6
Medições.

No presente capítulo, são apresentadas as medições realizadas para caracterizar o transdutor, assim como as medições do sinal do pulso carotídeo utilizando o dispositivo desenvolvido.

6.1.
Caracterização do campo magnético gerado por um ímã permanente (Campo magnético externo).

Como já foi mencionado nos capítulos anteriores, foi feito o uso de um ímã permanente como fonte de campo magnético externo às fitas MIG. Uma caracterização desse ímã é necessária de forma a garantir que o mesmo satisfaça as necessidades, conferindo ao transdutor uma boa sensibilidade. Para tanto, fora utilizado um gaussímetro de efeito Hall (F.W.Bell, modelo 9500) e uma mesa centimetrada.

Posicionando fixamente a ponta de prova do gaussímetro no centro da mesa centimetrada, fizemos o ímã manter uma distância vertical constante em relação ao primeiro, e variamos a sua posição horizontal (paralelamente ao gaussímetro) em distâncias iguais a *1mm* (figura 38). O processo todo foi efetuado para três distâncias verticais distintas: *1,0 cm*, *1,5 cm*, e *2,0 cm*.

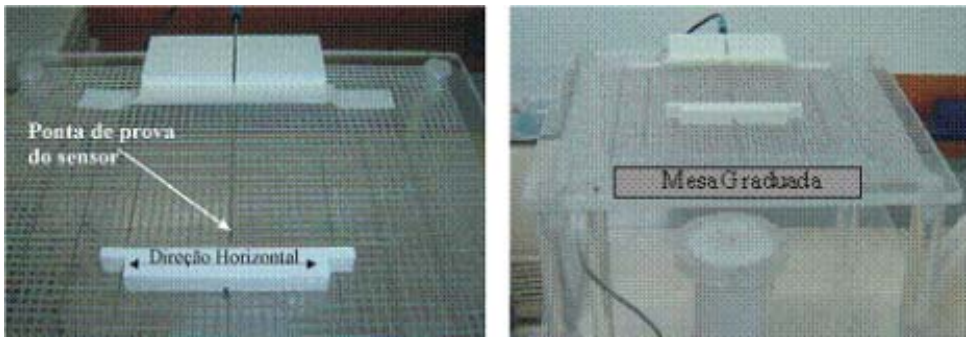

Figura 38 - Mesa graduada e sensor magnético usados na caracterização do campo do ímã permanente.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

Os dados eram coletados através de uma conversora *A/D* (*National Instruments*) e enviados a um microcomputador, para mais tarde serem analisados.

O resultado pode ser visto no gráfico da figura 39. Nele os três gráficos foram sobrepostos de maneira que fica bem evidente o aumento da intensidade do campo à medida que se aproxima o ímã do sensor magnético.

É interessante notar também que as curvas de campo são bastante simétricas, e todas coincidem na origem.

