

5 Ensaio Experimentais com o Magnetômetro GMI

O transdutor magnético GMI desenvolvido foi empregado em alguns ensaios experimentais, descritos nas seções a seguir, a fim de se avaliar seu desempenho. São apresentados os resultados da medição da densidade de fluxo magnético gerado: 1) pela bobina de excitação de um relógio de quartzo, 2) por ímãs permanentes dispostos no rotor de motor *brushless* CC, 3) por sinal cardíaco sintetizado, e 4) por uma onda de pulso arterial carotídeo.

5.1. Bobina de Excitação de Relógio de Cristal de Quartzo

O movimento dos ponteiros da grande maioria dos relógios de pulso atuais é controlado pelo *clock* altamente estável de cristais de quartzo, com frequência de ressonância de 32768 Hz, a qual é reduzida para 0,5 Hz ao passar por contadores lógicos binários. Um contador binário de 16 bits ($2^{16} = 65536$) é capaz de reduzir a frequência do *clock* para 0,5 Hz. Esta onda permanece 1 segundo em “nível alto” e 1 segundo em “nível baixo”, sendo que o movimento do ponteiro dos segundos ocorre nos instantes de comutação entre os patamares de tensão da onda quadrada. Por sua vez, este sinal passa por um estágio de amplificação de modo a ser capaz de excitar as bobinas de um motor de passo, o qual, juntamente com um conjunto de engrenagens, é o responsável pelo movimento dos ponteiros. A Figura 69 apresenta o mecanismo interno de um relógio de quartzo típico, destacando as bobinas de excitação.



Figura 69 – Mecanismo interno de um relógio de quartzo típico, destacando-se sua bobina de excitação.

Tendo em vista a descrição simplificada do mecanismo responsável pelo movimento dos ponteiros dos relógios de quartzo, pode-se esperar que, ao se aproximar um magnetômetro deste tipo de relógio, meça-se uma onda quadrada de 0,5 Hz. De forma a se verificar tal afirmação, implementou-se a configuração experimental apresentada na Figura 70, utilizando um sensor *fluxgate* comercial (*FVM400 Vector Magnetometer, MEDA Inc.*) com sensibilidade de 24,41 $\mu\text{V/nT}$ (especificada em sua folha de características), o qual permite uma leitura triaxial das componentes do campo magnético. A posição do relógio em relação à ponta de prova do magnetômetro foi ajustada de modo a se maximizar a componente H_x do campo magnético.

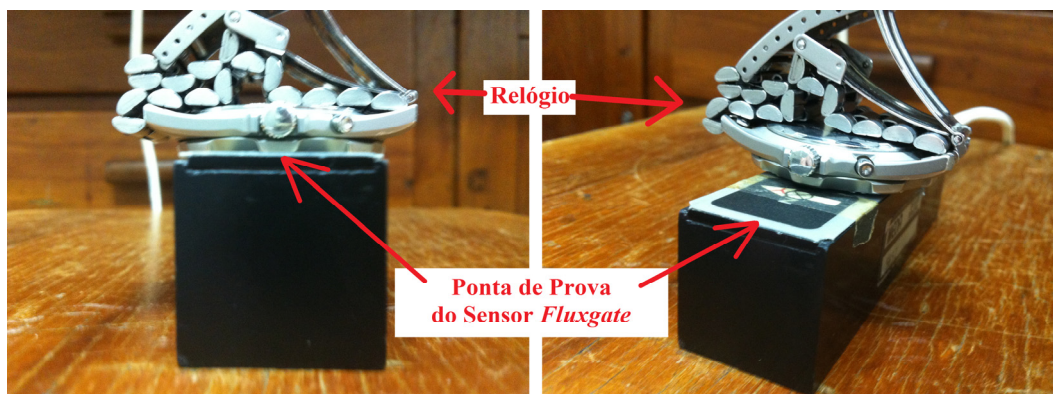


Figura 70 – Configuração experimental implementada para medição, com um magnetômetro *fluxgate*, do sinal gerado pela bobina de excitação do relógio.

Por sua vez, a Figura 71 exibe os resultados das medições experimentais realizadas com o *fluxgate*, utilizando-se suas saídas brutas (*raw*), isto é, sem qualquer tipo de processamento. A Figura 71(a) apresenta o gráfico de H_x em função do tempo, sendo que H_x é expresso em termos dos valores da tensão elétrica de saída do *fluxgate*. As Figuras 71(b) e 71(c) exibem detalhes da transformada rápida de Fourier (FFT) do sinal apresentado na Figura 71(a).

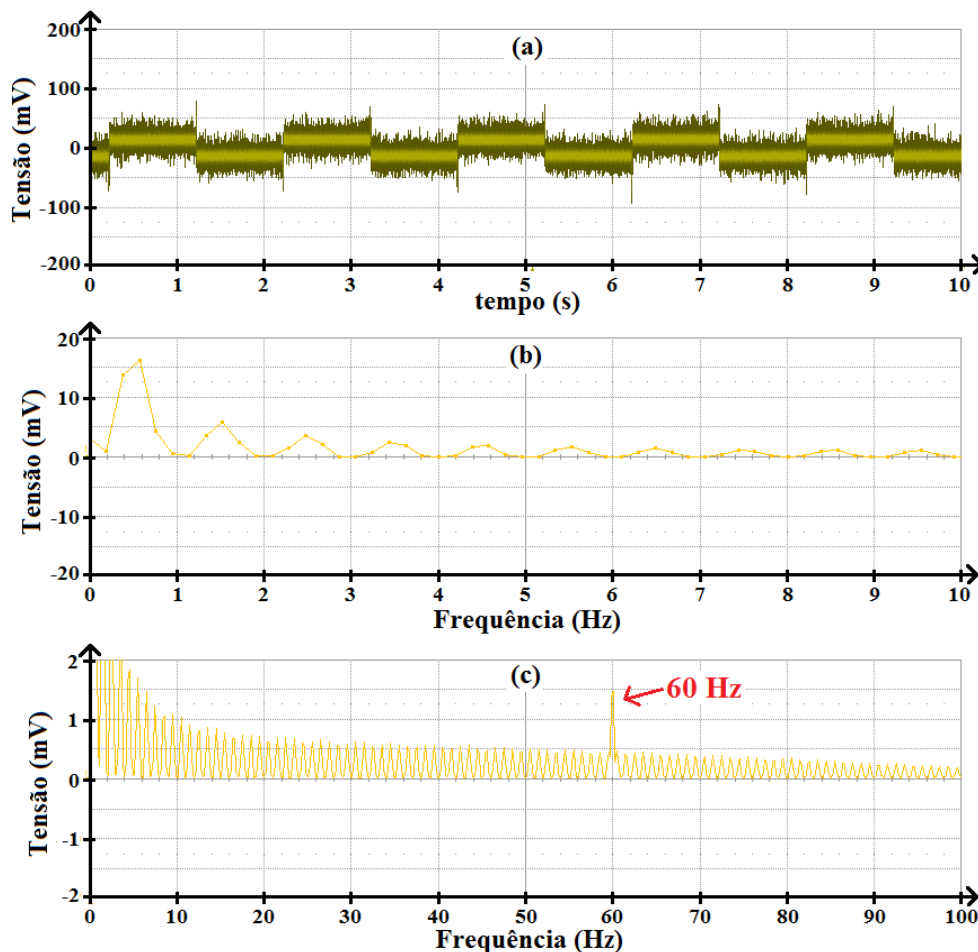


Figura 71 – Resultados das medições experimentais realizadas com o *fluxgate* (*saída bruta*): (a) tensão de saída em função do tempo, (b) FFT da tensão de saída, de 0 Hz a 10 Hz, e (c) FFT da tensão de saída, de 0 Hz a 100 Hz.

