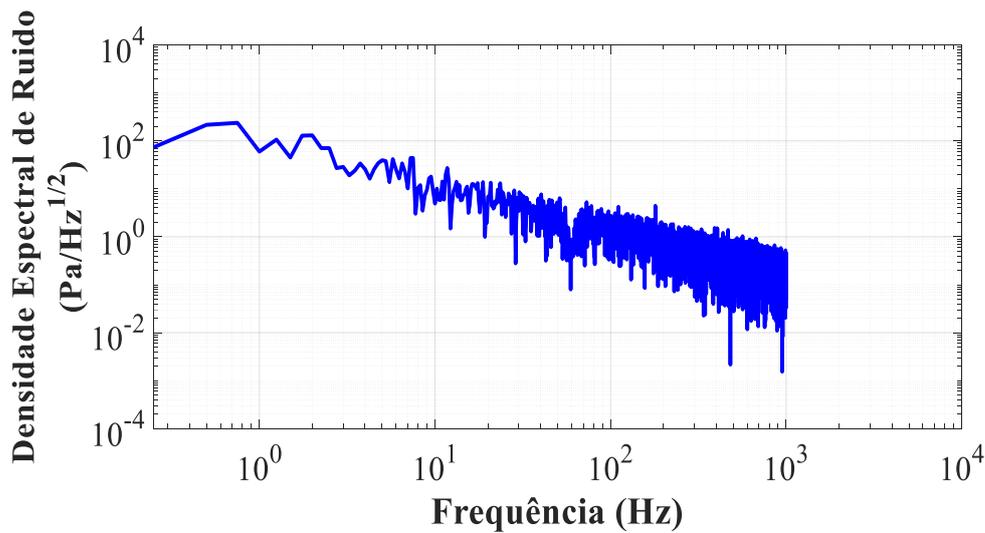
Considerando que a sensibilidade do magnetômetro é dada pela curva apresentada na Figura 42, e sabendo que a sensibilidade do transdutor de pressão é de 59,6 mV/kPa, pode-se expressar a razão entre nT e kPa por meio de

$$\frac{\text{nT}}{\text{kPa}} = \frac{59,6}{S_{\text{sens}}(f)} \quad (13)$$

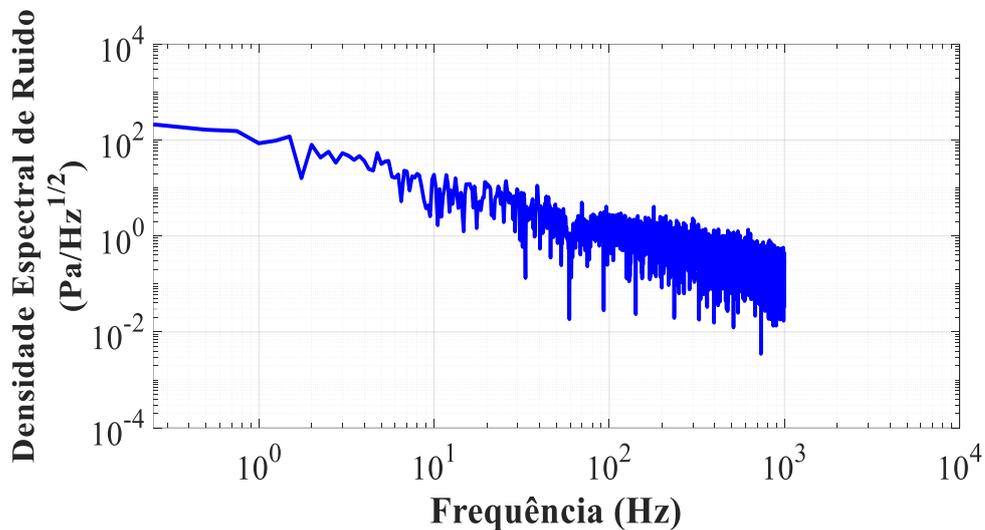
onde  $S_{\text{sens}}$  é a estimativa da curva da sensibilidade expressa em mV/nT, em função da frequência  $f$ , expressa em Hz, apresentada na Figura 42.

A fim de atenuar os níveis de ruído, as curvas de densidade espectral de ruído, expressas em Pa/Hz<sup>1/2</sup>, foram obtidas fazendo-se a média de 10 e 30 amostras, conforme mostrado respectivamente na Figura 44(a) e 44(b).

As curvas apresentadas na Figura 44 seguem o comportamento típico das curvas de densidade espectral de ruído de transdutores magnéticos, as quais convencionalmente apresentam uma dependência inversamente proporcional a uma potência da frequência, sendo assim também denominadas curvas de ruído  $1/f$ .



(a)



(b)

Figura 44 - Densidade espectral de ruído da tensão de saída do transdutor desenvolvido, expressa em  $\text{Pa}/\text{Hz}^{1/2}$ , utilizando-se uma média de (a) 10 e (b) 30 amostras.

Por sua vez, a resolução do transdutor pode ser estimada por meio das curvas de ruído  $1/f$ . Para tal fim, as curvas de densidade espectral de ruído apresentadas na Figura 44(a) e 44(b) podem ser aproximadas por meio de polinômios de ajuste ( $g(f)$ ). Dessa forma, é possível inferir a resolução integrando-se o quadrado destes polinômios na banda de interesse e, posteriormente, calculando a raiz quadrada do valor obtido, conforme apresentado em

$$R = \sqrt{\int_{f_1}^{f_2} g^2(f) df} \quad (14)$$

onde  $f_1$  é o limite inferior e  $f_2$  o limite superior da faixa de frequências de interesse.

A Tabela 4 apresenta os valores estimados para a resolução, em Pa, do transdutor de pressão desenvolvido, para diferentes faixas de frequência.

Tabela 4. Resolução do transdutor de pressão desenvolvido.

<i>Average</i>	<b>Resolução (Pa) (0 - 1000 Hz)</b>	<b>Resolução (Pa) 1 Hz</b>	<b>Resolução (Pa) (0 -30 Hz)</b>	<b>Resolução (Pa) (1 -30 Hz)</b>
10	221,0	59,9	218,9	144,6
30	192,8	85,9	190,5	130,2

Com base nas informações apresentadas na Tabela 4, é possível verificar que, conforme esperado, a resolução melhora com o incremento da quantidade de amostras utilizadas para cálculo da média (*average*). Por outro lado, verifica-se que as resoluções na faixa de 0 até 30 Hz assumem valores muito próximos aos obtidos para a banda de passagem completa. Entretanto, nota-se que as resoluções na faixa de 1 Hz até 30 Hz assumem valores substancialmente melhores. Este comportamento era esperado, pois os níveis de ruído são significativamente mais intensos na região de baixas frequências.

#### **4. Desenvolvimento do transdutor de pressão GMI em malha fechada**

Tendo em vista que o transdutor desenvolvido é um dispositivo de alta sensibilidade, pequenas variações no campo magnético resultante sobre a amostra sensora podem implicar em consideráveis variações na tensão de saída do transdutor. Trabalhos recentes, apresentados na literatura, indicam que arranjos de malha fechada possibilitam aprimorar a resolução [97] e, em alguns casos, também permitem melhorias na linearidade e diminuição da histerese de transdutores [48,98]. Dessa forma, a fim de otimizar as características de desempenho do transdutor em malha aberta, detalhado ao longo do capítulo 2, propõe-se a implementação do sistema de controle em malha fechada descrito em [99].

O sistema em malha fechada atua no intuito de compensar campos magnéticos externos, forçando que o campo resultante sobre a amostra seja o campo de polarização. Dessa forma, faz-se com que o sensor opere na vizinhança do ponto de polarização. Ademais, pode-se inferir o campo externo aplicado, por meio da análise do sinal usado para realizar a compensação.

Na seção 4.1 detalham-se os principais aspectos inerentes à caracterização do transdutor em malha fechada. Por sua vez, as seções 4.2 a 4.4 apresentam os resultados experimentais obtidos referentes às figuras de mérito desta configuração: sensibilidade, linearidade, resposta em frequência e análise de ruído. Finalmente são apresentados e discutidos os resultados provenientes de diversos ensaios experimentais realizados a fim de se avaliar o desempenho do transdutor desenvolvido.

#### 4.1 Descrição do sistema em malha fechada

Na configuração do transdutor de pressão em malha fechada será utilizada a estrutura mecânica para transdução de pressão descrita na seção 3.2.1 e o mesmo circuito eletrônico empregado na configuração em malha aberta descrito na seção 3.2.2. Além disso, esta configuração inclui um sistema de realimentação por meio de um controlador Proporcional-Integral (PI), que tem a função de controlar a corrente que flui pelo solenoide e, conseqüentemente, o campo magnético aplicado ao sensor GMI. O controlador PI do transdutor em malha fechada, foi implementado em LabVIEW, executado em um computador com sistema operacional Windows, que executa diversos processos simultaneamente, o que indiretamente reduz as taxas de amostragem do sinal a ser processado pelo controlador PI implementado digitalmente. A largura de banda obtida, da ordem de algumas dezenas de hertz (32 Hz), que é suficiente para a aplicação biomédica de interesse.

Considerando que a amostra está inserida dentro do solenoide, este pode reduzir a influência do ruído magnético externo que incide sobre o sensor, mantendo-o na faixa de operação. Dado que a amostra utilizada possui 30 mm, e o solenoide tem 44 mm, é razoável considerar que o campo magnético de polarização gerado pelo solenoide seja uniformemente distribuído ao longo do comprimento da amostra. Dessa forma, o campo magnético gerado no interior de um solenoide é dado por

$$H_{sol}[Oe] = \frac{10^4 \mu_0 \cdot N \cdot i_{sol}}{l} \quad (15)$$

onde  $i_{sol}$  é a corrente de excitação do solenoide,  $l$  o comprimento,  $N$  a quantidade de espiras, e  $\mu_0$  a permeabilidade magnética do ar (aproximadamente  $4\pi \times 10^{-7}$  H/m).

Dado que o solenoide possui 44 mm de comprimento e 48 espiras, a equação (14) pode ser reescrita como

$$H_{sol}[Oe] = 13,7088 \cdot i_{sol} \quad (16)$$

onde a corrente de excitação do solenoide ( $i_{sol}$ ) é fornecida pelo sistema de controle.

O diagrama de blocos do sistema de controle em malha fechada é apresentado na Figura 45.

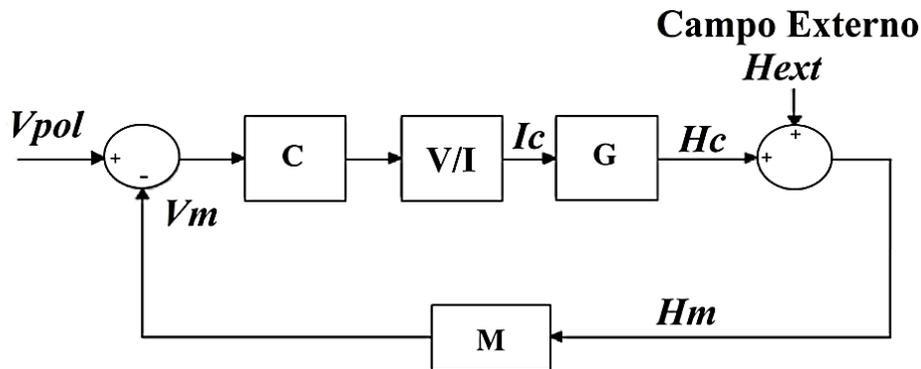


Figura 45 - Diagrama de blocos do circuito de transdução em malha fechada

É importante ressaltar que o sistema de controle é aplicado ao circuito eletrônico de transdução (magnetômetro). Assim, como descrito na subseção 3.2.2, o circuito eletrônico de transdução possui as funções de alimentar eletricamente a amostra GMI e propiciar uma tensão de saída proporcional à variação de fase da amostra, a qual é diretamente proporcional ao campo magnético que incide sobre o sensor. No diagrama de blocos da Figura 45, esta parte do sistema é representada pelo bloco M. Por sua vez, o campo de compensação e o campo externo são representados por  $H_c$  e  $H_{ext}$  respectivamente. Por outro lado,  $H_m$  é o campo magnético total medido pelo magnetômetro (M), que atua como um coeficiente de conversão de campo magnético ( $H_m$ ) para a tensão  $V_m$ . Por sua vez,  $V_{pol}$  é a tensão de referência associada ao campo de polarização e  $G$  é o coeficiente de conversão do solenoide, de corrente  $I_c$  para campo magnético  $H_c$ .

A corrente de compensação  $I_c$  varia em função de  $H_{ext}$ , permitindo que o solenoide forneça o campo magnético necessário para contrabalancear o campo magnético externo. Ressalta-se que a saída do controlador C (saída do circuito em malha fechada) é um sinal de tensão, posteriormente convertido em corrente por meio de um conversor V/I, ajustado de modo a converter o sinal de tensão em uma corrente que varia de modo a forçar que o campo magnético resultante sobre a amostra sensora mantenha-se igual a 0,5 Oe, mesmo quando  $H_{ext}$  deixa de ser nulo. Assim, a sensibilidade do magnetômetro em malha fechada é obtida medindo a variação da tensão de saída do controlador C, pois a compensação do campo no solenoide faz com que a tensão de saída no magnetômetro seja sempre nula em regime permanente.

Finalmente,  $C$  representa o controlador PI retroalimentado. Esta configuração mantém uma relação entre a saída e a entrada e usa a diferença (erro) como um parâmetro de controle. Destaca-se que o circuito eletrônico de compensação possui as funções de alimentar eletricamente o solenoide, no qual está inserida a amostra GMI, propiciando uma corrente proporcional à variação de tensão na saída do magnetômetro, a qual é diretamente proporcional às variações de campo magnético sobre o elemento sensor, decorrentes da pressão aplicada na membrana semirrígida. O circuito de controle aqui apresentado de forma simplificada é descrito em detalhes no Apêndice B.

O sistema em malha fechada foi experimentalmente avaliado, a fim de se obter parâmetros chave como: sensibilidade, linearidade, resposta em frequência, densidade espectral de ruído e resolução. A sensibilidade média do circuito na configuração de malha fechada foi de  $18,738 \text{ V}\cdot\text{Oe}^{-1}$  ou equivalente a  $0,187 \text{ mV/nT}$ , na região de operação ( $0,3 \text{ Oe} \leq H \leq 0,7 \text{ Oe}$ ), e sua resolução igual a  $97,899 \text{ nT}$ , na banda de passagem (0 até  $32 \text{ Hz}$ ). Os resultados experimentais aqui apresentados para o circuito eletrônico em malha fechada foram obtidos ajustando-se o controlador PI com uma constante de ganho proporcional ( $K_p$ ) igual a  $0,3$  e constante de ganho integral  $K_i$  igual a  $1600$ . Os resultados da avaliação dos parâmetros chave e configurações do circuito são apresentados com mais detalhe no apêndice B.

## 4.2 Sensibilidade e linearidade

Conforme apresentado na seção 3.3, optou-se por fixar a distância de separação entre o ímã e o sensor GMI em  $6 \text{ mm}$ , porém, diferentemente do que ocorria na configuração em malha aberta (seção 3.3), nesta nova configuração a corrente do solenoide não apresenta o valor fixo de  $35 \text{ mA}$ , devido ao sistema de compensação que faz com que a corrente de excitação do solenoide varie em função do campo magnético externo gerado pelo ímã. Logo, a sensibilidade do magnetômetro em malha fechada é obtida medindo a variação da tensão de compensação do controle, que varia em função de  $H_{ext}$ , objetivando que o solenoide forneça o campo magnético necessário para contrabalancear o campo magnético externo, mantendo o campo resultante sobre a amostra fixo em  $0,5 \text{ Oe}$

e, conseqüentemente, como a amostra sensora está sempre submetida ao campo de polarização, a saída do transdutor de pressão será sempre nula em regime permanente.

A fim de se medir experimentalmente a sensibilidade do transdutor de pressão na configuração em malha fechada, aplicaram-se diferentes pressões à membrana do transdutor e mediu-se a tensão de saída do controlador, a qual é responsável pela geração da corrente de excitação do solenoide. As variações de pressão foram feitas por meio da adição de massas padrão conhecidas (10, 20, 50 e 100 gramas) na membrana do transdutor de pressão. Conforme apresentado na Figura 37 (seção 3.3), aqui também utilizou-se um anteparo para o adequado posicionamento destas massas sobre a membrana do transdutor.

A tensão de saída do transdutor é dependente da pressão aplicada, visto que a impedância da amostra GMI varia devido aos incrementos de campo magnético causados pela aproximação gradual do ímã em relação ao sensor, decorrentes dos incrementos de pressão. Porém, devido à compensação do campo no solenoide a tensão de saída do transdutor na configuração em malha fechada será sempre igual a zero, em regime permanente. Conseqüentemente, realizou-se a medição experimental das tensões de saída do circuito de controle – bloco C da Figura 45. A Figura 46 apresenta o comportamento da tensão de saída do controlador em função da pressão exercida sobre a membrana semirrígida.

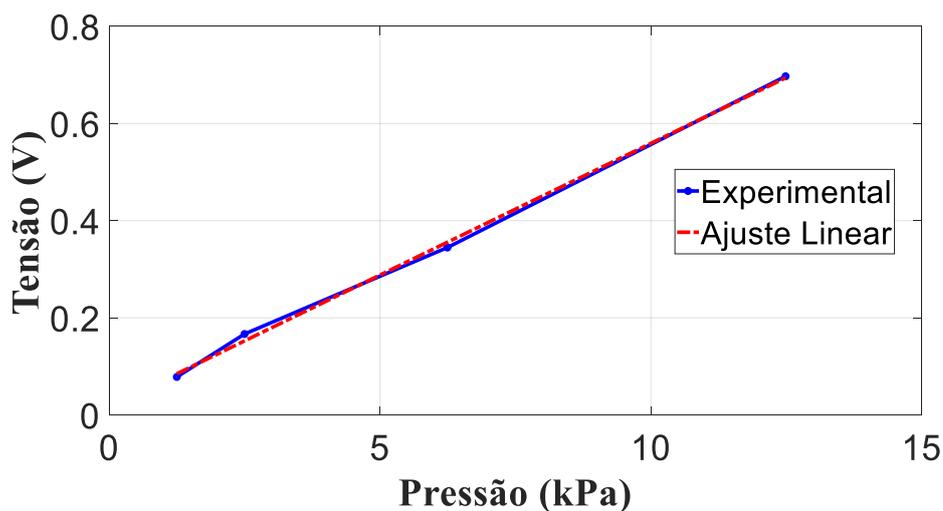


Figura 46 - Tensão de saída do controlador, em função da pressão aplicada na membrana semirrígida.

Os resultados experimentais apresentados na Figura 46 exibem um comportamento linear, com  $R^2$  igual a 0,998. Dessa forma, tem-se que os dados

experimentais podem ser adequadamente aproximados por um polinômio de ajuste linear, cuja expressão é dada por

$$V_{out} = (54,2 \text{ mV/kPa})P + 0,017 \text{ V} \quad (17)$$

Assim, verifica-se que a sensibilidade experimental obtida para o transdutor em malha fechada é de aproximadamente 54,2 mV/kPa.

### 4.3 Resposta em frequência

Nesta seção, avalia-se experimentalmente a resposta em frequência do transdutor de pressão em malha fechada, a fim de se poder estimar sua banda de passagem. Neste intuito, inspecionou-se a dependência da sensibilidade do sistema com a frequência do campo magnético de interesse. O arranjo experimental adotado é o mesmo que foi implementado na configuração em malha aberta (Figura 39), descrito na seção 3.4. Ressalta-se que todos os resultados aqui apresentados foram obtidos com as constantes do controlador PI fixadas em  $K_i = 1600$  e  $K_p = 0,3$ .

Na situação de equilíbrio ( $\Delta P = 0$ ) a amostra GMI está sujeita ao campo magnético dado pela associação do campo magnético gerado pelo ímã com o campo magnético gerado pelo solenoide. Por sua vez, a fim de se avaliar a resposta em frequência, optou-se por excitar o sensor GMI com um campo magnético senoidal de frequência conhecida e amplitude fixa em 0,1 Oe ou, equivalentemente, uma densidade de fluxo magnético de 10  $\mu\text{T}$ , em todas as medições aqui apresentadas. Note que, o valor de amplitude arbitrado (0,1 Oe) implica uma excursão total de 0,2 Oe dentro da faixa linear do transdutor.

Dessa forma, realizou-se uma análise sistemática da tensão de saída do controlador em função da frequência do campo magnético de excitação. A Figura 47 apresenta as formas de onda de saída do controlador, para quatro frequências (1 Hz, 10 Hz, 20 Hz e 30 Hz).

Por meio dos resultados apresentados na Figura 47, percebe-se que, conforme esperado, a componente espectral fundamental do sinal de saída do transdutor possui a mesma frequência do campo magnético utilizado para excitar a amostra GMI. Ademais, também é perceptível que os sinais senoidais de saída apresentam baixo nível de distorção, em todos os casos analisados.

Consequentemente, verifica-se que o circuito introduz baixa distorção harmônica, o que é uma característica extremamente desejável. Por sua vez, comparando-se os resultados obtidos, para as diferentes frequências inspecionadas, verifica-se que o aumento da frequência do campo reduz a amplitude da tensão de saída e, consequentemente, a sensibilidade do dispositivo.

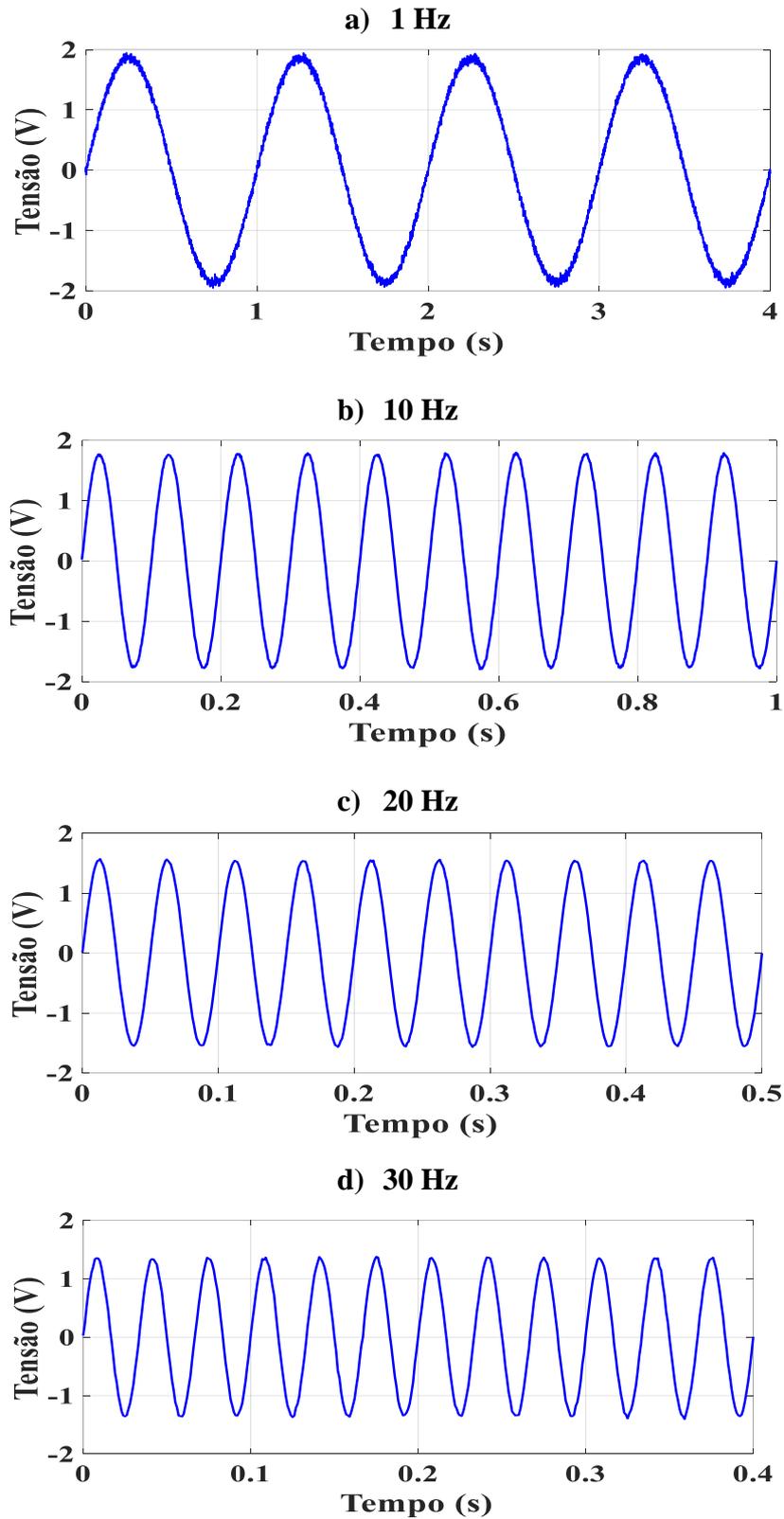


Figura 47 - Tensão de saída do controlador, para densidades de fluxo magnético senoidais de mesma amplitude ( $10 \mu\text{T}$ ) com diferentes frequências: a) 1 Hz, b) 10 Hz, c) 20 Hz e d) 30 Hz.

A fim de se avaliar mais detalhadamente a resposta em frequência do transdutor em malha fechada, apresenta-se na Figura 48 o comportamento da sensibilidade do circuito de controle em função da frequência, em hertz. Na

Figura 48(a) apresenta-se a curva da sensibilidade expressa em mV/nT, enquanto que na Figura 48(b) exibe-se a curva da sensibilidade expressa em dB. Ressalta-se que, a sensibilidade é expressa em dB de acordo com

$$Sens(dB) = 20 \log \left( \frac{Sens(V/T)}{187,38 \times 10^3 (V/T)} \right), \quad (18)$$

onde  $187,38 \times 10^3$  V/T é a sensibilidade experimental do circuito para campos CC (vide apêndice B).

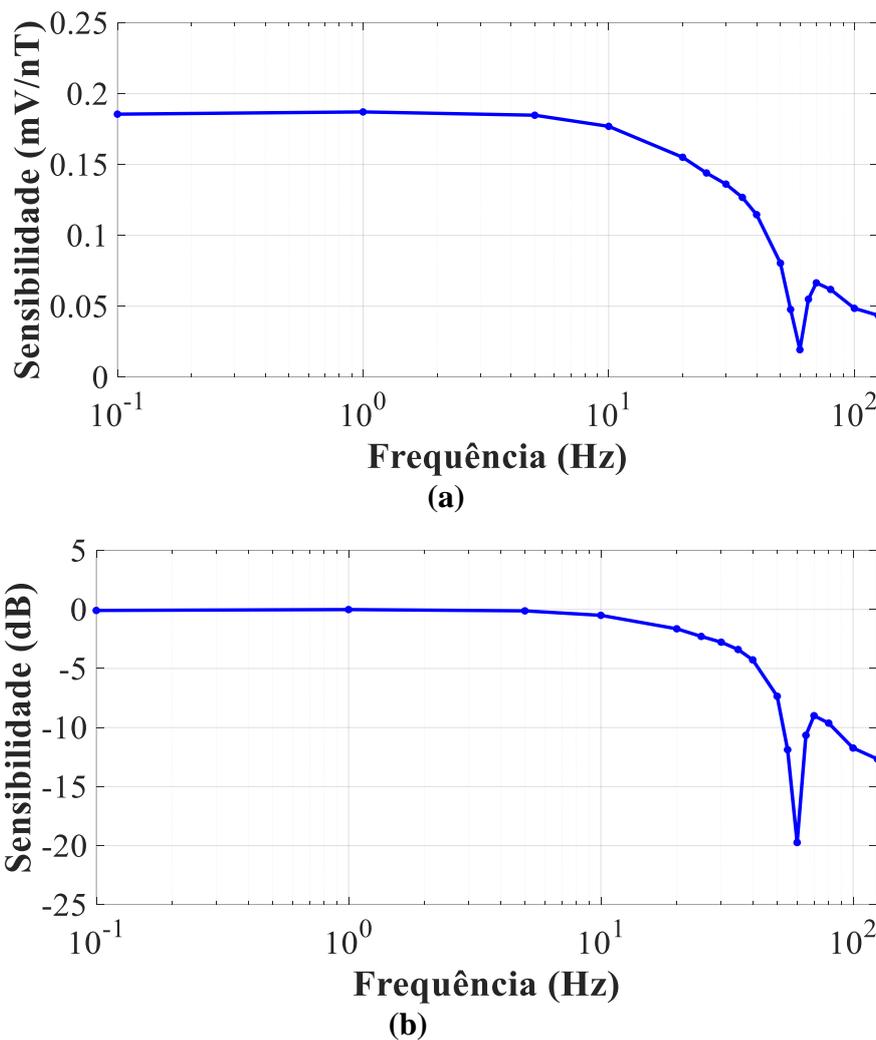


Figura 48 - Dependência da sensibilidade do transdutor em malha fechada, em função da frequência do campo magnético de excitação: (a) sensibilidade em mV/nT e (b) sensibilidade em dB.

Analisando-se o comportamento da curva apresentada na Figura 48(b), verifica-se que a banda do transdutor desenvolvido é de aproximadamente 32 Hz (-3 dB). Por outro lado, percebe-se que, conforme esperado, o filtro *notch* rejeita de maneira efetiva a frequência de 60 Hz, correspondente a interferência da rede

elétrica. Além disso, também se constata que a sensibilidade é satisfatoriamente constante para frequências dentro da banda de passagem.

A curva experimental da sensibilidade em mV/nT, apresentada na Figura 48(a), foi modelada por meio de um polinômio de ajuste, utilizando o *curve fitting toolbox* do MATLAB, conforme explicado na seção 3.4. A curva de ajuste obtida é apresentada na Figura 49.

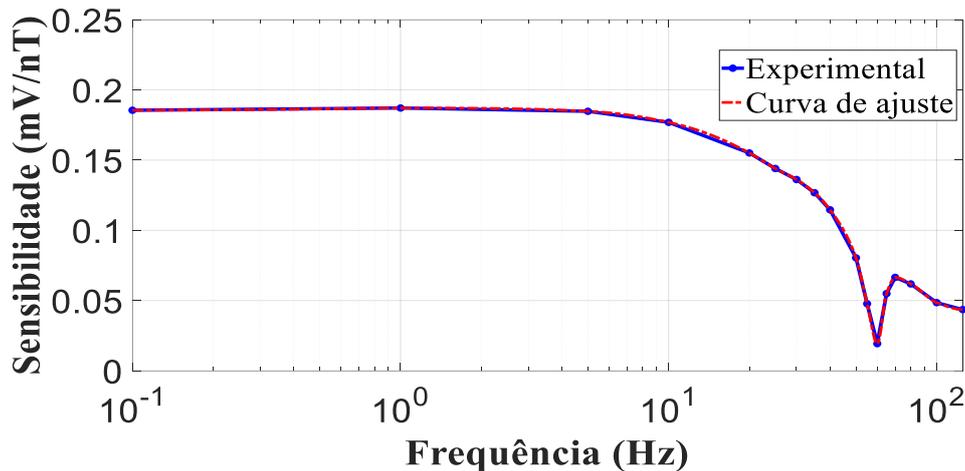


Figura 49 – Curva de ajuste da sensibilidade do transdutor em malha fechada, expressa em mV/nT.

Na Figura 49 observa-se que a curva de ajuste modela satisfatoriamente os dados experimentais das medições de sensibilidade. Este polinômio de ajuste será utilizado para converter a tensão de saída do controlador em densidade de fluxo magnético, que posteriormente será convertida em pressão, a fim de se obter a curva de densidade espectral de ruído, expressa em  $\text{Pa}\cdot\text{Hz}^{-1/2}$ .

#### 4.4 Análise de ruído e resolução

Esta seção apresenta a avaliação experimental da densidade espectral de ruído do transdutor de pressão operando em malha fechada. Para tal fim, implementou-se o mesmo arranjo experimental utilizado para obtenção da densidade espectral de ruído em malha aberta (Figura 43).

Para se obter a curva de densidade espectral de ruído, submeteu-se a amostra apenas ao campo magnético de polarização ( $H_{pol}+H_{ext} = 0,5 \text{ Oe}$ ) e a tensão de saída do circuito de transdução foi adquirida mediante uma placa de aquisição de dados modelo NI USB-6221. Posteriormente, foi calculada a

densidade espectral de ruído usando o VI *FFT Power Spectrum and PSD* do LabView.