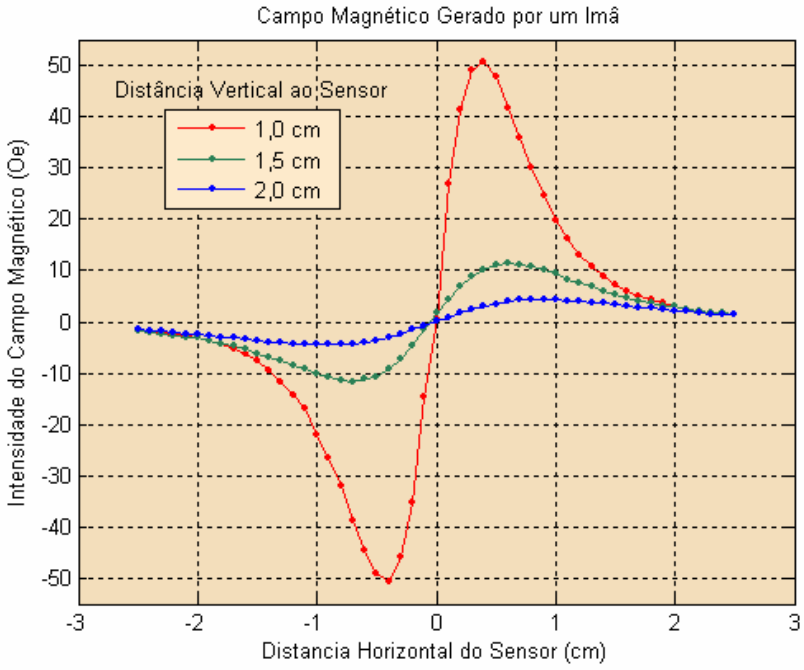

Figura 39 - Gráfico de caracterização do campo magnético gerado pelo ímã permanente.

De posse desses resultados, foi possível estimar a magnetização do ímã, como será mostrado no item a seguir.

6.1.1. Estimativa da magnetização do ímã.

Para obtermos experimentalmente a magnetização do ímã usado no transdutor em desenvolvimento, foram utilizadas as equações teóricas do campo magnético, apresentadas no capítulo 5. Dessa forma foi possível escrever uma rotina em *MatLab* a fim de que os pontos experimentais calculados pudessem ser comparados com uma curva teórica. A magnetização ficaria, desta forma, descrita como variável do programa, minimização do erro encontraria o valor da magnetização do ímã que melhor se adequasse.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

O gráfico na figura 40 mostra a curva traçada pelo programa, já ajustada com o valor da magnetização calculada.

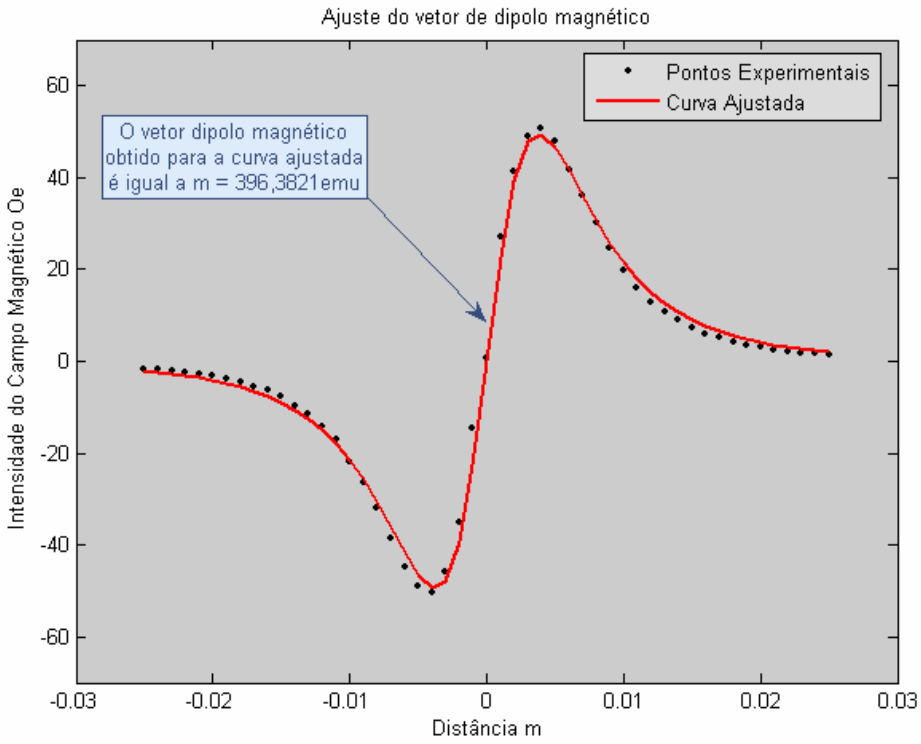

Figura 40 - Curva de campo magnético, teórica, ajustada aos pontos experimentais.