Observando-se tanto Figura 71(a) quanto a 71(b), verifica-se que, conforme esperado, a frequência fundamental do sinal de interesse é 0,5 Hz. Em particular, a Figura 71(a) permite que se observe a forma de onda quadrada, apesar de estar sujeita a um intenso ruído (de frequência consideravelmente superior à frequência do sinal), devido ao nível extremamente baixo do sinal de interesse. A amplitude da onda quadrada medida é de cerca de 16 mV, que equivale a aproximadamente 655 nT.

A FFT apresentada na Figura 71(b) é típica de uma forma de onda quadrada, sendo que observa-se claramente a presença das componentes harmônicas ímpares superiores (1,5 Hz, 2,5 Hz, 3,5 Hz, ...), cujas amplitudes decrescem com a frequência. Por sua vez, a FFT apresentada na Figura 71(c) permite que se observe a presença de uma componente espectral espúria em 60 Hz, proveniente da interferência eletromagnética advinda da rede elétrica. Com base na amplitude desta componente, explicitada na Figura 71(c), e conhecendo-se a sensibilidade do *fluxgate*, pode-se inferir que ela corresponde a uma interferência de cerca de 61,5 nT, em 60 Hz, a qual, entre outras, é superposta ao sinal de interesse, que possui uma amplitude de 655 μ T.

O *fluxgate* utilizado apresenta dois tipos de saídas analógicas de dados. A saída bruta, utilizada para medir o sinal apresentado na Figura 71(a), apresenta banda passante de 100 Hz e ganho unitário. Nesta saída o sinal medido é diretamente conectado ao terminal de saída. Porém, também, pode-se utilizar outro tipo de saída, onde o sinal medido é processado digitalmente, passando por estágios de filtragem, ganho, ajuste de *offset* e correção do alinhamento angular entre as componentes triaxiais do campo magnético. Esta saída possui banda de passagem menor (10 Hz), entretanto, possibilita que ajuste-se o ganho entre 1 e 128 (em potências de 2).

Observando-se o sinal medido, apresentado na Figura 71, percebe-se que ele possui baixa amplitude (16 mV) e que a maior parte das componentes espectrais de ruído é de altas frequências. Assim, supôs-se que grande parte do ruído superposto ao sinal poderia não ser advinda do *fluxgate* mas, sim, do sistema de medição, que realiza a leitura das saídas do *fluxgate*. Dessa forma, a medição foi refeita utilizando-se a saída processada digitalmente, com ganho máximo (128 vezes). Ressalta-se que, apesar da banda de passagem desta saída ser de apenas 10 Hz, ela não distorcerá significativamente o sinal de interesse (onda quadrada com frequência de 0,5 Hz), cuja frequência fundamental é significativamente inferior à largura de banda. Os resultados desta medição são apresentados na Figura 72.

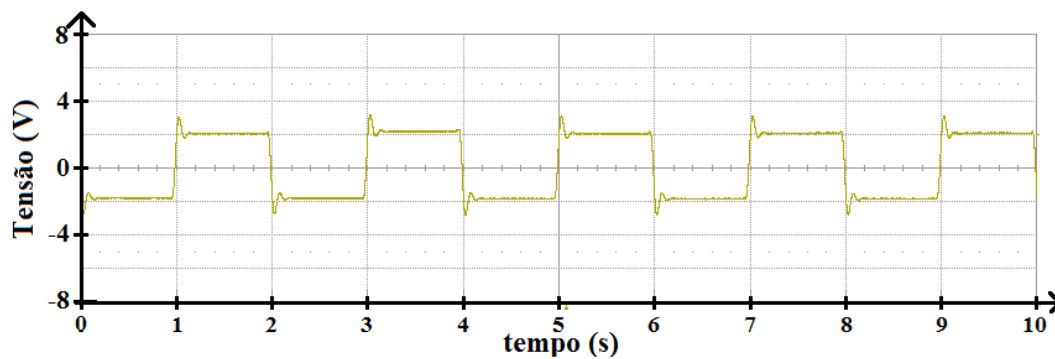


Figura 72 – Resultados das medições experimentais realizadas com o *fluxgate*, advindos da saída digitalmente processada com ganho máximo (128 vezes).

Observando-se os resultados apresentados na Figura 72 e os comparado com aqueles explicitados na Figura 71(a), verifica-se que a relação sinal ruído (SNR – *Signal to Noise Ratio*) melhora significativamente. Quantitativamente tem-se que o SNR do sinal apresentado na Figura 71(a), sem processamento digital, é $SNR_{fluxgate_raw} \approx 1$ e o do sinal apresentado na Figura 72, processado digitalmente e com ganho de 128, é $SNR_{fluxgate_128} \approx 15$.

Medições similares às descritas nessa seção para o *fluxgate* foram realizadas utilizando o magnetômetro GMI desenvolvido, a fim de se comparar o desempenho desses transdutores magnéticos. Para a medição com o magnetômetro GMI, aproximou-se o relógio da amostra sensora, conforme apresentado na Figura 72. Destaca-se que na medição com o *fluxgate* encostou-se o relógio na ponta de prova (Figura 70), pois o centro da bobina sensora deste está aproximadamente 1 cm abaixo da superfície superior da ponta de prova, enquanto que os resultados experimentais referentes ao magnetômetro GMI, apresentados nesta seção, também foram obtidos para um afastamento similar de cerca de 1 cm entre o sensor GMI e a bobina de excitação, localizada no interior do relógio, conforme indicado na Figura 73.

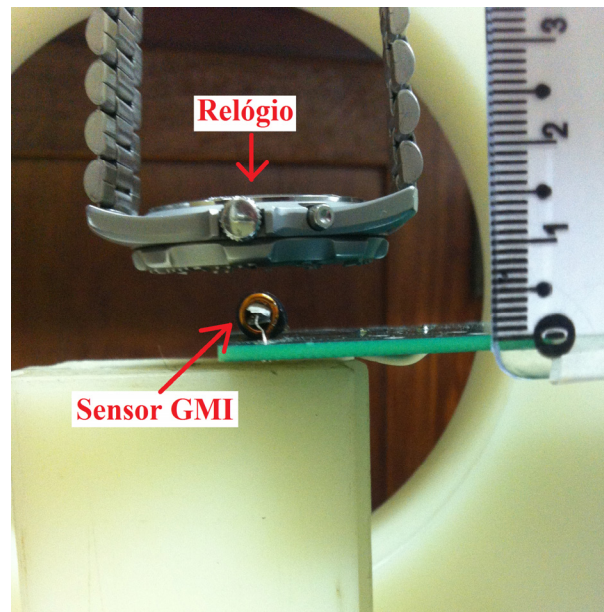


Figura 73 – Configuração experimental implementada para medição, com o magnetômetro GMI, do sinal gerado pela bobina de excitação do relógio.