Considerando que a sensibilidade do circuito de transdução em malha fechada é dada pela curva apresentada na Figura 49, e sabendo que a sensibilidade do transdutor de pressão na configuração em malha fechada é de 54,2 mV/kPa, pode-se expressar a razão entre nT e kPa por meio de

$$\frac{\text{nT}}{\text{kPa}} = \frac{54,2}{S_{sens}(f)} \quad (19)$$

onde  $S_{sens}$  é a estimativa da curva de sensibilidade expressa em mV/nT, em função da frequência  $f$ , expressa em Hz, apresentada na Figura 49.

A fim de atenuar os níveis de ruído, as curvas de densidade espectral de ruído do transdutor de pressão em malha fechada, expressas em  $\text{Pa}/\text{Hz}^{1/2}$ , foram obtidas fazendo-se a média de 10 e 30 amostras, conforme mostrado respectivamente na Figura 50(a) e 50(b).

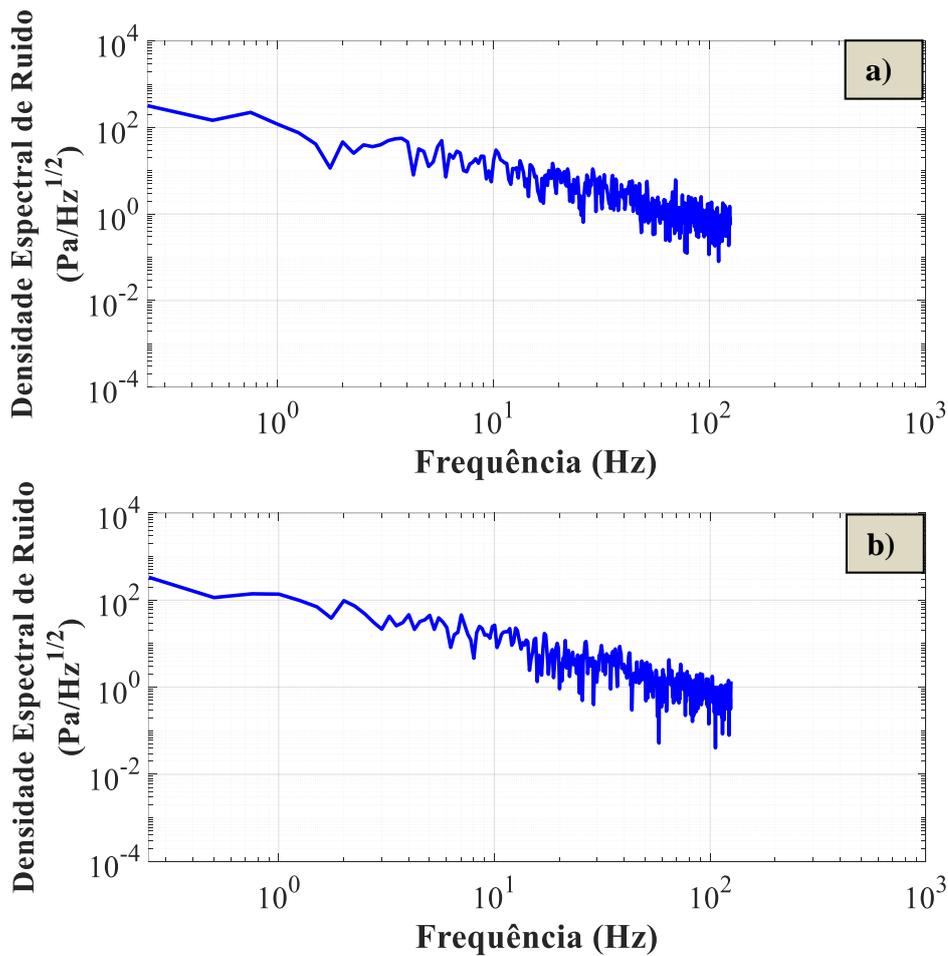


Figura 50 - Densidade espectral de ruído do transdutor de pressão em malha fechada, expressa em  $\text{Pa}/\text{Hz}^{1/2}$ , utilizando-se uma média de (a) 10 e (b) 30 amostras.

Por sua vez, a resolução do transdutor em malha fechada pode ser estimada por meio das curvas de ruído  $1/f$ . Para tal fim, as curvas de densidade espectral de ruído apresentadas na Figura 50(a) e 50(b) podem ser aproximadas por meio de polinômios de ajuste ( $g(f)$ ). Dessa forma, é possível inferir a resolução integrando-se o quadrado destes polinômios na banda de interesse e, posteriormente, calculando a raiz quadrada do valor obtido, conforme definido na equação (14).

Na Tabela 5 são apresentados os valores de resolução obtidos para diferentes faixas de frequência. Em particular, ressalta-se que a banda de passagem do transdutor em malha fechada se estende de 0 Hz a 32 Hz.

Tabela 5. Resolução do transdutor de pressão na configuração de malha fechada.

<i>Average</i>	<b>Resolução (Pa) (0 - 32 Hz)</b>	<b>Resolução (Pa) 1 Hz</b>	<b>Resolução (Pa) (0 -30 Hz)</b>	<b>Resolução (Pa) (1 -30 Hz)</b>
10	213,451	119,7	213,342	112,934
30	206,002	137,1	205,850	129,728

Com base nas informações apresentadas na Tabela 5, é possível verificar que a resolução melhora com o incremento da quantidade de amostras utilizadas para cálculo da média (*average*). Por outro lado, nota-se que as resoluções na faixa de 1 Hz até 30 Hz assumem valores substancialmente melhores que os apresentados na banda de passagem completa. Este comportamento era esperado, pois os níveis de ruído são significativamente mais intensos na região de baixas frequências.

#### 4.5

#### **Análise comparativa de desempenho das configurações propostas**

A

**Tabela 6** contém o resumo das principais características de desempenho dos transdutores de pressão desenvolvidos, apresentados ao longo dos capítulos 2 e 3, tanto em malha aberta quanto em malha fechada. Ressalta-se ainda que todas as medições apresentadas na

**Tabela 6** foram efetuadas em ambiente desprovido de qualquer tipo de blindagem magnética.

Tabela 6. Resumo das características de desempenho das diferentes configurações para o transdutor de pressão.

Configuração	Sensibilidade (mV/kPa)	N° de médias para cálculo da DER	Resolução (Pa)@ 1 Hz	Resolução (Pa) na banda de passagem	Resolução (Pa) @ (0 -30 Hz)	Resolução (Pa) @ (1 -30 Hz)	Fundo de escala (kPa)
Transdutor de pressão em malha aberta	59,6	10	59,9	221,0	218,9	144,6	12,49
		30	85,9	192,8	190,5	130,2	
Transdutor de pressão em malha fechada	54,2	10	119,7	213,4	213,3	112,9	Maior que
		30	137,1	206,0	205,8	129,7	12,49

Com base nas informações apresentadas na

**Tabela 6**, é possível verificar que, conforme esperado, nas duas configurações, a resolução melhora com o incremento da quantidade de amostras utilizadas para cálculo da média (*average*). Por outro lado, verifica-se que as resoluções na faixa de 0 até 30 Hz assumem valores muito próximos aos obtidos para a banda de passagem completa. Entretanto, nota-se que para ambas configurações, as resoluções na faixa de 1 Hz até 30 Hz assumem valores substancialmente melhores. Este comportamento era esperado, pois os níveis de ruído são significativamente mais intensos na região de baixas frequências.

O sistema de compensação aqui desenvolvido utiliza um circuito de realimentação composto por um controlador PI implementado por software e um conversor V/I, que garante uma alta impedância de entrada para a malha de realimentação. Conforme mostrado na

**Tabela 6**, o transdutor de pressão em malha fechada apresenta uma ligeira diminuição na sensibilidade em comparação com a configuração em malha aberta, indo de 59,6 mV/kPa para 54,2 mV/kPa. Ademais, nota-se que na banda de 1-30 Hz a resolução do transdutor de pressão em malha fechada é melhor do que a do em malha aberta.

Por outro lado, destaca-se que o transdutor de pressão GMI em malha aberta foi a configuração que possibilitou a obtenção da melhor resolução na banda de 0 até 30 Hz, resultando em 190,532 Pa, considerando-se a média de 30 amostras para o cálculo da DER.

Estudos experimentais realizados em [100] corroboram a ampliação da faixa linear de operação como uma das vantagens das configurações em malha fechada. Conseqüentemente, ressalta-se que a faixa de operação linear do transdutor de pressão em malha fechada, se estende para além de 12,49 kPa, sendo limitada apenas por efeitos de saturação de tensão e corrente dos componentes eletrônicos ativos empregados no circuito de controle e por limitações físicas do solenoide empregado para gerar o campo de polarização do elemento sensor.

Considerando que os valores de resolução obtidos com a configuração em malha aberta foram similares aos obtidos com a configuração em malha fechada, e tendo em vista que o fundo de escala de 12,49 kPa é suficiente para a aplicação de interesse, a implementação da configuração em malha aberta pode ser mais vantajosa, dado que a complexidade do circuito eletrônico é menor e não precisa do controlador PI implementado no software LabVIEW.

## 5. Medição das ondas de pulso arterial e estimativa da VOP

Este capítulo apresenta a proposta de uma nova técnica de medição de ondas de pulso arterial, que utiliza um transdutor de pressão baseado nas leituras de fase da impedância de amostras com propriedades GMI. Como foi exposto nos capítulos 2 e 3, o transdutor de pressão opera em duas configurações: malha aberta e malha fechada. Para avaliar a nova técnica de medição das ondas de pulso arterial são feitos estudos experimentais para cada configuração do transdutor de pressão. No primeiro estudo emprega-se o sistema de transdução de pressão completo apresentado na Figura 28, no qual incorpora-se uma câmara incompressível para amplificação mecânica. Nesse protótipo, a pequena membrana semirrígida localizada na superfície da câmara incompressível é fixada por meio de uma estrutura circular, com um furo central, e espessura de 1 mm. Essa peça anelar, por sua vez, é posicionada sobre a superfície da pele, no local de interesse, para medição da onda de pulso. Ainda utilizando a estrutura mecânica, em outra configuração do protótipo do transdutor de pressão, a membrana é colada diretamente à borda da câmara incompressível, não sendo empregado o anel de fixação, já que este último implica um pequeno afastamento entre a superfície da pele e a membrana semirrígida. Finalmente, dada a alta sensibilidade do magnetômetro desenvolvido, este foi usado para medir diretamente a forma de onda do pulso arterial sem utilizar uma câmara incompressível para transdução mecânica. Neste intuito, minúsculas partículas ferromagnéticas foram embaladas e fixadas a uma fita adesiva leve, hipoalergênica e flexível (3 mm × 4 mm), adequada para a fixação de curativos em peles sensíveis. Neste último arranjo de medição, o marcador magnético é anexado na região da pele sobre a artéria de interesse, e o elemento sensor do magnetômetro GMI é colocado a uma distância da ordem de milímetros dessa área.

Ademais, é apresentada uma análise comparativa entre o desempenho das diferentes configurações propostas para o transdutor desenvolvido. A

configuração com melhor desempenho é empregada na técnica utilizada para estimativa da VOP.

Como o estudo envolve o registro da onda de pulso em participantes da pesquisa, o projeto foi submetido à apreciação e aprovado pela Comissão da Câmara de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio) 045/2020 – Protocolo 83/2020.

A participação voluntária na presente pesquisa se realizou mediante assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, disponível no Apêndice C.

## 5.1 Medição experimental da onda de pulso arterial com transdutor na configuração em malha aberta

Como foi explicitado no capítulo 2, o transdutor de pressão na configuração em malha aberta tem uma banda de passagem de aproximadamente 1 kHz. Porém, o sinal de interesse tem uma frequência razoavelmente inferior, com componente fundamental em torno de (1 Hz). Assim, com o intuito de melhorar a aquisição das ondas de pulso em diferentes regiões anatômicas, foi implementado um filtro analógico *Butterworth* passa-baixas de quarta ordem baseado na topologia *Sallen-Key*, com frequência de corte de 200 Hz. Em princípio, reduzindo-se a frequência de corte, melhora-se a qualidade do sinal. Entretanto, deve-se garantir que a frequência de corte selecionada não atenua as componentes de interesse do sinal medido. Na Figura 51 apresenta-se o diagrama do circuito eletrônico implementado.

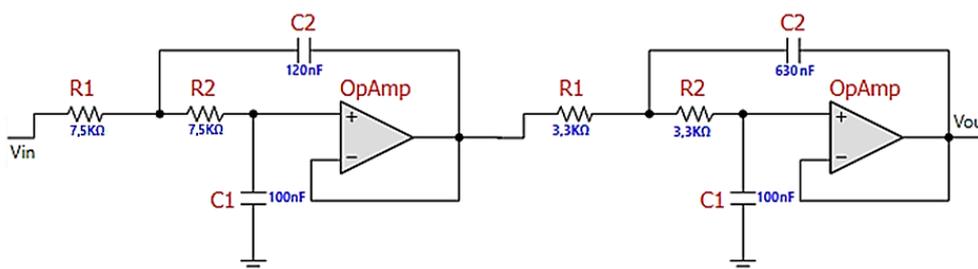


Figura 51 - Esquemático do filtro passa-baixas com frequência de corte em 200 Hz.

Por sua vez, o sinal de saída do transdutor de pressão é suscetível a pequenas variações advindas de fontes de ruído externo e a variações bruscas de posição, fazendo com que o sinal de saída não fique estável. Este problema é crítico ao se realizar a medição de onda de pulso arterial, dado que o ciclo

respiratório e outros movimentos involuntários podem causar desvios da linha de base e na forma da onda de pulso detectada, resultando em distorções do registro que dificultam o seu detalhamento para fins diagnósticos. Sendo assim, foi implementado um circuito *clumper*, a fim de se poder alterar o nível de tensão CC do sinal de entrada fornecido, fixando a tensão de saída em um valor estabelecido. O circuito *clumper* apresentado na Figura 52 tem como entrada o sinal obtido na saída do filtro passa baixas de 200 Hz, mostrado na Figura 51, e foi configurado para gerar um nível de CC de tensão igual a 3 V em sua saída.

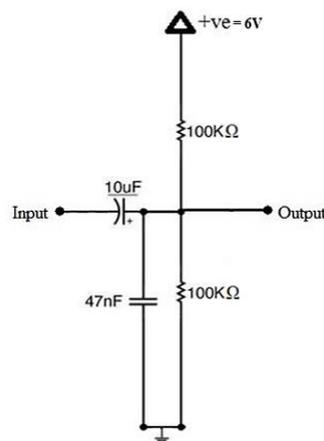


Figura 52 - Circuito *clumper* implementado.

Na sequência, para aquisição e registro do sinal de interesse, conectou-se a saída do circuito *clumper* a uma das entradas de um osciloscópio de alta resolução (HRO 64Zi, *Lecroy*). Posteriormente, os sinais adquiridos foram pós-processados por meio de uma rotina de filtragem digital implementada no Matlab, baseada em um filtro digital passa-baixas de 4ª ordem, do tipo *Butterworth*, com frequência de corte em 15 Hz.

Na Figura 53, apresenta-se um exemplo de uma onda de pulso carotídeo adquirida com este sistema, a fim de evidenciar o desempenho da filtragem digital. Neste intuito, são apresentados tanto os sinais adquiridos diretamente na saída do estágio de filtragem, composto pelo filtro passa baixas em 200 Hz e circuito *clumper*, em vermelho, quanto aqueles obtidos após a filtragem digital, em azul.

Evidencia-se, na Figura 53, a contribuição do processo de filtragem digital para uma melhor visualização dos detalhes morfológicos da onda de pulso. A frequência de corte de 15 Hz permite a passagem das componentes espectrais relevantes contidas na onda de pulso.

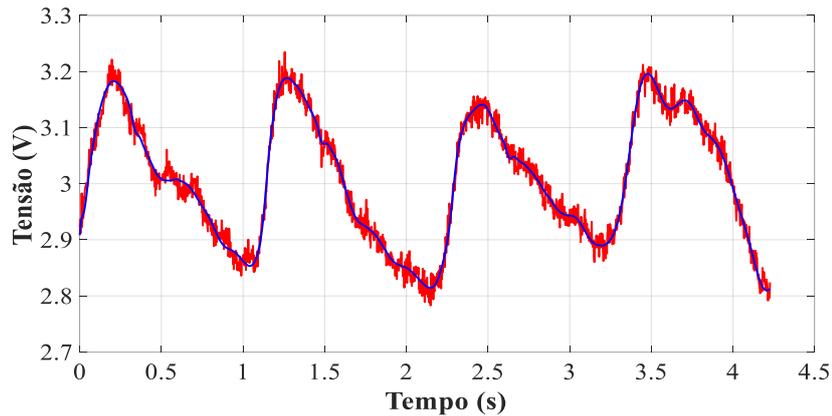


Figura 53 - Registro experimental da onda de pulso carotídeo, sinal adquirido na saída do circuito (vermelho) e após filtragem digital (azul).

Para uma avaliação mais detalhada do comportamento do sinal mostrado na Figura 53, apresenta-se na Figura 54 sua representação no domínio da frequência, obtida por meio da transformada de Fourier da onda de pulso carotídeo adquirida diretamente na saída do arranjo de filtragem do transdutor, correspondente ao registro em vermelho apresentado na Figura 53. Ressalta-se ainda que, para uma melhor visualização das componentes espectrais no domínio da frequência, exclui-se a componente CC de 3 V adicionada pelo circuito *clamper*.

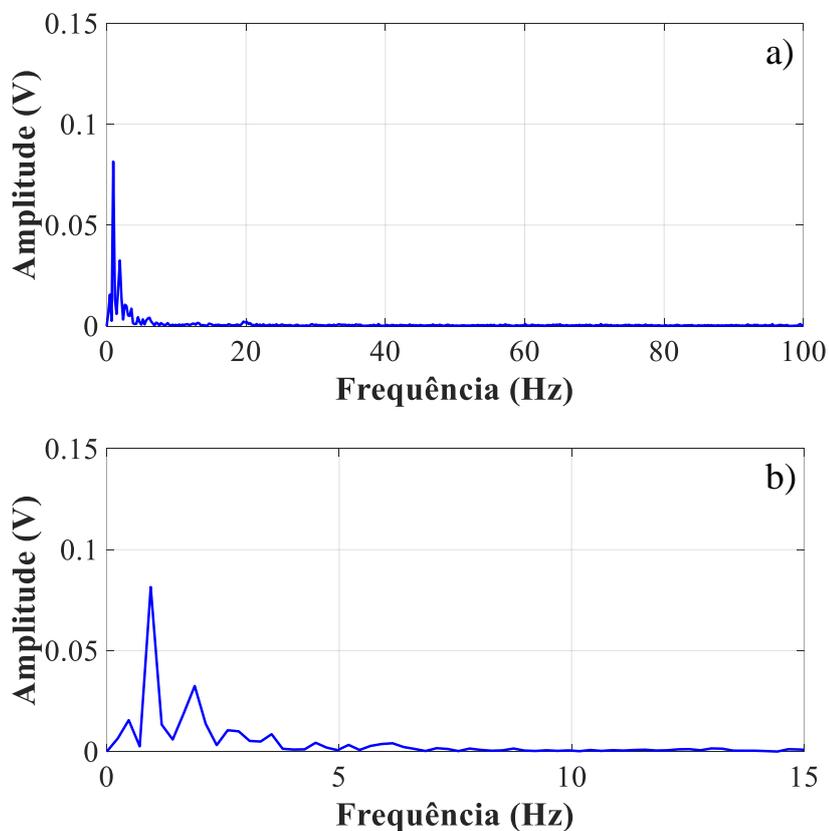


Figura 54 - FFT da onda de pulso carotídeo, mostrada em vermelho na Figura 53, entre: (a) 0 Hz e 100 Hz, e (b) 0 Hz e 15 Hz.

Com base nos resultados apresentados na Figura 54, percebe-se que o sinal de interesse é um sinal de baixa frequência, cuja componente principal situa-se em torno de 1 Hz. Além dessa componente, o espectro do sinal de interesse é composto por outras componentes relevantes devido à morfologia da forma de onda, que, em geral, são inferiores a 10 Hz (Figura 54(b)).

Ressalta-se que o arranjo de filtragem composto pelo filtro passa baixas, com frequência de corte em 200 Hz, e o circuito *clamper*, é utilizado nas medições realizadas com o transdutor de pressão na configuração em malha aberta. Ademais, a filtragem digital implementada no Matlab é empregada em todas as medições apresentadas nas subseções a seguir.

Os sinais de saída medidos são apresentados em volts (V), que corresponde à unidade de saída do transdutor de pressão. Por outro lado, tendo em vista que o intuito deste dispositivo é a medição de pressão, os sinais de saída também são apresentados em outra escala, expressa em milímetros de mercúrio (mmHg). Embora o mmHg não seja uma unidade do Sistema Internacional de Unidades (SI), esta é a unidade comumente utilizada no meio clínico para medir a pressão sanguínea. O pascal (Pa) é a unidade SI para a grandeza pressão, sendo que 1 mmHg corresponde a 133,32 Pa.

Finalmente, para comparações subsequentes, na Figura 55 são apresentados os comportamentos teóricos de pacientes normais de um período da forma da onda de pulso carotídeo na Figura 55(a), braquial na Figura 55(b) e radial na Figura 55(c). Os comportamentos característicos descritos na literatura serão tomados como referência para determinar as características morfológicas em cada um dos registros adquiridos.

Ressalta-se que, para fins de aquisição dos sinais apresentados ao longo desta seção, o voluntário permaneceu sentado, com o braço estendido na altura do coração, apoiado sobre uma superfície rígida, com a palma da mão voltada para cima. O voluntário permaneceu com as pernas descruzadas, pés apoiados no chão e costas apoiadas no encosto da cadeira.

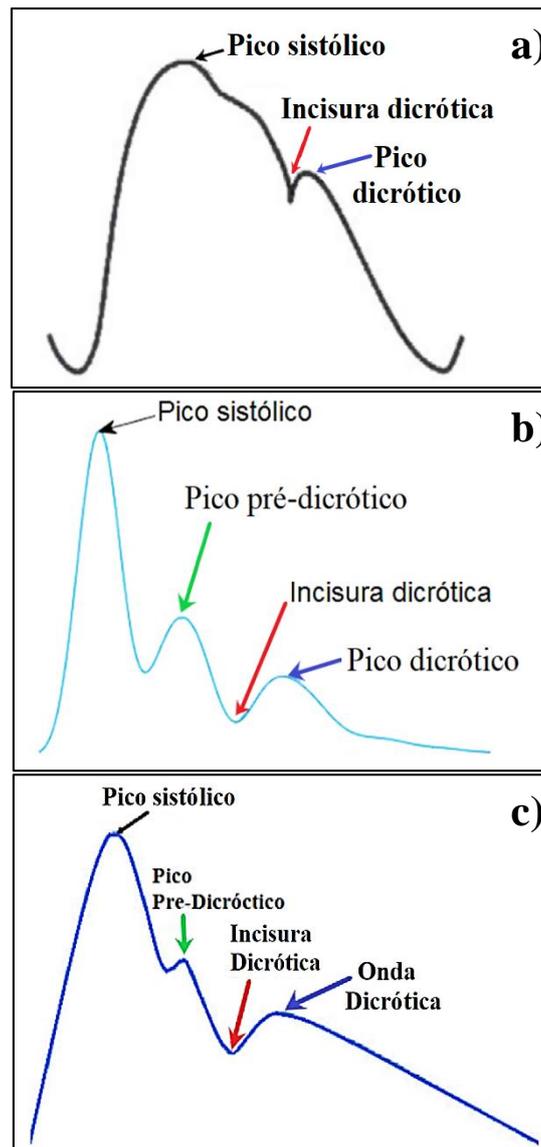


Figura 55 - Identificação de pontos característicos da onda de pulso: a) carotídeo (Adaptado de [7]), b) braquial (Adaptado de [101]) e c) radial (Adaptado de [67]).

### 5.1.1

#### Medição da onda de pulso arterial utilizando sistema de transdução com câmara incompressível (arranjo completo)

O transdutor de pressão GMI na configuração em malha aberta, descrito no capítulo 2, foi utilizado a fim de se obter o registro de sinais provenientes do sistema cardiovascular, tais como as ondas de pulso das artérias carótida, braquial e radial. Assim, foi utilizado o arranjo mecânico completo apresentado na Figura 28, que inclui uma peça anelar responsável por manter a membrana semirrígida fixa à câmara incompressível (Figura 28(a)). Para adquirir o sinal da onda de pulso, conforme mostrado na Figura 56, posiciona-se sobre a superfície da pele a

extremidade do transdutor onde se encontra a membrana semirrígida aderida pelo anel de fixação à câmara incompressível. O transdutor é posicionado nas regiões do corpo onde deseja-se efetuar a medição das ondas de pulso arterial de interesse e, em seguida, ajusta-se o ângulo do transdutor até que o sinal adquirido seja estável e com amplitude satisfatória. A Figura 56 ilustra a medição do pulso carotídeo.



Figura 56 – Transdutor de pressão com estrutura para amplificação mecânica e peça anelar, posicionado para medição experimental da onda de pulso carotídeo.

A fim de se observar e registrar o sinal, conectou-se a saída do arranjo de filtragem (filtro passa-baixas e circuito *clumper*) a uma das entradas de um osciloscópio de alta resolução (HRO 64Zi, Lecroy). Na Figura 57 é apresentado o sinal adquirido e processado mediante a rotina de filtragem digital implementada no Matlab.

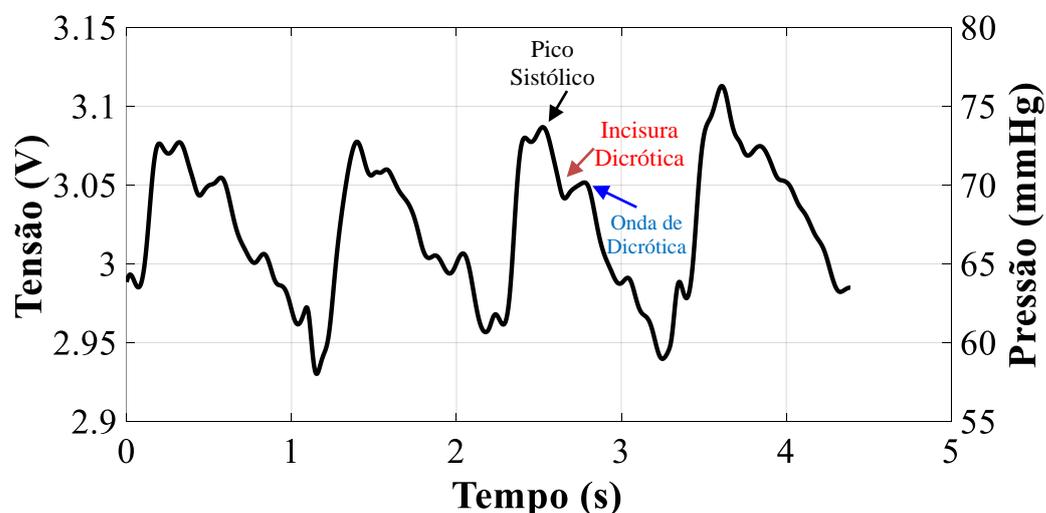


Figura 57 - Resultado da medição experimental da onda de pulso carotídeo adquirida utilizando o sistema de transdução em malha aberta, com a estrutura para amplificação mecânica completa.

Na Figura 57 observa-se que a elevada sensibilidade do transdutor de pressão possibilitou a detecção das pequenas variações de pressão que ocorrem na parede arterial, sendo possível identificar as características morfológicas da onda de pulso carotídeo, em conformidade com a ilustração teórica apresentada na Figura 55(a). Por outra parte, nota-se que o sinal de interesse está superposto a uma componente de ruído de baixa frequência, possivelmente resultante dos movimentos respiratórios do voluntário, ou, no caso de medição na artéria carotídea, este ruído também pode estar relacionado a movimentos e tremores causados pela deglutição de saliva. Por outro lado, o prejuízo à qualidade do registro pode estar relacionado à utilização da estrutura anelar que fixa a membrana semirrígida e possui espessura de 1 mm, possivelmente dificultando o contato da membrana com a pele do paciente e, dessa forma, atenuando o sinal de interesse. Contudo, o sinal apresentado na Figura 57, tem uma amplitude considerável (0,14 V) e foi possível identificar as características morfológicas da onda de pulso carotídeo. Mesmo assim, com a estrutura mecânica completa (utilizando o anel de fixação) não foi possível a obtenção de registros em outros pontos mais periféricos da árvore arterial.

Assim, na subseção 5.1.2 é proposta uma nova configuração na estrutura mecânica, que exclui o anel originalmente utilizado para fixação da membrana semirrígida à câmara incompressível. Neste intuito, a membrana semirrígida foi colada diretamente na borda da câmara incompressível, visando ampliar a área de contato entre a pele e a membrana (Figura 28(b)).

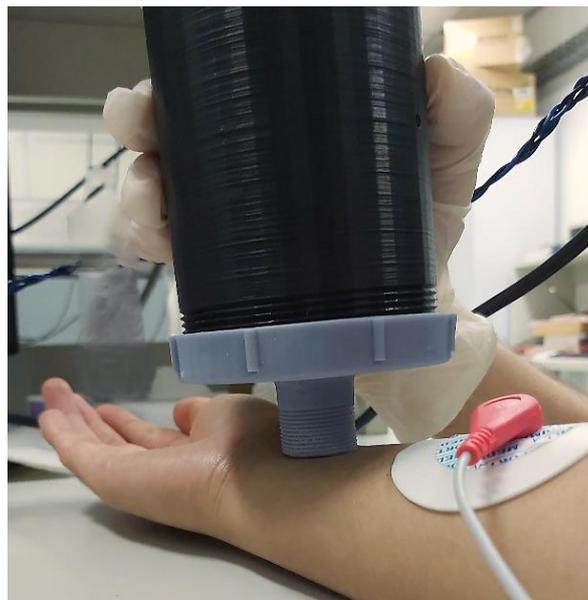
### 5.1.2

#### **Medição da onda de pulso arterial utilizando sistema de transdução com câmara incompressível (arranjo sem anel de fixação da membrana semirrígida)**

No segundo caso de estudo, utiliza-se o transdutor de pressão GMI na configuração em malha aberta com a membrana semirrígida colada na borda da câmara incompressível, tornando desnecessário o emprego do anel de fixação. Neste arranjo, conforme ilustrado na Figura 58, para a medição da onda de pulso, posicionou-se a membrana semirrígida do transdutor em contato direto com a pele do voluntário, nas regiões do corpo adequadas para medição dos biosinais de interesse: pulso carotídeo (Figura 58(a)) e pulso radial (Figura 58(b)).



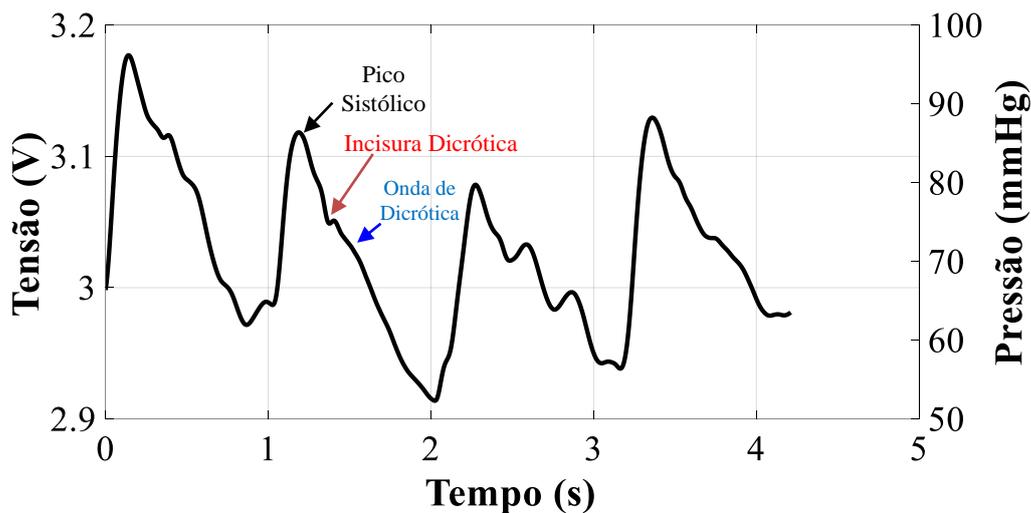
a)



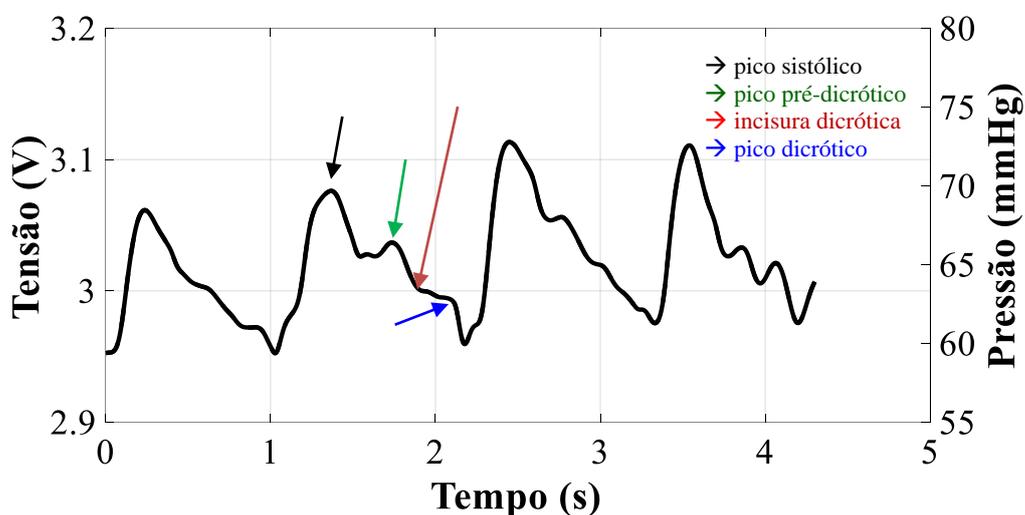
b)

Figura 58 - Transdutor de pressão com a estrutura mecânica sem o anel de fixação da membrana semirrígida, posicionado para realização das medições experimentais das ondas de pulso (a) carotídeo e (b) radial.

