

## IV – O sistema susceptométrico

Os principais módulos que compõem o sistema susceptométrico são: o módulo de excitação e detecção; o módulo de posicionamento do voluntário e/ou paciente; o módulo de aquisição e análise dos dados.

### IV.1 – O módulo de excitação e detecção

O primeiro protótipo desenvolvido para esse módulo consistiu de um conjunto de pequenas bobinas acopladas externamente ao *dewar* e arranjadas de modo que o fluxo magnético aplicado fosse nulo sobre as bobinas detectoras. Foram feitas várias tentativas com diferentes geometrias de bobinas, mas inúmeras dificuldades, tais como baixa rejeição do campo aplicado sobre o gradiômetro, instabilidade no sinal devido à variação térmica, principalmente quando se aproximava o torso do sensor, levaram-nos a abandonar tal idéia. Concluímos que uma excitação magnética desse tipo, focalizada para medidas susceptométricas do ferro hepático, só seria possível usando-se bobinas supercondutoras enroladas sobre o mesmo suporte do gradiômetro, conforme fizeram outros grupos (Farrel *et al*, 1980). Como, porém, o nosso principal objetivo era desenvolver um susceptômetro usando-se o SQUID, mas deixando-o livre para outras aplicações em pesquisas, optamos por usar um sistema de excitação homogêneo, gerado por grandes bobinas desacopladas do sensor (Bastuschek *et al* 1985), pois, quando uma excitação supercondutora é usada, o sensor magnético acoplado fica restrito às aplicações susceptométricas. Por outro lado, de acordo com os resultados simulados, apresentados no capítulo III, as vantagens e desvantagens no uso de uma excitação homogênea se equilibram com as da não homogênea.

O campo homogêneo é aplicado por um conjunto de quatro bobinas retangulares, de mesmas dimensões geométricas (2.15 m x 2.95 m), construídas com fio de cobre esmaltado AWG 19. O número de voltas e o posicionamento das mesmas foram programados de modo que o campo magnético no centro do sistema fosse o mais homogêneo possível. As duas bobinas das extremidades foram ligadas em série e os dois conjuntos formados foram ligados em paralelo (B1B2||B3B4). Com essa configuração, a resistência total do sistema ficou

aproximadamente igual à resistência de uma das bobinas ( $\sim 43 \Omega$ ), exigindo, assim, menos potência para gerar o campo desejado do que se as mesmas fossem ligadas em série. Com esse arranjo, o campo magnetizante por unidade corrente ( $B_m/I$ ), no centro das bobinas, é de aproximadamente  $127 \mu\text{T/A}$  ( $1,27 \text{ Gauss}$ ). A tabela abaixo descreve os detalhes de cada uma das bobinas, bem como suas posições verticais com relação à origem, que foi adotada no centro. Essas bobinas já existiam e foram construídas durante um outro projeto também desenvolvido nesse laboratório (Sapiro, 1992).

Bobinas	Dimensões (m)	Posição (m)	Nº de espiras	Resistência ( $\Omega$ )
B1	2,15 x 2,95	1,372	144	50.3
B2	2,15 x 2,95	0,455	105	36.7
B3	2,15 x 2,95	-0,455	105	36.7
B4	2,15 x 2,95	-1,372	144	50.3

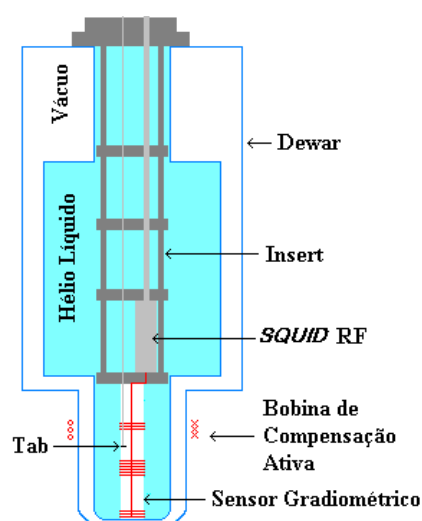
**Tabela IV.1:** Descrição dos parâmetros do sistema de magnetização (Sapiro, 1992).

A homogeneidade do campo magnético num volume cúbico de  $0.3 \text{ m}$  de aresta, avaliada teoricamente usando-se a equação abaixo (IV.1), foi de  $400 \text{ ppm}$  na direção X,  $550 \text{ ppm}$  na direção Y e  $1,6 \text{ ppm}$  na direção Z.

$$e = 1 - \frac{B_z(x, y, z)}{B_z(x_0, y_0, z_0)} \quad \text{IV.1}$$

O sistema de detecção consiste em um sensor gradiométrico axial de segunda ordem, construído com fio supercondutor (NbTi) AWG 32, acoplado a um SQUID RF, (Superconducting Quantum Interference Device) modelo 30, da Biomagnetic Technologies (Bti). Ambos, gradiômetro e SQUID, ficam imersos em hélio líquido, em um recipiente adiabático superisolado (*dewar*), construído em fibra de vidro. Este *dewar* também é revestido com uma camada de cobre para blindar campos de radiofrequência.

Alguns testes foram feitos com diferentes dimensões do gradiômetro e optou-se por usar um com 4 cm de linha de base e 2 cm de diâmetro, por apresentar melhor relação sinal/ruído. Com esse gradiômetro, a rejeição do campo de magnetização homogênea foi da ordem de  $10^{-4}$ . O cancelamento total do fluxo de magnetização sobre o gradiômetro foi alcançado através de uma outra pequena bobina, composta de 3 voltas e 14 cm de diâmetro, construída com fio de cobre AWG 20, acoplada externamente ao calda do *dewar*. Essa bobina, denominada de “bobina de compensação ativa”, é energizada com uma fração da corrente de excitação, tendo a fase e a amplitude controladas eletronicamente. A **figura IV.1** mostra detalhes desse módulo de detecção.



**Figura IV.1:** Esquema simplificado do sensor magnético usado no sistema susceptométrico.

## IV.2 – O módulo de posicionamento

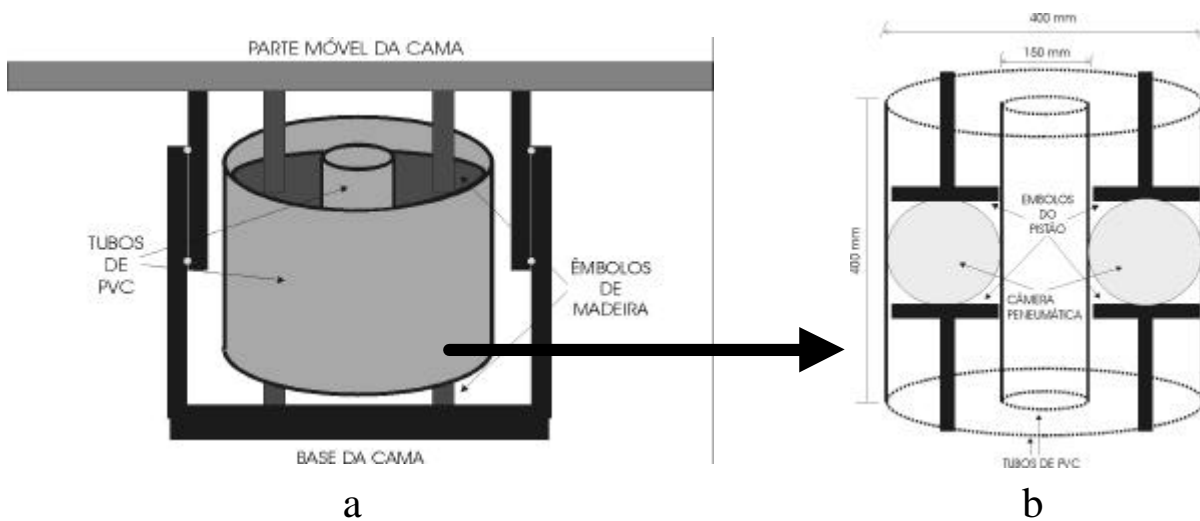
Esse módulo consiste em uma cama especial que permite movimentos nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ . Conforme já mencionado, as medidas susceptométricas na região do fígado são realizadas movendo-se verticalmente o voluntário e/ou paciente, próximo ao sensor magnético. Esse sistema, portanto, deve ser não magnético e construído com material de baixa suscetibilidade, de modo que sua contribuição na medida seja mínima. Como a magnetização usada é alternada, também deverá ser mínimo o uso de materiais condutores na sua construção, para se evitarem interferências magnéticas geradas por correntes induzidas nas estruturas metálicas

(correntes de Foucault). Uma experiência desse tipo foi observada na tentativa de se construir uma cama em perfil de alumínio, com deslocamento vertical realizado através de um pistão de inox e latão. Embora esses materiais sejam não magnéticos, o uso dessa cama não foi possível devido ao intenso campo magnético induzido nas estruturas metálicas e/ou impurezas magnéticas presentes na liga do alumínio.