A Figura 74 exibe os resultados das medições experimentais do campo magnético gerado pelo relógio, realizadas com o magnetômetro GMI. A Figura 74(a) apresenta o gráfico de campo magnético (expresso em termos dos valores da tensão elétrica de saída do magnetômetro GMI) em função do tempo, enquanto que a Figura 74(b) exibe detalhes da transformada rápida de Fourier (FFT) do sinal apresentado na Figura 74(a).

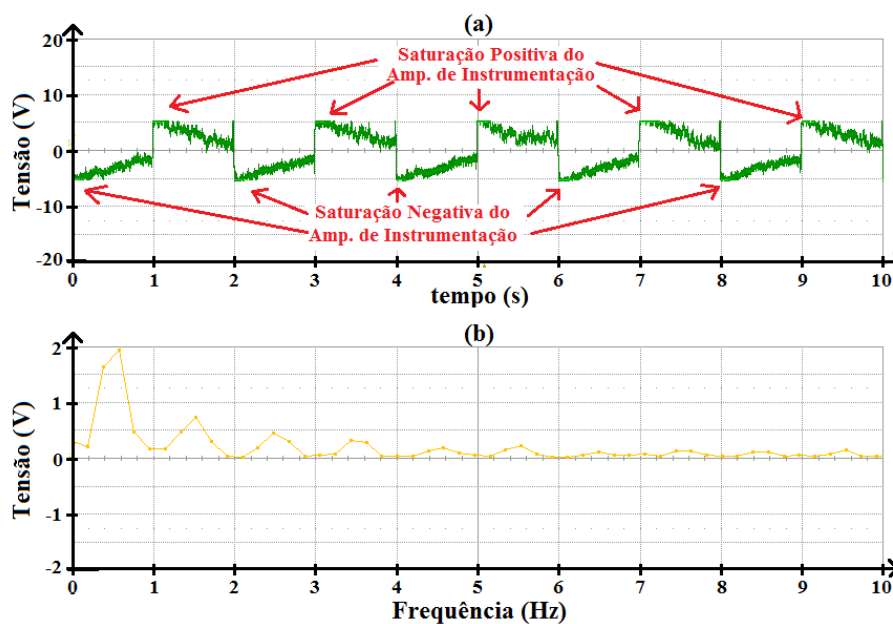


Figura 74 – Resultados das medições experimentais realizadas com o magnetômetro GMI: (a) tensão de saída em função do tempo e (b) FFT da tensão de saída, de 0 Hz a 10 Hz.

Observando-se tanto Figura 74(a) quanto a 74(b), verifica-se que, conforme esperado, a frequência fundamental do sinal de interesse é 0,5 Hz. O sinal de saída do transdutor GMI v_{out} pode excursionar no máximo entre ± 5 V, devido à saturação da tensão de saída do amplificador de instrumentação U8 (Figura 51). Consequentemente, por meio da Figura 74(a), nota-se que o campo magnético imposto pela bobina de excitação do relógio é suficiente para levar o magnetômetro à saturação, visto que claramente atinge-se +5 V, no patamar positivo da onda quadrada, e -5 V, no patamar negativo da onda quadrada.

Analisando-se a Figura 74(a), é possível perceber que a forma de onda de saída v_{out} não é uma onda quadrada perfeita. Nota-se um decaimento, tanto do pico positivo (+5 V) quanto do negativo (-5 V). Este efeito ocorre devido ao circuito eletrônico do magnetômetro GMI possuir um filtro passa-altas, com frequência de corte em 0,1 Hz, conforme discutido na seção 4.1.

Todavia, a FFT apresentada na Figura 74(b) é típica de uma forma de onda quadrada, sendo que se observa claramente a presença das componentes harmônicas ímpares superiores (1,5 Hz, 2,5 Hz, 3,5 Hz, ...), cujas amplitudes decrescem com a frequência. A taxa de decaimento da amplitude com a frequência não é exatamente igual à de uma onda quadrada perfeita, devido à distorção introduzida pelo filtro passa-altas.

Por meio da Figura 74, também, pode-se verificar que o magnetômetro GMI apresenta uma boa relação sinal-ruído, $SNR_{GMI} \approx 9$. Comparando-se esta com a dos sinais de saída obtidos com o *fluxgate*: $SNR_{fluxgate_raw} \approx 1$ (Figuras 71(a)) e $SNR_{fluxgate_128} \approx 15$ (Figuras 72), verifica-se que a qualidade do sinal medido com o magnetômetro GMI desenvolvido é consideravelmente superior a do sensor *fluxgate*, sem processamento digital e com ganho unitário ($SNR_{fluxgate_raw}$).

No entanto, ao se comparar SNR_{GMI} com $SNR_{fluxgate_128}$ (*fluxgate* com processamento digital e ganho de 128 vezes), conclui-se que o *fluxgate* apresenta um desempenho superior. Deve-se ressaltar que, nesta situação, a banda de passagem do *fluxgate* é 10 Hz, enquanto a do magnetômetro GMI é significativamente superior, 1,5 kHz. Dessa forma, por ter uma banda 150 vezes maior, o magnetômetro GMI está muito mais suscetível às componentes espectrais de ruído de alta frequência. Enquanto o *fluxgate* atenua componentes de ruído a partir de 10 Hz, o GMI só atenua componentes superiores a 1,5 kHz.

Assim, para sinais de baixas frequências, como o sinal aqui medido, é esperado que o *fluxgate* apresente desempenho superior.

5.2. Motor *Brushless* CC

A utilização de sensores magnéticos acoplados a uma eletrônica de controle para medição da velocidade de rotação de motores *brushless* CC garantem a manutenção de uma velocidade de rotação extremamente estável e exata. Esta é uma técnica disseminada e usualmente realizada por sensores de efeito Hall, os quais usualmente têm que ser inseridos no interior dos motores, próximos ao rotor, de forma a perceberem a variação de campo magnético advinda da rotação de ímãs permanentes dispostos no rotor. Em motores *brushless* CC o rotor é feito de ímãs permanentes e as bobinas de excitação são dispostas no estator.

Na presente medição posicionou-se o sensor GMI a 10 cm de distância de um *cooler brushless* CC, especificado nominalmente para apresentar uma velocidade de rotação de 2200 RPM, quando excitado por uma tensão de 12 V. O arranjo experimental implementado é explicitado na Figura 75.