A magnetização calculada tem um valor igual a:

$$m = 0{,}396\, A/m^2$$

6.2. Medições dos parâmetros da membrana (diafragma) usada no transdutor.

Alguns parâmetros físicos da membrana utilizada no transdutor tiveram que ser determinados experimentalmente, uma vez que consistiam de variáveis relevantes às modelagens feitas, além de não ter sido possível obter tais informações com o fabricante do produto (foi utilizada uma membrana comercial). Dessa forma, foi feita a medição da massa, do diâmetro e da espessura da membrana.

Para a medição da massa, utilizamos uma balança de precisão. Na tabela 1 estão apresentados os valores medidos, assim como, a sua média, desvio padrão e

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

incerteza do tipo *A*. Como o número de medições é baixo, foi calculada a incerteza do tipo *A*, aplicando-se o fator de correção de *t-student*.

Tabela 1 – Medições da massa da membrana.

Massa medida (g)							
Medição1	Medição2	Medição3	Medição4	Medição5	Média	Desvio Padrão	Incerteza do tipo A
0,42	0,41	0,41	0,43	0,42	0,418	0,0084	±0,01

Tomando o valor da massa com dois algarismos significativos, tem-se:

$$massa = 0{,}42 \pm 0{,}01g = (4{,}2 \pm 0{,}01) \times 10^{-4} kg\ .$$

Para a medição, tanto do diâmetro quanto da espessura, fora utilizado um paquímetro digital de resolução igual *a 0,01mm*, obtendo os valores apresentados nas tabelas 2 e 3, respectivamente.

Tabela 2 - Valor medido do diâmetro da membrana usada no transdutor.

Diâmetro medido (mm)
34,17
34,05
33,98
34,05
33,98
34,00
34,03
34,04
34,05

Média (mm)	Desvio Padrão	Incerteza tipo A
34,042	0,0547	± 0,04

Tabela 3 - Valor medido da espessura da membrana usada no transdutor.

Espessura medida (mm)						
Medição1	Medição2	Medição3	Medição4	Média	Desvio Padrão	Incerteza do tipo A
0,25	0,26	0,25	0,26	0,255	0,0058	±0,0096

Logo, pode-se escrever:

$$espessura = 0{,}25 \pm 0{,}01mm \text{ e } Diâmetro = 34{,}04 \pm 0{,}04mm\ .$$

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

Uma vez feitas as medições dessas constantes, foi possível se determinar o valor da densidade da membrana. O cálculo para a densidade é bem simples e está apresentado abaixo. (Figura 41).

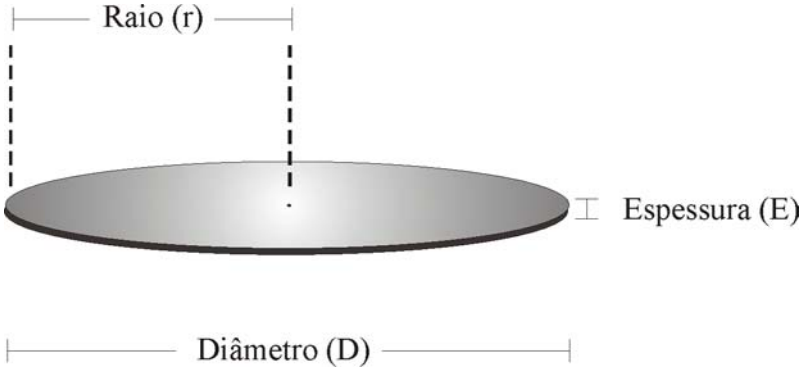

Figura 41 - Representação da membrana usada.

$$Volume = Área * espessura \tag{33}$$

$$Volume = \left(\pi \cdot r^2\right) \cdot E \tag{34}$$

$$densidade = \rho = massa / volume \tag{35}$$

$$\rho = massa / \left(E\pi \cdot r^2\right) = 2050{,}9\, kg/m^3 = 2{,}0509\, g/cm^3 \tag{36}$$

A densidade é um parâmetro importante na modelagem da vibração da membrana, e, por conseguinte, da modelagem do campo magnético sentido pelo transdutor.

Todas as medições feitas até então objetivaram a determinação de parâmetros necessários para as modelagens desenvolvidas. Entretanto, dar-se-á em seguida a caracterização, tanto do sensor MIG quanto do transdutor completo.