Sendo assim, optou-se por adaptar o primeiro protótipo desenvolvido para tal finalidade: uma cama construída com madeira e algumas conexões de metal não magnético (latão). Para deslocá-la na vertical, era usada uma câmara de ar de carro posicionada por baixo dela. Tal sistema produzia muito ruído sonoro durante o deslocamento, devido ao atrito da própria câmara se movendo em relação a uma plataforma de madeira, além de instabilidades e atritos também nos guias verticais. Esses problemas foram resolvidos adaptando-se roldanas a esses guias e usando-se um novo sistema pneumático não metálico. A posição vertical da cama é registrada através de um potenciômetro multivolta, energizado com 10 Volts DC, acoplado à cama por um sistema de roldanas. A tensão no terminal central do potenciômetro é proporcional ao deslocamento da cama e pode variar entre 0 e 10 Volts.

#### *IV.2.1 – O Sistema pneumático para o deslocamento da cama.*

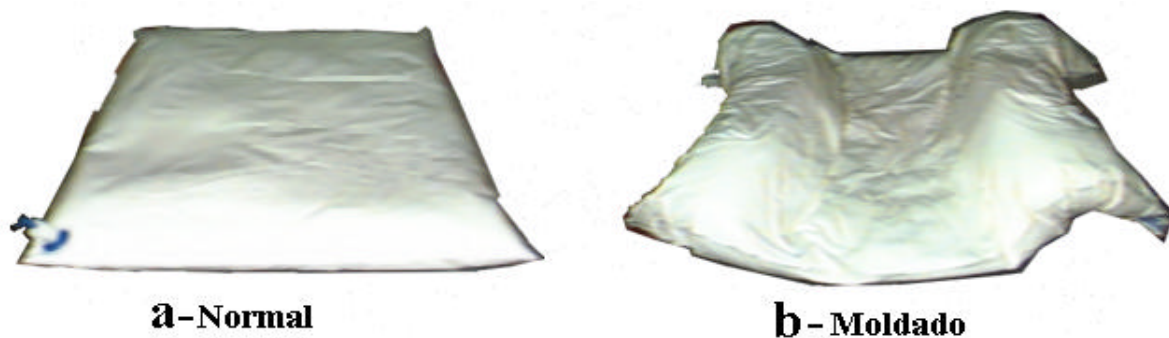
Esse sistema consiste de dois cilindros concêntricos de PVC, usados para guiar dois êmbolos que comprimem um balão pneumático (câmara de ar de empilhadeira, aro 13) colocado entre eles. Ambos os cilindros são presos apenas ao balão pela própria força de atrito. Quando o volume de ar varia no interior do balão, o êmbolo superior, que está fixo à parte móvel da cama, se desloca, com o dobro da velocidade, das paredes laterais (tubos de PVC) e o êmbolo inferior mantém-se estável, por estar fixo na base da cama. Com essa configuração, a câmara de ar fica bastante protegida e permite um deslocamento suave da amostra próximo ao sensor magnético. O controle do fluxo de ar é feito através de um sistema de válvulas automáticas, os quais podem ser acionadas manualmente ou via computador. A **figura IV.2** mostra os detalhes desse pistão. A velocidade média da cama para um peso de 70 Kg é de, aproximadamente, 2,56 mm/s e o deslocamento é aproximadamente linear ao tempo.



**Figura IV.2:** Detalhes do sistema pneumático desenvolvido para fazer o deslocamento vertical de uma cama: a) pistão montado; b) vista interna do pistão, num plano transversal, coincidente com o seu eixo de simetria axial.

#### *IV.2.2 – O sistema de fixação do paciente sobre a cama*

A fixação do paciente e/ou voluntário sobre a cama é feita com um colchão especial, constituído de um saco retângular de manta de silicone (0,7 x 1,0 m), preenchido com isopor granulado. Ao se retirar o ar de dentro desse saco, as bolinhas de isopor se aglomeram, formando um molde enrijecido. Assim sendo, quando o ar é removido, estando uma pessoa deitada sobre o colchão, este fica moldado pelo seu torso, o que permite ao paciente permanecer estável e confortável durante toda a medida. Caso o paciente e/ou voluntário precise levantar-se, a sua posição inicial ficará registrada e poderá ser mantida ao deitar-se novamente. Para se moldar um outro corpo no mesmo colchão, basta preencher-se o seu interior com ar novamente, apenas abrindo-se a válvula, e repetir-se o mesmo procedimento. Faz-se a retirada do ar usando-se uma bomba de vácuo. A **figura IV.3** mostra detalhes desse colchão: (a) normal – sem molde e (b) moldado por um torso.



**Figura IV.3:** Colchão de bolinhas de isopor usado na fixação do paciente e/ou voluntário: (a) forma normal – sem molde e (b) forma moldada por um torso.

### IV.3 – O módulo de aquisição e de análise dos dados

A aquisição dos dados é feita usando-se um *Lock-in* modelo **SR530**, da *Stanford Research Systems*, ligado a um computador via placa GPIB. Todo o sistema está semi-automatizado através de um programa realizado em ambiente *LabView*. A análise dos dados é feita no ambiente *MatLab*. Devido ao longo tempo computacional necessário para resolver as integrais de fluxos para grandes volumes, como o fígado e o pulmão, foi construída uma tabela com esse parâmetro já pré-calculado para diferentes volumes desses órgãos, localizados em diferentes posições. Com os dados previamente programados, o tempo gasto para avaliar a ferritina no fígado é de aproximadamente 2 minutos, isto é, os resultados podem ser apresentados quase que imediatamente após a medida.

A **figura IV.4** mostra um esquema simplificado do sistema susceptométrico. O sensor magnético está posicionado no centro das bobinas de excitação, ficando a bobina sensora aproximadamente 5 cm abaixo do marco zero. A amostra de interesse é posicionada sobre a cama e ligeiramente próxima ao sensor, mas sem tocá-lo. O procedimento de montagem e de operação desse sistema susceptométrico está apresentado no **anexo 1**.

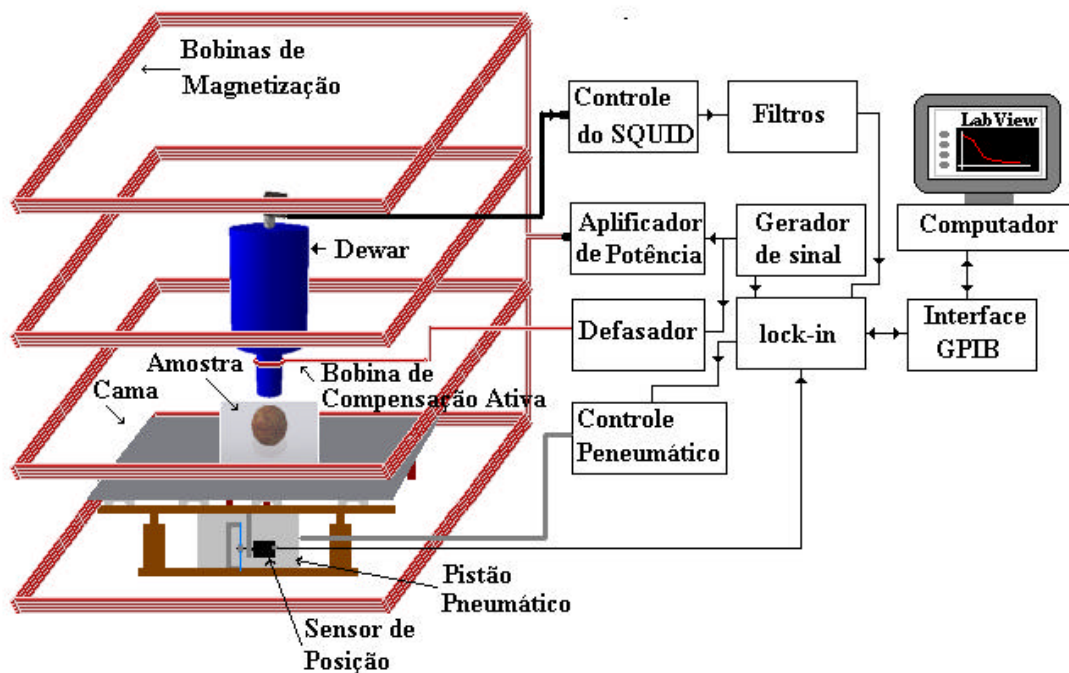


Figura IV.4: Esquema simplificado do sistema susceptométrico.