Na Figura 59 são apresentados os sinais adquiridos utilizando o osciloscópio de alta resolução (HRO 64Zi, Lecroy) e processados mediante a rotina de filtragem digital implementada no Matlab.



a)



b)

Figura 59 - Registro da onda de pulso (a) carotídeo e (b) radial, adquiridos com o transdutor em malha aberta, com amplificação mecânica, porém sem anel de fixação da membrana semirrígida, permitindo maior área de contato desta com a pele.

Com base nos registros apresentados na Figura 59 é possível observar que a elevada sensibilidade do transdutor de pressão possibilitou a detecção das pequenas variações de pressão na parede arterial e foi possível evidenciar as características morfológicas em cada um dos registros, conforme as ilustrações teóricas apresentadas na Figura 55(a) e Figura 55(b) para o registro carotídeo e radial. Embora, diferentemente da subseção anterior, o emprego da estrutura mecânica sem o anel de fixação tenha possibilitado não só a medição do sinal carotídeo, mas também do radial, a amplitude do registro carotídeo (0,16 V) foi similar à obtida na configuração anterior e a caracterização morfológica de todos os pulsos dos sinais apresenta-se comprometida em ambos registros. O

comprometimento do desempenho observado pode estar associado à vedação insuficiente entre a membrana semirrígida e a estrutura mecânica da câmara incompressível.

Nos estudos realizados com a estrutura mecânica, apresentados nas subseções 5.1.1 e 5.1.2, percebe-se que a qualidade do sinal depende do adequado posicionamento do transdutor e à correta aplicação de pressão da membrana do transdutor sobre a pele do paciente pelo operador. O primeiro aspecto pode estar associado à orientação do plano da amostra sensora em relação ao plano da pele. Quanto ao segundo aspecto, a pressão excessiva ou insuficiente aplicada pelo operador pode prejudicar a detecção da variação do diâmetro da artéria, comprometendo o registro das ondas de pulso. Por outro lado, a qualidade do registro também pode estar associada à dimensão da membrana que está em contato direto com a pele.

### **5.1.3 Medição direta da onda de pulso arterial, sem amplificação mecânica, utilizando marcador magnético**

Tendo em vista o impacto na qualidade dos registros obtidos com a estrutura para amplificação mecânica descritos nas duas subseções anteriores e considerando-se a alta sensibilidade do transdutor magnético GMI, realizaram-se estudos da aquisição da morfologia da onda de pulso sem o emprego do sistema mecânico, utilizando-se apenas um marcador magnético aderido à superfície da pele. Para consecução deste procedimento, um pequeno conjunto de limalhas de ferro magnetizadas e envelopadas por uma fita adesiva hipoalergênica é posicionado na superfície da pele do voluntário, em uma região adequada à medição da onda de pulso da artéria selecionada. Em seguida, aproxima-se o magnetômetro GMI desenvolvido da região de interesse. A variação de pressão ocasionada pela onda de pulso arterial promove o deslocamento das partículas magnéticas, variando o campo magnético sobre o sensor GMI. Por sua vez, a variação do campo altera a fase da impedância do elemento sensor, que é posteriormente convertida em tensão. Este procedimento pode fornecer algumas vantagens práticas, como o fato de não se exercer pressão sobre a pele do voluntário, evitando um eventual risco de redução do diâmetro da parede arterial, e também contribui para uma melhor resolução espacial, já que este parâmetro

passa a limitar-se apenas pela dimensão do marcador magnético, que convencionalmente possui diâmetros da ordem de milímetros ou menos. Dessa forma, torna-se possível o acesso a regiões anatômicas de difícil alcance para transdutores de pressão convencionais. Todavia, ressalta-se que, sem o emprego da amplificação mecânica (subseções 4.1.1 e 4.1.2), para uma mesma variação de pressão na artéria, essa técnica produz variações muito menores no campo magnético sobre o sensor, tornando necessária a utilização de um magnetômetro altamente sensível.

Logo, considerando a alta sensibilidade do magnetômetro GMI em malha aberta descrito no apêndice A, buscou-se empregá-lo na medição direta da onda de pulso em diferentes pontos da árvore arterial. Para tal fim, conforme indicado na Figura 60, aderiu-se sobre a pele, na região adequada às medições da onda de pulso das artérias Carótida, Braquial e Radial, o conjunto de limalhas de ferro magnetizadas. Em seguida, o elemento sensor do magnetômetro GMI em malha aberta foi posicionado próximo a cada ponto de medição, ajustando o ângulo até que o sinal adquirido seja estável e com amplitude satisfatória.

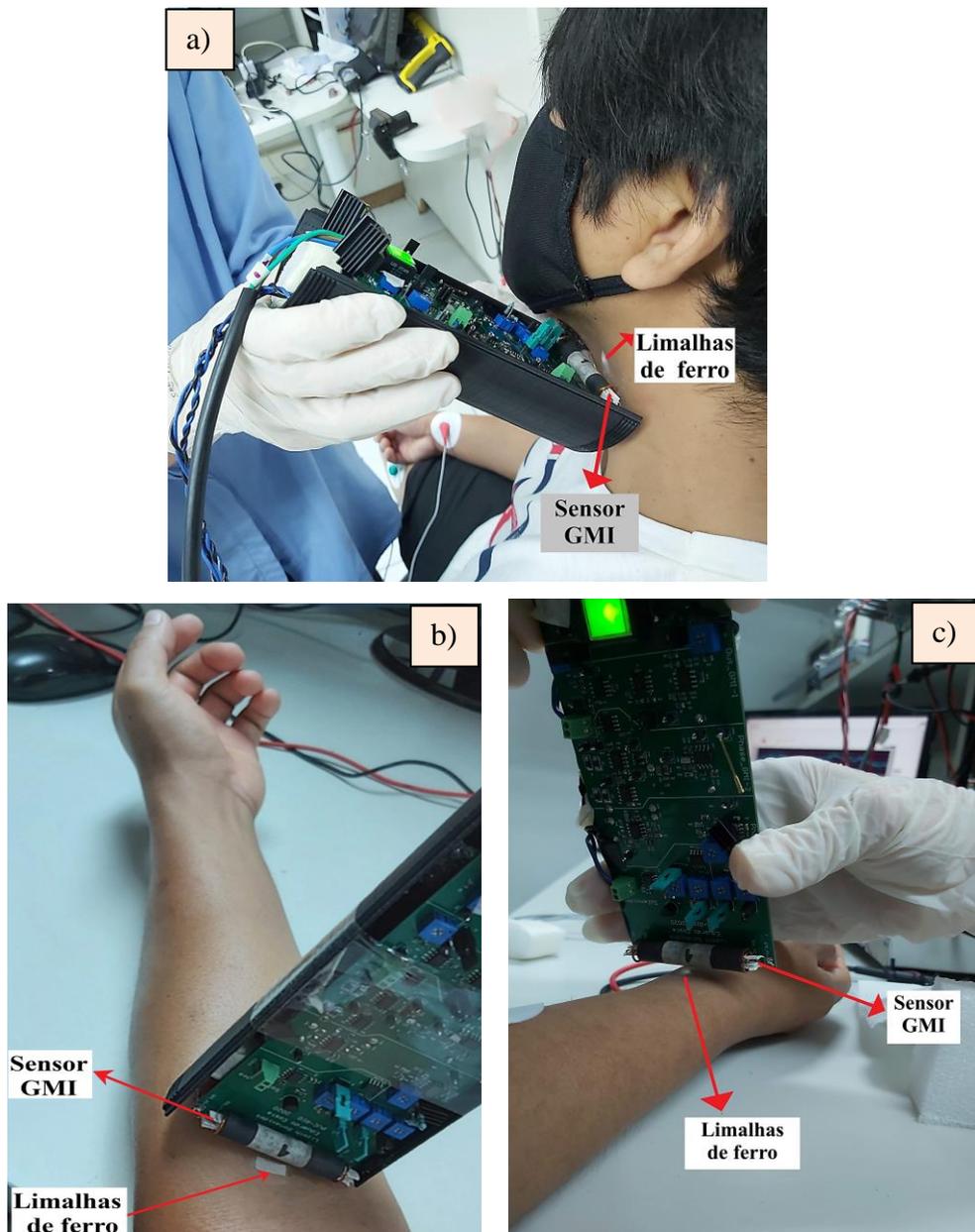


Figura 60 - Arranjo experimental implementado para a medição direta da onda de pulso, sem amplificação mecânica, utilizando o magnetômetro em malha aberta e marcador magnético posicionado nos pontos de medição da onda de pulso: (a) carotídeo, (b) braquial e (c) radial.

Os sinais de saída do transdutor foram adquiridos pelo osciloscópio de alta resolução e submetidos à filtragem digital implementada no Matlab, de forma equivalente ao já descrito para as medições empregando a estrutura mecânica (subseções 4.1.1 e 4.4.2). Os registros obtidos nos três pontos da árvore arterial são apresentados na Figura 61.

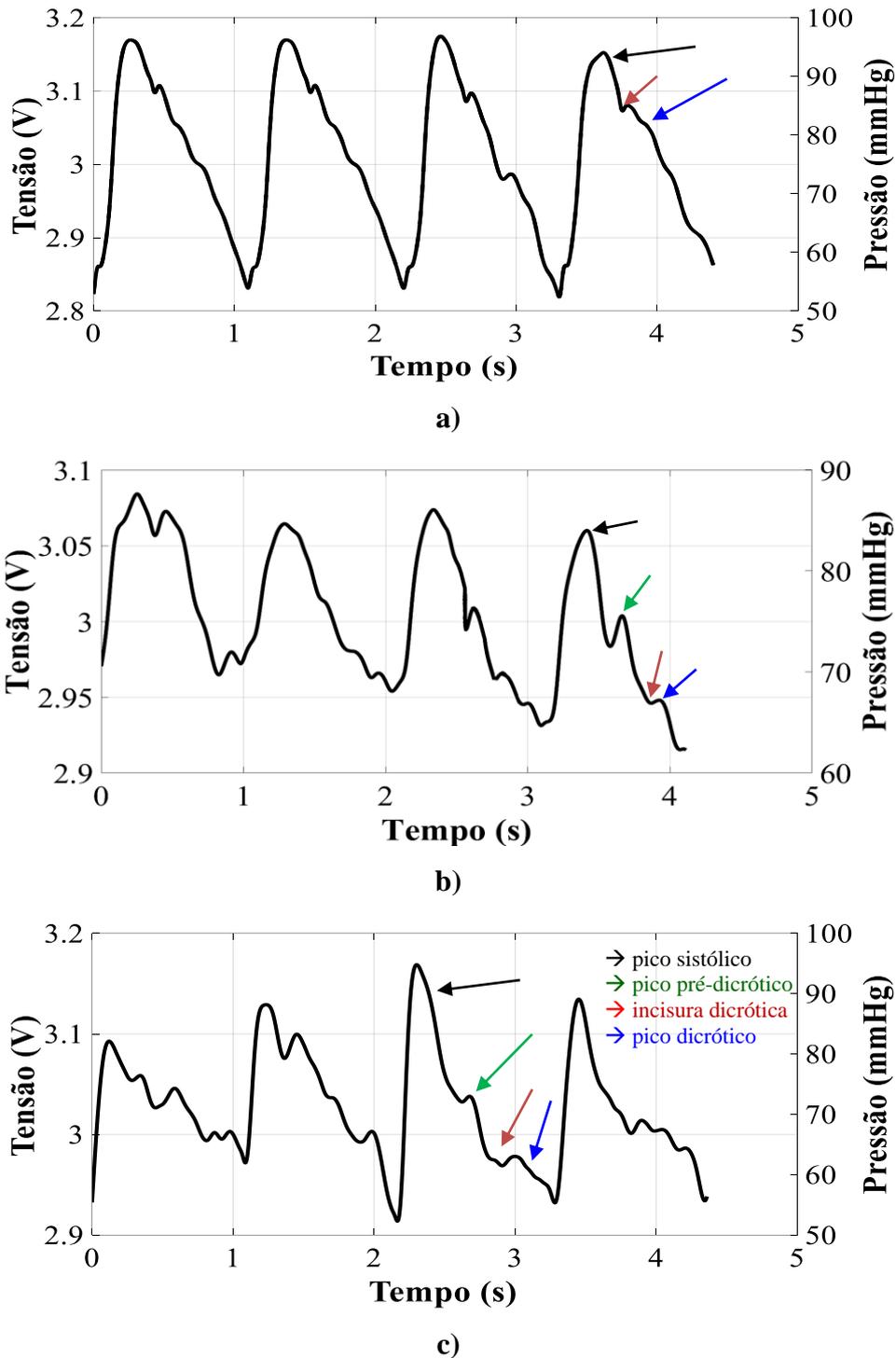


Figura 61 - Resultado das medições experimentais das ondas de pulso (a) carotídeo, (b) braquial e (c) radial adquiridos com o magnetômetro em malha aberta e o marcador magnético aderido à pele do voluntário.

A configuração composta por um magnetômetro altamente sensível e um marcador magnético aderido à pele do voluntário, permitiu o registro das ondas de pulso em três pontos da árvore arterial: carótida, braquial e radial. Os biosinais adquiridos apresentam amplitudes superiores aos obtidos nas duas subseções anteriores, utilizando a estrutura mecânica. Conforme evidenciado na Figura 61,

as medições diretas com o magnetômetro em malha aberta resultaram em registros da onda de pulso carotídeo (Figura 61(a)) com uma amplitude de 0,34 V, já as ondas de pulso braquial e radial apresentam valores de 0,13 V e 0,19 V (Figura 61(b) e 61(c)), respectivamente.

## 5.2

### **Medição experimental da onda de pulso arterial com transdutor na configuração em malha fechada**

Esta subseção apresenta resultados experimentais de medição de ondas de pulso arterial, utilizando o transdutor na configuração em malha fechada descrito no capítulo 3. Assim como apresentado na subseção 5.1, para avaliar a nova técnica de medição das ondas de pulso arterial são feitos estudos experimentais para cada configuração do transdutor de pressão. No primeiro estudo emprega-se o sistema de transdução de pressão completo, conforme apresentado na Figura 28, incorporando uma câmara incompressível para amplificação mecânica, incluindo uma peça anelar responsável pela fixação da membrana semirrígida na estrutura mecânica. Na segunda configuração do protótipo, o anel de fixação é retirado e a membrana semirrígida é colada diretamente na estrutura, permitindo maior contato com a pele do voluntário, sem o pequeno afastamento ocasionado pela espessura do anel. Finalmente, em um terceiro estudo que não utiliza a câmara incompressível para transdução mecânica, dada a alta sensibilidade do magnetômetro GMI em malha fechada desenvolvido, este, em conjunto com um marcador magnético aderido à pele do voluntário, foi usado para medir diretamente a forma de onda do pulso arterial. Diferentemente da seção 5.1, visando o maior conforto do voluntário, para aquisição dos sinais apresentados nesta subseção, ele permaneceu na posição supina, sobre uma cama, com a cabeça levemente estendida e o braço direito relaxado, com a palma da mão voltada para cima, em um ambiente tranquilo e confortável.

Como explicitado no capítulo 3, o transdutor de pressão na configuração em malha fechada tem uma banda de passagem de aproximadamente 32 Hz. Assim, diferentemente da configuração em malha aberta, não se faz necessário implementar o filtro analógico Butterworth passa-baixas com frequência de corte de 200 Hz. Entretanto, o sinal de saída do transdutor de pressão continua sendo suscetível a pequenas variações advindas de fontes de ruído externo e a variações

bruscas de posição, interferindo na estabilidade do sinal de saída. Dessa forma, assim como na seção 5.1, também foi implementado o circuito *clamper*, ilustrado na Figura 52.

Finalmente, para aquisição e registro do sinal de interesse, da mesma forma que efetuado nas medições com transdutor em malha aberta, na configuração em malha fechada também conectou-se a saída do circuito *clamper* a uma das entradas de um osciloscópio de alta resolução (HRO 64Zi, Lecroy). Em seguida, os sinais adquiridos foram pós-processados por meio da rotina de filtragem digital implementada no Matlab, baseada em um filtro digital passa-baixas de 4ª ordem, do tipo Butterworth, com frequência de corte em 15 Hz.

### 5.2.1

#### Medição da onda de pulso arterial utilizando o sistema de transdução em malha fechada, com câmara incompressível (arranjo completo)

Esta subseção apresenta os resultados das medições da onda de pulso utilizando o transdutor GMI na configuração em malha fechada, com estrutura para amplificação mecânica completa, no qual a membrana semirrígida que faz contato com a pele é fixa à câmara incompressível por meio de um anel de fixação. Para adquirir o biosinal, conforme mostrado na Figura 56, a membrana semirrígida do transdutor, mantida pelo anel de fixação, é posicionada em contato direto com a pele do voluntário, na região adequada para medição da onda de pulso arterial que se deseja avaliar, neste caso será realizada a medição na artéria carotídea.

Na Figura 62 é apresentado o sinal da onda de pulso carotídeo adquirido no osciloscópio de alta resolução (HRO 64Zi, Lecroy) e processado mediante a rotina de filtragem digital implementada no Matlab.

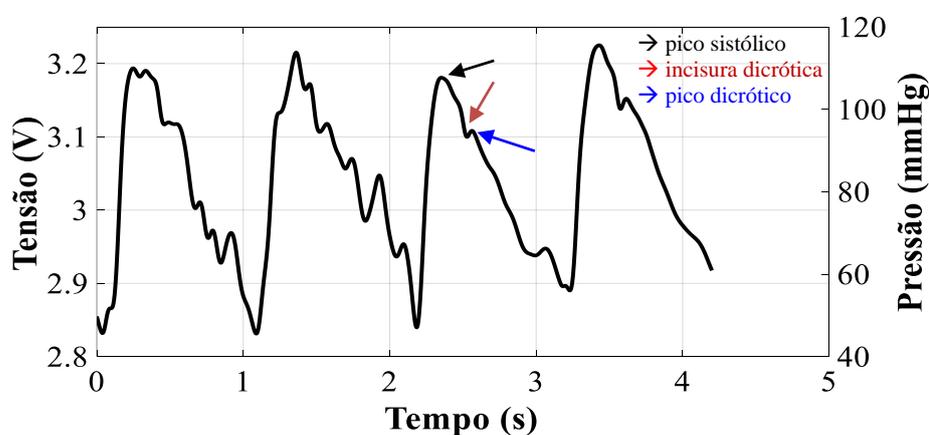


Figura 62 - Onda de pulso carotídeo obtida utilizando o transdutor de pressão em malha fechada e amplificação mecânica completa.

Na Figura 62 observa-se que a elevada sensibilidade do transdutor de pressão possibilitou a detecção dos detalhes morfológicos da onda de pulso. Por outra parte, nota-se, que o sinal de interesse está superposto a uma componente de ruído de baixa frequência, resultante dos ciclos respiratórios e demais movimentos involuntários do participante. A amplitude do sinal de saída (0,34 V) é similar à obtida nos melhores resultados das medições com transdutor em malha aberta, utilizando marcador magnético. Contudo, pode-se observar que as aquisições contínuas se veem comprometidas, dificultando o detalhamento morfológico da onda de pulso. Este fato pode estar relacionado ao afastamento proporcionado pela espessura do anel de contenção da membrana semirrígida que, conforme mencionado na subseção 5.1.1, dificulta o contato da membrana com a pele do paciente, atenuando o sinal de interesse e impossibilitando a medição em outros pontos mais periféricos da árvore arterial.

Assim, na subseção 5.2.2 é também realizado o estudo removendo o anel originalmente utilizado para fixação da membrana semirrígida à câmara incompressível. Neste intuito, a membrana semirrígida foi colada diretamente na borda da estrutura da câmara incompressível, possibilitando ampliar a área de contato entre a pele do voluntário e a membrana.

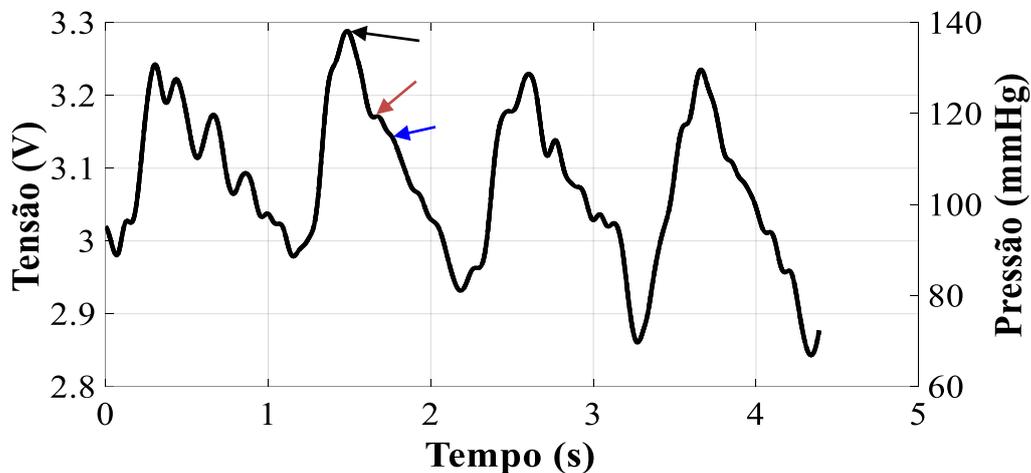
### 5.2.2

#### **Medição da onda de pulso arterial utilizando o sistema de transdução em malha fechada, com câmara incompressível (arranjo sem anel de fixação da membrana semirrígida).**

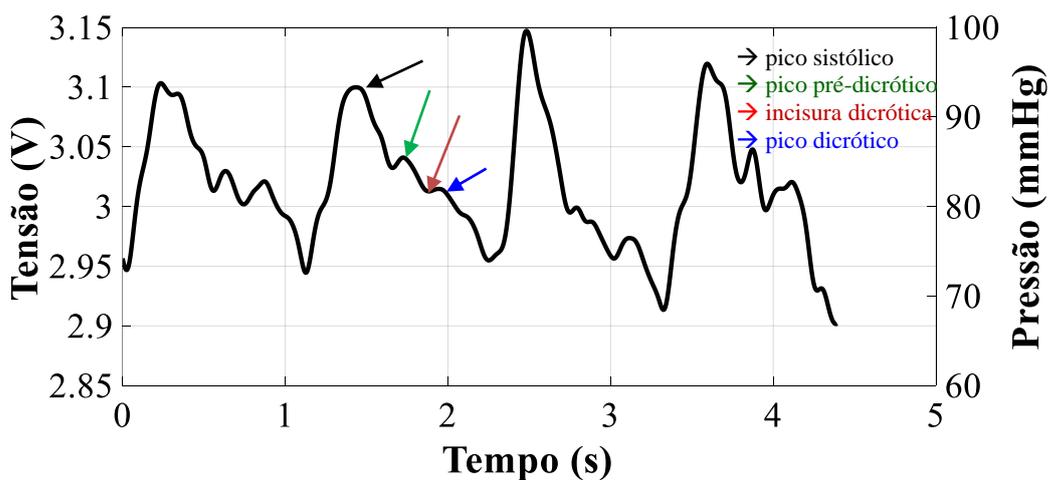
Neste estudo com o transdutor de pressão GMI na configuração em malha fechada, a peça anelar para fixação da membrana semirrígida foi removida e a membrana foi colada na borda da câmara incompressível. Assim, conforme já ilustrado na Figura 58, a membrana semirrígida pode ser colocada em contato direto com a superfície da pele do voluntário, evitando o afastamento promovido pelo anel de fixação.

A fim de observar e registrar o biosinal, assim como nas demais medições, conectou-se o sinal de saída do transdutor de pressão a uma das entradas do osciloscópio de alta resolução (HRO 64Zi, *Lecroy*). A Figura 63 apresenta os registros obtidos após a filtragem digital implementada no Matlab. Nesta configuração, diferentemente da configuração completa com o anel de fixação,

além do pulso carotídeo foi possível realizar o registro da onda de pulso braquial e radial. No entanto, assim como utilizando a estrutura completa, o registro da onda de pulso da artéria braquial ficou comprometido e, conseqüentemente, não é apresentado.



a)



b)

Figura 63 - Resultado das medições experimentais do pulso a) carotídeo e b) radial, adquiridos com o transdutor de pressão na configuração malha fechada, com a membrana semirrígida posicionada diretamente na pele do voluntário.

Nos registros das ondas de pulso carotídeo e radial apresentados, respectivamente, nas Figura 63(a) e na Figura 63(b), é possível delinear as especificidades morfológicas dos biosinais arteriais em conformidade aos registros normais apresentados na Figura 55(a) e 55(b). A amplitude do registro do pulso carotídeo (0,31 V) é similar àquela obtida na configuração utilizando o anel de fixação, descrita na subseção anterior (5.2.1), os valores alcançados nessas medições em malha fechada são equivalentes aos valores mais elevados obtidos com a configuração em malha aberta somente por meio das medições diretas com

marcador magnético (subseção 5.1.3). Apesar disso, percebe-se ainda um comprometimento da relação sinal-ruído que é, possivelmente, resultante de uma inadequada vedação do contato entre a membrana semirrígida e a borda da estrutura mecânica da câmara incompressível.

Nestas medições utilizando a estrutura mecânica com transdutor em malha fechada (subseções 5.2.1 e 5.2.2) assim como observado na configuração em malha aberta (subseções 5.1.1 e 5.1.2), faz-se necessária atenção ao posicionamento do sensor, considerando sua inclinação e a pressão exercida pelo operador sobre a região da artéria, já que são pontos críticos na qualidade dos registros.

### 5.2.3

#### **Medição direta da onda de pulso arterial, sem amplificação mecânica, utilizando marcador magnético**

Tendo em vista a alta sensibilidade do magnetômetro GMI em malha fechada descrito no apêndice B, buscou-se empregá-lo na medição direta da onda de pulso em diferentes pontos da árvore arterial. Para tal fim, conforme indicado na Figura 60, aderiu-se sobre a pele, na região próxima às artérias de interesse, um pequeno conjunto de limalhas de ferro magnetizadas. Em seguida, aproxima-se desta região o elemento sensor do magnetômetro GMI. Utilizando o mesmo procedimento descrito na subseção 5.1.3 para a configuração em malha aberta, foram realizadas medições da onda de pulso da artéria carótida (Figura 60(a)), da artéria braquial (Figura 60(b)) e da artéria radial (Figura 60(c)).

Na Figura 64 são apresentados os sinais adquiridos com o magnetômetro em malha fechada e a saída do circuito *clamper* conectada ao osciloscópio de alta resolução (HRO 64Zi, *Lecroy*). Posteriormente os dados foram pós-processados mediante a rotina de filtragem digital implementada no Matlab.

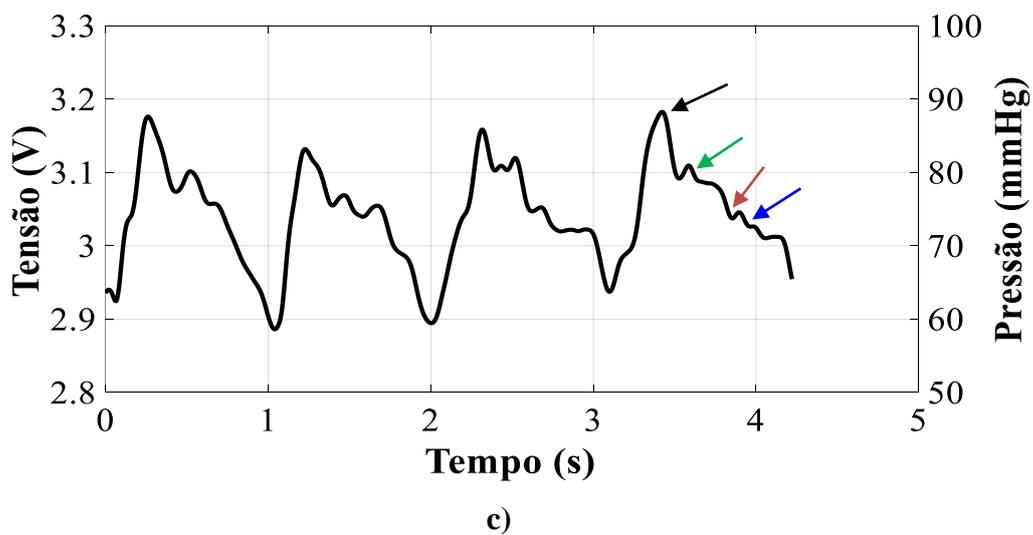
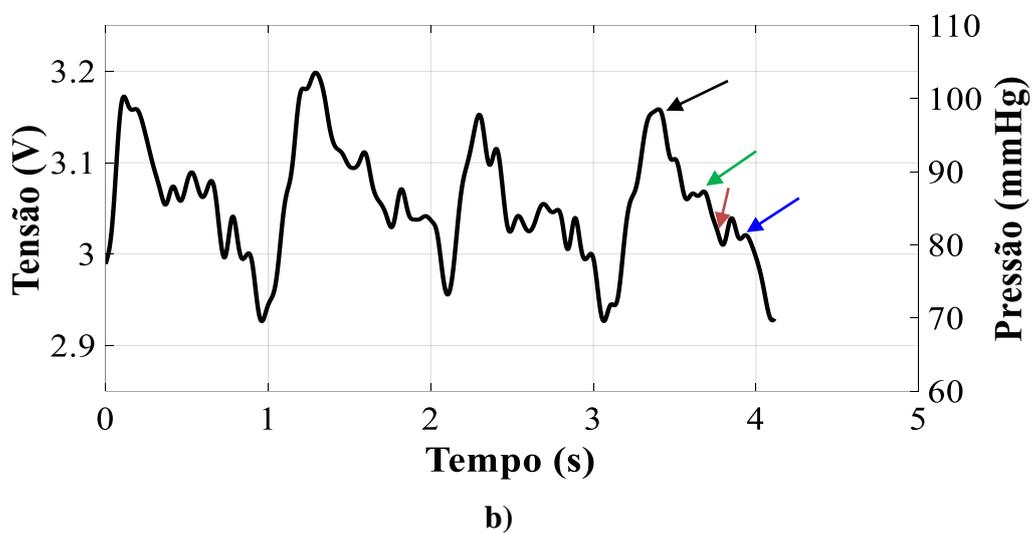
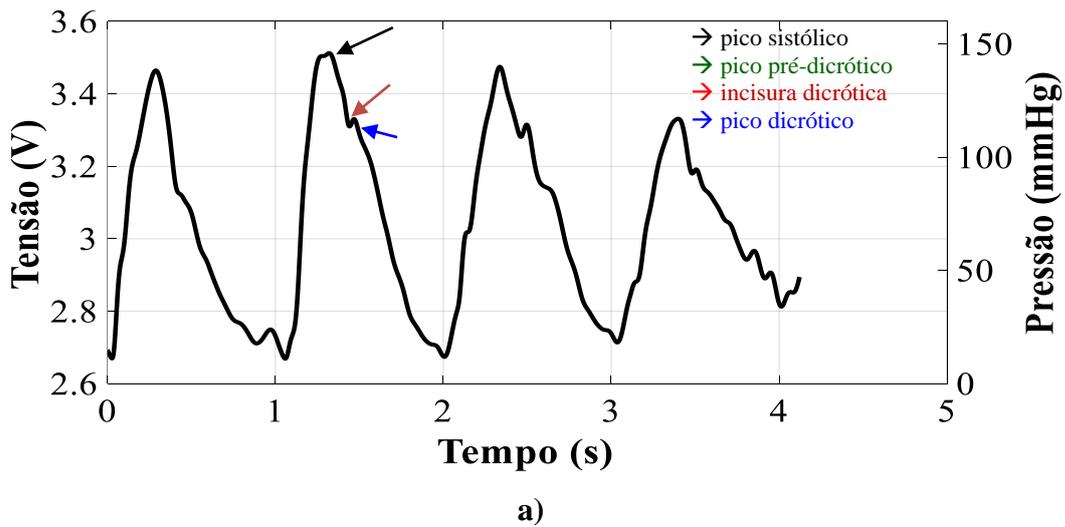


Figura 64 – Registros das ondas de pulso (a) carotídeo, (b) braquial e (c) radial adquiridos com o magnetômetro em malha fechada, sem amplificação mecânica, e com marcador magnético aderido à pele do voluntário.