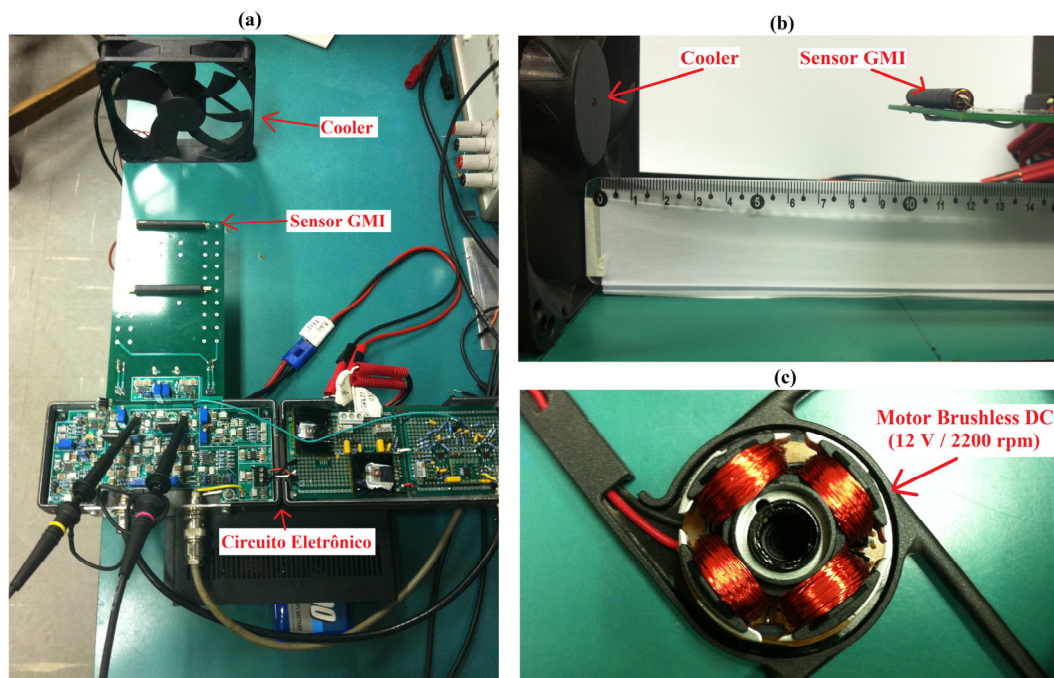


Figura 75 – Arranjo experimental implementado para medição da velocidade de rotação de um *cooler brushless* CC, com o magnetômetro GMI desenvolvido. (a) vista superior, (b) vista lateral e (c) detalhes do estator do motor do *cooler*.

Por sua vez, a Figura 76 apresenta a forma de onda obtida, na saída do magnetômetro GMI desenvolvido, ao se excitarem os terminais de alimentação do cooler com uma tensão $V_{cooler} = 12$ V. A Figura 76(a) exibe o sinal sem nenhum processamento via software e a Figura 76(b) apresenta o sinal processado por um filtro passa-banda, implementado por software, com banda de passagem entre 1 Hz e 100 Hz.

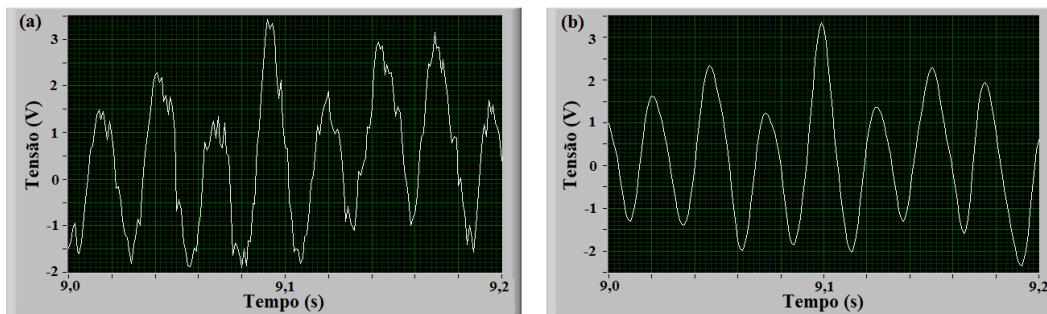


Figura 76 – Forma de onda obtida, na saída do magnetômetro GMI desenvolvido, ao se excitarem os terminais de alimentação do cooler com uma tensão $V_{cooler} = 12$ V. (a) sinal não processado via *software* e (b) sinal processado via *software* por um filtro passa-banda (1 Hz a 100 Hz).

A Figura 77 é a FFT do sinal filtrado apresentado na Figura 76(b), sendo que na Figura 77(a) apresenta-se a FFT na faixa de 0 Hz a 200 Hz e na Figura 77(b) apresenta-se a FFT em uma faixa mais restrita, de 20 Hz a 80 Hz.

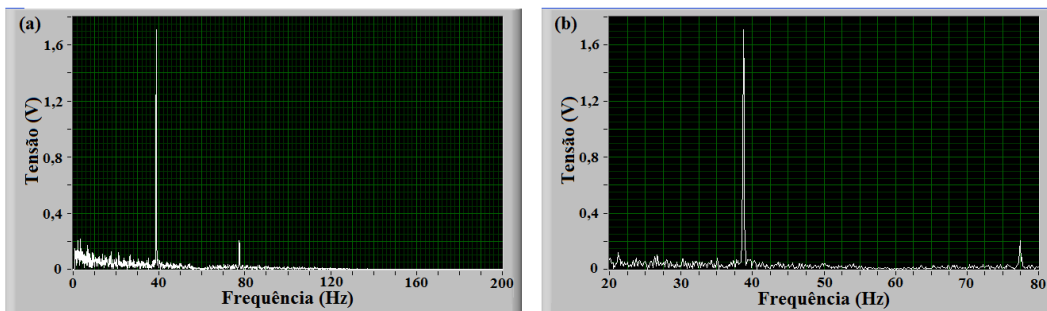


Figura 77 – FFT do sinal filtrado apresentado na Figura 76(b); (a) de 0 Hz a 200 Hz e (b) de 20 Hz a 80 Hz.

Por inspeção das Figuras 76 e 77, para $V_{cooler} = 12$ V, observa-se que a componente harmônica fundamental f_0 da forma de onda obtida na saída do magnetômetro GMI desenvolvido é de 38,7 Hz. Por sua vez, a velocidade de rotação v_{rot} , em RPM, é diretamente proporcional a f_0 . Consequentemente, tem-se que $v_{rot} = 2322$ RPM, a qual é uma velocidade de rotação ligeiramente superior à especificada nominalmente (2200 RPM).

As Figuras 76 e 77 também possibilitam que se verifique que a amplitude do sinal de saída obtido é satisfatoriamente alta, cerca de 1,7 V, e significativamente superior ao nível de ruído. Logo, pode-se concluir que as medições poderiam ser realizadas mesmo com afastamentos entre o sensor GMI e o *cooler* superiores a 10 cm.

Destaca-se ainda que, nas FFTs apresentadas na Figura 77, não se observa uma componente espectral significativa em 60 Hz, interferência da rede elétrica. Este fato é consequência do filtro *notch* em 60 Hz, implementado via *hardware*, que atenua esta componente espectral.

Sabe-se que a velocidade de rotação v_{rot} é proporcional à tensão de alimentação CC do *cooler* (V_{cooler}). Consequentemente, objetivando-se levantar a curva de “velocidade de rotação x tensão” submeteu-se os terminais do *cooler* a diferentes níveis de tensão CC conhecidos e, para cada um deles, mediu-se a frequência f_0 da forma de onda obtida na saída do magnetômetro GMI desenvolvido. A Tabela 7 apresenta os resultados destas medições e a Figura 78 explicita a respectiva curva de “velocidade de rotação x tensão.”

Tabela 7 – Relação entre a tensão de alimentação do *cooler* e sua velocidade de rotação.