#### IV.4 – Avaliação e calibração do sistema susceptométrico

O ruído do sistema, avaliado na saída do SQUID, com o campo de magnetização desligado (**figura IV.5-a**), é de aproximadamente  $270 \text{ fT}_{\text{rms}}/\text{Hz}^{1/2}$ , numa faixa entre 1 e 20 Hz. Na região entre 20 e 25 Hz, o ruído é maior, com um pico bastante acentuado de aproximadamente  $8,0 \text{ pT}_{\text{rms}}/\text{Hz}^{1/2}$  em 23,3 Hz. Acima dessa frequência, existem regiões em que o ruído é da ordem de  $70 \text{ fT}_{\text{rms}}/\text{Hz}^{1/2}$ . Embora o ruído na saída do SQUID, sem a magnetização, seja menor para frequências maiores do que 30Hz, o uso de alta frequência na excitação torna-se impossível devido à indução de corrente na blindagem de radiofrequência existente em torno do *dewar*. Dificuldades também são encontradas com a fonte de alimentação, pois, quanto maior a frequência, maior a impedância das bobinas. Vários testes de excitação foram realizados com frequências menores que 30 Hz e a melhor condição na relação sinal-ruído foi obtida numa faixa de frequência entre 6 e 20 Hz; no entanto, optamos por usar uma frequência de 7,7 Hz, por apresentar melhores resultados. A corrente usada na excitação é de 0,85 Ampère, que gera no centro das bobinas um campo magnetizante de aproximadamente  $108 \text{ } \mu\text{T}/\text{A}$ . Esse valor de corrente é o máximo permitido por causa da

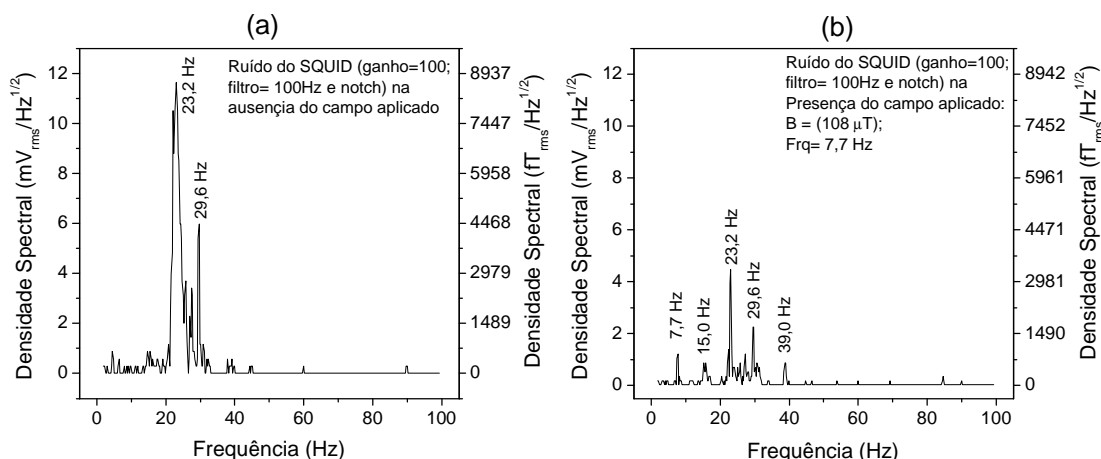
eletrônica da compensação ativa, pois, para valores maiores ela fica saturada. A fração dessa corrente usada na compensação ativa é de aproximadamente 7 mA.

Curiosamente, com o campo de excitação ligado e na condição de máximo cancelamento do fluxo magnético sobre o gradiômetro, o ruído do SQUID apresentou-se menos intenso (**figura IV.5-b**). O pico em 23,3 Hz foi reduzido para aproximadamente  $3,0 \text{ pT}_{\text{rms}}/\text{Hz}^{1/2}$  e o perfil do ruído foi praticamente o mesmo, exceto pela aparição de um pico de aproximadamente  $750 \text{ fT}_{\text{rms}}/\text{Hz}^{1/2}$  em 7,7 Hz, que é a frequência do campo aplicado. O fato de o ruído ser menor na presença do campo aplicado pode ser porque o posicionamento dos *tabs* no gradiômetro é reajustado para uma melhor rejeição do campo. Por ser um sistema que necessita de um manuseio freqüente para o abastecimento com hélio líquido, os ajustes dos *tabs*, para o rebalanceamento do gradiômetro, geralmente sofrem pequenas alterações que comprometem a rejeição do ruído magnético ambiental, que é da ordem de 20 nT (Carneiro, 1997). Esses espectros de ruído foram obtidos com o ganho de 100 e com o filtro *Notch* acionado na eletrônica do SQUID.

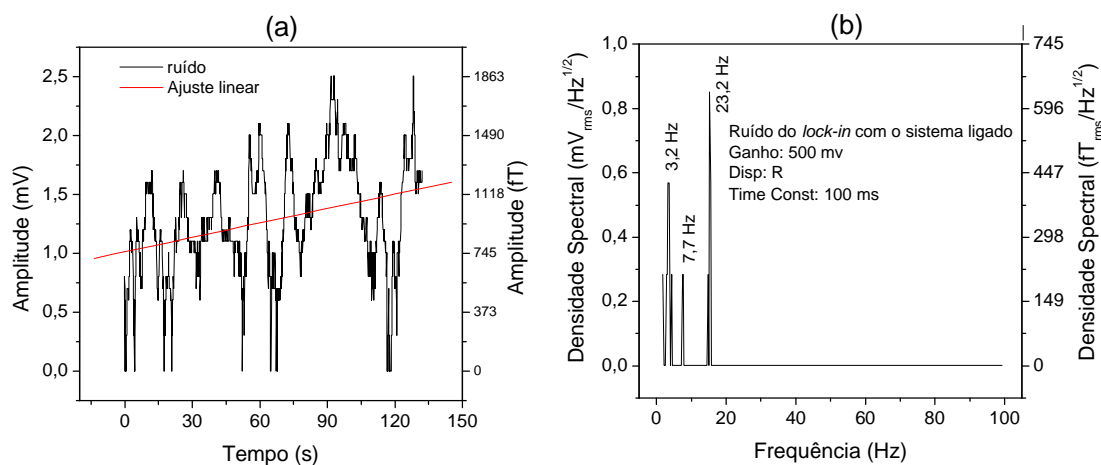
A **figura IV.6-a** mostra o sinal na saída do *lock-in*, adquirido durante 130 s, com o sistema ajustado na condição inicial de uma medida susceptométrica, ou seja, amostra próxima do sensor e eletrônica de compensação ativa ajustada para cancelamento máximo do fluxo ( $\Delta\Phi \approx 0$ ) sobre as bobinas gradiométricas. Observa-se que o nível DC do sinal deslocou-se aproximadamente 0,5 mV ( $\approx 372 \text{ fT}$ ) e atribuímos esse valor à precisão da instrumentação. Observa-se também que o ruído mais intenso é de baixa frequência (0,5 Hz), com amplitude de aproximadamente 2,5 mV ( $\approx 1,9 \text{ pT}$ ). A densidade espectral desse sinal, apresentado na **figura IV.6-b**, mostra que o pico em 23,3 Hz ainda está presente, mesmo na saída do *lock-in*, portanto esse deve ser um ruído proveniente da vibração da estrutura do sistema.

Tanto a sensibilidade do sistema quanto a sua calibração foram feitas através de medidas susceptométricas realizadas em um *phantom* (**figura IV.7**), que simula o volume do torso e do fígado. O volume do primeiro é representado por um cilindro de acrílico, com 30,3 cm de comprimento e 22,1 cm de diâmetro, preenchido com água, e o volume do fígado, por uma esfera de polietileno, com 11,2 cm de diâmetro, localizada dentro do cilindro e preenchida com solução de  $\text{Fe}^{3+}$ . A separação entre a superfície superior do cilindro e a superfície superior da esfera é de 1,7 cm. Esse mesmo *phantom* também é usado para fazer a calibração do sistema susceptométrico.

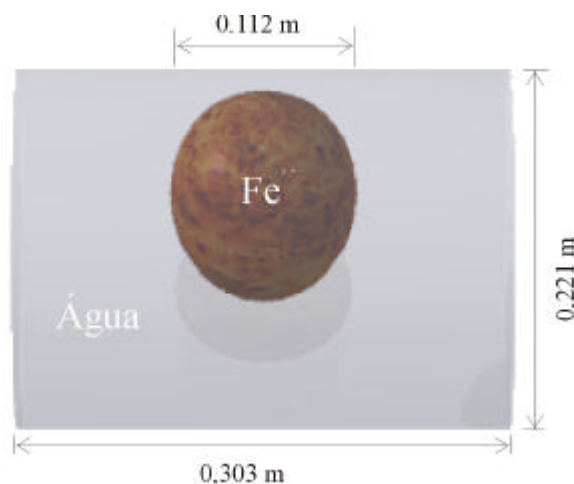




**Figura IV.5:** Ruído do sistema susceptométrico medido na saída do SQUID: (a) densidade espectral do ruído com o campo de magnetização desligado; (b) densidade espectral do ruído com o campo de magnetização ligado.



**Figura IV.6:** Ruído do sistema susceptométrico medido na saída do lock-in: (a) ruído do susceptômetro adquirido durante um intervalo igual ao tempo gasto por aquisição em uma medida normal; (b) densidade espectral do ruído.



**Figura IV.7:** O *phantom*: representando o torso, um cilindro de acrílico preenchido com água e, fixada dentro dele, representando o fígado, uma esfera de polietileno, preenchida com solução de ferro III ( $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ ). A separação entre a superfície superior do cilindro e a superfície superior da esfera é de 1,7 cm.