Assim como observado utilizando a configuração em malha aberta (subseção 5.1.3), as medições diretas sem amplificação mecânica utilizando o

marcador magnético com o magnetômetro na configuração em malha fechada puderam ser adequadamente realizadas nos três pontos da árvore arterial (carotídeo, braquial e radial). Na Figura 64 podem-se observar as especificidades morfológicas dos sinais, com as respectivas indicações para cada registro.

Os registros obtidos nesta configuração (Figura 64) alcançam amplitudes superiores às demais configurações descritas nas subseções anteriores. Sendo que a onda de pulso carotídeo tem uma amplitude de 0,79 V, a onda de pulso radial tem uma amplitude de 0,26 V e a onda de pulso braquial tem uma amplitude de 0,23 V.

### 5.3 Análise comparativa de desempenho das configurações implementadas

A Tabela 7 contém o resumo das técnicas de medição das ondas de pulso arterial, tanto na configuração em malha aberta (MA) quanto na configuração em malha fechada (MF) avaliadas nas seções 4.1 e 4.2. Adicionalmente, são apresentados os valores médios de amplitude, obtidos mediante a subtração do ponto máximo e o ponto mínimo para cada um dos registros obtidos nos diferentes casos de estudo analisados.

Tabela 7. Resumo das características de desempenho das diferentes configurações implementadas para medição da onda de pulso arterial.

	Carotídeo	Radial	Braquial
<b>Transdutor de pressão + Amplificação mecânica completa - MA</b>	0,14		
<b>Transdutor de pressão + Amplificação mecânica completa - MF</b>	0,34		
<b>Transdutor de pressão + Amplificação mecânica (sem anel de fixação) – MA</b>	0,16	0,09	
<b>Transdutor de pressão + Amplificação mecânica (sem anel de fixação) – MF</b>	0,31	0,16	
<b>Magnetômetro + Marcador - MA</b>	0,34	0,19	0,13
<b>Magnetômetro + Marcador- MF</b>	0,79	0,26	0,23

Observando-se os resultados provenientes das diferentes configurações testadas, resumidas na Tabela 7, verifica-se que em todos os casos analisados, os registros adquiridos empregando a configuração em malha fechada apresentaram

maior amplitude quando comparados com os registros obtidos pelas configurações em malha aberta, sendo que o registro com maior amplitude foi obtido empregando o magnetômetro em malha fechada e o marcador magnético. Porém, tendo em vista os resultados comparativos apresentados na seção 4.5, sabe-se que a sensibilidade apresenta um valor próximo nas duas configurações, 59,6 mV/kPa para o transdutor de pressão em malha aberta e 54,2 mV/kPa para o transdutor em malha fechada. Dessa forma, sabendo que a sensibilidade da configuração de malha fechada é 5,4 mV/kPa menor do que a apresentada pela configuração de malha aberta, pode parecer incoerente o fato das amplitudes obtidas pelos registros em malha fechada terem sido superiores aquelas atingidas pelas configurações de malha aberta. Entretanto, deve-se atentar para o fato das medições de onda de pulso arterial na configuração em malha aberta terem sido realizadas em condições diferentes das obtidas pela configuração de malha fechada. Mais especificamente, foram realizadas com o voluntário disposto em posições diferentes, sentado (malha aberta) e deitado (malha fechada).

Por sua vez, a literatura associada à fisiologia e anatomia do corpo humano mostra que são esperadas variações significativas da amplitude da onda de pulso arterial em função da posição do corpo e principalmente do braço do voluntário, sendo que medições adquiridas na posição supina exibem amplitudes significativamente maiores que aquelas registradas com o voluntário sentado [102,103], o que justifica o comportamento experimentalmente observado nos registros aqui obtidos.

Considerando que nas medições com marcador magnético a resolução espacial deixa de ser limitada pela área da membrana semirrígida do transdutor de pressão, 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, e observando que, conforme mostrado na Tabela 7, tanto na configuração em malha aberta, quanto na configuração em malha fechada, os sinais adquiridos empregando o transdutor magnético e um marcador magnético aderido à pele do voluntário, foram os que apresentaram uma maior amplitude, decidiu-se empregar um magnetômetro na configuração em malha aberta e o marcador magnético, para realizar a estimativa da VOP, apresentada na seção a seguir.

## 5.4 Estimativa da VOP

Esta seção trata da estimativa da Velocidade da Onda de Pulso (VOP) a partir dos sinais adquiridos e analisados nas seções 5.1 e 5.2. Tendo em vista que a qualidade dos registros adquiridos é crucial para a correta estimativa da VOP e considerando os resultados comparativos entre as diferentes configurações para o protótipo desenvolvido, apresentados na seção 5.3, para a medição da VOP decidiu-se utilizar uma configuração com dois magnetômetros GMI altamente sensíveis, em malha aberta. Lembra-se que nesta configuração, um pequeno conjunto de limalhas de ferro magnetizadas, envelopadas por uma fita adesiva hipoalergênica, são posicionadas na superfície da pele, em uma região adequada à medição da onda de pulso da artéria selecionada, aproximando-se, em seguida, o magnetômetro de alta sensibilidade.

Tipicamente, o arranjo utilizado para medição da VOP baseia-se na medição simultânea de ondas de pulso em duas posições diferentes. A VOP é computada por meio da razão entre a distância de separação do segmento arterial e o tempo que a onda de pulso leva para percorrer este segmento, conforme explicitado na seção 2.2.2.

Neste trabalho são realizadas medições em dois pontos da árvore arterial: um na artéria carotídea e outro na artéria radial. Ademais, conforme mencionado na seção 1.3.2, ressalta-se que os valores da velocidade da onda de pulso são afetados pelo algoritmo usado para calcular o tempo de atraso ( $dT$ ) e pelo método empregado na medição da distância entre os dois locais de registro ( $AB$ ). O comprimento do segmento arterial  $AB$  foi estimado por meio de medições feitas com o auxílio de uma fita métrica, considerando-se como referências o local de fixação do marcador magnético, a distância foi medida aplicando-se os métodos direto e subtração, descritos na subseção 2.2.2. O método direto consiste em medir a distância de separação entre os dois pontos de registro da onda de pulso traçando-se uma linha reta entre eles. Por outro lado, o método de subtração estima a distância do segmento arterial  $AB$  por meio da subtração entre a distância medida no segundo local de registro (quadrado azul na Figura 66) e a fúrcula esternal e a distância do primeiro local de registro (quadrado verde na Figura 66) até a fúrcula esternal [45,74].

Por sua vez, para estimação do  $dT$ , é implementado o método ‘*foot to foot*’, comumente usado na análise do tempo de atraso. Este método consiste em tomar como pontos de referência os valores associados aos instantes de início das ondas de pulso adquiridas nos dois pontos de medição, correspondendo à chegada de um pulso arterial na região de medição. Neste intuito, foi desenvolvido um algoritmo capaz de detectar o ponto de início em cada período do registro, o ponto de início foi definido como o valor máximo da segunda derivada do sinal. O algoritmo foi desenvolvido no software Matlab, e as derivadas foram calculadas utilizando a função *diff*. Na Figura 65, apresenta-se um exemplo de uma onda de pulso carotídeo adquirida com este sistema, a fim de evidenciar o desempenho do algoritmo proposto. Neste intuito, é apresentado o sinal adquirido diretamente na saída do estágio de filtragem e os sinais obtidos após o cálculo da primeira e segunda derivada.

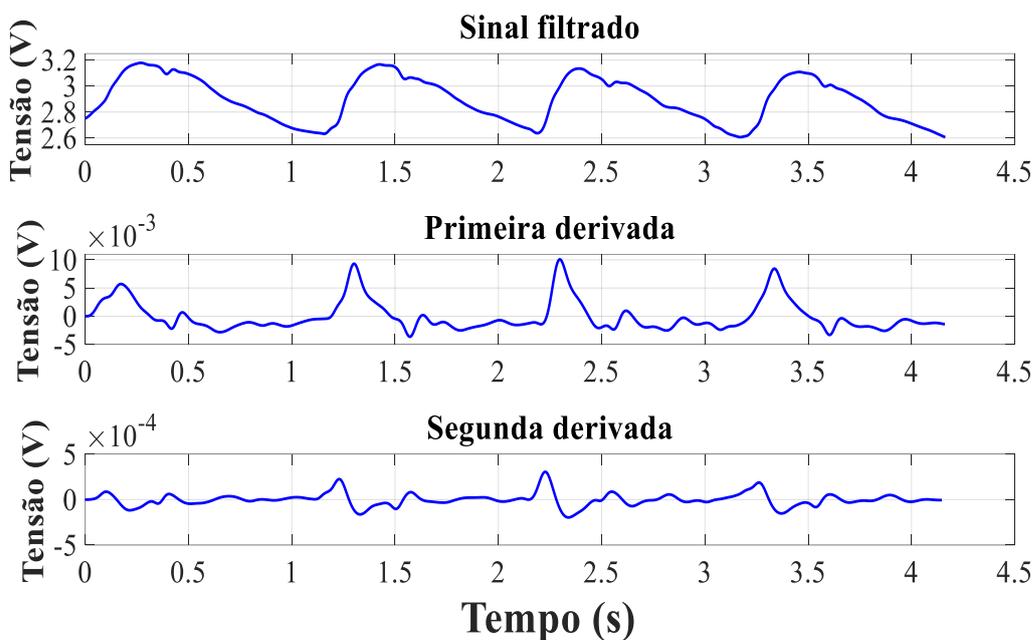


Figura 65 – Sinal filtrado, primeira derivada e segunda derivada de um sinal de pulso carotídeo adquirido com o magnetômetro em malha aberta e um marcador magnético aderido a pele do voluntário.

Conforme mencionado anteriormente, o arranjo comumente usado para medição da VOP emprega dois sensores localizados em diferentes locais da árvore arterial. Porém, a medição síncrona com o monitoramento simultâneo das posições de ambos os sensores pode trazer dificuldades para que seja realizada por um único profissional [104]. Dessa forma, buscou-se também avaliar a possibilidade de estimativa da VOP por meio de um segundo método, chamado método sequencial, no qual emprega-se apenas um magnetômetro combinado com

o registro simultâneo de uma derivação eletrocardiográfica conforme descrito na seção 2.2.2. Neste método, a VOP pode ser avaliada em dois momentos, separados por um curto intervalo de tempo, tomando como referência a onda R do complexo QRS do eletrocardiograma (ECG). O  $dT$  será dado pela diferença entre o tempo de atraso da onda de pulso distal (artéria femoral, braquial, radial, tibial posterior, etc.) em relação à onda R, pertencente ao complexo QRS do ECG, e o tempo de atraso da onda de pulso proximal em relação à onda R, do complexo QRS do ECG, conforme apresentado no capítulo 1, na Figura 12.

#### 5.4.1

##### **Estimativa da VOP empregando dois magnetômetros GMI, método simultâneo.**

Nesta seção são apresentados os resultados da estimativa da VOP empregando dois magnetômetros GMI, associados a limalhas de ferro aderidas a dois pontos diferentes na árvore arterial, para medição das ondas de pulso. Os pulsos são adquiridos simultaneamente a fim de facilitar a medição do intervalo de tempo ( $dT$ ) que uma determinada onda de pulso leva para ir do ponto A ao ponto B (Figura 11). Dessa forma, dado que a distância de separação dos sensores é conhecida, é possível calcular a VOP como a razão entre a distância de separação do segmento arterial ( $AB$ ) e o tempo que a onda de pulso leva para percorrer este segmento ( $dT$ ) – conforme anteriormente apresentado na equação (2).

Considerando que esta técnica de medição demanda o emprego de dois magnetômetros, foi desenvolvida uma outra placa de circuito eletrônico com características similares às apresentadas pela placa descrita no apêndice A. Os parâmetros chave deste segundo protótipo desenvolvido (sensibilidade, linearidade, resposta em frequência, densidade espectral de ruído e resolução) são apresentados na Tabela 8.

Tabela 8. Parâmetros chave do segundo magnetômetro desenvolvido.

<b>Magnetômetro 2</b>	
Sensibilidade média da amostra GMI ( $^{\circ}/\text{Oe}$ )	8,48
Sensibilidade média (V/Oe)	16,63
Banda passagem (Hz)	1000
Resolução (banda 0-1000 Hz, avg 10) [nT]	74,46
Resolução (banda 0-1000 Hz, avg 30) [nT]	64,66
Resolução (1 Hz, avg 10) [nT]	33,89
Resolução (1 Hz, avg 30) [nT]	12,04
Resolução (banda 0-30 Hz, avg 10) [nT]	72,31
Resolução (banda 0-30 Hz, avg 30) [nT]	63,98
Resolução (banda 1-30 Hz, avg 10) [nT]	35,38
Resolução (banda 1-30 Hz, avg 30) [nT]	48,78

Para o registro das ondas de pulso arterial, os focos mais intensos da carótida direita e da pulsação radial direita foram identificados e marcados mediante palpação, colocando-se os dedos do examinador sobre a superfície da pele no local de interesse. Em seguida, um pequeno conjunto de limalhas de ferro magnetizadas e envelopadas por uma fita adesiva hipoalergênica foi posicionado na superfície da pele, sobre os locais marcados. Para aquisição dos sinais, o voluntário permaneceu na posição supina, sobre uma cama, com a cabeça levemente estendida e o braço direito relaxado, com a palma da mão voltada para cima, em um ambiente tranquilo e confortável.

Conforme ilustrado na Figura 66, os registros carotídeo-radial foram adquiridos por dois operadores. O elemento sensor do primeiro magnetômetro GMI em malha aberta foi posicionado próximo ao marcador magnético colocado na superfície da pele no local da artéria carótida e, simultaneamente, o segundo magnetômetro registra a onda de pulso medida na artéria radial.

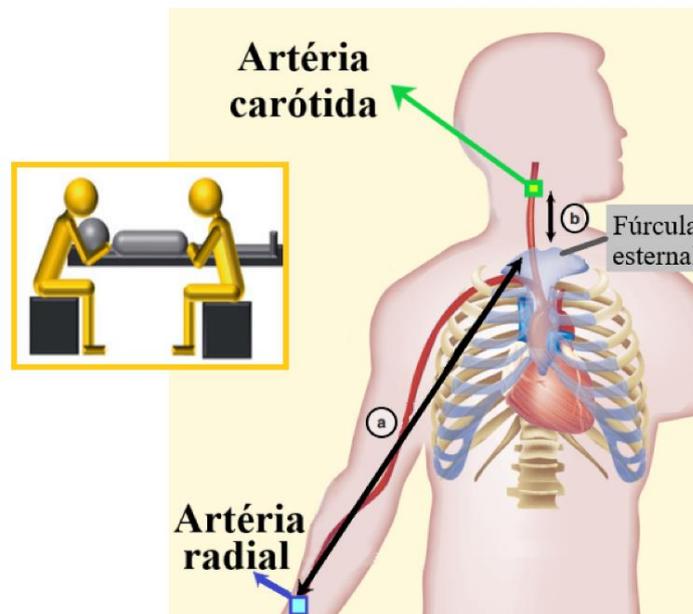


Figura 66 – Esquemático do processo de medição da VOP, mediante o registro simultâneo das ondas de pulso carótídea e radial, adquirido por dois operadores, adaptada de [45].

Na Figura 67, são apresentados os sinais adquiridos utilizando o osciloscópio de alta resolução (HRO 64Zi, Lecroy) e processados mediante a rotina de filtragem digital implementada no Matlab, descrita na seção 5.1. Na Figura 67(a), é apresentado o registro da onda de pulso carótídeo e na Figura 67(b) é apresentado o sinal obtido na artéria radial. Os sinais foram medidos sincronamente por dois operadores, empregando-se dois magnetômetros GMI em malha aberta. Os resultados fornecidos pelo algoritmo para detecção do início da onda, implementado no Matlab, correspondem aos quadros vermelhos apresentados na Figura 67.

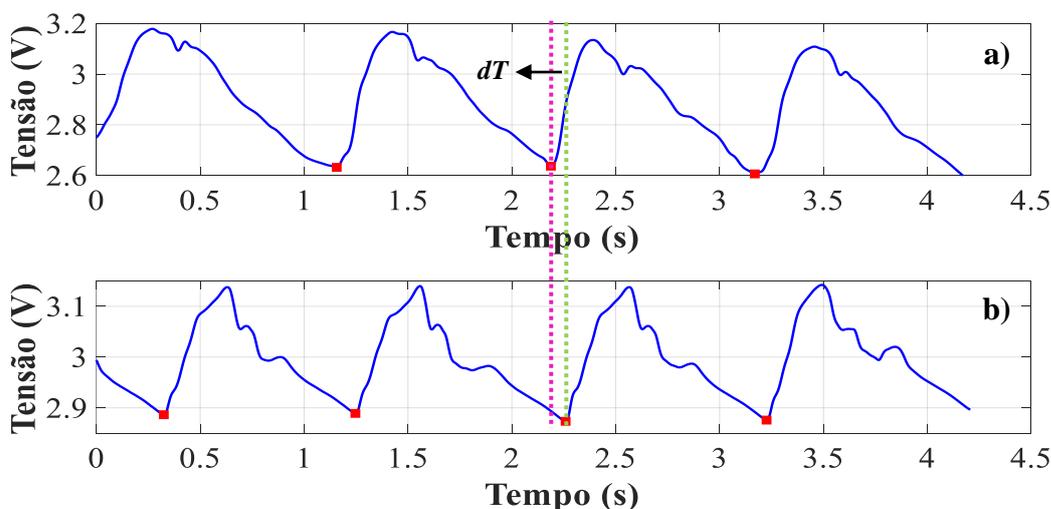


Figura 67 - Medição síncrona de: a) onda de pulso carótídeo, e, b) onda de pulso radial, adquiridas em sincronia empregando dois magnetômetros GMI. Os quadros vermelhos correspondem ao ponto de início de cada ciclo nos registros carótídeo e radial.

Erros na detecção do ponto de início da onda podem alterar significativamente o valor do tempo de atraso ( $dT$ ) e, conseqüentemente, resultar na incorreta estimativa da VOP, de modo que todos os arquivos de medição foram revistos e os pontos de referência devidamente verificados.

Após de determinar o ponto de início de cada período, é possível estimar o tempo de atraso entre os registros e, finalmente, a VOP; mediante a divisão entre a distância de separação do segmento arterial e o valor do tempo de atraso. Ressalta-se que a VOP é estimada entre os dois melhores períodos da onda adquirida. Finalmente, para fins de comparação, a VOP foi estimada para os dois métodos de medição da distância (direto e subtração), os resultados são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9. Estimativa de VOP com base na medição síncrona de dois sinais de onda de pulso.

Método para medição da distância	Tempo de atraso (s)	Distância (m)	VOP (m/s)
Direto	0,071	0,615	8,662
Subtração		0,521	7,338

#### 5.4.2

#### Estimativa da VOP empregando um magnetômetro GMI e um eletrocardiógrafo, método sequencial.

Alternativamente, pode-se estimar a VOP por meio de uma outra técnica que consiste em usar o complexo QRS do eletrocardiograma (ECG) como referência, a fim de realizar o registro dos sinais em dois momentos separados por um curto intervalo de tempo, eliminando a necessidade de registrar simultaneamente o contorno do pulso em dois locais da árvore arterial. Basicamente, este método implica realizar medições em dois pontos da árvore arterial, de forma sequencial, sendo necessário o emprego de apenas um magnetômetro. Conseqüentemente, o sistema projetado compreende dois subsistemas: um magnetômetro, para registro da onda de pulso arterial, e um eletrocardiograma. Dessa forma, a fim de se implementar este método, dotou-se o dispositivo com um canal adicional, para aquisição e processamento de sinal de ECG gravado simultaneamente.

Para medir a atividade elétrica do coração, ou seja, o eletrocardiograma, usamos o AD8232, que é um pequeno (4 mm × 4 mm) bloco de condicionamento de sinal integrado para ECG. Ele é projetado para extrair, amplificar e filtrar pequenos biopotenciais na presença de condições ruidosas, como aquelas criadas por movimento ou colocação de eletrodos. A placa principal utilizada para o desenvolvimento do projeto foi o Arduino Uno, que utiliza o microcontrolador ATmega328 com oscilador de 16 MHz. O software de código aberto usado para desenvolver a programação do projeto foi o ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) de Arduino. A atividade elétrica do coração é coletada por três eletrodos cardíacos. Uma vez recebido o sinal, ele é enviado ao AD8232 para ser processado em dados analógicos. Em seguida, esses dados são enviados ao Arduino. Na Figura 68, apresenta-se o arranjo implementado para a medição do ECG.

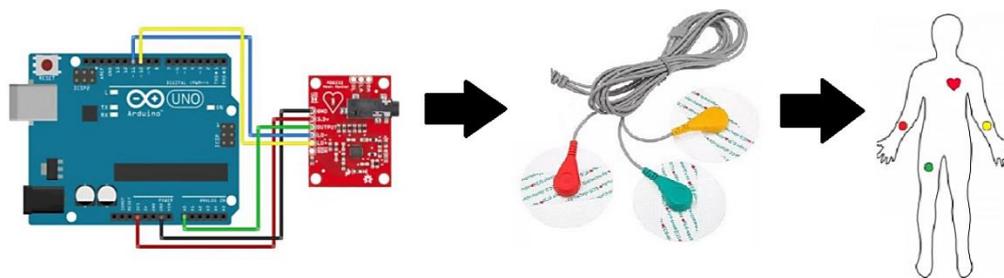


Figura 68 – Arranjo experimental implementado para a medição do ECG.

Para a medição do ECG, foram posicionados três eletrodos na pele do voluntário participante da pesquisa, de acordo com as posições indicadas pelo fabricante. Mais especificamente, conforme ilustrado na Figura 68, as três derivações de ECG foram colocadas em ambos os braços (direito e esquerdo) e na perna direita do voluntário, ponto que serve como tensão de referência para os outros dois. Os eletrodos têm a função de detectar pequenas mudanças do potencial elétrico na pele, devido à despolarização e repolarização dos músculos do coração. No presente trabalho, foram usados eletrodos autoadesivos de gel, que propiciam uma melhor aderência à pele do voluntário. Para garantir um sinal estável e sem distorções, a pele foi devidamente limpa com algodão embebido em álcool nos locais onde os eletrodos foram aderidos.

Conforme mencionado anteriormente, o método sequencial para medir a VOP implica em realizar medições em dois pontos da árvore arterial, em

momentos distintos, empregando apenas um magnetômetro, tomando como ponto de referência o pico R presente no sinal do ECG. Dessa forma, conforme apresentado na Figura 69, inicialmente, aderiu-se o conjunto de limalhas de ferro magnetizadas à pele do voluntário, na região adequada às medições da onda de pulso da artéria Carótida. Em seguida, o elemento sensor do magnetômetro GMI foi posicionado próximo ao ponto de medição. O registro de pulso carotídeo e o sinal do ECG foram adquiridos simultaneamente no osciloscópio de alta resolução (HRO 64Zi, Lecroy).

Após um curto intervalo de tempo, aderiu-se o conjunto de limalhas de ferro magnetizadas à pele do voluntário, na região adequada às medições da onda de pulso da artéria radial. Em seguida, o elemento sensor do magnetômetro GMI foi posicionado próximo ao ponto de medição. Da mesma forma que no primeiro momento, o registro da onda de pulso radial e o sinal do ECG foram adquiridos simultaneamente no osciloscópio de alta resolução (HRO 64Zi, Lecroy). Um mínimo de cinco segundos de sinal (aproximadamente 4 batimentos cardíacos) foi registrado em cada medição.

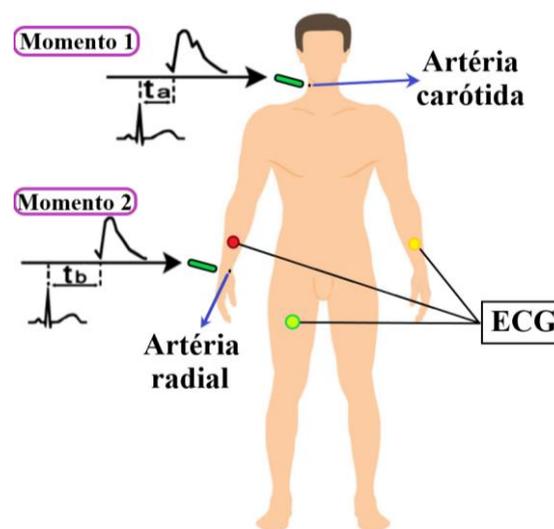


Figura 69 – Arranjo experimental implementado para medição sequencial da VOP, empregando um magnetômetro GMI de alta sensibilidade e um eletrocardiógrafo.

Lembra-se que no método sequencial para a estimativa da VOP, o tempo de atraso é obtido pela subtração entre  $t_b$  e  $t_a$ , onde  $t_b$  é o tempo de atraso entre o pico R do eletrocardiograma e o pulso radial, e  $t_a$  é o tempo de atraso entre o pico R do eletrocardiograma e o pulso carotídeo.

A Figura 70 mostra o fragmento de uma medição sequencial de aproximadamente 4,5 segundos das ondas de pulso carotídeo e radial, medidos em

sincronia com o sinal de ECG. Os círculos pretos denotam os picos R, nos sinais do ECG, e os quadrados vermelhos correspondem ao ponto de início de cada período, nos registros do pulso carotídeo e radial. Ademais, também foram adicionados marcadores de tempo (linhas verticais) para facilitar a visualização dos instantes de tempo associados aos picos-R e ao ponto de início de cada ciclo nas ondas de pulso.

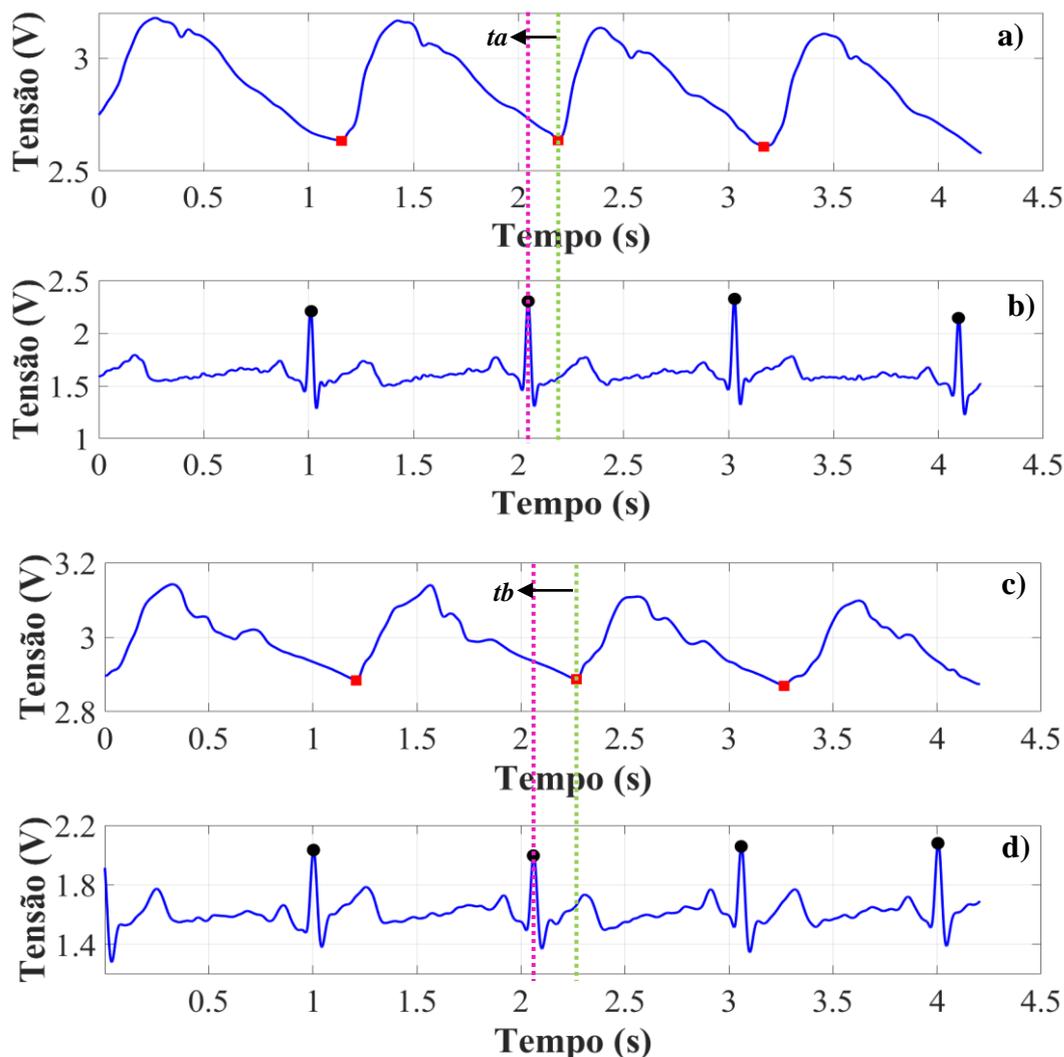


Figura 70 - Medição de: (a) onda de pulso carotídeo, (b) sinal de ECG adquirido em sincronismo com a onda de pulso carotídeo, (c) onda de pulso radial, e (d) sinal de ECG adquirido em sincronismo com a onda de pulso radial. Os círculos denotam os picos R, nos sinais do ECG, e os quadrados correspondem ao ponto de início dos ciclos, nos registros do pulso carotídeo e radial.

Os picos R, presentes nos registros de ECG, foram encontrados usando a função do Matlab '*R-peakdetect*' [105]. Por sua vez, assim como definido na subseção 5.4.1, o máximo da segunda derivada de cada ciclo foi definido como o ponto de início nos registros do pulso carotídeo e radial.

Dessa forma, após de determinar o ponto de início e os picos R do ECG em cada período do registro, é possível estimar o tempo de atraso. O tempo de atraso

em cada medição – momento 1 ( $t_a$ ) e momento 2 ( $t_b$ ) – é dado pela subtração do ponto de início de um ciclo da onda de pulso com o pico R do ECG correspondente. Para fins de comparação, a medição da distância entre os locais de medição foi realizada por meio dos dois métodos também adotados na subseção 5.4.1 (direto e subtração). As VOPs obtidas por meio do emprego desta técnica são apresentadas na Tabela 10.

Tabela 10. Estimativa da VOP com base na medição de dois sinais de onda de pulso adquiridas em momentos diferentes, tendo como referência o pico R do ECG.

Método para medição da distância	$t_a$ (s)	$t_b$ (s)	Tempo de atraso (s) ( $t_b - t_a$ )	Distância (m)	VOP (m/s)
Direto	0,144	0,210	0,066	0,615	9,318
Subtração				0,521	7,894

## 5.5

### Análise comparativa dos métodos para estimar a VOP

Foram apresentados dois métodos para estimar a VOP, o método majoritariamente utilizado faz uso de dois magnetômetros para realizar aquisições síncronas dos sinais de pulso (seção 5.4.1), enquanto o método sequencial (seção 5.4.2) emprega apenas um magnetômetro, para realizar a aquisição dos sinais em dois momentos distintos, separados por um curto intervalo de tempo, utilizando-se de um eletrocardiograma como sinal de referência. A Tabela 11 contém o resumo dos resultados obtidos nas configurações avaliadas ao longo da seção 5.4, para estimativa da VOP.