V_{cooler} (V)	f_0 (Hz)	v_{rot} (rpm)
0	0	0
1	0	0
2	0	0
3	13,7	822
4	18,0	1080
5	21,4	1284
6	24,6	1476
7	27,1	1626
8	30,3	1818
9	33,2	1992
10	34,8	2088
11	36,8	2208
12	38,7	2322

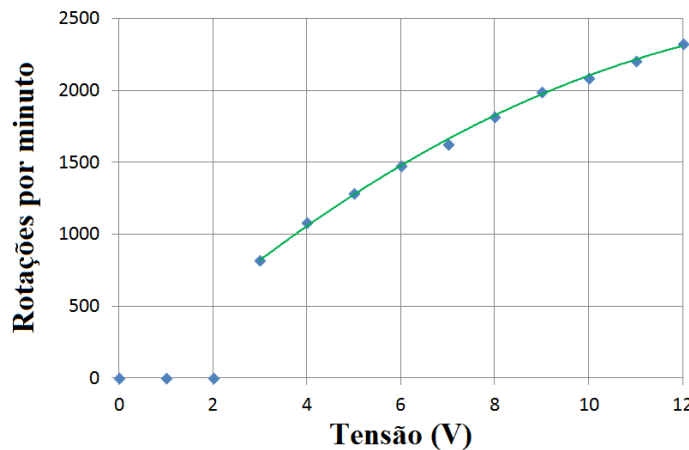


Figura 78 – Velocidade de rotação do *cooler* v_{rot} em função de sua tensão de alimentação V_{cooler} .

Os resultados experimentais apresentados na Tabela 7 e na Figura 78 indicam que para $V_{cooler} < 3$ V tem-se $v_{rot} = 0$ rpm. Para estes níveis de tensão, não se consegue alimentar adequadamente a eletrônica de controle responsável pela comutação das bobinas de excitação e, conseqüentemente, o *cooler* não gira. Por outro lado, conforme esperado, na faixa de tensões 3 V $< V_{cooler} < 12$ V, observa-se claramente que a velocidade de rotação aumenta gradativamente com V_{cooler} .

5.3. Sinal Cardíaco Sintetizado

A fim de se avaliar o desempenho do magnetômetro GMI quando submetido a um campo magnético composto por diversas componentes espectrais, dispôs-se o sensor GMI no interior de uma bobina de Helmholtz excitada por uma tensão $v_{GER}(t)$ fornecida por um gerador de funções, em uma configuração experimental similar à apresentada nas Figuras 61 e 62 da seção 4.2.5. No entanto, aqui, ao invés de $v_{GER}(t)$ ser um sinal puramente senoidal, fez-se $v_{GER}(t)$ assumir uma configuração morfológica similar à de um sinal cardíaco.

Os resultados experimentais são apresentados na Figura 79. A Figura 79(a) apresenta o sinal $v_{GER}(t)$, medido diretamente nos terminais de saída do gerador. Já a Figura 79(b) explicita o sinal de saída do magnetômetro GMI, sem qualquer tipo de tratamento via software, quando a amostra sensora é excitada pelo campo magnético gerado a partir do sinal indicado na Figura 79(a). Por sua vez, a Figura 79(c) mostra a forma de onda média do sinal de saída medido, após 10 varreduras consecutivas.

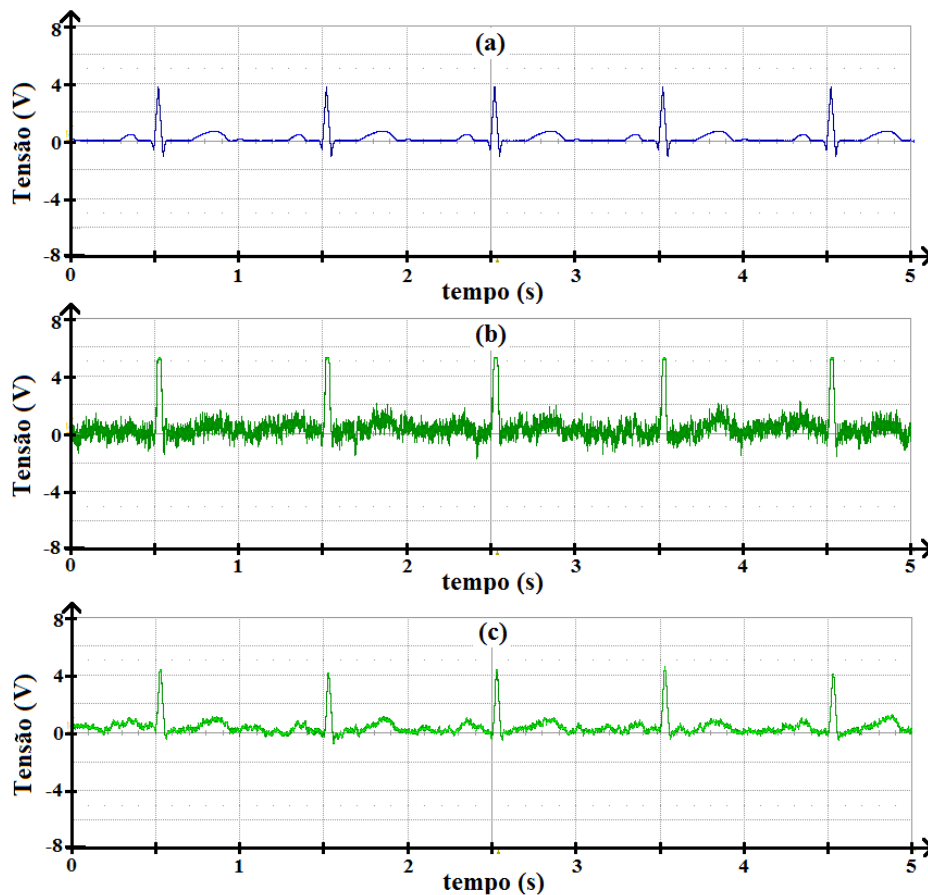


Figura 79 – Resultados experimentais da medição de um sinal cardíaco sintetizado por meio do magnetômetro GMI desenvolvido. (a) Sinal cardíaco sintetizado, (b) tensão de saída do magnetômetro e (c) tensão de saída filtrada digitalmente.

A conversão entre a tensão $v_{GER}(t)$ e a densidade de fluxo magnético associada $B(t)$, gerada pela bobina de Helmholtz, pode ser feita utilizando-se a eq. (124), também apresentada na seção 4.2.5. Dessa forma, por meio da Figura 79(a), observando-se que o pico do sinal cardíaco artificialmente gerado, pelo gerador de funções, é de 4 V, pode-se inferir que a densidade de fluxo magnético correspondente é de aproximadamente $1,15 \mu\text{T}$.

Ressalta-se que a amplitude do pico do sinal magnético cardíaco real, medido à distância de 1 mm da superfície da pele, é da ordem de 5 nT [49]. Porém, tendo em vista que o presente ensaio não se utiliza de blindagem magnética, tem-se que fazer a amplitude do pico do sinal cardíaco sintetizado suficientemente superior ao nível de ruído magnético ambiental. Deve-se lembrar que o objetivo deste ensaio é, tão somente, avaliar o desempenho do

magnetômetro quando submetido a um campo composto por múltiplas componentes espectrais.