6.3. Caracterização das fitas MIG.

Devido à geometria especial com que as fitas MIG estão dispostas no transdutor em desenvolvimento, foi feita a caracterização das fitas diretamente coladas à membrana, e na posição cruzada. Para tal, se optou por usar uma bobina de Helmholtz, desenvolvida no Laboratório de Biometrologia da PUC-Rio, como

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

fonte de campo magnético uniforme, na qual uma fonte de tensão (ETB-248D) a alimentava.

Sabendo-se a corrente aplicada, era possível se calcular o campo resultante. Para evitar que uma das fitas não ficasse exposta ao campo magnético da bobina, as fitas foram posicionadas no seu centro e a um ângulo de *45°* com o campo produzido. Assim, garantia-se que cada uma delas estaria captando uma componente do campo. Na figura 42 pode-se ter uma visão do aparato usado, assim como as fitas no seu interior.

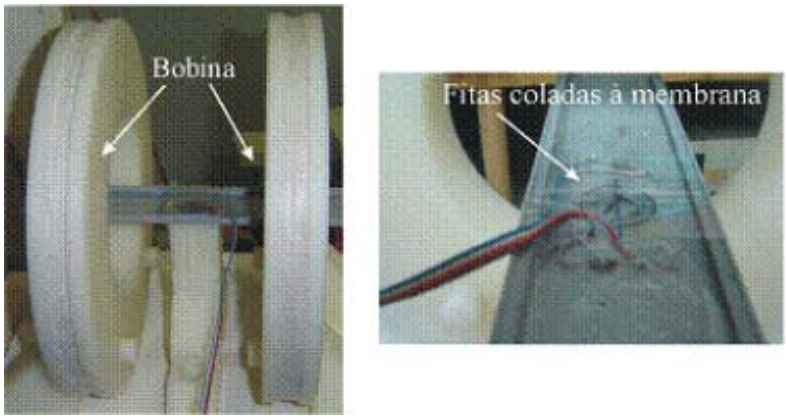

Figura 42 - Fitas MIG no interior da bobina de Helmholtz, prontas para as medições de caracterização.

O circuito eletrônico desenvolvido alimentava as fitas com uma corrente de *15mA* a uma freqüência de *2MHz*. Conforme variávamos a corrente elétrica aplicada na bobina, as fitas variavam a sua impedância. O efeito era sentido através da variação da tensão que era lida em um multímetro Analogic DP100. O gráfico da variação do campo magnético aplicado com o sinal de saída do sensor pode ser visto na figura 43. (Os dados referentes a essas medições estão disponibilizados no apêndice I).

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

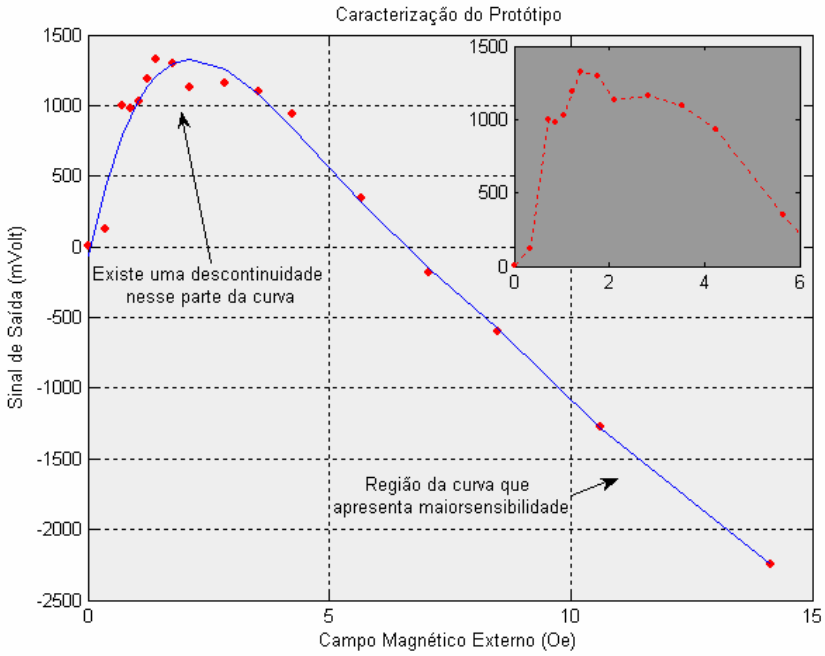

Figura 43 - Gráfico de caracterização das fitas MIG.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