Tabela 11. VOP estimada por meio das diferentes configurações avaliadas.

	$dT$ (s)	Distância (m)	VOP (m/s)
Método Síncrono e Direto	0,071	0,615	8,662
Método Síncrono e Subtração	0,071	0,521	7,338
Método sequencial e Direto	0,066	0,615	9,318
Método sequencial e Subtração	0,066	0,521	7,894

As imprecisões de medição na distância são uma fonte inerente de erro no cálculo da VOP, visto que pequenas variações podem gerar diferenças significativas na VOP estimada. Analisando-se a Tabela 11, percebe-se que o valor da distância obtida com o método de subtração mostra uma diferença de

0,094 m quando comparada à distância obtida com o método direto. Estes resultados eram esperados, tendo em vista que estudos recentes demonstraram uma superestimação no valor da distância medida com o método direto, enquanto a distância medida pelo método de subtração apresentou uma subestimação do valor da distância, quando comparados com a distância real da estrutura arterial ramificada medida por imagem de ressonância magnética (MRI) [82].

No presente trabalho, com base nos resultados apresentados na Tabela 11, nota-se uma diminuição de aproximadamente 15 % na distância obtida pelo método de subtração em relação ao método direto, o que acarreta em uma variação de aproximadamente 15 % no valor da VOP. A padronização da técnica de medição da distância é essencial para a adequada comparação entre as VOPs estimadas por diferentes dispositivos disponíveis no mercado.

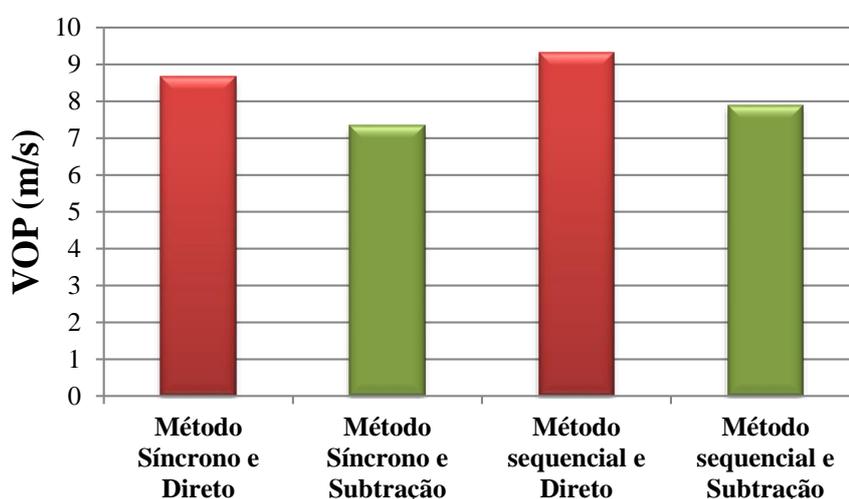


Figura 71 – Resultados da VOP para os diferentes métodos avaliados ao longo desta tese.

Observando-se a Figura 71, percebe-se que existe uma pequena variação no valor da VOP obtida pelo método síncrono e pelo método sequencial, comparando-se tanto as medições feitas a partir das estimativas de distância com o método direto (barras em vermelho) quanto com o método de subtração (barras em verde). Esta pequena divergência é advinda da diferença de 5 ms entre o tempo de atraso estimado pelo método sequencial em relação ao obtido pelo método síncrono (Tabela 11). Atualmente, a literatura não apresenta evidências que demonstrem a superioridade de um destes métodos em relação ao outro, porém, em função dos resultados aqui obtidos, recomenda-se uma análise minuciosa da diferença apresentada no tempo de atraso estimado por estes dois métodos. Esta

pequena diferença de 5 ms implicou em uma variação de aproximadamente 8 % no valor das VOP estimadas.

## 6. Conclusões e trabalhos futuros

### 6.1 Conclusões

Trabalhos anteriormente apresentados na literatura abordaram o projeto de transdutores de pressão baseados na leitura do módulo da impedância de elementos sensores GMI [2,49]. Por sua vez, estudos conduzidos nos últimos anos indicaram que o desempenho de transdutores baseados em amostras GMI pode ser aprimorado, por meio da leitura das características de fase da impedância [7,8,106]. Dessa forma, em [8] foi desenvolvido um protótipo inicial de um transdutor de pressão baseado nas características de fase do efeito GMI, incluindo uma câmara incompressível para transdução mecânica. Esta tese de doutorado se insere neste contexto, objetivando aprimorar os protótipos anteriores, avaliando a implementação de topologias em malha aberta e malha fechada, bem como estudando o emprego destes transdutores em uma nova aplicação biomédica (medição da velocidade de ondas de pulso arterial), além do registro da onda de pulso.

Os resultados aqui obtidos indicaram ser possível atingir uma alta sensibilidade (10,5 %/Oe) e um comportamento satisfatoriamente linear na região de operação ( $0,3 \text{ Oe} \leq H \leq 0,7 \text{ Oe}$ ), utilizando amostras sensoras GMI em forma de fita, com 3 cm de comprimento, 3 mm de largura, espessura média de 45  $\mu\text{m}$  e composição  $(\text{Co}_{94}\text{Fe}_6)_{72,75}\text{Si}_{12,25}\text{B}_{13,25}\text{Cr}_{1,75}$ , excitadas por uma corrente com 40 mA de nível CC, 30 mA de amplitude e 700 kHz de frequência.

Ademais, a fim de se aprimorar o desempenho do protótipo e tendo em vista as vantagens destacadas na literatura para transdutores em malha fechada, foi implementado um transdutor de pressão em configuração de malha fechada, baseado na leitura de fase da impedância do sensor GMI. O desempenho deste dispositivo foi comparado com o obtido pela respectiva configuração em malha

aberta. As duas configurações alternativas para o transdutor foram implementadas e avaliadas, conforme discutido nos capítulos 2 e 3.

O sistema implementado em malha aberta apresentou uma sensibilidade de 59,6 mV/kPa e resolução de 192,8 Pa, na banda de passagem de 1000 Hz. Por sua vez, na segunda configuração, fechou-se a malha por meio da adição de um módulo de controle PI ao sistema, a fim de compensar variações no campo de polarização do sensor GMI. Esta nova configuração apresentou sensibilidade de 54,2 mV/kPa e resolução de 206,0 Pa, na banda de passagem de 32 Hz.

Na Tabela 12 apresenta-se um resumo comparativo entre parâmetros relevantes de transdutores de pressão baseados no fenômeno GMI, dotados de estruturas mecânicas com diafragma para a medição de ondas de pulso arterial.

Tabela 12. Parâmetros de desempenho de diferentes transdutores de pressão GMI que incorporam estrutura mecânica e membrana semirrígida para a medição de ondas de pulso arterial.

	<b>Sensibilidade (mV/Pa)</b>	<b>Resolução na banda de passagem completa (Pa)</b>	<b>Fundo de escala (kPa)</b>	<b>Diâmetro da membrana (mm)</b>	<b>Filtragem digital</b>	<b>Amplitude do pulso carotídeo adquirido (V)</b>
Transdutor de pressão baseado nas características de módulo [2,49]	0,13	Os autores não estimaram a resolução	0,42	34	Filtro Passa-baixas bessell 6ª ordem, frequência de corte 15 Hz	0,08
Transdutor de pressão baseado nas características de fase [8,50]	0,26	0,20	12,49	32	Filtro Passa-baixas butterworth 4ª ordem, frequência de corte 15 Hz.	0,11
Presente Trabalho – transdutor de pressão MA (configuração com estrutura mecânica completa)	0,06	192,83	12,49	25	Filtro Passa-baixas butterworth 4ª ordem, frequência de corte 15 Hz.	0,14
Presente Trabalho – transdutor de pressão MF (configuração com estrutura mecânica completa)	0,05	206,00	Maior que 12,49	25	Filtro Passa-baixas butterworth 4ª ordem, frequência de corte 15 Hz.	0,34

Observando-se os parâmetros dos transdutores resumidos na Tabela 12, verifica-se que a configuração com maior sensibilidade corresponde ao transdutor de pressão baseado nas características de fase detalhado em [8] (0,26 mV/Pa). Por sua vez, a redução da sensibilidade apresentada pelos protótipos atuais em relação à obtida em [8] está majoritariamente associada à redução do diâmetro da membrana semirrígida, que faz contato com a pele do voluntário, de 32 mm para 25 mm. Esta redução de 7 mm no diâmetro da membrana semirrígida foi feita a fim de aprimorar a resolução espacial, possibilitando o registro de ondas de pulso em locais anatômicos de mais difícil acesso. Todavia, nota-se que a amplitude do sinal de saída nas medições efetuadas com o protótipo atual foi mais alta, cerca de 3 vezes superior àquela obtida pelo transdutor de pressão baseado nas características de fase descrito em [50] e cerca de 4 vezes superior àquela obtida pelo transdutor de pressão baseado nas características de módulo, anteriormente desenvolvido na PUC-Rio [2,49].

Os resultados das medições experimentais da onda de pulso arterial, realizadas com o transdutor de pressão incorporando a estrutura para amplificação mecânica, confirmaram a possibilidade da adequada observação dos aspectos característicos da morfologia do registro da onda de pulso carotídeo e radial.

Considerando-se a alta sensibilidade do transdutor magnético GMI, também realizaram-se estudos associados à aquisição da morfologia da onda de pulso sem o emprego do sistema de amplificação mecânica, utilizando-se apenas um pequeno marcador magnético aderido à superfície da pele do voluntário. A utilização de marcadores magnéticos não requer contato da sonda de transdução em uma área específica da superfície cutânea sobre a artéria a ser avaliada. Desta forma, essa abordagem permite que se aprimore a resolução espacial dos sistemas de medição convencionais baseados em transdutores de pressão, possibilitando mais facilmente superar as limitações de acesso ocasionadas pelas estruturas anatômicas localizadas na proximidade das artérias cuja onda de pulso deseja-se investigar.

Na Tabela 13 é apresentado um resumo de alguns dos parâmetros mais relevantes de magnetômetros baseados nas características de fase dos sensores GMI. Estes magnetômetros foram empregados na aquisição de sinais de onda de pulso arterial empregando a abordagem que utiliza apenas um marcador magnético aderido à superfície da pele. Observando-se a Tabela 13, percebe-se

que a amostra GMI utilizada no presente trabalho apresentou uma sensibilidade aproximadamente 55 % maior que a empregada no magnetômetro desenvolvido anteriormente em [7]. Porém, a inspeção da Tabela 13 também propicia a constatação de que em [7] a sensibilidade é significativamente superior à obtida pelos magnetômetros desenvolvidos no presente trabalho. Este fato é atribuído ao emprego do estágio eletrônico para amplificação da sensibilidade de fase, descrito em [107]. Estudos experimentais realizados empregando-se este circuito indicaram ganhos de sensibilidade de aproximadamente 100 vezes.

Tabela 13. Parâmetros de desempenho de diferentes magnetômetros GMI, empregados na medição de ondas de pulso.

	<b>Dimensões do marcador magnético</b>	<b>Sensibilidade %Oe</b>	<b>Sensibilidade mV/nT</b>	<b>Sensibilidade V/Oe</b>	<b>Amplitude do pulso carotídeo adquirido (V)</b>
Magnetômetro MA e marcador magnético [4]	--	6,80	5	500	2,91
Presente Trabalho (configuração com magnetômetro MA e marcador magnético)	3 mm de largura por 4 mm de comprimento	10,55	0,20	19,60	0,34
Presente Trabalho (configuração com magnetômetro MF e marcador magnético)	3 mm de largura por 4 mm de comprimento	10,55	0,19	18,73	0,79

Utilizando-se a abordagem que emprega o magnetômetro em conjunto com o marcador magnético, verificou-se que os resultados das medições experimentais da onda de pulso arterial, realizadas com o magnetômetro na configuração de malha aberta e malha fechada, confirmaram a possibilidade da adequada aquisição dos aspectos característicos da morfologia do registro da onda de pulso carotídeo, braquial e radial.

Analisando-se a Tabela 12 e a Tabela 13, observa-se que, apesar da sensibilidade das topologias em malha fechada serem ligeiramente inferiores às aquelas em malha aberta, a amplitude do sinal do pulso carotídeo é

consideravelmente maior nas medições em malha fechada. Este comportamento provavelmente decorre do fato de que as medições da onda de pulso arterial com o transdutor em malha aberta foram realizadas com o voluntário em repouso na posição sentada, enquanto que com o transdutor em malha fechada o voluntário permaneceu em repouso na posição supina. Além da postura corporal na posição supina poder proporcionar leve incremento da onda de pressão, também possibilita maior relaxamento muscular do voluntário e mais estabilidade para o operador adequar e manter o posicionamento do sensor na região de medição selecionada.

Por outro lado, tendo em vista que a qualidade dos registros adquiridos é crucial para a correta estimativa da VOP, decidiu-se utilizar uma configuração com dois magnetômetros GMI altamente sensíveis, em malha aberta, para a medição da VOP, utilizando marcador magnético. Os resultados das medições experimentais para estimativa da VOP, realizados empregando-se dois métodos de medição distintos (simultâneo e sequencial), confirmaram a possibilidade da adequada estimativa da VOP. Os valores de velocidades de onda de pulso arterial estimados situaram-se dentro da faixa de 7 m/s até 10 m/s, considerada normal de acordo com a literatura [82].

Ressalta-se que os valores de resolução obtidos para o transdutor de pressão incorporando a estrutura mecânica completa, tanto na configuração em malha aberta (192,8 Pa), quanto na configuração em malha fechada (206,0 Pa), são similares aos dos dispositivos comerciais atualmente empregados na medição da VOP, SphygmoCor Xcel (133,3 Pa) e Mobil-O-Graph (399,9 Pa).

As características de baixo custo, tanto de fabricação quanto de operação do transdutor, além de sua inocuidade, não-invasividade e elevada sensibilidade, indicam que o dispositivo desenvolvido atende aos requisitos preconizados pela metrologia aplicada ao setor da saúde, no que se refere ao desenvolvimento de inovações de instrumentação biomédica [108–110].

## **6.2**

### **Trabalhos futuros**

No intuito de melhorar a relação sinal-ruído do transdutor e tendo em vista que as componentes espectrais de interesse para a aplicação alvo desta Tese são da

ordem de até 15 Hz, ou seja, muito inferiores à banda de passagem do circuito eletrônico (1000 Hz), sugere-se ajustar a frequência de corte do filtro passa-baixas de 4ª ordem localizado na saída do XOR. Neste intuito, recomenda-se projetar um filtro passa-baixas de ordem alta e com uma frequência de corte inferior a 50 Hz. Nesta sequência, o filtro Notch ajustado de modo a estar sintonizado em 60 Hz, garantindo a atenuação de perturbações advindas da rede elétrica, seria desnecessário.

O controlador PI empregado na configuração em malha fechada foi desenvolvido no software Labview, utilizando uma placa de aquisição de dados (NI USB-6221, National Instruments), para envio dos dados mediante conexão USB ao computador. Em trabalhos futuros sugere-se a implementação da malha de realimentação em sistemas embarcados tais como microcontroladores ou processadores digitais de sinais, a fim de tornar o dispositivo mais compacto e portátil. Alternativamente, também pode ser de interesse implementar o sistema de controle por meio de circuitos analógicos. No entanto, é recomendável o uso de componentes de alto desempenho e baixo ruído, de modo a não se incrementar o ruído eletrônico intrínseco do circuito.

A fim de se verificar se o fator limitante da resolução do protótipo desenvolvido é o ruído magnético ambiental, recomenda-se que a resolução do transdutor GMI seja futuramente avaliada com o mesmo inserido no interior de uma blindagem magnética, que tipicamente permite reduções da ordem de 1000 vezes no ruído eletromagnético ambiental [111,112]. Caso tal hipótese seja comprovada, sugere-se a implementação de protótipos baseados em configurações gradiométricas [113]. Nestas configurações, realiza-se uma leitura diferencial entre, pelo menos, dois sensores de comportamento idêntico, um próximo à fonte de interesse e outro a uma distância suficiente para que este não seja significativamente afetado pela fonte de sinal. Dessa forma, convencionalmente consegue-se aprimorar significativamente a relação sinal-ruído, sem as desvantagens de custo apresentadas pelas câmaras blindadas.

Com relação à estrutura para amplificação mecânica, o sistema poderia ser melhorado por meio de uma otimização estrutural. Testes preliminares realizados preenchendo a estrutura para amplificação mecânica com água, demonstraram uma melhor transferência da pressão aplicada na membrana semirrígida para a membrana elástica localizada na base da câmara incompressível. Neste intuito, a

estrutura da câmara incompressível deverá ser aprimorada, a fim de garantir a máxima vedação, dado que serão utilizados líquidos ou óleos.

Com relação ao registro de onda de pulso e à estimativa da VOP, recomenda-se que em trabalhos futuros sejam realizadas medições adicionais no intuito de se avaliar a incerteza dos resultados aqui obtidos, bem como sua repetibilidade e reprodutibilidade. Além disso, propõe-se que a resposta do transdutor seja avaliada quando o mesmo é submetido a formas de onda de pulso arterial em condições fisiológicas alteradas (anacrótico, dicrótico, bisferiens, entre outras). Dessa forma, pode-se avaliar a confiabilidade das medições, comparando-se a tensão de saída do transdutor com as formas de onda de referência sintetizadas.

No que se refere às medições de onda de pulso arterial realizadas empregando um magnetômetro GMI, o operador também pode introduzir erros adicionais no processo de medição, devido a movimentações bruscas do transdutor ou pequenos movimentos involuntários. Dessa forma, sugere-se implementar um suporte articulado que permita fixar a posição do transdutor em relação aos pontos de medição.

As imprecisões de determinação da distância entre os pontos de medição ao longo da árvore arterial são uma fonte inerente de erro no cálculo da VOP, sendo que pequenas variações podem gerar diferenças significativas na VOP. Assim, sugere-se o estudo de novos métodos para estimativa dessa distância. A fim de garantir uma maior precisão na estimação deste parâmetro, recomenda-se que todos os resultados sejam comparados com dados experimentais obtidos empregando-se a técnica de tomografia por ressonância magnética, dado que esta técnica demonstrou ser mais robusta e precisa que as medições de distância realizadas com auxílio de uma fita métrica ou outros [82,114]. Tanto os métodos para avaliar o tempo de atraso, quanto os métodos para estimativa da distância precisam ser validados em populações maiores, a fim de se poder avaliar a aplicabilidade clínica dos dispositivos.

Finalmente, tendo em vista a aplicação biomédica [109], para garantir a confiabilidade das medições é importante que sejam propostos requisitos para avaliação de aspectos de segurança e desempenho do equipamento desenvolvido [108–110,115]. .

## Referências bibliográficas

- [1] MCDERMOTT, J. **Sensors and transducers**.EDN, 1983.
- [2] LOUZADA, R. D. **Desenvolvimento de um transdutor de pressão de alta sensibilidade, baseado no fenômeno de Magnetoimpedância Gigante, para aplicação biomédica**. 2006. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio). 2006.
- [3] RAMOS LOUZADA, D.; COSTA MONTEIRO, E.; GUSMÃO, L. A. P.; BARBOSA, C. R. H. Medição não-invasiva de ondas de pulso arterial utilizando transdutor de pressão MIG. In: MÜLLER-KARGER C., WONG S., L. C. A. (Ed.). . **IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health. IFMBE Proceedings**. Vol. 18. Springer, Berlin, Heidelberg, 2007. p. 436–439.
- [4] CAVALCANTI, F. M. P. **Desenvolvimento e caracterização de um transdutor magnético baseado no fenômeno da magnetoimpedância gigante**. 2005. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio). 2005.
- [5] SILVA, E. C.; GUSMÃO, L. A. P.; BARBOSA, C. R. H.; MONTEIRO, E. C. Magnetic field transducers based on the phase characteristics of GMI sensors and aimed at biomedical applications. **13th International Conference on Biomedical Engineering. IFMBE Proceedings**, v. 23, 2009.
- [6] SILVA, E. C.; GUSMÃO, L. A. P.; BARBOSA, C. R. H.; MONTEIRO, E. C.; MACHADO, F. L. A. High sensitivity giant magnetoimpedance (GMI) magnetic transducer: magnitude versus phase sensing. **Measurement Science and Technology**, v. 22, n. 3, p. 035204, 2011.
- [7] SILVA, E. C.; GUSMÃO, L. A. P.; HALL BARBOSA, C.; COSTA MONTEIRO, E. Medição da onda de pulso arterial por magnetômetro gmi e marcador magnético. **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica-CBEB**, 2014.

- [8] CABRERA, L.; COSTA SILVA, E.; COSTA MONTEIRO, E.; BARBOSA, C. R. H. High Sensitivity Pressure Transducer based on the phase characteristics of GMI magnetic sensors. **Measurement Science and Technology**, v. 29, n. 3, p. 12, 2018.
- [9] BENAVIDES, L. S.; COSTA DA SILVA, E.; COSTA MONTEIRO, E. **Pressure transducer based on the phase characteristics of GMI effect for measuring the arterial pulse wave**. Journal of Physics: Conference Series. 2018
- [10] KRISHNAMOORTHY, S.; KHOO, C. W.; LIM, H. S.; LIP, G. Y. H. Predictive value of atrial high-rate episodes for arterial stiffness and endothelial dysfunction in dual-chamber pacemaker patients. **European Journal of Clinical Investigation**, v. 44, n. 1, p. 13–21, 2014.
- [11] GUSBETH-TATOMIR, P.; COVIC, A. Causes and consequences of increased arterial stiffness in chronic kidney disease patients. **Kidney & blood pressure research**, v. 30, n. 2, p. 97–107, 2007.
- [12] BELLIN, J.; FAVRE, J.; IACOB, M.; GAO, J.; THUILLEZ, C.; RICHARD, V.; JOANNIDÈS, R. Arterial stiffness is regulated by nitric oxide and endothelium-derived hyperpolarizing factor during changes in blood flow in humans. **Hypertension**, v. 55, n. 3, p. 674–680, 2010.
- [13] E. P. HARRISON; TURNEY, G. L.; H. ROWE. Electrical Properties of Wires of High Permeability. **nature**, v. 135, p. 961, 1935.
- [14] MACHADO, F. L. A.; SILVA, B. L. DA; REZENDE, S. M.; MARTINS, C. S. Giant ac magnetoresistance in the soft ferromagnet Co<sub>70</sub>Fe<sub>4</sub>Si<sub>15</sub>B<sub>10</sub>. **Journal of Applied Physics**, v. 75, n. 10, p. 6563–6565, 1994.
- [15] PANINA, L. V.; MOHRI, K. Magneto-impedance effect in amorphous wires. **Applied Physics Letters**, v. 65, n. 9, p. 1189–1191, 1994.
- [16] MOYA, J. A.; ARCONDO, B.; SIRKIN, H.; SARTORELLI, M. L.; KNOBEL, M.; VAZQUEZ, M. GMI of Al-substituted Fe-Si-B-Cu-Nb nanocrystalline ribbons. **Journal of Magnetism and Magnetic Materials**, v. 203, n. 1–3, p. 117–119, 1999.
- [17] QIN, H.; HU, J.; LI, B.; HAO, Y.; CHEN, J.; JIANG, M. Magnetoimpedance in La<sub>0.67</sub>Pb<sub>0.33</sub>MnO<sub>3</sub> manganite prepared by sol- Gel method. **Journal of Magnetism and Magnetic Materials**, v. 320, n. 3, p. 2770–2773, 2008.

- [18] KNOBEL, M.; PIROTA, K. R. Giant magnetoimpedance: Concepts and recent progress. **Journal of Magnetism and Magnetic Materials**, v. 242–245, p. 33–40, 2002.
- [19] KNOBEL, M.; VAZQUEZ, M.; KRAUS, L. Giant Magnetoimpedance. In: K.H.J. BUSCHOW (Ed.). . **Handbook of magnetic materials**. Elsevier, 2003. p. 497–563.
- [20] GONÇALVES, L. A. P.; SOARES, J. M.; MACHADO, F. L. A.; RODRIGUES, A. R. Hall and giant magnetoimpedance effects in the Co<sub>70</sub>Fe<sub>5</sub>Si<sub>15</sub>B<sub>10</sub> metallic glass. **Journal of Non-Crystalline Solids**, v. 352, n. 32–35, p. 3659–3662, 2006.
- [21] PHAN, M. H.; PENG, H. X. Giant magnetoimpedance materials: Fundamentals and applications. **Progress in Materials Science**, v. 53, n. 2, p. 323–420, 2008.
- [22] PHAN, M. H.; YU, S. C.; KIM, C. G.; VAZQUEZ, M. Origin of asymmetrical magnetoimpedance in a Co-based amorphous microwire due to dc bias current. **Appl. Phys. Lett.**, v. 83, p. 2871–2873, 2003.
- [23] MAKHNOVSKIY, D. P.; PANINA, L. V.; MAPPS, D. J. Asymmetrical magnetoimpedance in as-cast CoFeSiB amorphous wires due to ac bias. **Appl. Phys. Lett.**, v. 77, n. 1, p. 121–123, 2000.
- [24] COSTA DA SILVA, E. Magnetômetro GMI de Alta Sensibilidade para Medição de Campos Magnéticos Ultra-fracos. **Tese de Doutorado**, n. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio), 2013.
- [25] ZHOU, Z.; ZHOU, Y.; CHEN, L.; CHONG, L. Transverse, longitudinal and perpendicular giant magnetoimpedance effects in a compact multiturn meander NiFe/Cu/NiFe trilayer film sensor. **Measurement Science and Technology**, v. 22, n. 3, 2011.
- [26] SOMMER, R. L.; CHIEN, C. L. Longitudinal, transverse, and perpendicular magnetoimpedance in nearly zero magnetostrictive amorphous alloys. **Phys. Rev. B**, v. 53, p. R5982–R5985, 1996.
- [27] COSTA DA SILVA, E. **Desenvolvimento de Transdutor Baseado na Fase da Magnetoimpedância Gigante para Medição de Campos Biomagnéticos**. 2010. 231 f. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. 2010.
- [28] GONÇALVES, L. A. P. **Efeito hall planar e magnetoimpedância gigante**

- em liga ferromagnética amorfa Co70Fe5Si15B10**. 2006. Universidade Federal de Pernambuco (UFPE). 2006.
- [29] BYON, K. S.; YU, S.-C.; KIM, C. G.; YOON, S. S. Asymmetric characteristics of magnetoimpedance in amorphous Fe77.5Si7.5B15 wire. **Journal of Magnetism and Magnetic Materials**, v. 226–230, p. 718–720, 2001.
- [30] MAKHNOVSKIY, D. P.; PANINA, L. V.; MAPPS, D. J. Field-dependent surface impedance tensor in amorphous wires with two types of magnetic anisotropy: helical and circumferential. **Phys. Rev. B**, v. 63, n. 14, p. 144424–144441, 2001.
- [31] PANINA, L. V. Asymmetrical giant magneto-impedance (AGMI) in amorphous wires. **Journal of Magnetism and Magnetic Materials**, v. 249, n. 1–2, p. 278–287, 2002.
- [32] MACHADO, F. L. A.; RODRIGUES, A. R.; PUÇA, A. A.; ARAUJO, A. E. P. DE. Highly asymmetric giant magnetoimpedance. **Materials Science Forum**, v. 302–303, p. 202–208, 1999.
- [33] BUZNIKOV, N. A.; KIM, C. G.; KIM, C. O.; YOON, S. S. A model for asymmetric giant magnetoimpedance in fieldannealed amorphous ribbons. **Appl. Phys. Lett.**, v. 85, p. 3507–3509, 2004.
- [34] COSTA SILVA, E.; GUSMÃO, L. A. P.; HALL BARBOSA, C. R.; COSTA MONTEIRO, E.; MACHADO, F. L. A. High sensitivity giant magnetoimpedance (GMI) magnetic transducer: Magnitude versus phase sensing. **Measurement Science and Technology**, v. 22, n. 3, 2011.
- [35] DUFAY, B.; SAEZ, S.; DOLABDJIAN, C.; YELON, A.; MÉNARD, D. Physical properties and giant magnetoimpedance sensitivity of rapidly solidified magnetic microwires. **Journal of Magnetism and Magnetic Materials**, v. 324, n. 13, p. 2091–2099, 2012.
- [36] LAGO-CACHÓN, D.; MARTÍNEZ-GARCÍA, J. C.; RIVAS, M.; GARCÍA, J. A. Biased giant magnetoimpedance and switching field distribution curves in Co 70Fe 5Si 15B 10 nanocrystalline ribbons. **Journal of Alloys and Compounds**, v. 536, 2012.
- [37] SILVA, E. COSTA DA. **Desenvolvimento de Transdutor Baseado na Fase da Magnetoimpedância Gigante para Medição de Campos Biomagnéticos**. 2010. 231 f. Pontifícia Universidade Católica do Rio de

Janeiro (PUC-Rio). 2010.

- [38] **OMS. Organização Mundial da Saúde.**
- [39] GAZIANO, T. A.; BITTON, A.; ANAND, S.; ABRAHAMS-GESSEL, S.; MURPHY, A. Growing Epidemic of Coronary Heart Disease in Low- and Middle-Income Countries. **Current Problems in Cardiology**, 2010.
- [40] **Sociedade brasileira de cardiologia.**
- [41] WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Global status report on noncommunicable diseases 2010**
- [42] UTSUGI, M.; SAIJO, Y.; KISHI, R. **A review of epidemiological studies about pulse wave velocity for prevention of cardiovascular disease**[Nippon kōshū eisei zasshi] **Japanese journal of public health**, 2005.
- [43] MENDES-PINTO, D.; RODRIGUES-MACHADO, M. DA G. Applications of arterial stiffness markers in peripherarterial disease. **Jornal Vascular Brasileiro**, 2019.
- [44] RANYA, N. S.; ARIF JIVAN. **Overview of Coronary Artery Disease (CAD)**. Disponível em: <<https://www.msmanuals.com/home/heart-and-blood-vessel-disorders/coronary-artery-disease/overview-of-coronary-artery-disease-cad>>.
- [45] SALVI, P. **Pulse waves: How vascular hemodynamics affects blood pressure**. second ed. Springer, 2017.
- [46] GRANDI, G.; LANDINI, M. Magnetic-field transducer based on closed-loop operation of magnetic sensors. **IEEE Transactions on Industrial Electronics**, 2006.
- [47] LI, Z.; DIXON, S. A Closed-Loop Operation to Improve GMR Sensor Accuracy. **IEEE Sensors Journal**, 2016.
- [48] RIVEROS, P.; COSTA SILVA, E. High Sensitivity GMI Gradiometer with an Active Interference Compensation System. **Latin American Symposium on Circuits & Systems (LASCAS)**, n. 9th, 2018.
- [49] D. RAMOS LOUZADA, C. HALL BARBOSA, L. A. P. GUSMÃO, F. POMPEIA, E. COSTA MONTEIRO, F. L. A. M. **Desenvolvimento de transdutor de pressão de alta sensibilidade, baseado no fenômeno de magnetoimpedância gigante, para aplicação biomédica**. Anais do XX CBEB - Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. 2006

- [50] CABRERA, L. S. B.; COSTA SILVA, E.; COSTA MONTEIRO, E. **Pressure transducer based on the phase characteristics of GMI effect for measuring the arterial pulse wave.** XXII World Congress of the International Measurement Confederation (IMEKO). 2018
- [51] MARIEB, E. N.; HOEHN, K. **Anatomia e Fisiologia.** 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2009.
- [52] CRAWFORD, M. H.; FLINN, R. S. **Inspection and Palpation of Venous and Arterial Pulses.** American H ed.
- [53] NEIL, B.; INGELS, G.; BAAN, J. **Systolic and Diastolic Function of the Heart.**
- [54] RHOADES, R.; BELL, D. **Medical Physiology: Principles for Clinical Medicine.**
- [55] KLABUNDE, R. E. **Cardiovascular Physiology Concepts.**
- [56] PAZIN-FILHO, A.; SCHMIDT, A.; MACIEL, B. C. **Semiologia cardiovascular: Inspeção, palpação e percussão,** 2004.
- [57] HORACIO, A. Fisiopatología, Semiotecnia y Propedéutica. In: **Semiología Médica.** p. 271–278.
- [58] LLANIO NAVARRO, R.; GONZALES PERDOMO, G. **Propedeutica Clinica y Semiologia Medica.** v. Tomo 1
- [59] OLIVEIRA ALVIM, R. DE; SANTOS, P. C. J. L.; MUSSO, M. M.; SÁ CUNHA, R. DE; KRIEGER, J. E.; MILL, J. G.; PEREIRA, A. C. Impact of diabetes mellitus on arterial stiffness in a representative sample of an urban Brazilian population. **Diabetology and Metabolic Syndrome,** 2013.
- [60] TARNOKI, D. L. 2D.05: RELATIONSHIP OF CORONARY ATHEROSCLEROSIS WITH ARTERIAL STIFFNESS AND CENTRAL SYSTOLIC BLOOD PRESSURE. **Journal of Hypertension,** 2015.
- [61] LONGO, D.; FAUCI, A.; KASPER, D.; HAUSER, S.; LARRY, J.; JOSEPH, L. **Harrison Principios de Medicina Interna.** v. 18
- [62] O'ROURKE, M. F.; PAUCA, A.; JIANG, X.-J. Pulse wave analysis. **British journal of clinical pharmacology,** v. 51, n. 6, p. 507–522, 2001.
- [63] TORRES, R. M. **Locais de aferição do pulso arterial.** Disponível em: <[https://ares.unasus.gov.br/acervo/html/ARES/13839/1/Figura 24.1.png](https://ares.unasus.gov.br/acervo/html/ARES/13839/1/Figura%2024.1.png)>.
- [64] MAHOMED, F. A. The Etiology of Bright's Disease and the Prealbuminuric Stage. **Journal of the Royal Society of Medicine,** 1874.