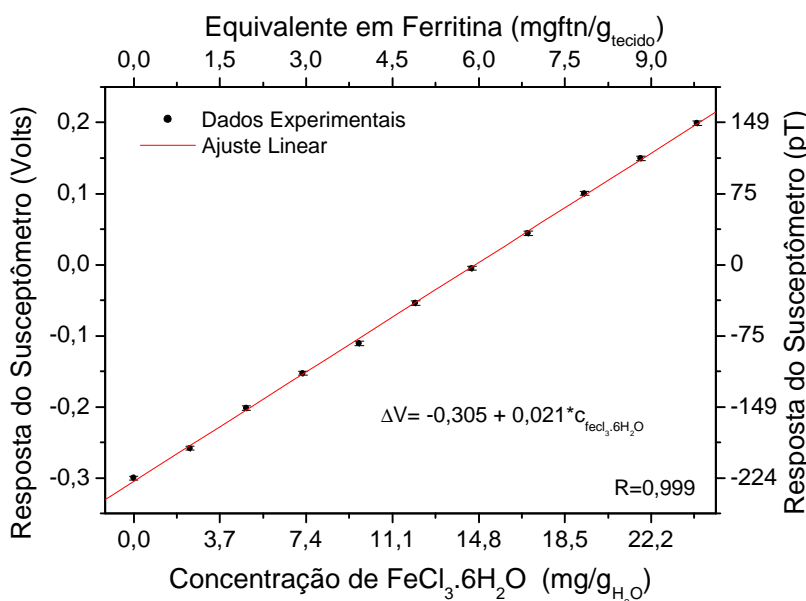
Primeiramente, medidas foram feitas apenas sobre o volume esférico, preenchido com solução de  $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ , com concentrações equivalentes às de ferritina encontradas em pessoas normais e com sobrecarga. Inicialmente, o *phantom* foi posicionado abaixo e próximo do *dewar*, ficando o volume esférico aproximadamente 2,7 cm distante da bobina sensora. Durante a aquisição, a amostra foi distanciada 10 cm. Para essa distância, devido à presença da amostra, a contribuição magnética é praticamente zero sobre o sensor. A **figura IV.8** mostra que a resposta do sistema tem uma boa linearidade com a concentração do soluto, com um coeficiente de correlação de 0,999. Nessas medidas, pode-se ver claramente o caráter diamagnético e paramagnético das amostras. Para uma concentração de  $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$  abaixo de 14,5 mg/g<sub>água</sub>, a amostra é diamagnética; acima desse valor, passa a ser paramagnética. Nesse ponto de inversão susceptométrica, a resposta do sistema é zero, logo a suscetibilidade mássica da amostra pode ser determinada reescrevendo-se a **equação II.19** para esse ponto, ou seja,

$$\Delta V = C\Delta\Phi = C(c_{\text{H}_2\text{O}} + c_{\text{Fe}} c_{m,\text{Fe}} - c_{ar}) \int_{\text{esf}} B_e \cdot \frac{B_r}{I_r} dv = 0 \quad \text{IV.2}$$

logo,

$$c_{H_2O} + c_{Fe} c_{m,Fe} - c_{ar} = 0 \tag{IV.3}$$

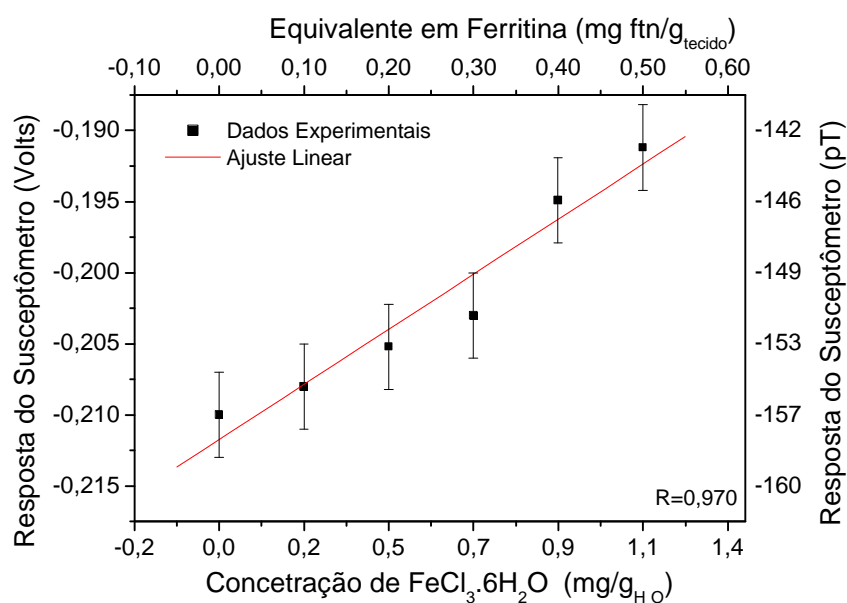
Para  $c_{H_2O}=9,032 \times 10^{-6}$  (S.I.) ,  $c_{ar}=0,36 \times 10^{-6}$  (S.I.) e  $c_{Fe}=14,5 \text{ Kg/m}^3$ , a suscetibilidade mássica do soluto ( $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ ) é  $c_{m,Fe} = 0,647 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{Kg}$ . Esse valor está próximo do valor tabelado que é de  $0,709 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{Kg}$ . Essa diferença pode estar relacionada às variações da propriedade do  $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ , depois de diluído em água, e às dispersões na preparação da amostra e na medida.



**Figura IV.8:** Resposta do susceptômetro para diferentes concentrações de  $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ , em um volume esférico de 0.112 m de diâmetro, posicionado inicialmente a 0,027 m da bobina sensora.

Para averiguar a sensibilidade e resolução do susceptômetro em baixas concentrações de ferritina no fígado, medidas foram feitas em soluções de ferro III na esfera, com concentrações equivalentes ao nível de ferritina hepática em voluntários normais (0,1 – 0,5 mg ftn/ $\text{g}_{\text{tecido}}$ ), sendo que agora o volume cilíndrico do *phantom* foi preenchido com água, para representar os tecidos biológicos do torso. A **figura IV.9** mostra uma correlação linear de 0.997 na resposta do sistema, com essa variação de concentração. Esses resultados mostram que o sistema tem uma sensibilidade para detectar concentrações de ferritina no fígado abaixo

de 0,1 mg ftn/g<sub>tecido</sub>. A variação do sinal para essa ordem de concentração de ferritina é muito menor que a intensa contribuição magnética proveniente da água (tecidos), portanto pequenas dispersões no posicionamento da amostra provocaram grandes erros na medida. Por exemplo: um deslocamento de 1 mm do *phantom*, quando ele está preenchido com apenas água e a 2,7 cm da bobina sensora, gera uma variação no sinal equivalente à medida em aproximadamente 0,150 mg ftn/g<sub>água</sub> no volume. Além desse erro referente à dispersão no posicionamento do torso, têm-se grandes variações na amplitude do sinal devido às diferenças de dimensões e geometrias entre um torso e outro. Isso implica que, usando-se esse procedimento de medida, a quantificação da ferritina hepática em níveis normais está sujeita a grandes erros, devido às variações geométricas na região do torso, onde é feita a medida. Conforme já mencionado, essa intensa contribuição, devido à presença dos tecidos biológicos, pode ser sensivelmente reduzida fazendo-se uso de um acoplamento com água entre o sensor e o torso.



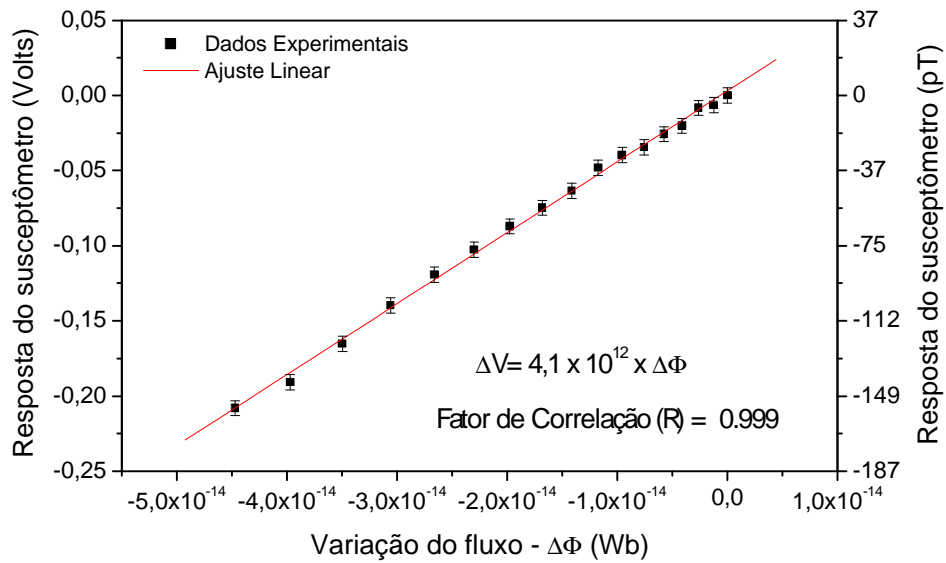
**Figura IV.9:** Resposta do sistema susceptométrico para diferentes concentrações de ferro III solvido em água, equivalente ao nível de ferritina hepática em indivíduos normais (0,1 – 0,5 mg ftn/g<sub>tecido</sub>), num volume esférico interno a um cilindro com água (*phantom* da **figura IV.7**).

A reprodutibilidade da medida *in vitro* foi avaliada fazendo-se 5 medidas repetidas no *phantom*, com ambos os volumes (esférico e cilíndrico) preenchidos com água. O valor médio mais o desvio-padrão nessas medidas foram de  $0,210 \pm 0,002$  Volts ( $\sim 156,4 \pm 1,5$  pT). Esses valores correspondem aproximadamente a uma concentração de ferritina de 5,6 mg ftn/g<sub>H2O</sub>, distribuída homogeneamente sobre o mesmo volume do *phantom*.