No gráfico, os pontos experimentais estão mostrados em círculos vermelhos. É interessante notar que, apesar da curva ajustada mostrar um claro comportamento MIG, o pico da curva (campos de intensidade mais baixas) apresenta uma forma um tanto errática, como se formando um bico. Esse comportamento pode ser proveniente da interferência de uma fita sobre a outra.

Fica intuitivamente claro que, apesar da curva ter um gradiente maior para campos magnéticos de baixa intensidade, a maior sensibilidade das fitas se encontra na região dominada por campos de maior intensidade. Isso porque há uma compensação entre o menor gradiente e a muito maior variação do campo magnético.

Prosseguindo com as medições de caracterização do transdutor, a seguir é apresentada a determinação experimental da posição do ímã em relação às fitas MIG que otimiza a sensibilidade do transdutor.

6.4. Determinação experimental da posição ótima do ímã no protótipo.

Para se determinar a distância do ímã em relação às fitas que otimizasse o funcionamento do transdutor, fora prosseguido da seguinte forma. Registrou-se o sinal que o transdutor fornecia quando em uma posição “relaxada”, ou seja, sem

carga nenhuma aplicada sobre ele, para logo após obter o registro do transdutor submetido a uma pressão, previamente conhecida.

Repetindo esse procedimento variando a distância do ímã em relação às fitas através da rotação do parafuso no transdutor. A posição do ímã (na extremidade do parafuso) inicialmente foi a mais próxima possível, devido às dimensões dos componentes do transdutor, e igual a *1mm*. A variação na distância era de *0,5mm*, o que corresponde a meia volta do parafuso.

Prosseguindo alterando a posição do ímã até que o mesmo atingisse uma distância de *7,5 mm*. O resultado obtido pode ser visualizado no gráfico da figura 44. (Os dados referentes a essas medições estão disponibilizados no apêndice II).

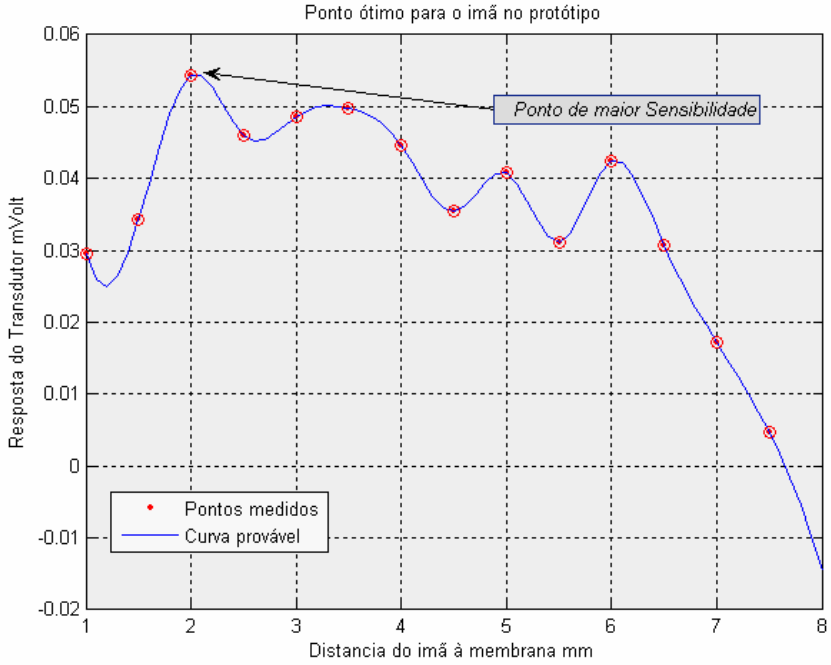

Figura 44 – Determinação experimental da posição ótima do ímã em relação às fitas MIG.