- [65] KORPAS, D.; HÁLEK, J.; DOLEŽAL, L. **Parameters describing the pulse wave** *Physiological Research*, 2009.
- [66] SAFAR, M. E.; JANKOWSKI, P. Central blood pressure and hypertension: role in cardiovascular risk assessment. **Clinical science (London, England : 1979)**, v. 116, n. 4, p. 273–82, 2009.
- [67] CHUNG-SHING, H.; YU-FENG, C.; CHENG-CHAN, Y. Temporal and Spatial Properties of Arterial Pulsation Measurement Using Pressure Sensor Array. **Evid Based Complement Alternat Med**, 2012.
- [68] MCVEIGH, G. E.; BRATTELI, C. W.; MORGAN, D. J.; ALINDER, C. M.; GLASSER, S. P.; FINKELSTEIN, S. M.; COHN, J. N. Age-related abnormalities in arterial compliance identified by pressure pulse contour analysis: aging and arterial compliance. **Hypertension**, v. 33, n. 6, p. 1392–1398, 1999.
- [69] NIRMALAN, M.; DARK, P. M. Broader applications of arterial pressure wave form analysis. **Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care and Pain**, 2014.
- [70] BRAMWELL, J. C.; HILL, A. V. VELOCITY OF TRANSMISSION OF THE PULSE-WAVE. AND ELASTICITY OF ARTERIES. **The Lancet**, 1922.
- [71] SALVI, P. **Pulse waves: How vascular hemodynamics affects blood pressure**. 1. ed. Springer-Verlag Mailand, 2012.
- [72] SALVI, P.; MAGNANI, E.; VALBUSA, F.; AGNOLETTI, D.; ALECU, C.; JOLY, L.; BENETOS, A. Comparative study of methodologies for pulse wave velocity estimation. **Journal of Human Hypertension**, 2008.
- [73] RIBEIRO, F. A.; THOEN, R. H.; KÖHLER, I.; DANZMANN, L. C.; TORRES, M. A. R. Síndrome metabólica: complacência arterial e a velocidade de onda de pulso. **Revista da AMRIGS**, v. 56, n. 1, p. 75–80, 2012.
- [74] MATTACE-RASO, F. U. S.; HOFMAN, A.; VERWOERT, G. C.; WITTEMANA, J. C. M.; WILKINSON, I.; COCKCROFT, J.; MCENIERY, C.; et al. Determinants of pulse wave velocity in healthy people and in the presence of cardiovascular risk factors: ‘Establishing normal and reference values.’ **European Heart Journal**, 2010.
- [75] MITCHELL, G. F. **Arterial stiffness and wave reflection: Biomarkers of**

**cardiovascular risk** *Artery Research*, 2009.

- [76] ELIAS, M. F.; ROBBINS, M. A.; BUDGE, M. M.; ABHAYARATNA, W. P.; DORE, G. A.; ELIAS, P. K. Arterial pulse wave velocity and cognition with advancing age. **Hypertension**, 2009.
- [77] ASMAR, R.; BENETOS, A.; TOPOUCHIAN, J.; LAURENT, P.; PANNIER, B.; BRISAC, A. M.; TARGET, R.; et al. Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement: Validation and clinical application studies. **Hypertension**, 1995.
- [78] IB, W.; SA, F.; IM, J.; JC, S.; GD, M.; JR, C.; DJ, W.; et al. Reproducibility of pulse wave velocity and augmentation index measured by pulse wave analysis. **Journal of hypertension**, 1998.
- [79] KIM, H. L.; KIM, S. H. **Pulse Wave Velocity in Atherosclerosis** *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 2019.
- [80] WOOLAM, G. L.; SCHNUR, P. L.; VALLBONA, C.; HOFF, H. E. The pulse wave velocity as an early indicator of atherosclerosis in diabetic subjects. **Circulation**, 1962.
- [81] KIS, É.; CSEPREKÁL, O.; HORVÁTH, Z.; KATONA, G.; FEKETE, B. C.; HRAPKA, E.; SZABÓ, A.; et al. Pulse wave velocity in end-stage renal disease: Influence of age and body dimensions. **Pediatric Research**, 2008.
- [82] BORTEL, L. M. VAN; LAURENT, S.; BOUTOUYRIE, P.; CHOWIENCZYK, P.; CRUICKSHANK, J. K.; BACKER, T. DE; FILIPOVSKY, J.; et al. Expert consensus document on the measurement of aortic stiffness in daily practice using carotid-femoral pulse wave velocity. **Journal of Hypertension**, 2012.
- [83] TOWNSEND, R. R. Arterial Stiffness: Recommendations and Standardization. **Pulse**, 2016.
- [84] WEBER, T.; AMMER, M.; RAMMER, M.; ADJI, A.; O'ROURKE, M. F.; WASSERTHEURER, S.; ROSENKRANZ, S.; et al. Noninvasive determination of carotid-femoral pulse wave velocity depends critically on assessment of travel distance: A comparison with invasive measurement. **Journal of Hypertension**, 2009.
- [85] LAURENT, S.; COCKCROFT, J.; BORTEL, L. VAN; BOUTOUYRIE, P.; GIANNATTASIO, C.; HAYOZ, D.; PANNIER, B.; et al. **Expert consensus document on arterial stiffness: Methodological issues and**

**clinical applications** *European Heart Journal*, 2006.

- [86] TANDESKE, D. Pressure sensors: Selection and application. **Sensor review**, v. 22, n. 3, p. 265–265, 2002.
- [87] HALL; EDWARD, J. **Guyton and hall textbook of medical physiology thirteenth edition**.
- [88] E. MAREY. Research on the state of circulation according to the pulse wave characteristics by the new sphygmograph. **J physiol homme anim**, v. 3, p. 241, 1869.
- [89] ROGUIN, A. Scipione Riva-Rocci and the men behind the mercury sphygmomanometer. **International Journal of Clinical Practice**, 2006.
- [90] AVOLIO, A. P.; BUTLIN, M.; WALSH, A. **Arterial blood pressure measurement and pulse wave analysis-their role in enhancing cardiovascular assessment** *Physiological Measurement*, 2010.
- [91] MATTHYS, K.; VERDONCK, P. **Development and modelling of arterial applanation tonometry: A review** *Technology and Health Care*, 2002.
- [92] SALTER, D. G. **Design and Validation of an Arterial Pulse Wave Analysis Device**. 2005. University of the Witwatersrand. 2005.
- [93] KIM, E. G.; NAM, K. C.; HEO, H.; HUH, Y. **Development of an arterial tonometer sensor**. Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009. 2009
- [94] BENAVIDES MORA, J. D.; COSTA SILVA, E. Development of an automated system based on the concept of evolutionary hardware to determine the optimal operating point of GMI sensors. **Journal of Physics: Conference Series**, v. 1044, 2018.
- [95] ZHENG, G. T.; LIU, Z. H.; JIANG, D. G. **GMI effect of FeCoSiB amorphous ribbon**. *Advanced Materials Research*. 2011
- [96] MOHRI, K.; KOHZAWA, T.; KAWASHIMA, K.; YOSHIDA, H.; PANINA, L. V. Magneto-Inductive effect (MI effect) in amorphous wires. **IEEE Transactions on Magnetics**, v. 28, n. 5, p. 3150–3152, 1992.
- [97] TAKIYA, T.; UCHIYAMA, T. Common-mode magnetic field rejection-type magneto-impedance gradiometer. **Journal of International Council on Electrical Engineering**, v. 7, n. 1, p. 1–6, 2017.
- [98] YOON, S. S.; PRATAP, K.; DONG, Y. K.; GUN, W. K.; YONGJUN, C.;

- CHEOLGI, K. Magnetic Sensor System Using Asymmetric Giant Magnetoimpedance Head. **IEEE Transactions on Magnetics**, v. 45, n. 6, 2009.
- [99] SALVADOR PACHECO. **Desenvolvimento de transdutores magnéticos em malha fechada baseados no efeito da Magnetoimpedância Gigante**. 2021. 194 f. Unpublished. 2021.
- [100] SALVADOR PACHECO. **Desenvolvimento de transdutores magnéticos em malha fechada baseados no efeito da Magnetoimpedância Gigante**. 194 f. Universidade Pontifícia Católica do Rio de Janeiro.
- [101] FABIAN, V.; MATERA, L.; BAYEROVA, K.; HAVLIK, J.; KREMEN, V.; PUDIL, J.; SAJGALIK, P.; et al. Noninvasive assessment of aortic pulse wave velocity by the brachial occlusion-cuff technique: Comparative study. **Sensors (Switzerland)**, 2019.
- [102] NETEA, R. T.; LENDERS, J. W. M.; SMITS, P.; THIEN, T. Both body and arm position significantly influence blood pressure measurement. **Journal of Human Hypertension**, 2003.
- [103] GERBER, K.; HAEDT, N.; SCHANY, B.; BUNKER, A. Effects of arm and body position when measuring blood pressure in young healthy males and females. **BIOS**, 2015.
- [104] WILKINSON, I. B.; MCENIERY, C. M.; SCHILLACI, G.; BOUTOUYRIE, P.; SEGERS, P.; DONALD, A.; CHOWIENCZYK, P. J. ARTERY Society guidelines for validation of non-invasive haemodynamic measurement devices: Part 1, arterial pulse wave velocity. **Artery Research**, 2010.
- [105] GD, C. **Rpeakdetect function (ECG toolbox)**, 2008.
- [106] SILVA, C. E. DA; GUSMÃO, L. A. P.; COSTA MONTEIRO, E.; BARBOSA, C. R. H. Transdutor De Pressão, Baseado Nas Características De Fase Do Efeito GMI, Destinado A Aplicações Biomédicas. **Controle & Automação**, v. 21, n. 6, 2010.
- [107] COSTA SILVA, E.; GUSMÃO, L. A. P.; HALL BARBOSA, C. R.; COSTA MONTEIRO, E. An enhanced electronic topology aimed at improving the phase sensitivity of GMI sensors. **Measurement Science and Technology**, 2014.
- [108] COSTA MONTEIRO, E. Biometrologia: confiabilidade nas biomedicações e

- repercussões éticas. **Metrologia e Instrumentação**, v. 6, p. 6–12, 2007.
- [109] COSTA MONTEIRO, E.; LEON, E.; L., F. Metrological Reliability of Medical Devices. **Phys.**, n. Conference Series, p. 012032, 2015.
- [110] COSTA MONTEIRO E; SUMMERS R. Metrological requirements for Biomedical Device Assessment and their Ethical Contributions. **Measurement: Sensors**, 2021.
- [111] HARAKAWA, K. I.; KAJIWARA, G.; KAZAMI, K.; OGATA, H.; KADO, H. Evaluation of a high-performance magnetically shielded room for biomagnetic measurement. **IEEE Transactions on Magnetics**, 1996.
- [112] ALTAREV, I.; BABCOCK, E.; BECK, D.; BURGHOFF, M.; CHESNEVSKAYA, S.; CHUPP, T.; DEGENKOLB, S.; et al. A magnetically shielded room with ultra low residual field and gradient. **Review of Scientific Instruments**, 2014.
- [113] ANDRÄ, W.; NOWAK, H. **Magnetism in Medicine: A Handbook**.
- [114] WENTLAND, A. L.; GRIST, T. M.; WIEBEN, O. Review of MRI-based measurements of pulse wave velocity: a biomarker of arterial stiffness. **Cardiovascular Diagnosis and Therapy**, 2014.
- [115] MONTEIRO, E. C.; LESSA, M. L. a Metrologia Na Área De Saúde : Garantia Da Segurança E Da Qualidade Dos Equipamentos Eletromédicos. **Engvista**, v. 7, n. 2, p. 51–60, 2005.

## Anexo

### I. Termo de consentimento livre e esclarecido

Você está sendo convidado(a) para participar, como participante, da pesquisa intitulada “*Transdutor de pressão de alta sensibilidade destinado à medição da velocidade de pulso arterial, baseado na leitura de fase de sensores GMI*”. O motivo que nos leva a estudar este tópico parte do contexto é que além das abordagens clínicas convencionais para avaliação de risco cardiovascular, como a medição de sinais vitais e análises biológicas, o emprego de novos biomarcadores, como a velocidade de onda de pulso (VOP), pode representar um método melhor para um diagnóstico mais preciso, contribuindo como fator preditivo de doenças cardiovasculares. Nesta pesquisa pretendemos avaliar o desempenho de um transdutor de pressão de alta sensibilidade e baixo custo, baseado nas características de fase da impedância de sensores de Magnetoimpedância Gigante, destinado à medição da onda de pulso arterial e de sua velocidade de propagação (VOP).

Caso você concorde em participar, faremos as seguintes atividades: **Um pequeno marcador magnético (limalha de ferro acondicionada no interior de um esparadrapo flexível, hipoalergênico, destinado a peles sensíveis) ou uma pequena membrana (como a de um estetoscópio) serão posicionados em contato com a pele. A localização será selecionada de acordo com o local adequado para acesso à onda de pulso em pontos da árvore arterial associados às artérias carótida (pescoço), radial e braquial (ambas no braço). Dessa forma, as pequenas mudanças de pressão na superfície da pele, causadas pela onda de pulso arterial, resultarão na movimentação do marcador magnético (aderido à pele com o esparadrapo) ou da membrana elástica posicionada em contato com a pele e, conseqüentemente, em variações do campo magnético sobre o sensor GMI.** A técnica realiza as medições de forma não-invasiva, restringindo-se ao contato com a pele ou por intermédio de um esparadrapo hipoalergênico e flexível ou por uma membrana

similar à utilizada em estetoscópios. Além de não-invasivo, o procedimento de medição também se caracteriza por ser inócuo, ou seja, inofensivo. Os pequenos ímãs empregados emitem campos magnéticos de muito baixa intensidade, muitas vezes mais fracos do que o campo da Terra, que é sentido com bússolas, ou do que ímãs comumente utilizados para propaganda. Os riscos associados às medições consistem na possibilidade de que possa sentir-se desconfortável por permanecer aproximadamente imóvel por alguns instantes de tempo (1 a 3 minutos) em que se realiza o registro da série de ondas de pulso sobre uma região da árvore arterial. Para diminuir a chance desses riscos acontecerem, você será posicionado da forma em que sentir-se mais confortável e relaxado para não se incomodar com o período de imobilidade. No procedimento de medição utilizando marcador magnético, apesar do emprego de fita adesiva hipoalergênica, apropriada para uso em peles sensíveis como de crianças e idosos, pode ser que apresente alguma resposta alérgica no local de contato. Nesta eventualidade, a ocorrência será prontamente atendida pela profissional médica, que orienta a pesquisa e supervisionará a realização das medições. Além disso, você poderá encerrar a medição a qualquer momento que desejar. Não há benefícios diretos para os participantes da pesquisa. No entanto, os resultados diagnósticos da análise dos registros serão compartilhados com os participantes da pesquisa e, na eventual necessidade, serão orientados e encaminhados para acompanhamento clínico terapêutico. Os resultados da pesquisa contribuirão para a determinação da possibilidade de medição da onda de pulso arterial e sua velocidade de propagação, utilizando os dispositivos em desenvolvimento. O emprego destes sensores, caracterizados pela alta sensibilidade, baixo custo e melhor resolução espacial, poderá beneficiar a abordagem clínica para prevenção e monitoramento do tratamento de distúrbios cardíacos.

Para participar deste estudo você não vai ter nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Apesar disso, se você tiver algum dano por causa das atividades que fizermos com você nesta pesquisa, você tem direito a solicitar indenização. Esclarecemos que sua participação no estudo é voluntária e, portanto, você não é obrigado(a) a fornecer as informações e/ou colaborar com as atividades solicitadas pelo Pesquisador(a) e estará livre para selecionar as medições nas quais deseja ou não participar. Mesmo que, em um primeiro momento, você queira participar, você poderá voltar atrás ou parar de participar a

qualquer momento. Os pesquisadores estarão a sua disposição para qualquer esclarecimento que considere necessário em qualquer etapa da pesquisa. Os pesquisadores não vão divulgar seu nome e você não será identificado(a) em nenhuma publicação que possa resultar do estudo. Os resultados serão coletados numa base a partir de um software computacional e serão armazenados nos arquivos digitais do laboratório de pesquisa e desenvolvimento eletrônico (LPDE) / laboratório de biometrologia (Labiomet) da PUC Rio.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias originais, sendo que uma será arquivada pelos pesquisadores responsáveis e a outra será fornecida a você. Os dados coletados poderão ser usados em outros estudos relacionados com a pesquisa em andamento e ficarão arquivados por um período de 5 (cinco) anos. Decorrido este tempo, os documentos serão avaliados para a sua destinação final, de acordo com a legislação vigente. Os pesquisadores tratarão a sua identidade com padrões profissionais de sigilo, atendendo à legislação brasileira (Resolução N° 466/12 do Conselho Nacional de Saúde), utilizando as informações somente para os fins acadêmicos e científicos.

**Declaração de Consentimento do participante:**

Eu, \_\_\_\_\_, portador do documento de identidade \_\_\_\_\_, e CPF \_\_\_\_\_, declaro que li o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, recebi explicações suficientes para esclarecer as minhas dúvidas e, assim, concordo em dar minha anuência à pesquisa, e atuar como participante desse estudo.

Rio de Janeiro, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

---

**Assinatura do Participante**

---

**Assinatura do Pesquisadora**

## Apêndice A

### I. Circuito eletrônico de transdução em malha aberta

O circuito eletrônico de transdução de campo magnético em tensão tem as funções de alimentar eletricamente a amostra GMI e propiciar uma tensão de saída proporcional à variação de fase das amostras, a qual é diretamente proporcional ao campo magnético, na região de operação. Este circuito desempenha a função de transdutor magnético, sendo parte integrante da cadeia de transdução de pressão em tensão elétrica. A fim de se detalhar a configuração do circuito eletrônico desenvolvido, apresentam-se a seguir os aspectos inerentes à implementação de seus principais módulos.

O Módulo 1, apresentado na Figura 72, possibilita a alimentação do circuito do magnetômetro GMI por meio de baterias, permitindo que o mesmo opere desconectado da rede elétrica.

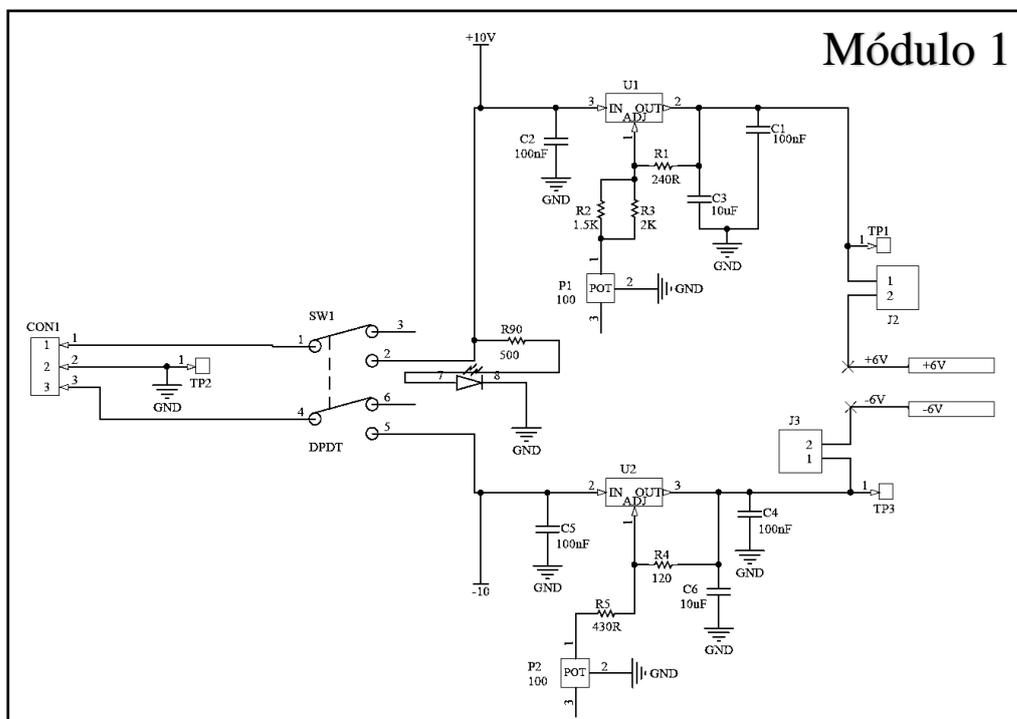


Figura 72 - Módulo 1 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta.

No Módulo 2, apresentado na Figura 73, o regulador de tensão U22 é configurado para fornecer uma tensão de saída de 3,5 V, utilizada para alimentar o

oscilador de onda quadrada U23, cuja frequência de oscilação  $f_{osc}$  pode ser ajustada para valores entre 1 kHz e 20 MHz. Por sua vez, ajustou-se esta frequência para 700 kHz, visto que, conforme mencionado na seção 3.1, deseja-se excitar a amostra GMI com esta frequência. O ajuste fino da frequência de oscilação é realizado por meio do potenciômetro P12.

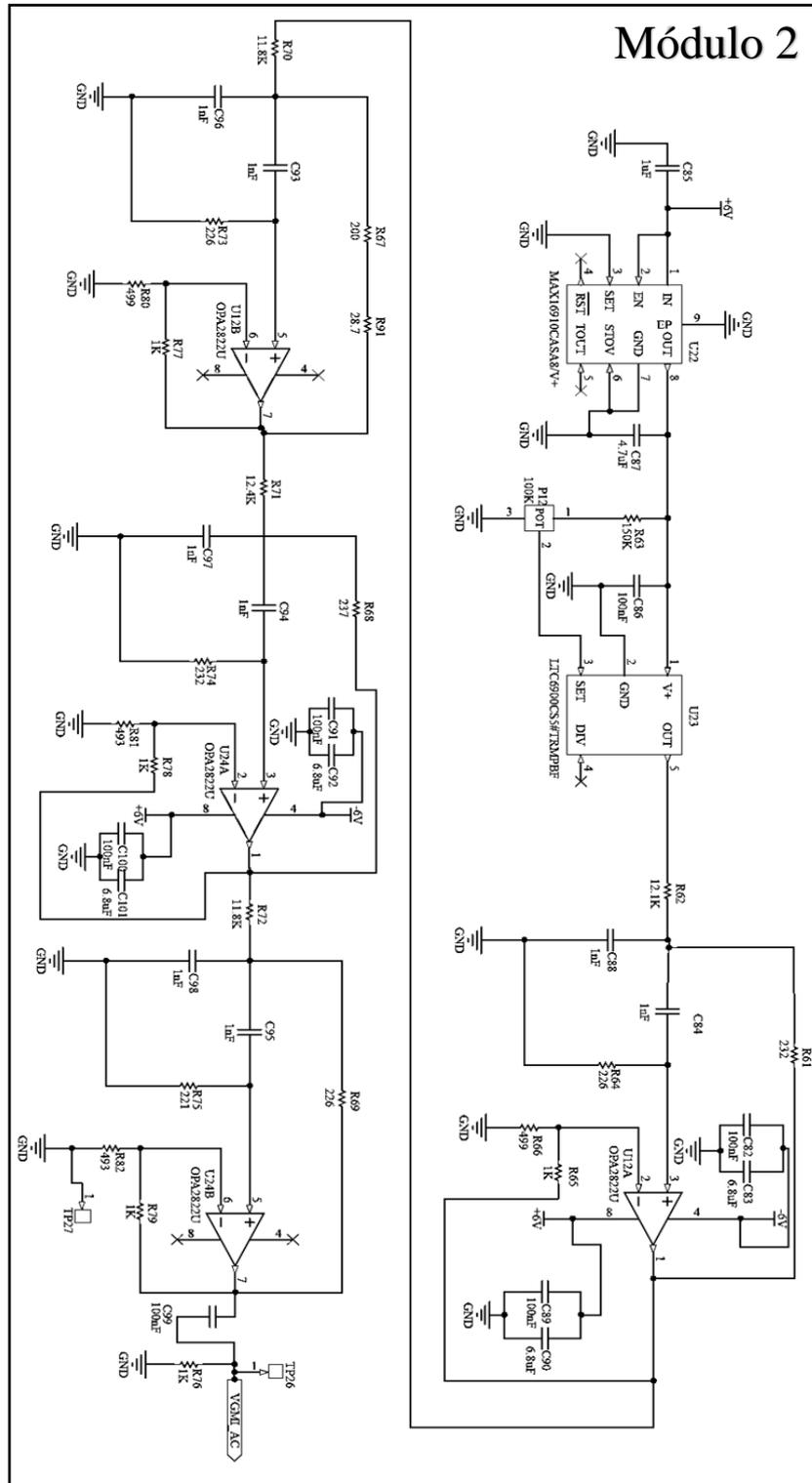


Figura 73 - Módulo 2 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta.

O sinal de tensão gerado na saída de U23 é uma onda quadrada com 700 kHz e *duty cycle* de 50%, com nível alto de 3,5 V e nível baixo de 0 V, a qual passa por um filtro passa-faixa de oitava ordem, implementado pelos amplificadores operacionais duplos U12 e U24. Este filtro, centrado em 700 kHz, permite que a onda quadrada, presente na saída de U23, seja transformada em uma onda senoidal com frequência de oscilação de 700 kHz, pois o filtro extrairá a componente fundamental da onda quadrada.

Na sequência, a Figura 74 ilustra o Módulo 3 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta. Este módulo recebe o sinal de tensão senoidal na saída do filtro passa-faixa (VGMI\_AC). Um dos estágios do amplificador operacional duplo U10 é utilizado no conversor de tensão em corrente, empregado para gerar a corrente de excitação da amostra. Por sua vez, o nível CC da corrente de excitação é dado pela associação em série de R28 e P7, que permitem que se realize o ajuste fino do nível CC de 40 mA, enquanto que a amplitude da corrente CA (30 mA) é ajustada por meio da resistência equivalente formada pela associação série de R29 com P8.

O segundo estágio de U10 implementa o defasador (VGMI\_90), que recebe o sinal de tensão VGMI\_AC e fornece em sua saída o mesmo sinal, com defasagem ajustada por meio do potenciômetro P9. A defasagem é ajustada de forma a garantir que na situação de equilíbrio, ou seja, para um campo de polarização de  $H = 0,5$  Oe na amostra, os sinais de saída dos comparadores estejam defasados  $90^\circ$  entre si.

Por sua vez, o amplificador operacional duplo U9 é utilizado para implementar o filtro ativo passa-altas, de quarta ordem, com frequência de corte em 10 kHz e ganho de 10 V/V na banda de passagem. O filtro também tem a função de amplificar o sinal senoidal de interesse, com frequência de 700 kHz, e eliminar o nível CC da tensão apresentada na saída do conversor V/I. O sinal de saída do filtro passa-altas é denominado FITA1.

Na sequência da cadeia de processamento, a Figura 75 apresenta o Módulo 4 do circuito eletrônico do magnetômetro em malha aberta. Os sinais VGMI\_AC e FITA1 estão ligados a limitadores de tensão, implementados por diodos schottky. Esta limitação da excursão dos sinais é necessária de modo a compatibilizar as tensões à faixa de operação dos comparadores U13 e U16. Os comparadores estão configurados como detectores de nulo, portanto, os sinais senoidais de entrada são

convertidos em ondas quadradas, compatíveis com níveis lógicos TTL. É importante destacar que, idealmente, a fase e a frequência dos sinais nas saídas dos comparadores serão iguais àsquelas apresentadas pelos sinais conectados às suas respectivas entradas. Na sequência, as saídas dos comparadores são ligadas as entradas do XOR (U14A).

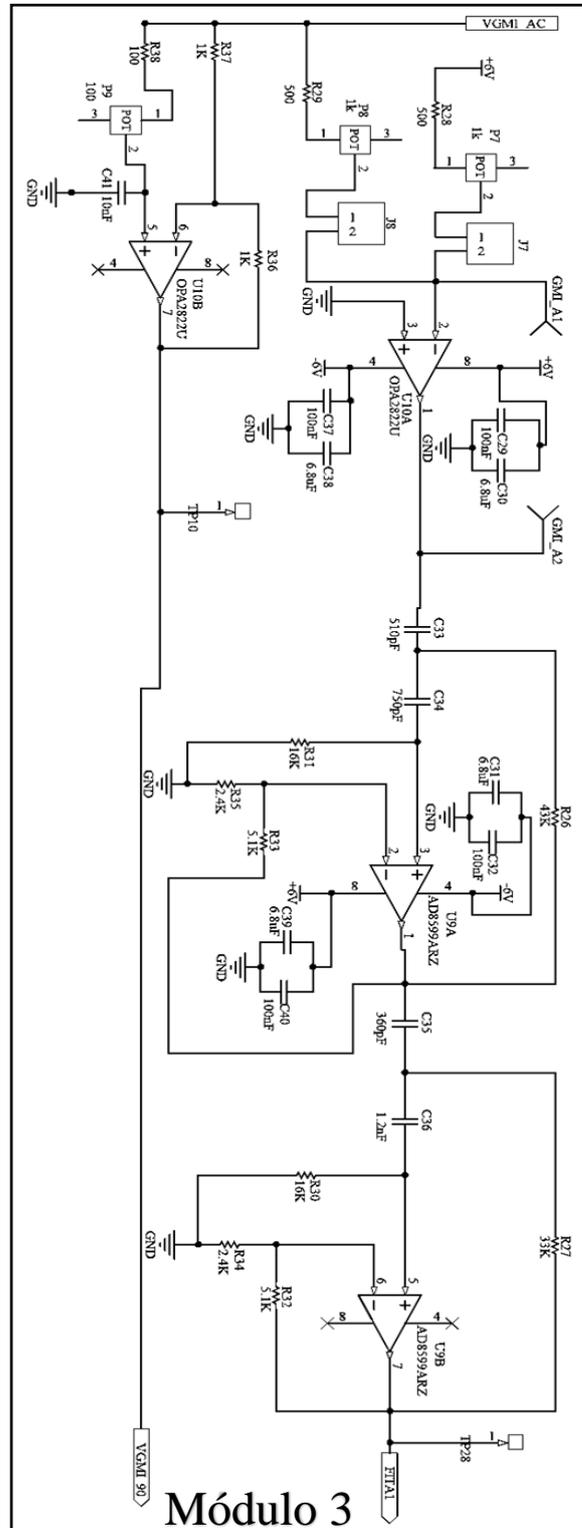


Figura 74 - Módulo 3 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta.