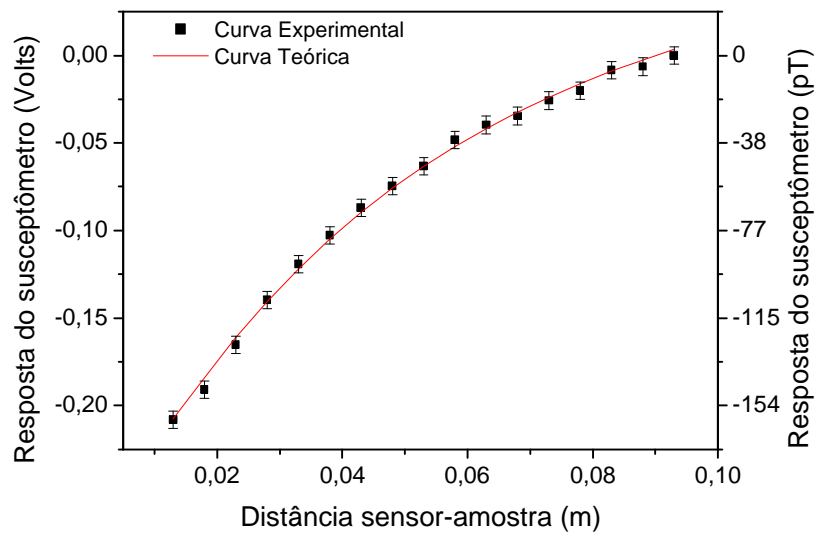
A calibração do susceptômetro consistiu na determinação da constante  $C$ , apresentada na relação **II.19**, a qual representa o coeficiente angular da relação linear entre a resposta do sistema e a variação de fluxo, calculada sobre o gradiômetro na presença de uma amostra com geometria regular, ou seja,

$$C = \frac{\Delta V(z)}{\Delta \Phi} \quad \text{IV.4}$$

sendo  $\Delta \Phi$ , a variação do fluxo sobre o sensor gradiométrico, calculada usando-se a equação **II.18**;  $\Delta V(z)$  é a variação na resposta do sistema devido à presença apenas da amostra. Essa calibração foi feita através da medida susceptométrica no *phantom*, com ambos os volumes (esfera e cilindro) preenchidos com água. A **figura IV.10** mostra a curva de calibração, que é representada pela resposta do susceptômetro versus o fluxo, calculado sobre o gradiômetro para diferentes distâncias sensor-amostra. O fator de calibração  $C$  (coeficiente angular da curva) encontrado foi de aproximadamente  $4,1 \times 10^{12}$  V/T.m<sup>2</sup> para um ganho de 100 na eletrônica do SQUID. A **figura IV.11** mostra o perfil da curva simulada (—) e experimental (\*) em função da distância sensor-amostra. A curva simulada apresenta uma boa correlação com a experimental (0,999), sendo que as pequenas variações estão relacionadas com o erro na medida e, principalmente, com o atraso temporal no sinal, causado pela eletrônica (filtros, *lock-in*, etc).



**Figura IV.10:** Curva de calibração do sistema: sinal medido para diferentes distâncias sensor-amostra versus fluxo magnético, calculado sobre o sensor para as mesmas condições.



**Figura IV.11:** Resposta do susceptômetro para o *phantom* com água: simulada (—) e experimental (◆) versus distância sensor-amostra.

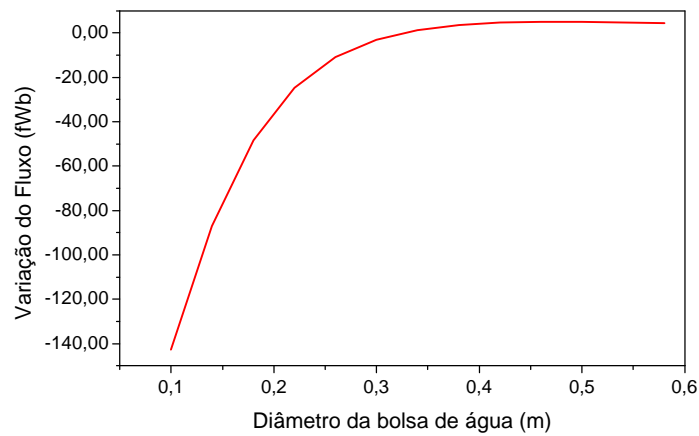
### IV.5 – Acoplamento com água entre o sensor e o torso

Para que a contribuição magnética proveniente dos tecidos biológicos seja praticamente anulada em uma medida susceptométrica do ferro depositado nos tecidos do fígado humano, é necessário que o espaço livre que surge entre o sensor magnético e o torso, durante o deslocamento da cama, seja preenchido com água, como foi feito nos susceptômetros apresentados por Farrel *et al*, 1980, e Bastuscheck *et al*, 1985. Conforme foi observado por esses últimos autores e também por nós, o fato de o sistema de magnetização estar desacoplado do sensor magnético leva a que a bolsa de água também deva ser livre do sensor, para evitar que movimentos do torso alterem o seu posicionamento. Vários testes foram realizados com diferentes formas de acoplamentos, mas em nenhum deles obtivemos sucesso, pois nem mesmo a água deve manter contato com o *dewar*.

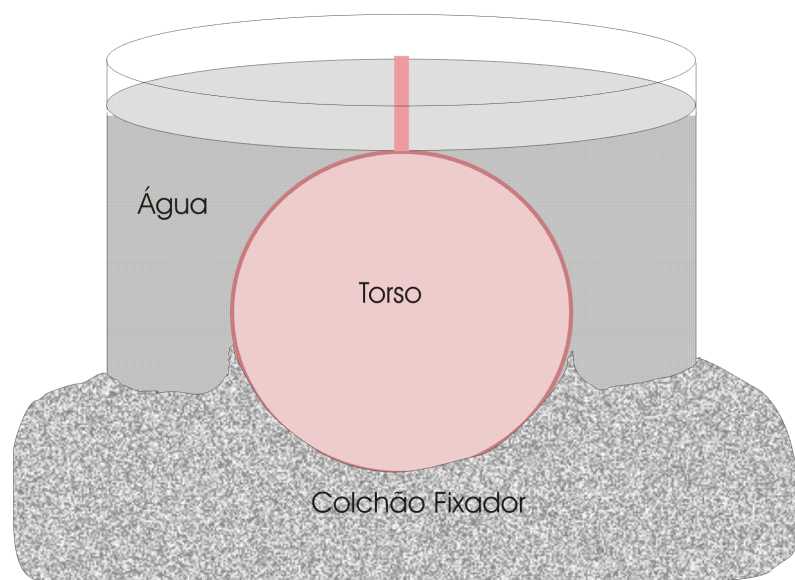
De acordo com os resultados das simulações mostrados no capítulo III, observou-se que a variação da resposta do susceptômetro, do tipo apresentado acima, é reduzida a partir de um certo volume, o qual depende dos parâmetros geométricos do gradiômetro. Assim sendo, concluímos que, se a região superior do torso fosse preenchida com água, além de estarmos reduzindo a contribuição magnética proveniente dos tecidos, estaríamos também uniformizando a geometria de todos os torsos, sem ser necessário alterar o volume de água, o que permitiria maior reprodutibilidade na quantificação do ferro hepático.

Devido à geometria axial do gradiômetro, optamos por fazer uma bolsa circular, com geometria cilíndrica, cuja dimensão foi calculada para a condição em que a variação do fluxo magnético sobre o gradiômetro fosse aproximadamente nula durante o deslocamento do torso ( $DF=0$ ). Isso foi feito simulando-se o fluxo gerado por um cilindro de 30 cm de comprimento, com diferentes diâmetros. Esse comprimento corresponde aproximadamente à altura de um torso médio, em posição de decúbito lateral. Conforme mostra a **figura IV.12**, a variação do fluxo sobre o gradiômetro é praticamente nula, quando uma amostra cilíndrica, com diâmetro em torno de 20 cm, posicionada verticalmente abaixo do sensor, é deslocada sobre o eixo de simetria. Mesmo para valores maiores do diâmetro, a variação do fluxo é mínima. Sendo assim, o diâmetro escolhido para a bolsa de água foi de 40 cm, construída em PVC numa forma de cela, sendo a parte inferior, que fica sobre o torso, feita de manta de PVC, com 0,15 mm de espessura. Sobre um torso médio, o volume de água colocado na bolsa é de aproximadamente 8 litros. O peso dessa bolsa é apoiado sobre o próprio colchão moldável de

isopor. Como o colchão é modelado para cada torso, as bases de apoio da bolsa são feitas durante o posicionamento do paciente e/ou voluntário. A **figura IV.13** mostra detalhes desse acoplamento.