6.5. Determinação da Sensibilidade do transdutor.

Uma vez determinada a posição ideal para o ímã, repetiu-se o procedimento de aplicar uma pressão conhecida ao transdutor e registrar o seu sinal de saída devido à variação da impedância nas fitas causada pela pequena mudança na distância do ímã à membrana.

Através da variação da impedância nas fitas MIG em função da pressão aplicada na membrana obteve-se a sensibilidade do transdutor em *milivolt* por

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

unidade de pressão (figura 45). (Os dados referentes a essas medições estão disponibilizados no apêndice III).

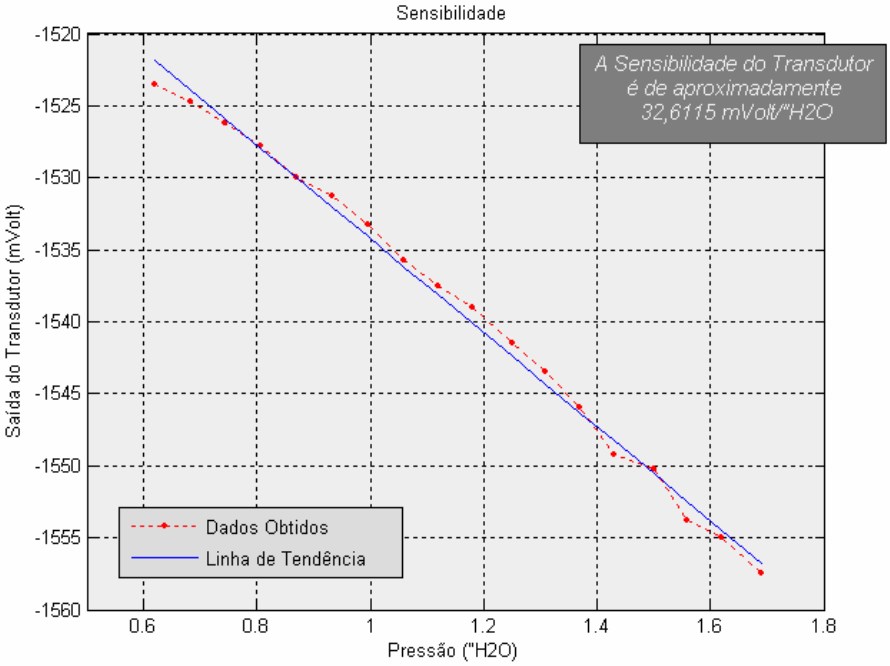

Figura 45 - Gráfico da sensibilidade do transdutor.

A sensibilidade calculada foi igual a:

$$Sensibilidade = 32{,}6115\, mVolt/" H_2O = 0{,}13105\, mVolt/Pa$$

Este é considerado um bom resultado, principalmente quando comparado ao sensor de pressão (sensor piezoresistivo) 176PC07HG2 da Micro Switch, divisão da Honeywell, usado para a captação de sinais cardíacos, e que possui uma sensibilidade de $4 mVolt/" H_2O = 0{,}01404 mVolt/Pa$, e da mesma ordem de outro transdutor de pressão HP21050A o qual tem uma sensibilidade de $0{,}5936 mVolt/Pa$ [32,33]. Esta análise comparativa é apresentada no quadro 3.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

Quadro 3 – Comparação de sensibilidade entre transdutores de pressão.

Transdutor de Pressão	Sensibilidade $(milivolt/Pa)$
Piezoresistivo Honeywell (176PC07HG2)	0,0140
Magnetoimpedância Gigante (MIG)	0,1310
Piezoresistivo Hawllet Packard (HP21050A)	0,5936

No tópico a seguir, serão apresentadas as medições do pulso carotídeo (sinal biomédico) utilizando o transdutor.