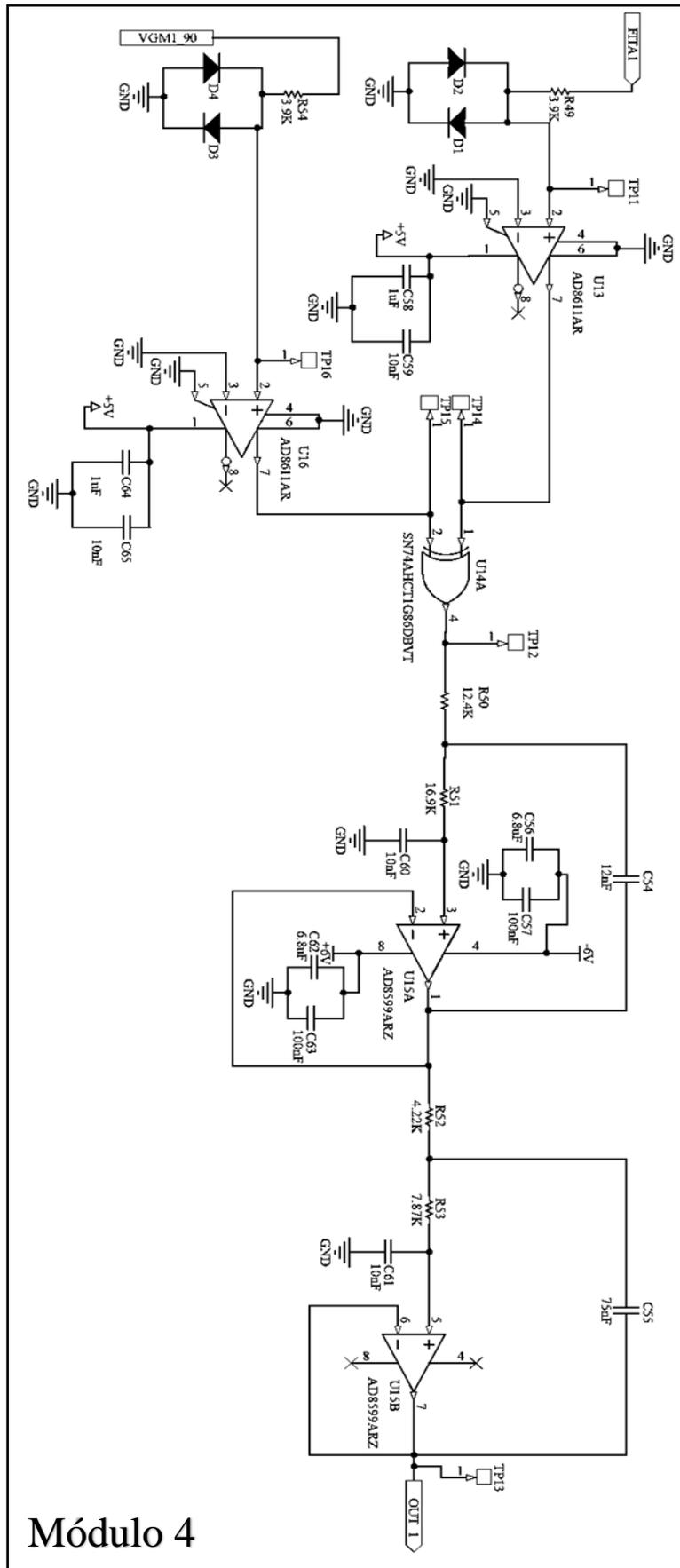


Figura 75 - Módulo 4 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta.

A saída do XOR é conectada a um filtro passa-baixas ativo de quarta ordem, implementado utilizando o amplificador operacional duplo U15, baseado na topologia Sallen-Key, com frequência de corte de 1 kHz. Este filtro possibilita a extração do nível CC do sinal conectado a sua entrada, que é proporcional ao *duty cycle* da saída do XOR, o qual, por sua vez, é função das variações de fase decorrentes de alterações no campo magnético sobre a amostra.

A Figura 76 apresenta o Módulo 5, último estágio da cadeia de processamento do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta. Este módulo recebe o sinal de saída do filtro passa-baixas (OUT\_1), descrito anteriormente, e conclui o processo de filtragem do sinal, passando-o por um filtro *notch* RLC, cuja componente resistiva é implementada por R6, a componente capacitiva por C10 e a componente indutiva é obtida por meio da indutância equivalente gerada por um GIC (*Generalized Immittance Converter*), implementado pelo amplificador operacional duplo U4. O ajuste fino da frequência de sintonia deste filtro é realizado atuando-se sobre a resistência equivalente formada pela associação série do potenciômetro P3 com o resistor R15, de modo a se alterar a indutância equivalente gerada pelo GIC. Tendo em vista que este filtro possui banda altamente seletiva em torno de sua frequência de sintonia, idealmente 60 Hz, é importante utilizar o ajuste pelo potenciômetro para se compensar eventuais deslocamentos na frequência de sintonia, introduzidos por impedâncias espúrias presentes na montagem experimental, garantindo a efetiva atenuação das perturbações advindas da rede elétrica.

No estágio final de processamento, o sinal de saída do filtro *notch* é conectado ao terminal não inversor do amplificador de instrumentação U3, o qual possui baixo nível de ruído  $1/f$  e ganho  $G$  ajustável pela seguinte expressão

$$G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{R_G} \quad (20)$$

onde  $R_G$  é a resistência de ajuste do ganho.

Projetou-se o circuito de modo a permitir que o ganho deste estágio possa ser controlado pelo jumper J5. Ao se fazer  $R_G = R12$ , o ganho obtido será  $G1 = 61$  V/V, enquanto que ao se fazer  $R_G = R11$ , o ganho será  $G2 = 50$  V/V. Entretanto, destaca-se que se utilizou  $G2$  em todos os resultados experimentais apresentados nesta tese.

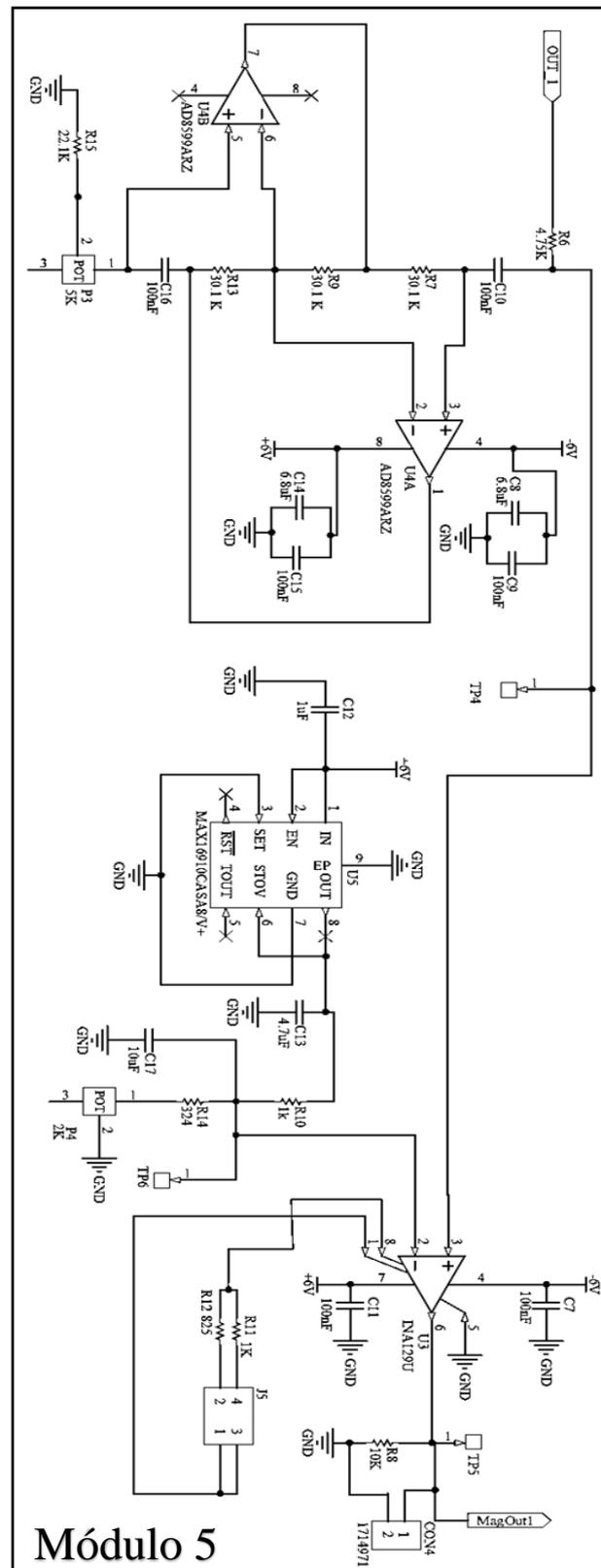


Figura 76 - Módulo 5 do circuito eletrônico do magnetômetro GMI em malha aberta.

Por outro lado, o terminal inversor de U3 é conectado a um nível CC de tensão, ajustado por meio do divisor de tensão implementado pela resistência R10 e a associação série de R14 com o potenciômetro P4. O objetivo deste ajuste é

garantir que a tensão de saída do circuito seja nula na situação de equilíbrio ( $H = 0,5$  Oe). Por sua vez, a tensão de entrada deste divisor de tensão (+5 V) é fornecida pelo regulador de tensão U5, a fim de garantir que este nível de tensão seja estável e possua baixo nível de ruído.

### a) Sensibilidade e linearidade do magnetômetro

A fim de se avaliar a sensibilidade e a linearidade do circuito, efetuou-se a caracterização experimental da tensão de saída do magnetômetro em função de campo magnético. Este procedimento consistiu na medição experimental das tensões de saída do circuito para campos variando de 0,3 Oe até 0,7 Oe, em passos de 0,1 Oe, ou seja, dentro da faixa de operação linear do sensor GMI utilizado - vide seção 3.1. Os resultados destas medições são mostrados na Figura 77.

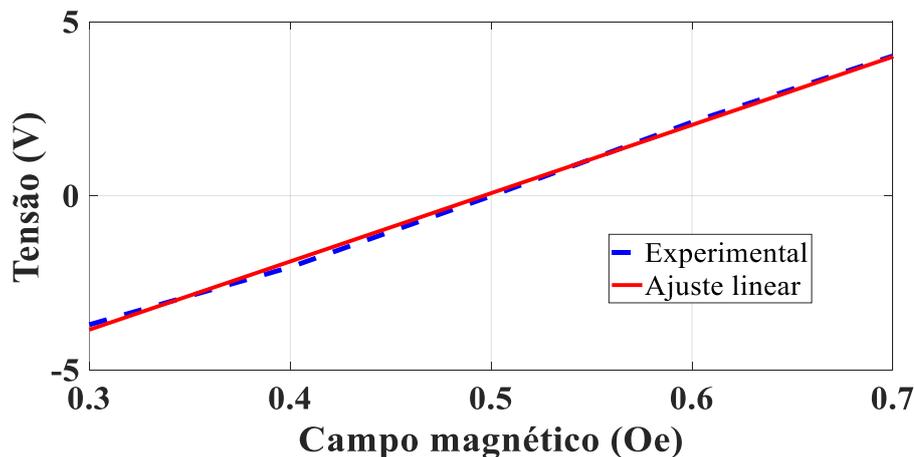


Figura 77 – Resultado da medição experimental das tensões de saída do circuito eletrônico para diferentes valores de  $H$ , expressos em Oe.

Conforme esperado, os resultados apresentados na Figura 77 indicam que, para o campo de polarização ( $H = 0,5$  Oe), o circuito apresenta uma tensão de saída aproximadamente nula. Também é possível verificar que, dentro da faixa de operação proposta, a resposta da tensão de saída do circuito experimental, em função do campo magnético, é satisfatoriamente linear, com um coeficiente de determinação  $R^2$  igual a 0,998. Conseqüentemente, é possível modelar adequadamente o comportamento da tensão de saída experimental por meio de um polinômio de ajuste linear, dado por

$$V_{out} = (19,599 \text{ V} \cdot \text{Oe}^{-1}) \cdot H - 9,727 \text{ V} \quad (21)$$

Dessa forma, constata-se que a sensibilidade média do circuito experimental é  $19,599 \text{ V} \cdot \text{Oe}^{-1}$ , na região de operação.

## b) Resposta em frequência

Nesta seção, avalia-se experimentalmente a resposta em frequência do magnetômetro GMI desenvolvido, a fim de se estimar sua banda de passagem. Com este intuito, inspecionou-se a dependência da sensibilidade do mesmo com a frequência do campo magnético de interesse. O arranjo experimental adotado neste ensaio é apresentado na Figura 39.

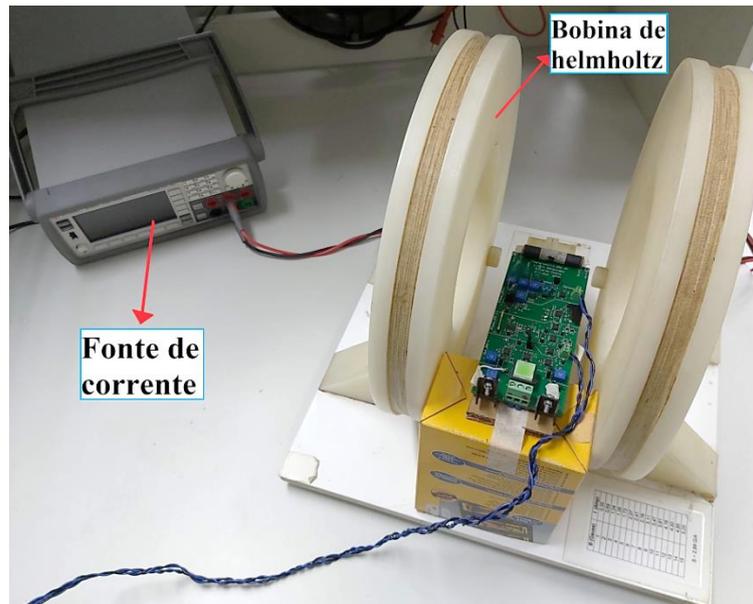


Figura 78 – Arranjo experimental para avaliação da resposta em frequência.

Nesta situação, inseriu-se a amostra sensora no centro de uma Bobina de Helmholtz, utilizada a fim de gerar campos magnéticos senoidais com amplitudes e frequências conhecidas. Para tal fim, a Bobina de Helmholtz foi excitada por uma fonte de corrente com baixíssimo ruído (B2962A, Keysight), que pode ser usada como gerador de sinais de corrente ou tensão.

Optou-se por manter a amplitude do campo magnético fixa em  $10 \mu\text{T}$ , ou equivalentemente  $0,1 \text{ Oe}$ , em todas as medições aqui apresentadas. Esse valor de amplitude implica uma excursão total de  $0,2 \text{ Oe}$  dentro da faixa linear do transdutor. Dessa forma, pode-se considerar que a sensibilidade se mantém aproximadamente constante ao longo desta faixa. Eventuais distorções na senoide de saída do circuito eletrônico de transdução podem ser associadas a não-linearidades na resposta.

Realizou-se uma análise sistemática da tensão de saída do circuito em função da frequência do campo magnético de excitação; cuja amplitude foi mantida constante em todos os testes realizados. A Figura 79 apresenta as formas de onda

da tensão de saída do circuito, excitado por campos magnéticos com quatro diferentes frequências: 5 Hz, 50 Hz, 200 Hz e 1000 Hz.

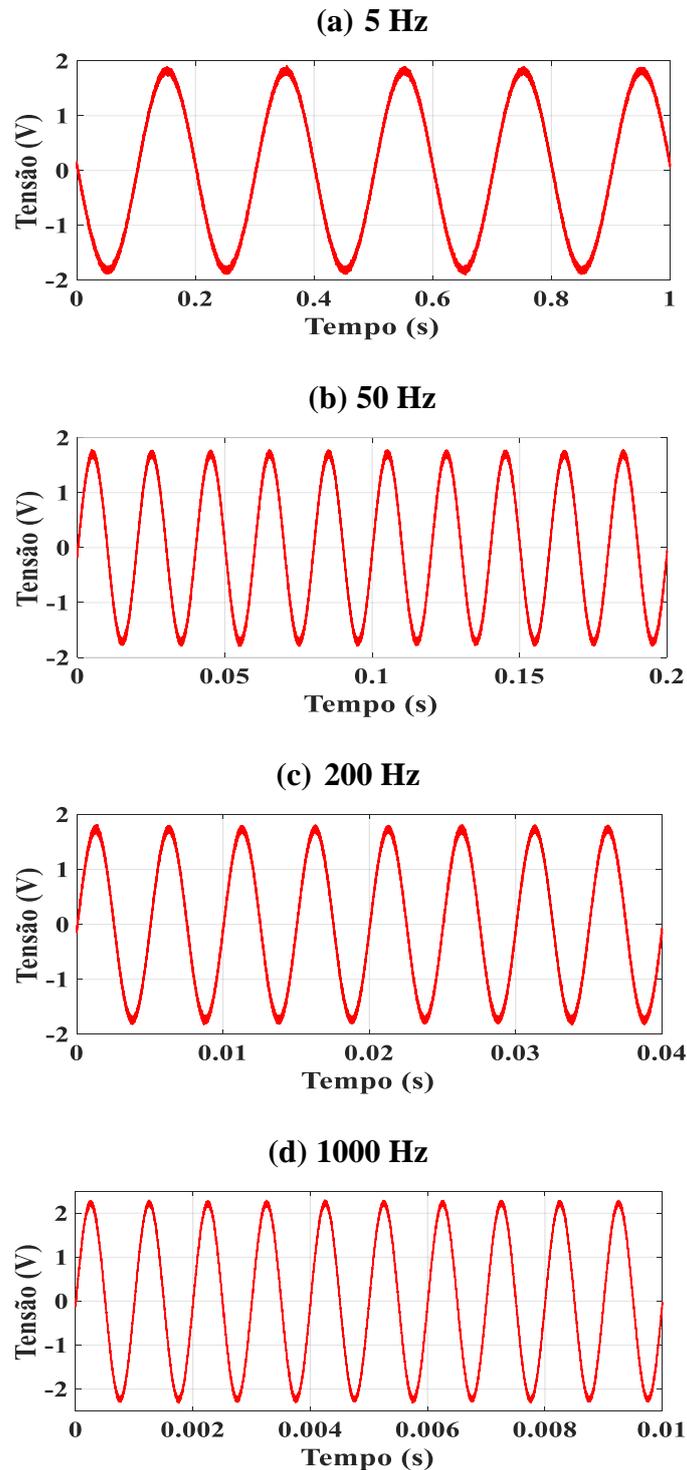


Figura 79 - Tensão de saída do magnetômetro desenvolvido, para densidades de fluxo magnético senoidais de mesma amplitude ( $10 \mu\text{T}$ ) e com diferentes frequências: a) 5 Hz, b) 50 Hz, c) 200 Hz e d) 1000 Hz.

Por meio dos resultados apresentados na Figura 79, percebe-se que, conforme esperado, a componente espectral fundamental do sinal de saída do transdutor possui a mesma frequência do campo magnético utilizado para excitar a

amostra GMI. Por sua vez, também é perceptível que os sinais senoidais de saída apresentam baixo nível de distorção, em todos os casos analisados. Conseqüentemente, verifica-se que o circuito introduz baixa distorção harmônica, o que é uma característica extremamente desejável.

A fim de se avaliar mais detalhadamente tal efeito, apresenta-se na Figura 80 o comportamento da sensibilidade do circuito em função da frequência, em hertz. Na Figura 80(a) apresenta-se a curva da sensibilidade expressa em mV/nT, enquanto que na Figura 80(b) exibe-se a curva da sensibilidade expressa em dB. Ressalta-se que, a sensibilidade é expressa em dB de acordo com

$$Sens(dB) = 20 \cdot \log \left( \frac{Sens(V/T)}{195,99 \cdot 10^3 (V/T)} \right), \quad (22)$$

onde  $195,99 \cdot 10^3$  V/T é a sensibilidade experimental do circuito para campos CC, vide equação (21).

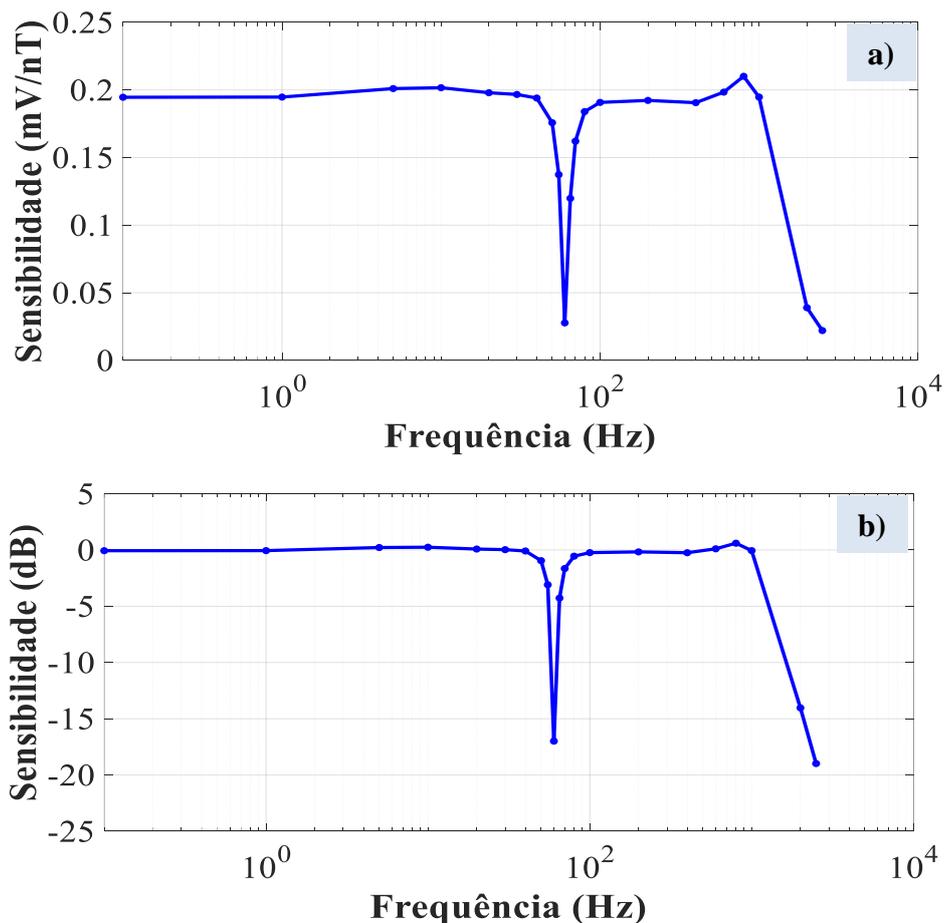


Figura 80 - Dependência da sensibilidade do magnetômetro em função da frequência do campo magnético de excitação: (a) sensibilidade em mV/nT e (b) sensibilidade em dB.

Analisando-se o comportamento da curva apresentada na Figura 80(b), verifica-se que a banda do transdutor desenvolvido é de aproximadamente 1000 Hz (-3 dB). Este resultado era esperado tendo em vista que o estágio de saída do circuito possui um filtro passa-baixas com frequência de corte ajustada para 1000 Hz. Por sua vez, também se percebe que, conforme esperado, o filtro *notch* rejeita de maneira efetiva a frequência de 60 Hz e afeta muito pouco as frequências vizinhas, por ser extremamente seletivo. Além disso, também se percebe que a sensibilidade é satisfatoriamente constante, para frequências dentro da banda de passagem.

A curva experimental da sensibilidade em mV/nT, apresentada na Figura 80(a), foi modelada por meio de um polinômio de ajuste, utilizando o *curve fitting toolbox* do MATLAB. Em particular, a categoria *interpolant* deste *toolbox* permite obter estimativas ponto a ponto de um sinal. Neste caso, foi usado o método *cubic hermite*, que consiste em conectar um conjunto de pontos consecutivos que posteriormente são descritos por meio de polinômios de terceiro grau. Esta ferramenta foi empregada para obter a estimativa da curva da sensibilidade  $S_{\text{sens}}$ , expressa em mV/nT, em função da frequência  $f$ , expressa em Hz. A curva de ajuste obtida é apresentada na Figura 81.

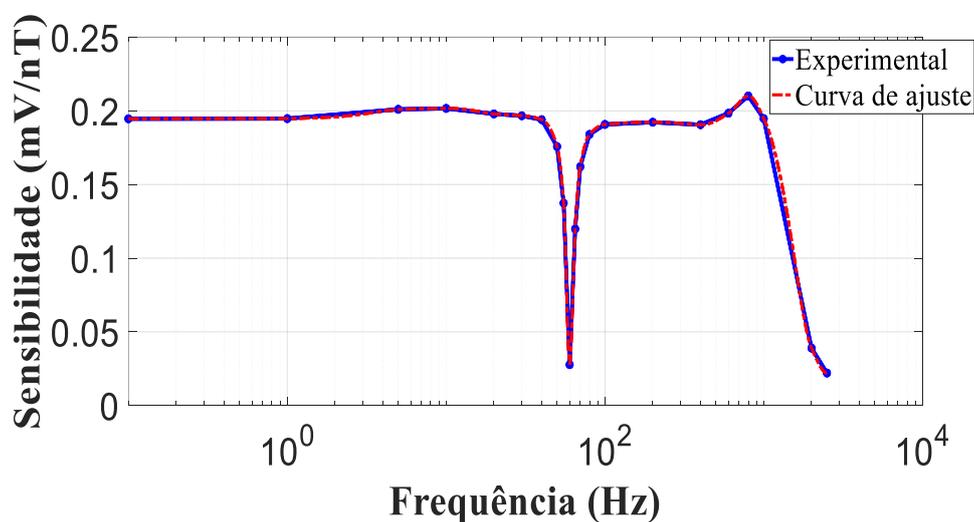


Figura 81 – Curva de ajuste da sensibilidade expressa em mV/nT.

Na Figura 81, observa-se que a curva de ajuste modela adequadamente o comportamento experimental da sensibilidade. Este aspecto é extremamente desejável visto que o polinômio de ajuste será utilizado para converter os valores de tensão em valores de densidade de fluxo magnético, a fim de se obter a curva

de densidade espectral de ruído, expressa em  $nT \cdot Hz^{-1/2}$ , conforme será apresentado a seguir.

### c) Análise de ruído

Esta subseção apresenta a avaliação experimental da densidade espectral de ruído do magnetômetro GMI desenvolvido. A densidade espectral de ruído é uma figura de mérito bastante utilizada na caracterização de transdutores magnéticos, sendo aqui expressa em  $nT/Hz^{1/2}$ . Na Figura 82, apresenta-se o arranjo experimental utilizado para obter a densidade espectral de ruído da tensão de saída do transdutor desenvolvido.

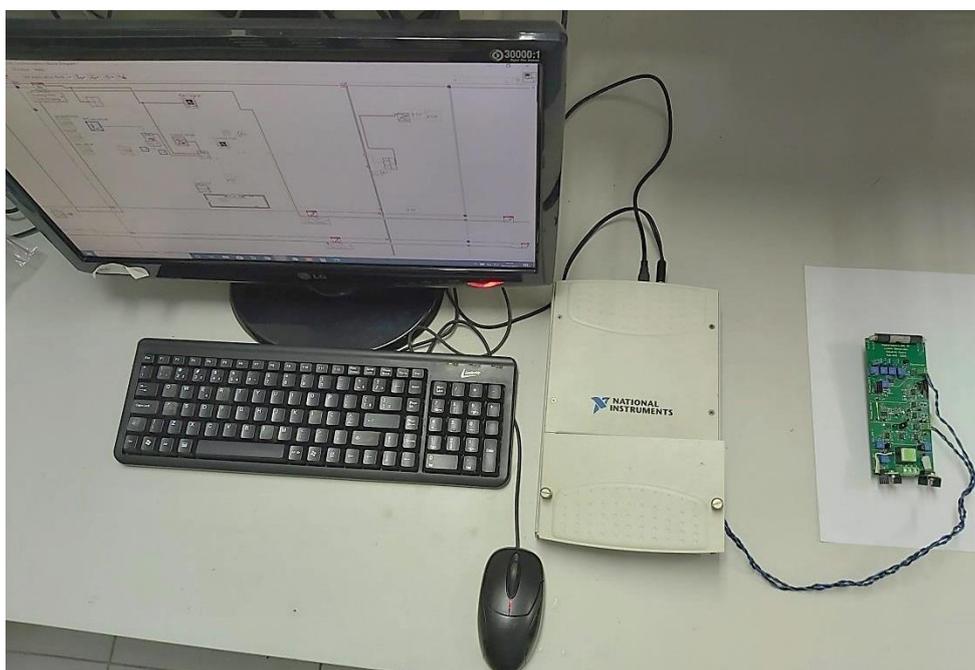
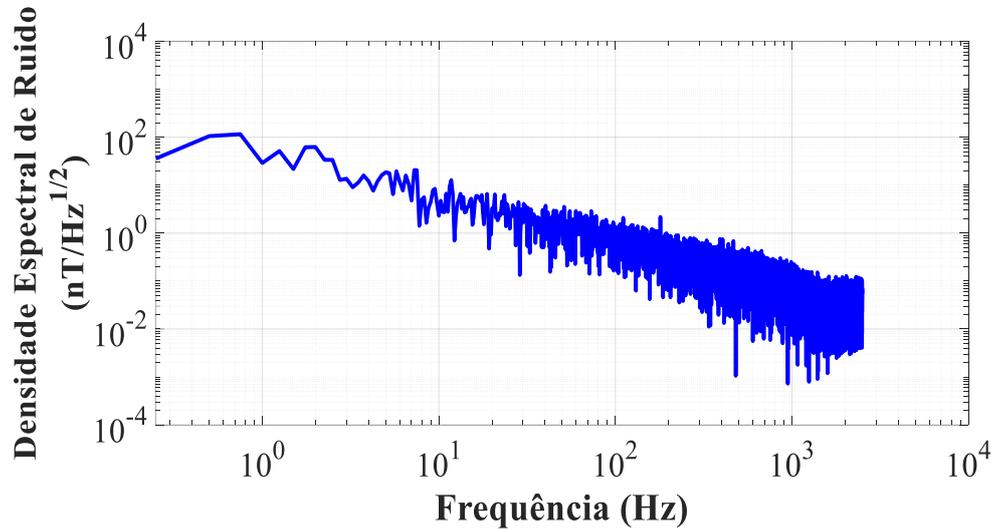


Figura 82 – Arranjo experimental para avaliação experimental da densidade espectral de ruído.

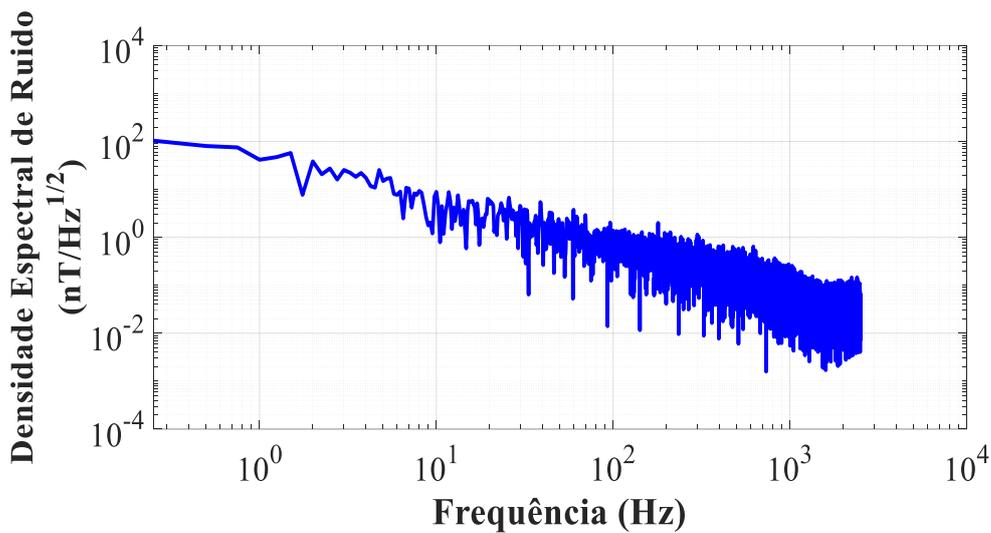
Para se obter a curva de densidade espectral de ruído do magnetômetro, submeteu-se a amostra apenas ao campo magnético de polarização ( $H = 0,5 \text{ Oe}$ ) e a tensão de saída do circuito de transdução foi adquirida por uma placa de aquisição de dados (NI USB-6221, National Instruments). Os dados adquiridos pela placa são enviados a um computador por meio de uma conexão USB 2.0 (Universal Serial Bus), de modo a serem procesados por um *software* desenvolvido no ambiente LabView, da empresa National Instruments. O LabView disponibiliza um VI denominado *FFT Power Spectrum and PSD*, para o cálculo da densidade espectral de ruído.

Considerando que a sensibilidade do magnetômetro é dada pela curva de ajuste apresentada na Figura 81, é possível converter a tensão de saída em

densidade de fluxo magnético, a fim de se obter a curva de densidade espectral de ruído, expressa em  $\text{nT}\cdot\text{Hz}^{-1/2}$ , a qual é explicitada na Figura 83. A fim de atenuar os níveis de ruído foi feita a média de 10 e 30 amostras, cujos resultados são respectivamente apresentados nas Figura 83(a) e 83(b).