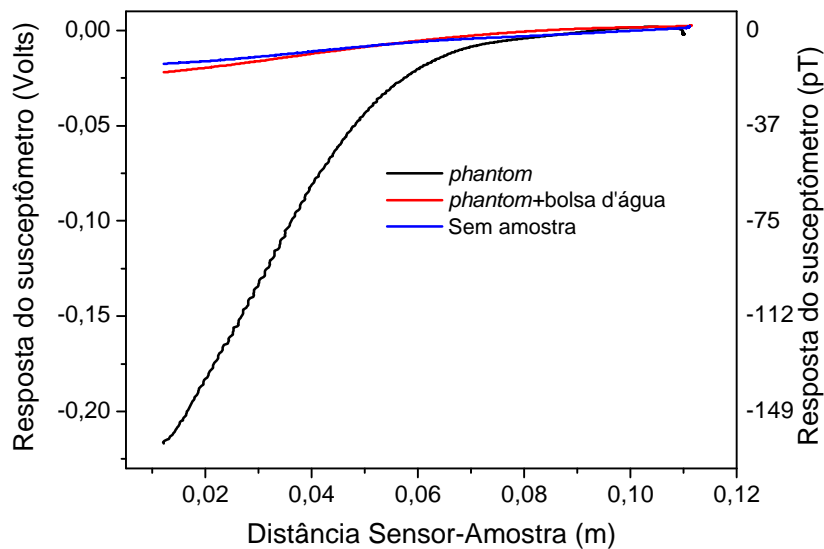
**Figura IV.12:** Variação do fluxo magnético simulado sobre o sensor gradiométrico, para diferentes diâmetros de uma coluna de 30 cm de água, posicionada inicialmente a 0.012 m da bobina sensora e deslocada 0.1 m. Essa geometria é equivalente à bolsa com água sobre o torso.



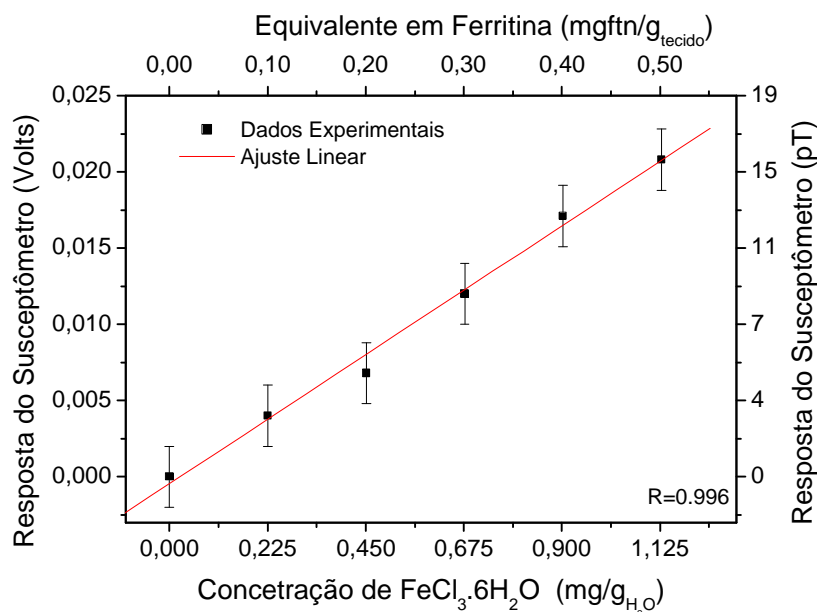
**Figura IV.13:** Perfil do acoplamento da bolsa de água ao torso.



A **figura IV.14** mostra a resposta do sistema para medidas realizadas no *phantom*, com ambos os volumes (cilindro e esfera) preenchidos com água, com e sem o uso da bolsa de água. Observa-se que a amplitude do sinal, devido à presença do *phantom* com a bolsa de água (curva vermelha), foi sensivelmente reduzida, sendo praticamente igual à contribuição do próprio sistema (medida sem amostra) (curva azul). Para testar a eficiência no uso dessa bolsa, para a quantificação de baixas concentrações de ferro hepático, repetiram-se as mesmas medidas com solução de  $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ , apresentadas na **figura IV.9**, usando-se a bolsa de água sobre o *phantom*. Conforme o esperado, a dispersão nas medidas foi menor, obtendo-se um fator de correlação de 0,996 com a concentração do soluto, como mostra a **figura IV.15**.



**Figura IV.14:** Perfil do fluxo magnético sobre o sensor gradiométrico, para medidas susceptométricas realizadas: a) apenas no *phantom* cilíndrico com água (diâmetro = 221 mm; comprimento = 303 mm), posicionado horizontalmente abaixo do sensor (curva preta); b) no *phantom* com o acoplamento da bolsa de água (curva vermelha); c) sem amostra, isto é, contribuição do sistema (curva azul)

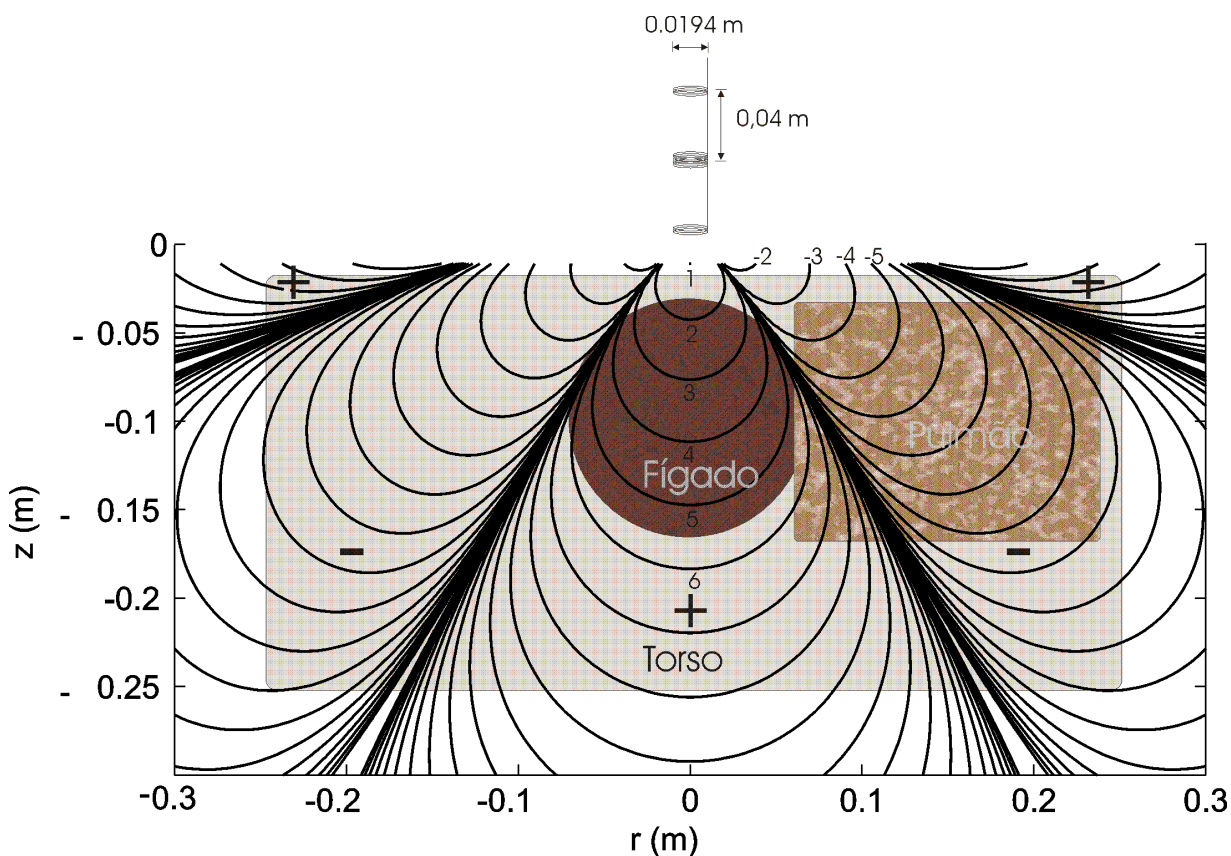


**Figura IV.15:** Resposta do sistema susceptométrico para solução de  $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ , com concentrações equivalentes ao nível de ferritina hepática em indivíduos normais (0,1 – 0,5 mg ftn/ $\text{g}_{\text{tecido}}$ ), usando-se a bolsa de água sobre o *phantom*.