Assim, percebe-se que o sinal de saída do magnetômetro GMI, apresentado na Figura 79(b), é satisfatoriamente similar ao sinal de tensão $v_{GER}(t)$ utilizado para excitar as bobinas de Helmholtz. Lembrando que a tensão máxima de saída do magnetômetro é 5 V, observa-se, por meio da Figura 79(b), que o pico do sinal cardíaco (1,15 μ T) resulta na saturação positiva do magnetômetro. Observa-se a presença de um nível de ruído significativo no sinal apresentado na Figura 79(b). Porém, também é perceptível que a componente espectral principal do ruído possui uma frequência consideravelmente superior à frequência do sinal cardíaco simulado.

A forma de onda apresentada na Figura 79(c) é a média de 10 varreduras consecutivas. Percebe-se que a filtragem por média permite uma redução considerável do ruído. A comparação direta do sinal apresentado na Figura 79(c) com o sinal mostrado na Figura 79(a) permite que se conclua que o magnetômetro GMI responde de forma adequada ao campo magnético de excitação. Observa-se inclusive que, além do pico do complexo QRS (com cerca de 1150 nT), também se consegue reproduzir satisfatoriamente componentes mais lentas geradas pelo sinal simulado, que mimetizam as formas das ondas P e T do registro cardíaco, cujas densidades de fluxo magnético são significativamente inferiores (da ordem de 200 nT).

Objetivando-se comparar o desempenho obtido pelo magnetômetro GMI desenvolvido com o do sensor *fluxgate* comercial *FVM400* (*MEDA Inc.*), este último também foi empregado na medição do sinal cardíaco sintetizado. Utilizando-se o mesmo arranjo experimental, substituiu-se o sensor GMI pelo *FVM400*. Os resultados experimentais são apresentados na Figura 80, utilizando-se a saída bruta do *fluxgate*, que apresenta banda passante de 100 Hz e ganho unitário. A Figura 80(a) apresenta o sinal $v_{GER}(t)$, medido diretamente nos terminais de saída do gerador, o qual é igual ao apresentado na Figura 79(a) – utilizado na análise do magnetômetro GMI. Já a Figura 80(b) explicita o sinal de saída do *fluxgate*, sem qualquer tipo de tratamento via software, quando excitado pelo campo magnético gerado a partir do sinal indicado na Figura 80(a). Por sua vez, a Figura 80(c) mostra a forma de onda média do sinal de saída medido, após 10 varreduras consecutivas.

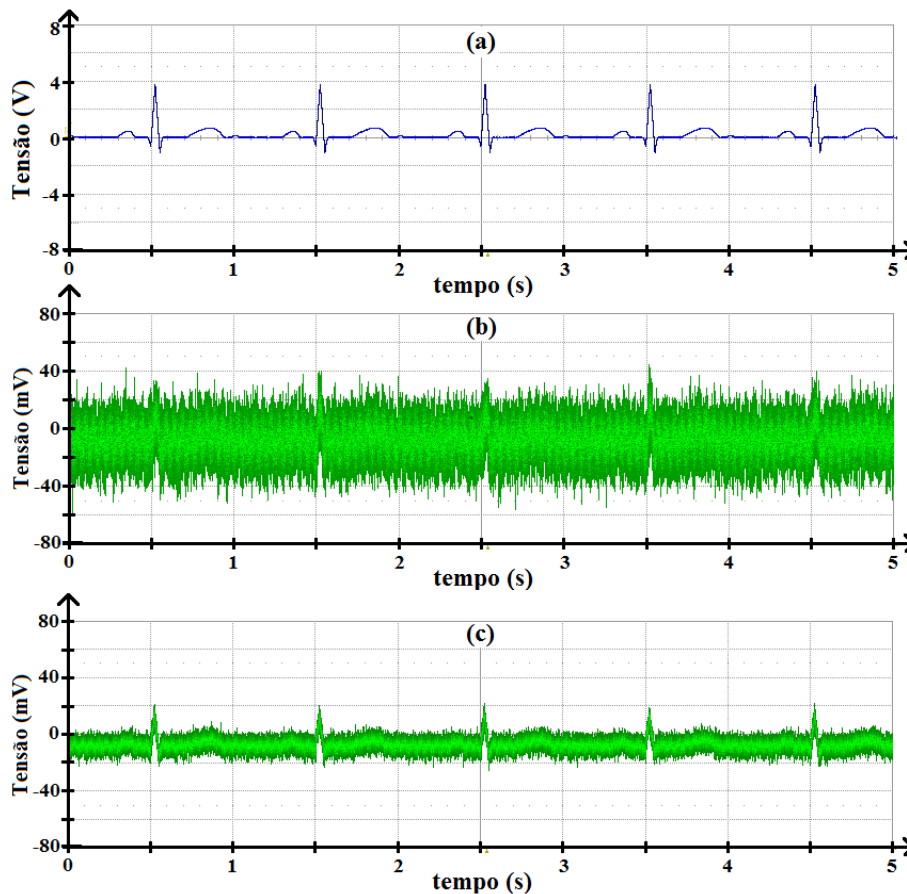


Figura 80 – Resultados experimentais da medição por meio de um magnetômetro *fluxgate* comercial (*saída* bruta). (a) Sinal cardíaco sintetizado, (b) tensão de saída do magnetômetro e (c) tensão de saída filtrada digitalmente.

Comparando-se o resultado apresentado na Figura 80(b) (*saída* bruta do *fluxgate*) com aquele mostrado na Figura 79(b) (*saída* do magnetômetro GMI), percebe-se que o magnetômetro GMI desenvolvido possui um desempenho superior ao do *fluxgate*. Enquanto que na Figura 79(b) pode-se observar claramente os picos do sinal cardíaco sintetizado, na Figura 80(b) é extremamente difícil discernir os picos do nível de ruído apresentado na leitura.

Por sua vez, observando-se o sinal filtrado apresentado na Figura 80(c) (*saída* do *fluxgate*) percebe-se de forma mais clara a presença do pico do complexo QRS, no entanto as componentes mais lentas do sinal cardíaco ainda estão consideravelmente imersas no ruído, tornando extremamente difícil a identificação de aspectos morfológicos do sinal. A comparação deste sinal filtrado com aquele apresentado na Figura 79(c) (*saída* do magnetômetro GMI), mais uma vez, indica um desempenho superior do magnetômetro GMI em relação ao *fluxgate*.

Os sinais presentes na saída bruta do *fluxgate* possuem amplitudes consideravelmente baixas. Assim, a fim de se comparar de forma mais adequada o desempenho do *fluxgate* com o do magnetômetro GMI desenvolvido, aqui, assim como na seção 5.1, também foram feitas medições adicionais utilizando-se a saída do *fluxgate* tratada digitalmente, configurada para fornecer o maior ganho possível ao sinal (128 vezes). Lembra-se que a banda de passagem desta saída é de até 10 Hz e que, ao contrário do caso analisado na seção 5.1, o sinal de interesse (sinal cardíaco sintetizado ou real) possui componentes espectrais acima de 10 Hz. Os resultados experimentais são apresentados na Figura 81.