6.6. Medições do pulso carotídeo utilizando o transdutor desenvolvido.

A razão do desenvolvimento do presente transdutor é aplicá-lo na obtenção de sinais biomédicos. Utilizando o dispositivo, deseja-se obter sinais provenientes do sistema cardio-respiratório, que possibilitem diagnósticos mais exatos e de baixo custo. São apresentados a seguir os resultados das medições referentes aos primeiros sinais de interesse biomédico obtidos com o transdutor, o registro do pulso carotídeo.

O registro é feito posicionando-se o transdutor sobre a artéria carótida de um voluntário. Para a aquisição do sinal conectamos um cabo do osciloscópio à placa conversora *A/D*, e utilizada uma rotina em *LabView*. A figura 46 mostra o sinal obtido.

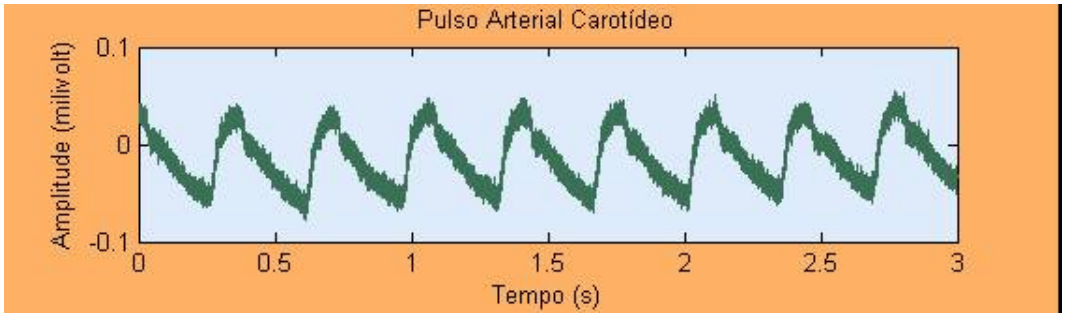

Figura 46 – Sinal do Pulso Arterial Carotídeo, adquirido com o transdutor de pressão desenvolvido.

Fica notório que o sinal obtido apresenta ruído de alta freqüência, dificultando uma melhor visualização do mesmo. Dessa forma, para avaliar o espectro de freqüência do sinal, e poder estimar o filtro mais adequado ao problema, calculamos a transformada de Fourier do sinal (figura 47).