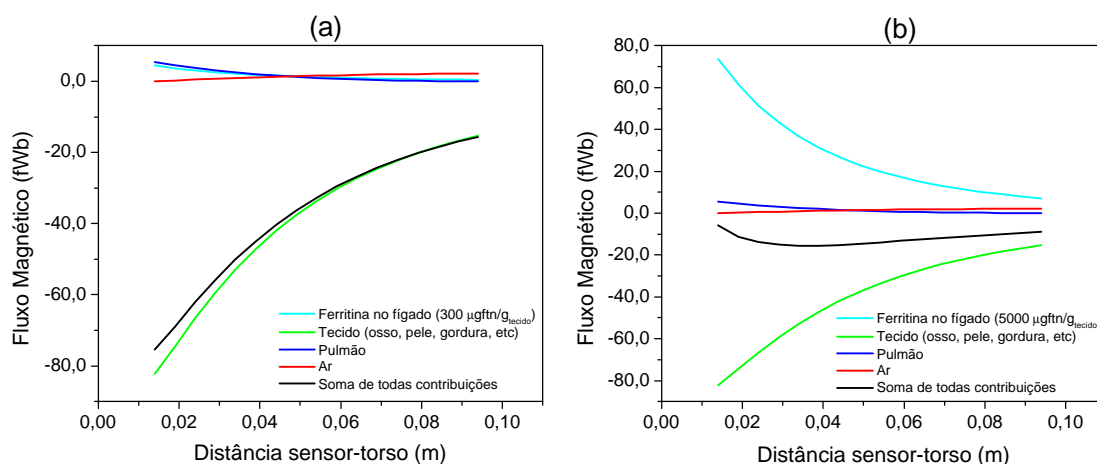
#### IV.6 – Resposta do susceptômetro simulada para diferentes partes do torso

Conforme já foi mostrado no capítulo anterior, o perfil, bem como a intensidade do fluxo magnético sobre o susceptômetro do tipo apresentado, muda com a geometria e dimensão da amostra. Como as dimensões e geometrias do torso humano diferem de uma pessoa para outra, é importante que se conheça muito bem a resposta do susceptômetro proveniente dos diferentes materiais que compõem a amostra. O modelo usado para a simulação do fluxo magnético sobre o sensor foi o mesmo apresentado no **item III.4**, ou seja: tecidos biológicos, com susceptibilidade igual à da água ( $-9,032 \times 10^{-6}$  S.I.), distribuídos em todo o torso, exceto na região dos pulmões, com geometria cilíndrica; tecido pulmonar, com susceptibilidade de  $-4,2 \times 10^{-6}$  S.I., também com geometria cilíndrica, e ferritina homogeneamente distribuída no fígado, com geometria esférica. A **figura IV.16** mostra o perfil das linhas de isossensibilidade do susceptômetro, num plano coincidente com o eixo de

simetria do sensor gradiométrico, superposto às projeções dos volumes que representam o torso. As dimensões consideradas para esses volumes foram: torso com 0,24 m de diâmetro e 0,50 m de comprimento; fígado com 0,14 m de diâmetro e pulmão com 0,14 m de diâmetro e 0,18 m de comprimento. A **figura IV.17** mostra o perfil do fluxo magnético calculado independentemente para o volume dos tecidos biológicos, exceto o pulmão (—); da ferritina presente nos tecidos hepáticos, em dois níveis: a) 0,3 mg ftn/g<sub>tecido</sub> e b) 5000 mg ftn/g<sub>tecido</sub>; (—); do tecido pulmonar (—); do ar externo ao torso (—) e o fluxo resultante da soma de todas essas contribuições (—). A intensidade dos contornos de isossensibilidade é igual a  $(\vec{B}_m \cdot \vec{B}_d)_{n=1} / n^5$ , sendo  $n$  o número do contorno.

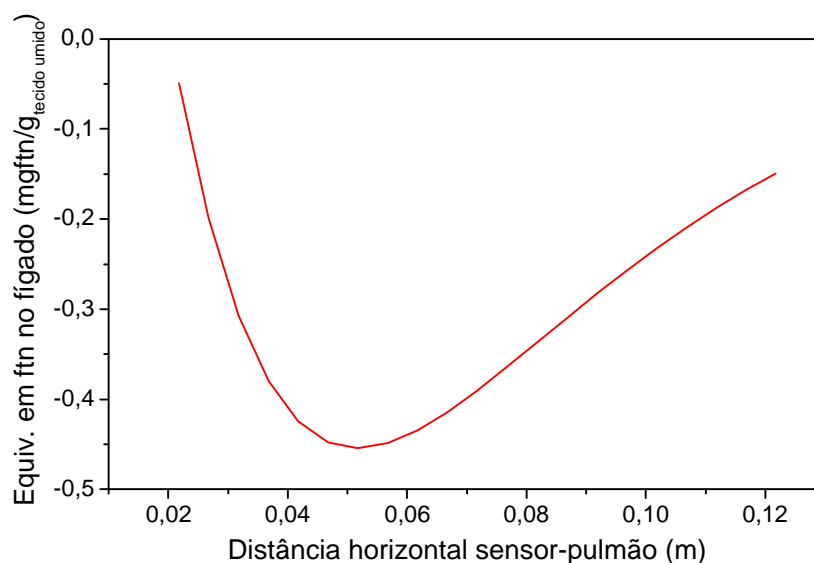


**Figura IV.16:** Mapa das linhas de isossensibilidade do susceptômetro apresentado na **figura IV.4**, calculadas num plano coincidente com o eixo de simetria do sensor, na região em que se encontra a amostra. As projeções dos volumes que representam o fígado, o torso e os pulmões também estão apresentadas.



**Figura IV.17:** Fluxo magnético sobre o susceptômetro da **figura IV.4**, simulado para diferentes distâncias entre o torso e a bobina sensora. As diferentes curvas representam o fluxo calculado para cada volume separadamente (tecidos (¾), pulmões (¾), ar (¾), ferritina (¾)), bem como o fluxo resultante da soma de todas (¾), considerando-se dois diferentes níveis de ferritina no tecido hepático: (a) normal (300 µgFtn/g<sub>tecido</sub>); (b) com sobrecarga equivalente a 5000 µgFtn/g<sub>tecido</sub>.

O sinal proveniente da presença dos pulmões é equivalente ao sinal gerado por uma concentração normal de ferritina, distribuída nos tecidos hepáticos. No entanto, de acordo com o modelo de representação do fluxo proveniente do torso, quando uma bolsa de água é usada entre o torso e o sensor magnético, a região pulmonar passa a ter uma suscetibilidade positiva ( $\chi_{\text{pulm}} - \chi_{\text{H}_2\text{O}} = 4,832 \times 10^{-6}$  S.I.), proveniente da falta de tecido, e o fluxo magnético, devido a sua presença, fica negativo. A intensidade dessa contribuição varia com a dimensão do pulmão e, principalmente, com a sua distância ao eixo de simetria do sensor. Para termos uma idéia da dimensão dessa variação, a **figura IV.18** mostra o equivalente em ferritina hepática correspondente à presença do pulmão, com as dimensões apresentadas acima, simulado para diferentes distâncias horizontais entre o eixo de simetria do sensor e o início do pulmão, considerando-se a presença da bolsa de água. A distância vertical considerada entre o sensor e o pulmão foi de 3 cm.



**Figura IV.18:** Equivalente em ferritina no fígado para a contribuição magnética, gerado pela presença dos pulmões e estimado para várias distâncias entre o eixo de simetria axial do gradiômetro e o início dos pulmões. Essa curva foi obtida considerando-se a bolsa de água entre o sensor e o torso.

Numa pessoa adulta com estatura média, a distância horizontal entre o ponto de medida no fígado e o início dos pulmões é de aproximadamente 5 cm. De acordo com a **figura IV.18**, para essa distância, a contribuição proveniente dos pulmões corresponde a uma deficiência de ferro no fígado de aproximadamente  $-500 \mu\text{gFtn/g}_{\text{tecido}}$ . Isso implica que, em pessoas normais, a contribuição positiva do fluxo magnético proveniente da ferritina distribuída no tecido hepático é praticamente neutralizada pela contribuição proveniente dos pulmões. E quanto menor for a distância entre o centro do fígado e o início dos pulmões, e/ou quanto menor for o torso, menor será a sua interferência. Observa-se também que, para esse espaço em torno de 5 cm entre o centro do fígado e o início dos pulmões, a variação do sinal proveniente deste último órgão é mínima, o que implica maior precisão nas medidas. A presença do pulmão no cálculo do fluxo deve ser, portanto, considerada para uma maior acurácia na quantificação do ferro hepático com a medida susceptométrica de campo homogêneo.

#### IV.6.1 – Estimativas das incertezas nas medidas *in vivo*

Conforme foi discutido no **item III.5**, existem várias fontes de dispersão na técnica susceptométrica que contribuem para a incerteza na quantificação do nível de ferro hepático. De modo análogo ao apresentado na **tabela III.1**, a **tabela IV.2** ilustra o equivalente em ferritina no fígado humano, estimado para as várias dispersões ( $D_s$ ) na quantificação do ferro hepático, através de medidas susceptométricas com o susceptômetro apresentado neste capítulo. A distância mínima considerada entre a pele e o sensor foi de 0,012 m