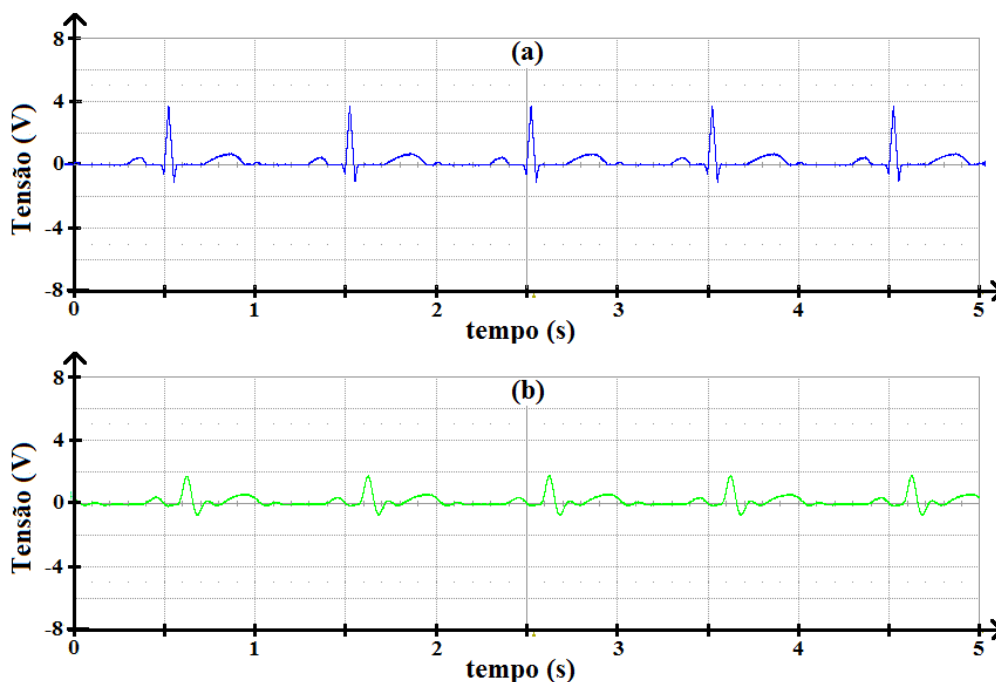


Figura 81 – Resultados experimentais da medição de um sinal cardíaco sintetizado (a) por meio de um magnetômetro *fluxgate* comercial utilizando-se sua saída com ganho máximo (128 vezes), a qual restringe a banda de passagem em até 10 Hz (b).

Por meio da Figura 81(b), observa-se que os níveis de ruído presentes são muito inferiores àqueles observados nas Figuras 80 (*fluxgate* com saída bruta) e 79 (magnetômetro GMI). No entanto, conforme esperado, também se constata que o sinal detectado é significativamente distorcido, já que o transdutor não permite a medição de componentes espectrais com frequências superiores a 10 Hz. O comprometimento do comportamento temporal do registro resultou, por exemplo, no atraso dos picos do complexo QRS medidos com o *fluxgate* (Figura 81(b)) em relação ao sinal de referência sintetizado (Figura 81(a)). Destaca-se que tais distorções não foram observadas nem nos resultados das medições realizadas por

meio da saída bruta do *fluxgate* (Figura 80), nem por meio do magnetômetro GMI (Figura 79), os quais possuem bandas de passagem significativamente superiores, respectivamente, até 100 Hz e 1,5 kHz.

Em relação aos níveis de ruído, os resultados obtidos permitem que se conclua que as medições feitas com o magnetômetro GMI apresentam desempenho superior em relação às realizadas por meio da saída bruta do *fluxgate*, porém inferior àquela obtida por meio da saída digitalmente processada do *fluxgate*. Novamente, ressalta-se que quanto maior a banda de um transdutor mais susceptível ele será a componentes de ruído de altas frequências. Dessa forma, é esperado que a saída digitalmente processada do *fluxgate* apresente o menor nível de ruído dentre os casos analisados, por ter uma banda de passagem reduzida, de apenas 10 Hz. Por outro lado, dado que o magnetômetro GMI possui a maior largura de banda, verifica-se que as medições realizadas com o magnetômetro desenvolvido também apresentam níveis de ruído satisfatórios, com a vantagem de não se distorcer a morfologia do sinal de interesse.

5.4. Onda de Pulso Arterial Carotídeo

O pulso carotídeo é caracterizado pela rápida e abrupta alteração do diâmetro da artéria decorrente da ejeção sanguínea ventricular para a artéria aorta, gerando uma onda mecânica denominada onda de percussão. A essa onda se segue um platô que se mantém até o fim da contração ventricular (sístole) e, em seguida, decresce até culminar com o fechamento da válvula aórtica. Nesse momento de relaxamento ventricular (diástole), a onda tem um comportamento decrescente de forma lenta até que a contração ocorra novamente, repetindo o processo. A Figura 82 apresenta a forma de onda de pulso carotídeo normal.

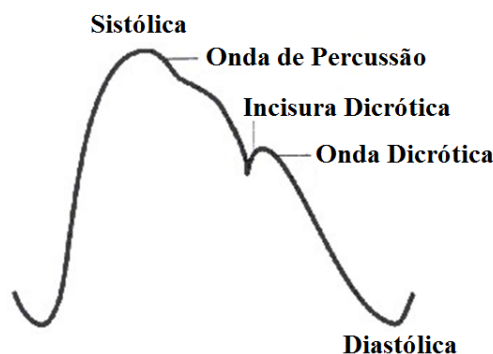


Figura 82 – Onda de pulso carotídeo normal.

Por meio do exame do pulso carotídeo pode-se determinar a frequência e o ritmo cardíaco. Por sua vez, a avaliação morfológica do registro desta forma de onda permite que se detectem obstruções ao fluxo sanguíneo, propriedades mecânicas da parede arterial, além de alterações miocárdicas e valvulares. Para o registro destes sinais são necessários transdutores de pressão muito sensíveis, visto que as variações de pressão decorrentes desta onda de pulso possuem intensidades extremamente baixas, tipicamente inferiores a 1000 Pa [51, 53].

Destaca-se inclusive que em uma pesquisa realizada anteriormente no Laboratório de Biometrologia da PUC-Rio (LaBioMet), desenvolveu-se um transdutor de pressão, o qual foi empregado no registro de ondas de pulso arterial carotídeo [51, 53]. A configuração utilizada no transdutor desenvolvido anteriormente, apresentada na Figura 83, pressupõe que uma variação de pressão aplicada sobre a membrana semi-rígida seja transmitida pela câmara incompressível e gere, conseqüentemente, um deslocamento da membrana elástica. Essa, por sua vez, faz com que a fonte de campo magnético (ímã permanente) se desloque, aproximando-se ou afastando-se da fita GMI, provocando uma variação do campo magnético sobre ela. A variação de campo altera as características de impedância da amostra, a qual é lida por um circuito eletrônico e convertida em uma tensão CC relacionada à variação de pressão original.