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

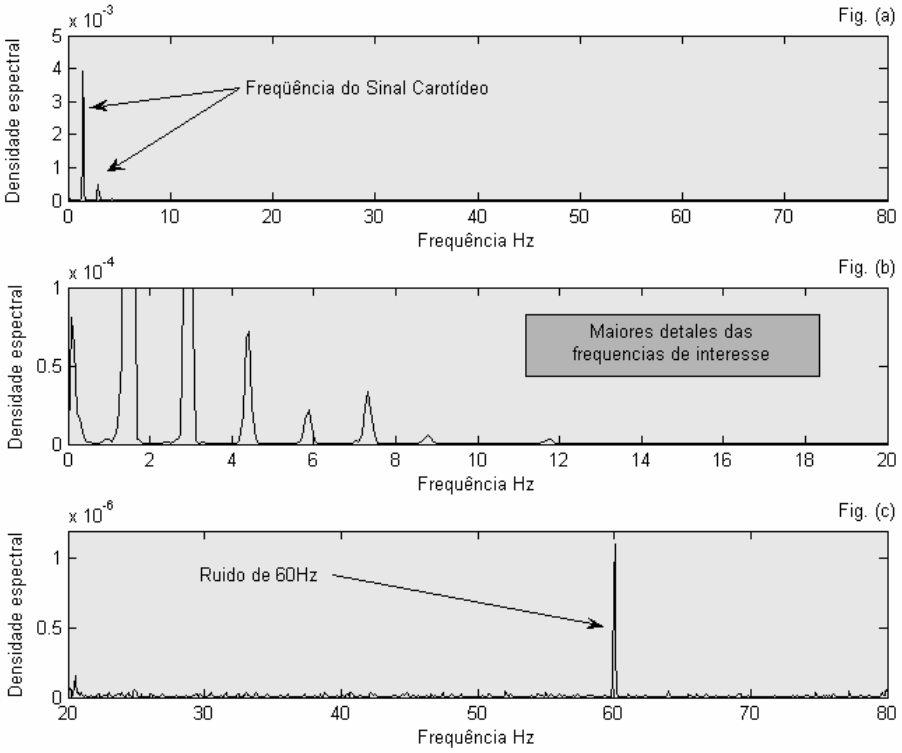

Figura 47 - No gráfico (a) estão apresentadas as componentes de freqüência de interesse do sinal medido. O gráfico (b) mostra com maiores detalhes essas freqüências. No último gráfico (c) pode-se observar o ruído de *60Hz*

O sinal de interesse é um sinal de baixa freqüência, não havendo mais componentes do pulso carotídeo acima de *15Hz*. Por outro lado, para freqüências mais altas começam a aparecer algumas componentes de ruído.

Uma vez determinada a freqüência de corte adequada (*15Hz*), efetivou-se a filtragem no sinal, através de um filtro passa baixa (filtro de Bessel de sexta ordem) no programa de aquisição do sinal (*labView*), eliminando o presente ruído de alta freqüência. O resultado pode ser observado na figura 48(a). O sinal arterial carotídeo apresentado na figura 48(a) é mais nítido do que o da Figura 46, possibilitando sua melhor interpretação. Na figura 48(b), tem-se o sinal ruidoso sobreposto ao filtrado. A superposição entre os dois sinais evidencia a melhora obtida no processo de filtragem, que se caracteriza, em especial pela melhor visualização dos detalhes morfológicos da onda.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA

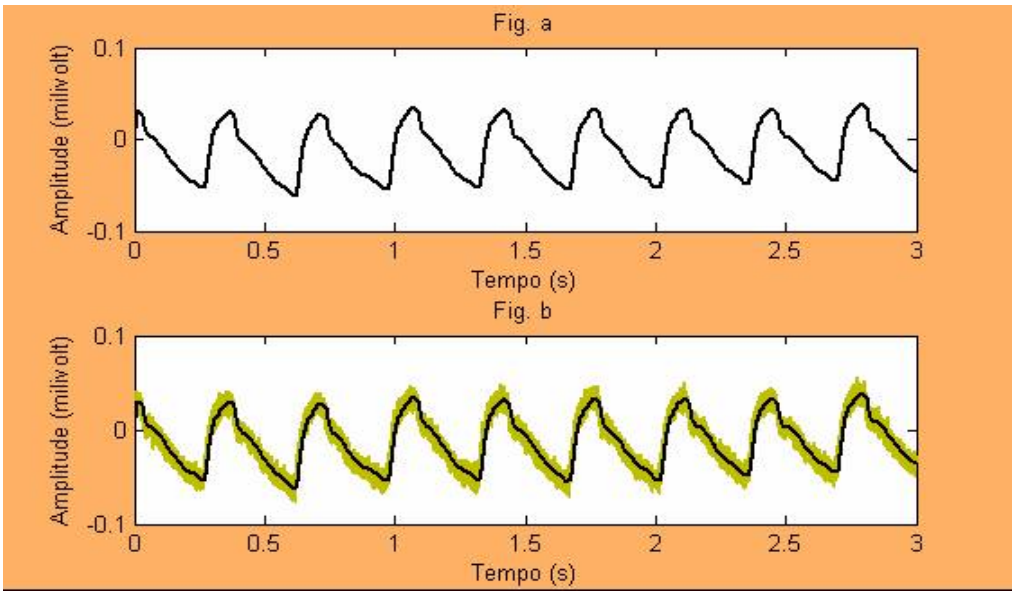

Figura 48 - Sinal do pulso carotídeo adquirido com o transdutor de pressão. (a) Com filtro passa baixa, (b) uma superposição do sinal com e sem filtro.

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0321291/CA