(a)



(b)

Figura 83 - Densidade espectral de ruído da tensão de saída do magnetômetro desenvolvido, expressa em  $\text{nT}/\text{Hz}^{1/2}$ , utilizando-se uma média de (a) 10 e (b) 30 amostras.

As curvas apresentadas na Figura 83 seguem o comportamento típico das curvas de densidade espectral de ruído de transdutores magnéticos, as quais convencionalmente apresentam uma dependência inversamente proporcional a uma potência da frequência, sendo assim também denominadas curvas de ruído  $1/f$ .

A partir das curvas de ruído  $1/f$ , é possível estimar a resolução do magnetômetro desenvolvido. As curvas de densidade espectral de ruído apresentadas na Figura 83(a) e 83(b) podem ser aproximadas por meio de polinômios de ajuste ( $g(f)$ ). Dessa forma, é possível inferir a resolução integrando-se o quadrado destes polinômios na banda de interesse e, posteriormente, calculando a raiz quadrada do valor obtido, conforme apresentado em

$$R = \sqrt{\int_{f_1}^{f_2} g^2(f) df} \quad (23)$$

onde  $f_1$  é o limite inferior e  $f_2$  o limite superior da faixa de frequências de interesse.

Tabela 14. Resolução do magnetômetro desenvolvido.

<i>Average</i>	<b>Resolução (nT) (0 - 1000 Hz)</b>	<b>Resolução (nT) @ 1 Hz</b>	<b>Resolução (nT) (0 -30 Hz)</b>	<b>Resolução (nT) (1 -30 Hz)</b>
10	106,712	29,01	105,525	68,952
30	93,105	41,55	91,829	62,067

Com base nas informações apresentadas na Tabela 14, é possível verificar que a resolução melhora com o incremento da quantidade amostras utilizadas para o cálculo da média (*average*). Por outro lado, verifica-se que as resoluções na faixa de 0 Hz até 30 Hz assumem valores muito próximos aos obtidos para a banda de passagem completa. Entretanto, nota-se que as resoluções na faixa de 1 Hz até 30 Hz assumem valores substancialmente melhores. Este comportamento era esperado, pois os níveis de ruído são significativamente mais intensos na região de baixas frequências.

Ressalta-se que, por si só, este protótipo já apresenta potencial para aplicação em uma ampla gama de aplicações, que demandem medições magnéticas de alta resolução.

## Apêndice B

### I.Circuito eletrônico de transdução em malha fechada

O circuito eletrônico de transdução em malha fechada inclui um solenoide capaz de induzir campo magnético sobre o sensor GMI, com o objetivo de compensar as variações de campo magnético externo e manter o sensor no ponto de polarização. Para tal fim, é implementado um sistema de realimentação por meio de um controlador PI, que tem a função de controlar a corrente que flui pelo solenoide e, conseqüentemente, o campo magnético aplicado ao sensor GMI.

A Figura 84 apresenta o circuito eletrônico de compensação do magnetômetro GMI em malha fechada. Neste circuito, o regulador de tensão U26 é utilizado para alimentar o solenoide, responsável pela geração do campo magnético de polarização  $H_{pol}$  da amostra sensora. A corrente que flui pelo solenoide pode ser controlada pelos potenciômetros P13 e P15. A fim de facilitar a análise do circuito, na Figura 85 é apresentado um esquema simplificado do circuito de controle.

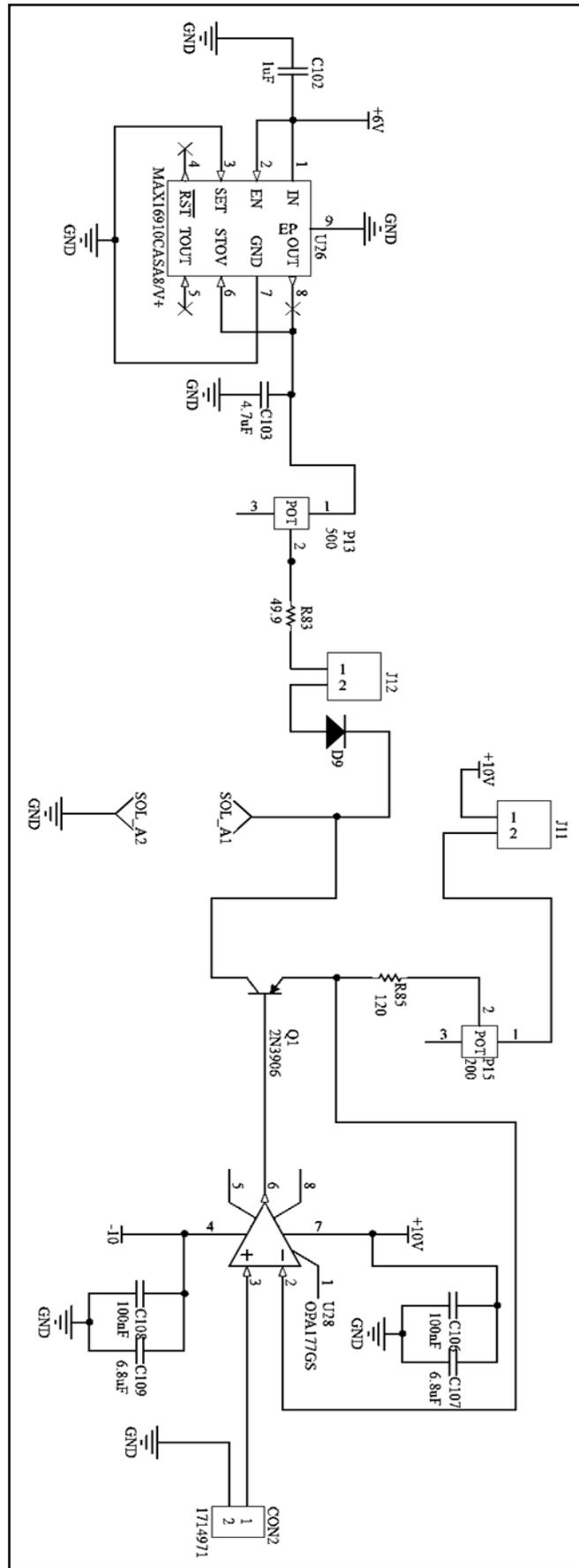


Figura 84 - Circuito de compensação do magnetômetro GMI em malha fechada.

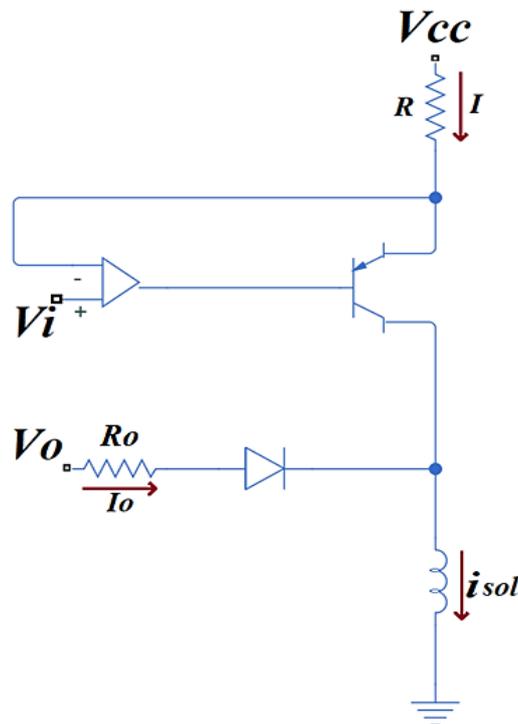


Figura 85 - Modelo simplificado do circuito de compensação do magnetômetro GMI em malha fechada.

Analisando-se o esquema apresentado na Figura 85, pode-se perceber que a corrente do solenoide ( $i_{sol}$ ) é dada pela soma da corrente  $I$  e da corrente  $I_0$ . Adicionalmente, tem-se que a corrente  $i_{sol}$ , necessária para gerar um campo magnético de 0,5 Oe, referente ao campo de polarização da amostra, é dada por

$$i_{sol} = \frac{H_{sol}}{13.7088} = \frac{0.5}{13.7088} = 36.5 \text{ mA} \quad (24)$$

onde o valor de 13,7088 foi obtido aplicando-se a equação do campo magnético gerado no interior de um solenoide.

Considerando o modelo simplificado do circuito, apresentado na Figura 85, destacam-se aqui alguns pontos referentes a sua adequada operação. Como o solenoide real apresenta uma resistência interna, verificou-se que é importante garantir uma tensão de pelo menos 0,3 V na base do transistor, a fim de que este elemento conduza, caso contrário pode-se fazer com que o transistor pnp (2N3906) entre na região de corte, fazendo com que não circule corrente entre emissor e coletor. Dado que a tensão de alimentação  $V_{cc}$  é igual a 8 V, e a tensão mínima na base do transistor igual a 0,3 V, tem-se uma faixa de excursão para a tensão  $V_i$  de 1 V até 8 V. Conseqüentemente, definiu-se o ponto médio desta faixa

(4,5 V), como o valor de tensão associado ao campo de 0,5 Oe, que corresponde ao ponto de polarização da amostra GMI.

A tensão  $V_o$  foi fixada em 5 V, por meio de um regulador de tensão, a qual é transformada em uma corrente  $I_o$  de 15 mA, ao passar pelo  $R_o$  de 333,33  $\Omega$ . Por sua vez, quando flui pelo solenoide uma corrente de 36,5 mA este é capaz de gerar em seu interior um campo magnético de 0,5 Oe. Visto que a corrente do solenoide é a soma de  $I$  com  $I_o$ , é necessário calcular o valor de  $R$  para que  $I$  seja igual a 21,5 mA, que corresponde a subtração entre  $i_{sol}$  e  $I_o$ . Assim, o valor da resistência pode ser obtido usando a seguinte expressão

$$R = \frac{V_{CC} - V_i}{I} = \frac{8 - 4,5}{21,5 \cdot 10^{-3}} = 162,8 \Omega \quad (25)$$

Os valores de  $R_o$  e  $R$  foram ajustados com auxílio de dois potenciômetros. Dessa forma, o sistema de controle aqui implementado permite uma variação de campos entre 0,2 Oe, para  $I_{sol} = 15$  mA, e 0,8 Oe, para  $I_{sol} = 58$  mA.

O software LabVIEW foi utilizado para implementação do sistema de controle. Mais especificamente, o controle PI foi criado a partir do VI PID, fazendo o parâmetro D (derivativo) igual a zero. Nas medições experimentais aqui realizadas, o circuito de transdução em malha aberta, descrito no apêndice A, foi conectado ao controlador, implementado no LabView<sup>TM</sup>, encarregado de receber o sinal de tensão na saída do circuito ( $V_m$ ) e ajustar o valor de  $I_{sol}$  apropriadamente, de acordo com o valor da tensão recebida.

### a) Sensibilidade e linearidade

A fim de se avaliar a sensibilidade e a linearidade do sistema em malha fechada, efetuou-se a caracterização experimental da tensão de saída do controlador em função de campo magnético. Neste intuito, realizou-se a medição experimental das tensões de saída do circuito de controle, dado que o sinal de tensão de saída do magnetômetro sempre será zero em regime permanente, devido à compensação do campo no solenoide. A análise foi feita para campos variando de -0,2 Oe até 0,2 Oe, em passos de 0,1 Oe. Conseqüentemente, somando-se estes ao campo de polarização  $H_{pol} = 0,5$  Oe, nota-se que o campo resultante permanece dentro da faixa de operação linear do sensor GMI utilizado (vide seção 3.1). Os resultados destas medições são mostrados na Figura 86.

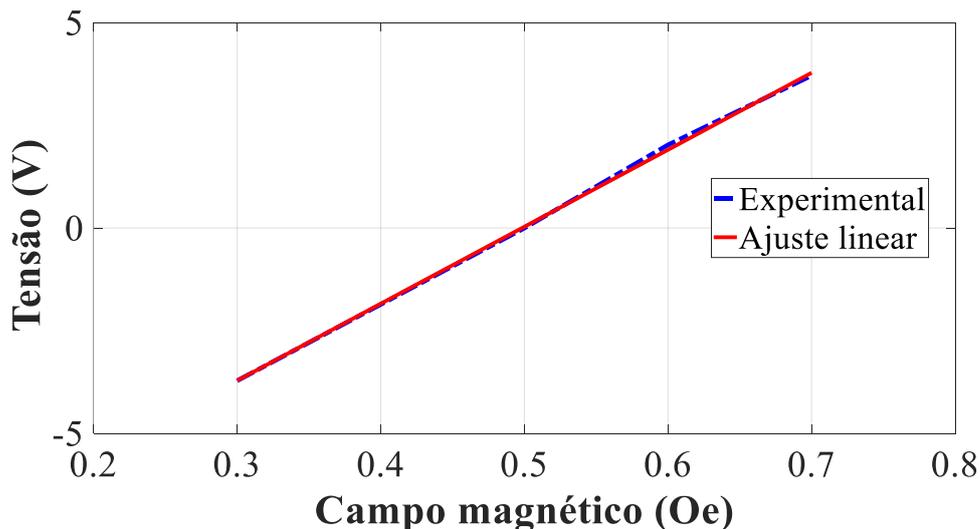


Figura 86 – Resultado da medição experimental das tensões de saída do circuito de controle para diferentes valores de  $H$ , expressos em Oe.

Conforme esperado, os resultados apresentados na Figura 86 indicam que, para um campo resultante sobre o sensor GMI de 0,5 Oe, o circuito apresenta uma tensão de saída aproximadamente nula. Também é possível verificar que, dentro da faixa de operação proposta, a resposta da tensão de saída do circuito de controle, em função do campo magnético, é linear, com  $R^2$  igual a 0,999. Consequentemente, é possível modelar adequadamente o comportamento desta tensão de saída experimental por meio de um polinômio de ajuste linear, dado por

$$V_{out} = (18,738 \text{ V} \cdot \text{Oe}^{-1}) \cdot H - 9,338 \text{ V} \quad (26)$$

Dessa forma, tem-se que a sensibilidade média do circuito experimental é  $18,738 \text{ V} \cdot \text{Oe}^{-1}$ , na região de operação.

### b) Resposta em frequência

Nesta seção, avalia-se experimentalmente a resposta em frequência do sistema de malha fechada desenvolvido, a fim de estimar sua banda de passagem. Com este intuito, inspecionou-se a dependência da sensibilidade do sistema com a frequência do campo magnético de interesse. O arranjo experimental adotado é o mesmo que foi implementado na configuração em malha aberta descrita no apêndice A. Ressalta-se que todos os resultados foram obtidos com as constantes do controlador PI fixadas em  $K_i = 1600$  e  $K_p = 0,3$ .

Optou-se por manter a amplitude do campo magnético fixa em  $10 \mu\text{T}$ , ou equivalentemente 0,1 Oe, em todas as medições aqui apresentadas e realizou-se

uma análise sistemática da tensão de saída do circuito em função da frequência do campo magnético de excitação. A Figura 87 apresenta as formas de onda de saída do circuito, para quatro frequências (1 Hz, 10 Hz, 20 Hz e 30 Hz).

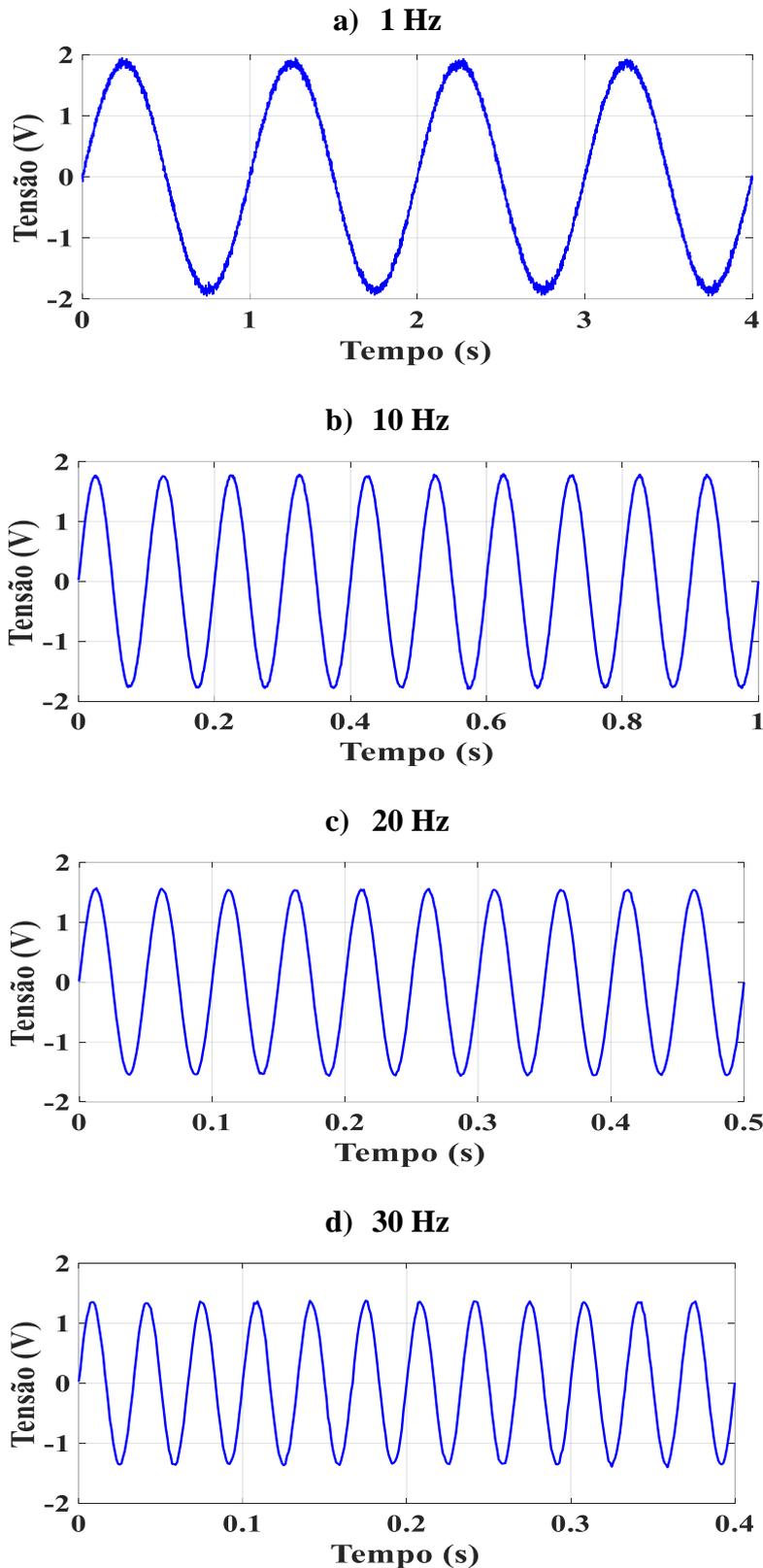


Figura 87 - Tensão de saída do transdutor em malha fechada, para densidades de fluxo magnético senoidais de mesma amplitude ( $10 \mu\text{T}$ ) e com diferentes frequências: a) 1 Hz, b) 10 Hz, c) 20 Hz e d) 30 Hz.

Por meio dos resultados apresentados na Figura 87, percebe-se que, conforme esperado, a componente espectral fundamental do sinal de saída do transdutor possui a mesma frequência do campo magnético utilizado para excitar a amostra GMI. Por sua vez, também é perceptível que os sinais senoidais de saída apresentam baixo nível de distorção, em todos os casos analisados. Conseqüentemente, verifica-se que o circuito introduz baixa distorção harmônica, uma característica extremamente desejável. Por outra parte, comparando-se os resultados obtidos, para as diferentes frequências inspecionadas, verifica-se que o aumento da frequência do campo reduz a amplitude da tensão de saída e, conseqüentemente, a sensibilidade do dispositivo.

A fim de se avaliar mais detalhadamente tal efeito, apresenta-se na Figura 88 o comportamento da sensibilidade do sistema de malha fechada em função da frequência, em hertz. Na Figura 88(a) apresenta-se a curva da sensibilidade expressa em mV/nT, enquanto que na Figura 88(b) exibe-se a curva da sensibilidade expressa em dB.

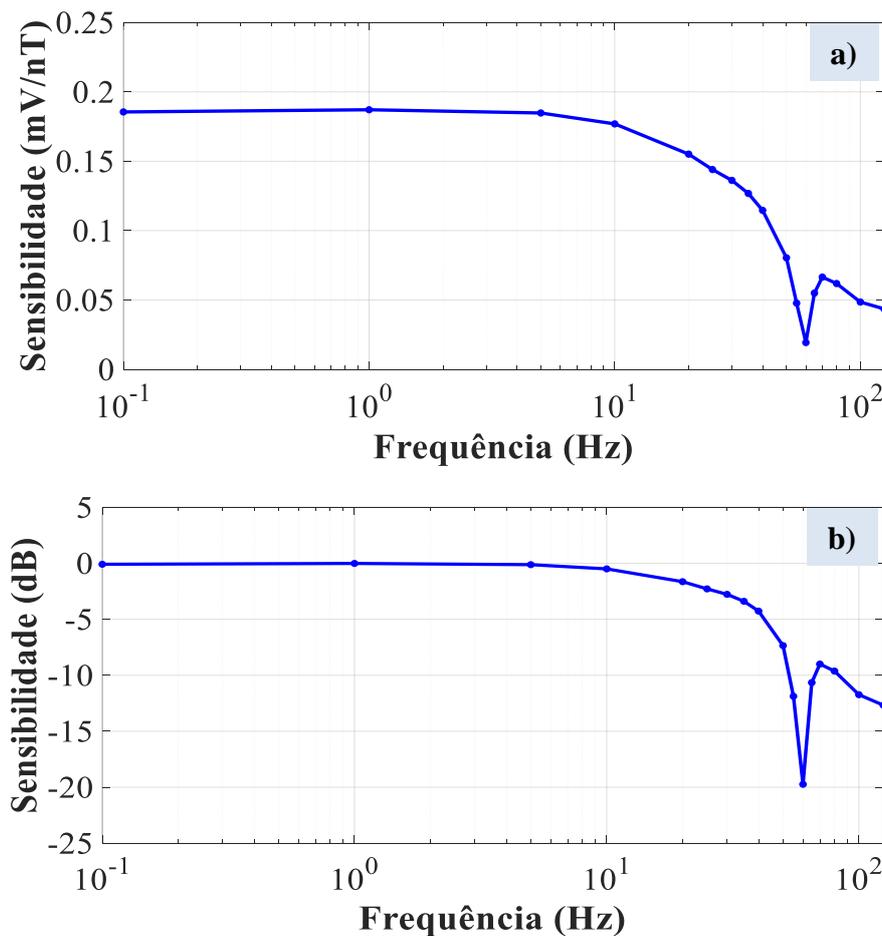


Figura 88 - Dependência da sensibilidade do transdutor em malha fechada, em função da frequência do campo magnético de excitação: (a) sensibilidade em mV/nT e (b) sensibilidade em dB.

Ressalta-se que, a sensibilidade é expressa em dB de acordo com

$$Sens(dB) = 20 \cdot \log \left( \frac{Sens(V/T)}{187,38 \cdot 10^3 (V/T)} \right), \quad (27)$$

onde  $187,38 \cdot 10^3$  V/T é a sensibilidade experimental do circuito para campos CC, vide equação (26).

Analisando-se o comportamento da curva apresentada na Figura 88(b), verifica-se que a banda do transdutor desenvolvido é de aproximadamente 32 Hz (-3 dB). Também se percebe que, conforme esperado, o filtro *notch* rejeita de maneira efetiva a frequência de 60 Hz e afeta muito pouco as frequências vizinhas, por ser extremamente seletivo. Além disso, também se constata que a sensibilidade é satisfatoriamente constante para frequências dentro da banda de passagem.

A curva experimental da sensibilidade em mV/nT, apresentada na Figura 88(a), foi modelada por meio de um polinômio de ajuste, utilizando o *curve fitting toolbox* do MATLAB. A respectiva curva de ajuste obtida é apresentada na Figura 89.

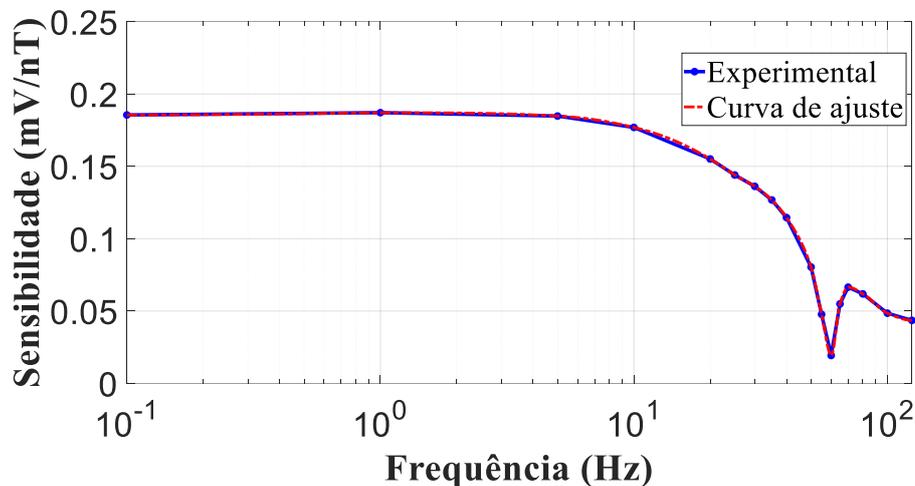


Figura 89 – Curva de ajuste da sensibilidade do sistema em malha fechada, expressa em mV/nT.

Na Figura 89 observa-se que a curva de ajuste modela adequadamente a curva experimental da sensibilidade, o que é extremamente desejável tendo em vista que este polinômio de ajuste será utilizado para converter a tensão em densidade de fluxo magnético, a fim de se obter a curva de densidade espectral de ruído, expressa em  $nT \cdot Hz^{-1/2}$ , conforme será apresentado a seguir.

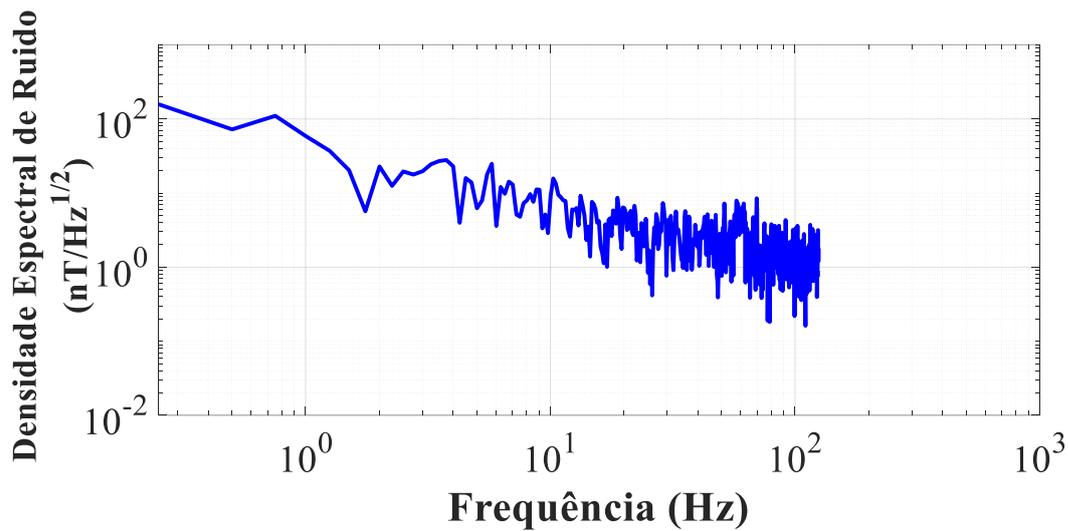
### c) Análise de ruído

Esta subseção apresenta a avaliação experimental da densidade espectral de ruído do magnetômetro GMI desenvolvido, operando em malha fechada. Para tal fim, implementou-se o mesmo arranjo experimental utilizado para obter a densidade espectral de ruído em malha aberta (Figura 82).

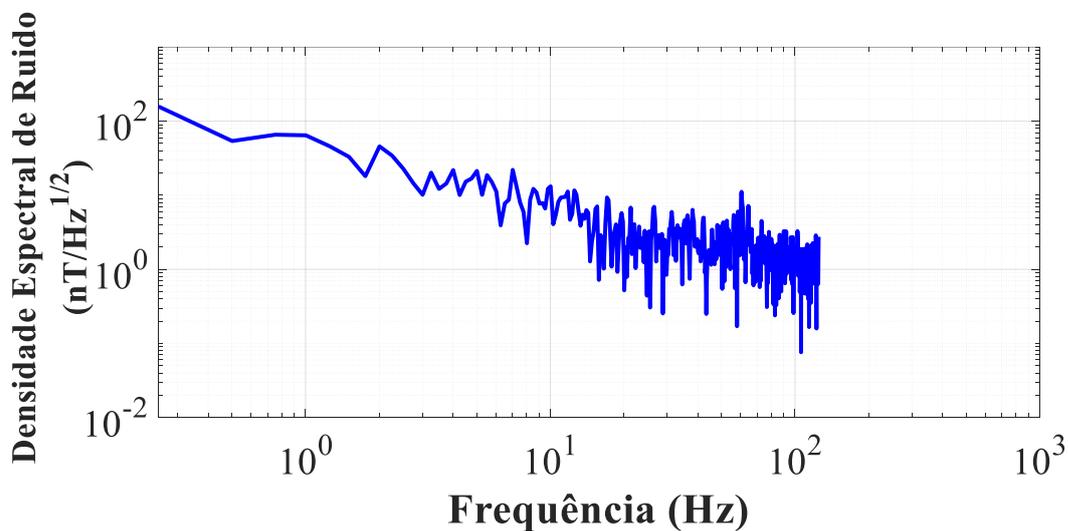
Para se obter a curva de densidade espectral de ruído do magnetômetro, submeteu-se a amostra apenas ao campo magnético de polarização ( $H_{pol} = 0,5$  Oe) e a tensão de saída do circuito de transdução foi adquirida por meio de uma placa de aquisição de dados, modelo NI USB-6221. Posteriormente, foi calculada a densidade espectral de ruído usando o VI *FFT Power Spectrum and PSD* do LabView.

Considerando que a sensibilidade do magnetômetro é dada pela curva de ajuste apresentada na Figura 89, é possível converter os valores de tensão em densidade de fluxo magnético, a fim de se obter a curva de densidade espectral de ruído, expressa em  $nT \cdot Hz^{-1/2}$ , a qual é apresentada na Figura 90. A fim de atenuar o ruído, a densidade foi computada fazendo-se respectivamente a média de 10 e 30 medições, cujos resultados são apresentados na Figura 90(a) e 90(b).

As curvas apresentadas na Figura 90 seguem o comportamento típico das curvas de densidade espectral de ruído de transdutores magnéticos, as quais convencionalmente apresentam uma dependência inversamente proporcional a uma potência da frequência, sendo assim também denominadas curvas de ruído  $1/f$ .



(a)



(b)

Figura 90 - Densidade espectral de ruído do sistema de malha fechada desenvolvido, expressa em  $\text{nT}/\text{Hz}^{1/2}$ , utilizando-se uma média de (a) 10 e (b) 30 amostras.

A partir das curvas de ruído  $1/f$ , é possível estimar a resolução do magnetômetro em malha fechada. As curvas de densidade espectral de ruído apresentadas na Figura 90(a) e 90(b) podem ser aproximadas por meio de polinômios de ajuste ( $g(f)$ ). Por sua vez, é possível inferir a resolução integrando-se o quadrado destes polinômios na banda de interesse e, posteriormente, calculando a raiz quadrada do valor obtido, conforme já definido anteriormente na equação (23).

Tabela 15. Resolução do magnetômetro em malha fechada.

<i>Average</i>	<b>Resolução (nT) (0 - 32 Hz)</b>	<b>Resolução (nT) @ 1 Hz</b>	<b>Resolução (nT) (0 -30 Hz)</b>	<b>Resolução (nT) (1 -30 Hz)</b>
10	105,623	58,61	105,521	56,769
30	97,899	64,45	97,762	64,032

Com base nas informações apresentadas na Tabela 15, é possível verificar que a resolução melhora com o incremento da quantidade de amostras utilizadas para o cálculo da média (*average*). Por outro lado, nota-se que as resoluções na faixa de 1 Hz até 30 Hz assumem valores substancialmente melhores aos obtidos na banda completa (0 Hz a 32 Hz). Este comportamento era esperado, pois os níveis de ruído são significativamente mais intensos na região de baixas frequências.

Ressalta-se que, por si só, este protótipo apresenta potencial para aplicação em uma ampla gama de aplicações, que demandem medições magnéticas de alta resolução.