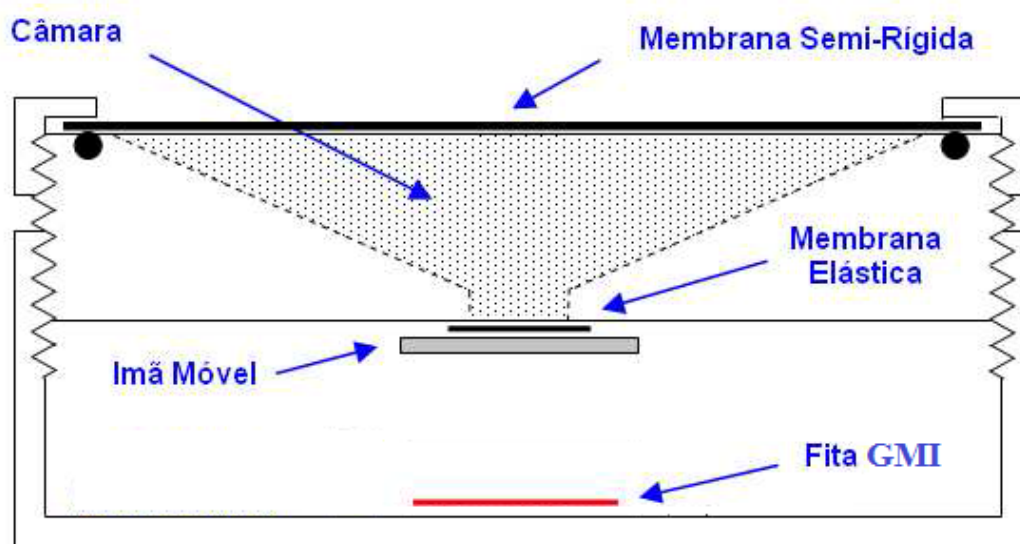


Figura 83 – Configuração do transdutor de pressão GMI anteriormente desenvolvido no LaBioMet [53], capaz de registrar a onda de pulso carotídeo.

Tendo em vista a alta sensibilidade do magnetômetro GMI aqui desenvolvido, buscou-se empregá-lo na medição direta da onda de pulso arterial carotídeo. Para tal fim, conforme indicado na Figura 84, aderiu-se sobre a pele, na região próxima à artéria carótida de um voluntário, um pequeno conjunto de limalhas de ferro magnetizadas e aproximou-se o elemento sensor do magnetômetro GMI ao local. Dessa forma, as pequenas alterações de pressão provocadas pela onda de pulso arterial resultam no deslocamento das limalhas e, de forma direta, em variações do campo magnético sobre o sensor GMI.



Figura 84 – Arranjo experimental implementado para a medição direta da onda de pulso arterial carotídeo, com o magnetômetro GMI aqui desenvolvido.

No transdutor de pressão anteriormente desenvolvido (Figura 83), os deslocamentos provocados na membrana semi-rígida são amplificados pela câmara incompressível, na membrana elástica. No entanto, no arranjo experimental do transdutor ora desenvolvido, apresentado na Figura 84, não se tira proveito de tal amplificação mecânica, mas, ainda assim, a elevada sensibilidade do transdutor magnético possibilitou a detecção das pequenas variações de pressão que ocorrem na parede arterial.

Os resultados experimentais obtidos são apresentados na Figura 85. As Figuras 85(a) e 85(c) apresentam os sinais medidos na saída do magnetômetro GMI, sem nenhum tipo de filtragem via *software*. Já os sinais mostrados nas Figuras 85(b) e 85(d) são respectivamente os sinais das Figuras 85(a) e 85(c) filtrados por um filtro digital passa-baixas de 4ª ordem, com frequência de corte em 40 Hz.

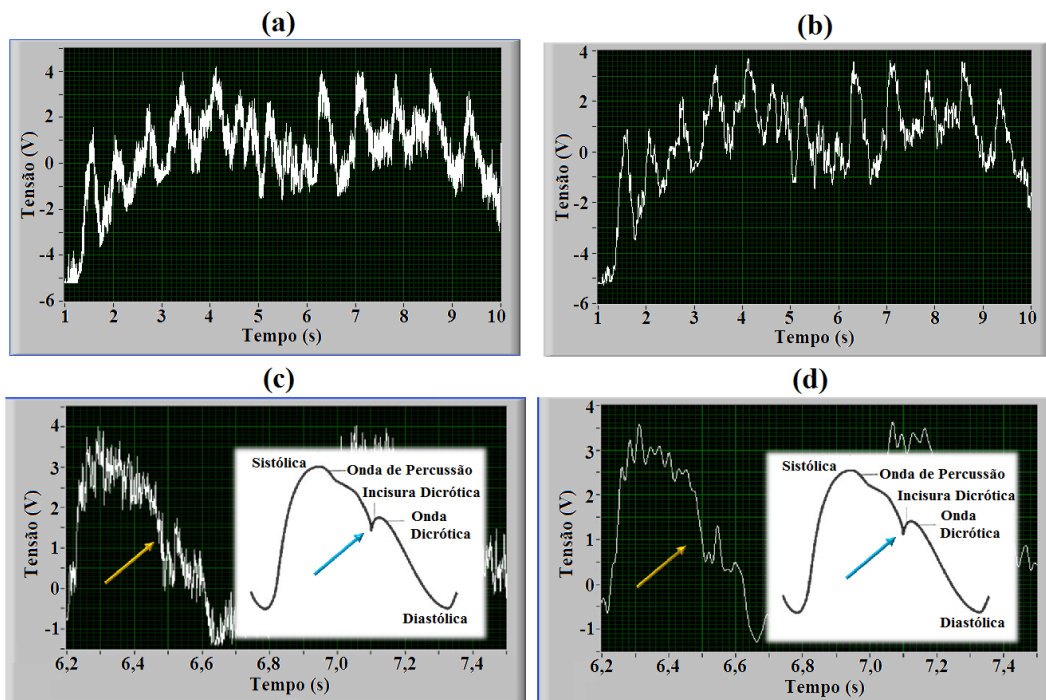


Figura 85 – Resultados experimentais das medições da onda de pulso arterial, realizadas com o magnetômetro GMI. (a) Sinal de saída do magnetômetro entre 1 s e 10 s, (b) sinal de saída do magnetômetro, entre 1 s e 10 s, processado digitalmente, (c) sinal de saída do magnetômetro entre 6,2 s e 7,5 s, e (d) sinal de saída do magnetômetro, entre 6,2 s e 7,5 s, processado digitalmente.

As Figuras 85(a) e 85(b) permitem que se observem períodos sucessivos do sinal medido. Percebe-se que existe uma componente de ruído de alta frequência (em relação à frequência fundamental do sinal medido), a qual é significativamente atenuada pela filtragem digital implementada. Nota-se, ainda, que o sinal de interesse está superposto a uma componente de ruído de baixa frequência, resultante dos movimentos respiratórios do voluntário.

Por sua vez, as Figuras 85(c) e 85(d) apresentam um único período do sinal, de modo a se poderem observar detalhes morfológicos da forma de onda. Também, faz-se uma comparação direta do sinal medido com a onda de pulso carotídeo normal, dando-se destaque à detecção do entalhe denominado incisura

dicrótica, a qual está associada ao refluxo de sangue responsável pelo fechamento da válvula aórtica.

Conforme pode ser observado na Figura 85, a amplitude do sinal de saída é consideravelmente alta, da ordem de alguns volts, sendo significativamente (cerca de 25 vezes) superior àquela obtida pelo transdutor de pressão anteriormente desenvolvido no Laboratório de Biometrologia da PUC-Rio, em medições da onda de pulso arterial carotídeo [53], o qual já apresentava desempenho compatível com o de transdutores de pressão piezoresistivos ultra-sensíveis como o 176PC07HG2 (*Honeywell*) e o HP21050A (*Hewlett Packard*).