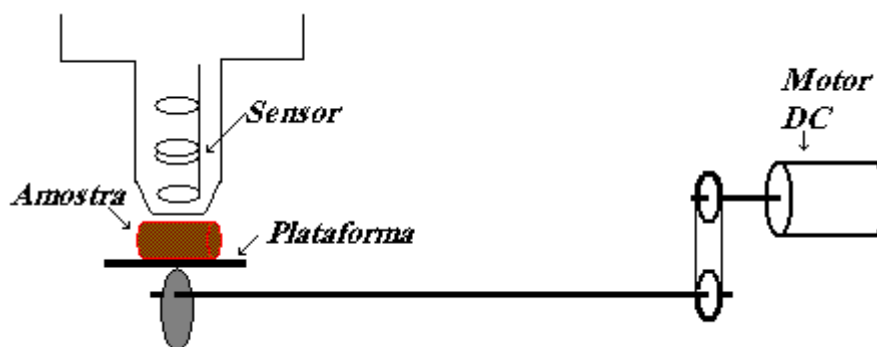
	Dispersões	Equivalente em ferritina hepática $\delta c_{ftn}$ ( $\mu\text{g ftm/g}_{\text{tecido}}$ )
Torso	D1: posição vertical do torso ( $\delta z_{\text{tor}}=0,002$ m)	96
	D2: posição horizontal do torso ( $\delta x_{\text{tor}}=0,01$ m)	188
	D3: raio cilíndrico do torso ( $\delta \rho_{\text{tor}}=0,005$ m)	272
Pulmão	D4: profundidade do fígado ( $\delta z_{\text{fig}}=0,002$ m)	0,081 $c_{ftn}$
	D5: posição horizontal do fígado ( $\delta r_{\text{fig}}=0,01$ m)	0,080 $c_{ftn}$
	D6: volume do fígado ( $\delta v_{\text{fig}} = 20$ %)	0,007 $c_{ftn}$
Fígado	D7: profundidade do pulmão ( $\delta z_{\text{pul}}=0,003$ m)	32
	D8: posição horizontal do pulmão ( $\delta y_{\text{pul}}=0,01$ m)	54
	D9: raio cilíndrico do pulmão ( $\delta \rho_{\text{pul}}= 0,01$ m)	90
	D10: Dispersão instrumental ( $\delta V=0,0005$ V)	10

**Tabela IV.2:** Incertezas na avaliação do nível de ferro no tecido hepático, através da medida susceptométrica proveniente das dispersões nos parâmetros geométricos e posicionamento do torso, do fígado e do pulmão, bem como das dispersões instrumentais.

#### IV.7 – Magnetização da amostra usando-se o campo terrestre

Uma outra possibilidade de se magnetizar a região do fígado na medida susceptométrica hepática é usando-se o próprio Campo Magnético Terrestre (CMT), mas,

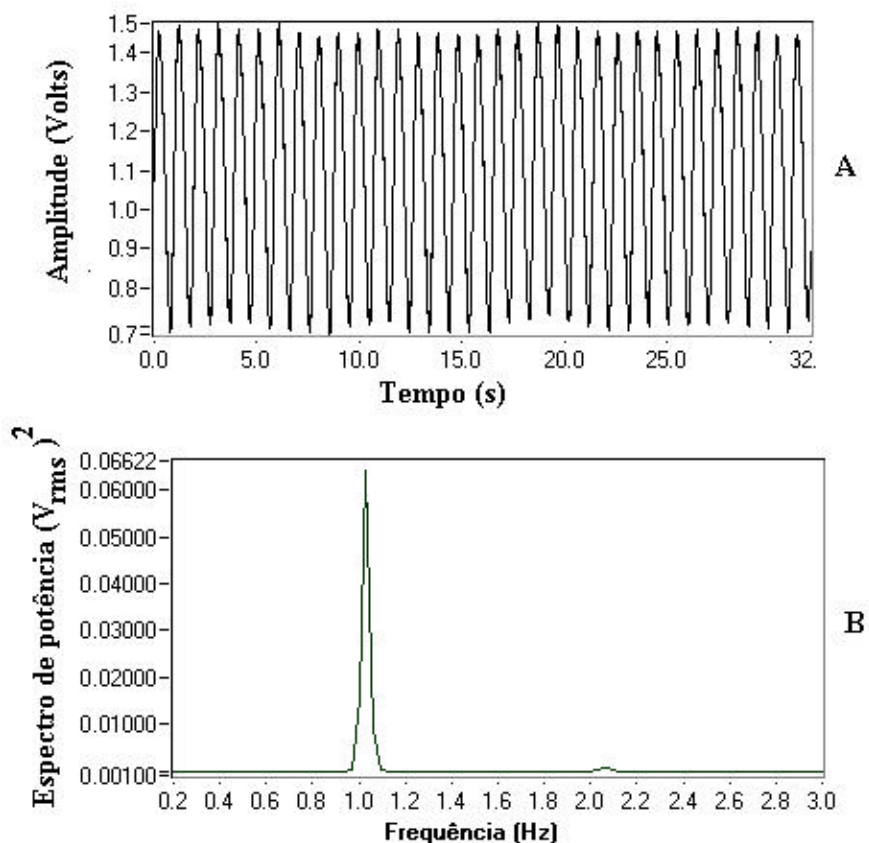
como este é de baixa intensidade ( $\sim 20 \mu\text{T}$  na região de Ribeirão Preto), a magnetização  $M$  do tecido hepático também será baixa. Portanto, para que sua medida seja possível, uma técnica bastante sensível é necessária, como, por exemplo, o uso de detecção sensível à fase (*lock-in*) ou de análise de espectro de potência. Contudo, para isso, é preciso que a amostra vibre próximo do sensor, com uma referência ( $f_0$ ) bem definida, o que exige a construção de um sistema preciso e bastante delicado para vibrar uma pessoa. Para testar a sensibilidade desse método, foi desenvolvido um sistema que permite vibrar a amostra numa frequência de aproximadamente 1 Hz e 2 cm de amplitude. Esse aparato consistiu de um motor com torque em baixa rotação, acoplado a uma plataforma, em que foi colocada a amostra. O motor ficou 3 metros distante do sensor para se evitarem interferências (**Figura IV.19**). Medidas foram feitas em soluções de  $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ , com concentrações equivalentes às encontradas em pacientes com sobrecargas de ferro ( $1\text{-}10 \text{ mg ftn/g}_{\text{tecido}}$ ). O *phantom* no qual foi posta a solução consistiu de um cilindro com 5 cm de diâmetro e 10 cm de comprimento e a distância mínima entre a amostra e a bobina sensora foi de 1,2 cm. O gradiômetro usado nesse experimento foi um axial de segunda ordem, com 0,07 m de linha de base e 0,0256 m de diâmetro (Moraes ER, 1995).



**Figura IV.19:** Sistema desenvolvido para vibrar a amostra no campo terrestre para a medida da suscetibilidade magnética, usando-se o sensor SQUID-RF.

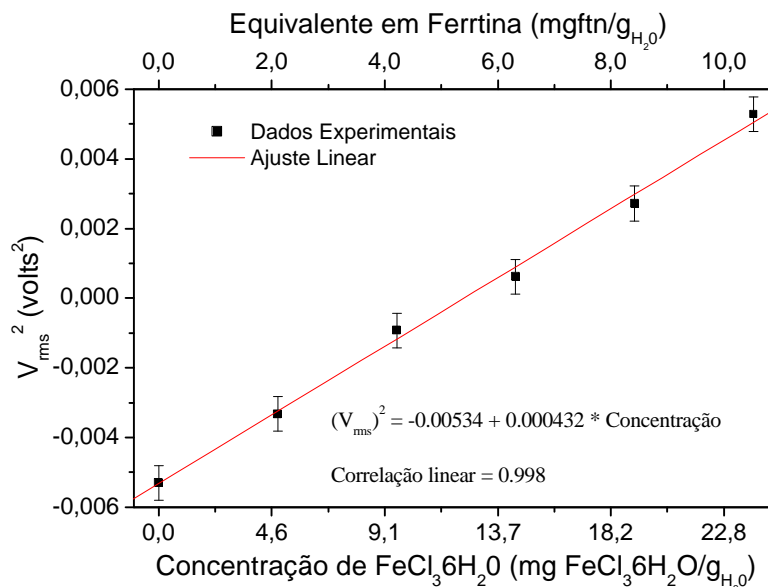
Os dados foram adquiridos com uma placa A/D de 12 bits, acoplada a um microcomputador. Para cada aquisição, foram obtidos 8192 pontos numa taxa de 1024 Hz e

obteve-se a amplitude do sinal através do espectro de potência. A **figura IV.19** mostra a resposta do sistema para uma concentração de  $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$  equivalente a 10 mg ftn/g de água. A **figura IV.20** mostra uma boa linearidade do sinal em função da concentração de  $\text{Fe}^{3+}$ , com uma correlação linear de 0,998.



**Figura IV.20:** Resposta do sistema para a medida da suscetibilidade magnética com o uso do campo terrestre para a magnetização da amostra e esta sendo vibrada por um sistema mecânico. A amostra consistiu de um *phantom* cilíndrico (10 cm de comprimento e 5 cm de diâmetro) preenchido com solução de  $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ , com concentração de ferro equivalente a 10  $\text{mgFe}^{3+}/\text{g}$  de água.





**Figura IV.21:** Medida susceptométrica realizada num conjunto de soluções de FeCl<sub>3</sub>6H<sub>2</sub>O, com diferentes concentrações, presentes num recipiente cilíndrico (10 cm de comprimento e 5 cm de diâmetro), magnetizadas pelo próprio campo terrestre.

Esses resultados preliminares indicam que é possível utilizar-se o campo magnético terrestre, desde que a amostra seja movimentada com uma frequência conhecida. Para pequenas amostras, isso é relativamente fácil, porém vibrar uma massa da ordem de 70 Kg (peso médio de uma pessoa adulta) torna-se uma tarefa difícil. A vantagem da implementação dessa técnica viria com a simplificação do sistema eletrônico de excitação, bem como com a eliminação do cancelamento ativo.