

III – Simulações computacionais

A simulação computacional de vários detalhes do arranjo susceptométrico, durante o seu desenvolvimento, foi parte fundamental para o ponto de partida de algumas iniciativas, bem como para o entendimento e conclusões de alguns resultados experimentais. Apresentamos neste capítulo: uma descrição do procedimento matemático usado para resolver a integral de fluxo (equação II.17); detalhes do fluxo magnético sobre as bobinas detectoras para quatro diferentes arranjos, idealizados para o desenvolvimento de um susceptômetro, bem como as vantagens e desvantagens do seu uso na medida susceptométrica do fígado; o modelo geométrico atribuído para o torso e o procedimento usado para quantificar a sobrecarga de ferro no fígado; os perfis do fluxo magnético para os arranjos susceptométricos na presença de diferentes porções do torso (tecido, fígado, pulmões, etc), simulados individualmente; e, por fim, uma estimativa da variação da medida do nível de ferro no fígado, com a técnica susceptométrica proveniente das incertezas nos diversos dependentes.

III.1 – Resolução da integral de fluxo

O integrando da integral de fluxo compreende o produto escalar dos campos magnéticos gerados pelas bobinas detectoras, se energizadas (campo recíproco) e de excitação ($\vec{B}_r \cdot \vec{B}_e$). Numa medida susceptométrica, a magnetização é feita na mesma direção da detecção, ou seja, os eixos de simetria de ambas as bobinas são paralelos. Dessa forma, apenas uma componente do produto escalar é não-nula – a componente z. A integral foi resolvida numericamente por um somatório, ou seja:

$$\Phi = \frac{1}{m_0} \int_{Vol} c \vec{B}_e \cdot \frac{\vec{B}_r}{I_r} dr^3 \approx \frac{1}{m_0} \sum_j \sum_r \sum_z \left(c \vec{B}_e \cdot \frac{\vec{B}_r}{I_r} \right)_z dx dy dz \quad \text{III.1}$$

As bobinas gradiométricas supercondutoras de excitação ou detecção apresentadas neste trabalho são de simetria axial e a densidade de campo magnético $B(r)$, gerado por essas bobinas em qualquer ponto do espaço, foi calculada usando-se integrais elípticas com simetria cilíndrica, (Farrel D. E. *et al*, 1983):

$$B_z = \frac{\mathbf{m}_0}{2\mathbf{p}} \frac{I}{\sqrt{(\mathbf{r} + a)^2 + z^2}} \left[K(k) + \frac{a^2 - \mathbf{r}^2 - z^2}{(a - \mathbf{r})^2 + z^2} E(k) \right]$$

III.2

com

$$k^2 = \frac{4a\mathbf{r}}{(a + \mathbf{r})^2 + z^2}$$

sendo I a corrente que alimenta a bobina; a o raio da bobina; (r,z) o ponto em coordenadas cilíndricas, com relação ao centro da bobina, onde é realizado o cálculo de $B(r)$ (**figura III.1-a**); K e E as integrais elípticas completas do primeiro e segundo tipos.

O campo de excitação homogêneo pode ser gerado por um conjunto de grandes bobinas. Na prática, essas bobinas são facilmente construídas com geometria retangular, conforme se está usando no sistema susceptométrico, apresentado no próximo capítulo. A componente z da densidade de fluxo (B_z) para uma espira retangular, em coordenadas cartesianas, num ponto $P(x,y,z)$, é igual a (Malmivuo J. *et al* 1986):

$$B_z = \frac{Nm_0 I}{4\mathbf{p}} \sum_{i=1}^4 (-1)^i \frac{r_i(x_i + y_i) + x_i^2 + y_i^2}{r_i(r_i + x_i)r_i(r_i + y_i)}$$

III.3

com

$$\begin{aligned} x_1 = x_4 = x + lx/2 & & x_2 = x_3 = x - lx/2 \\ y_1 = y_2 = y + ly/2 & & y_3 = y_4 = y - ly/2 \end{aligned}$$

$$r_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2}$$

sendo que I é a corrente elétrica de excitação e N o número de espiras. O somatório é feito para os quatro lados da bobina, conforme mostra a **figura III.1-b**.

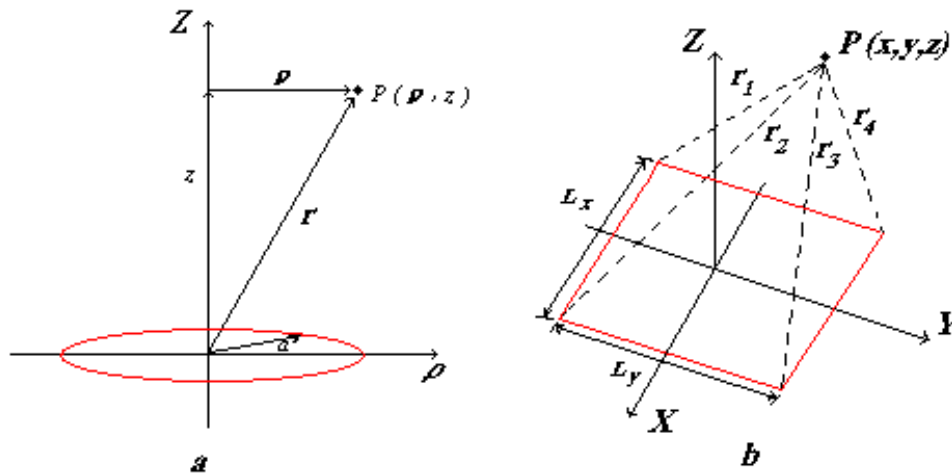


Figura III.1: Geometria das espiras usadas nas bobinas do sistema susceptométrico, com os traços das respectivas coordenadas usadas no cálculo da componente z da densidade de fluxo (B) num ponto P : (a) espira circular e (b) espira retangular.

III.2 – Detalhes de alguns arranjos susceptométricos.

Nas medidas susceptométricas, o perfil do fluxo magnético total sobre a bobina detetora, quando uma amostra é movida próximo da mesma, depende da geometria de ambas as bobinas de detecção e excitação, bem como do acoplamento entre elas, e da geometria da amostra. Esse perfil pode ser mais bem compreendido através de um mapa de linhas de iso-sensibilidade do susceptômetro. Essas linhas correspondem às curvas que interceptam os pontos de mesmo valor para o integrando ($\vec{B}_r \cdot \vec{B}_e$). Conforme já foi mencionado, a excitação magnética da amostra pode ser feita usando-se campos magnéticos homogêneos e não homogêneos. O primeiro pode ser gerado por grandes bobinas, arranjadas em uma configuração de Helmholtz (Bastuscheck *et al*, 1985; Pasquarelli *et al*, 1996) ou de Rubens (Sapiro, 1992), ou usando-se o próprio campo terrestre. A excitação não homogênea geralmente é gerada por pequenas bobinas acopladas no mesmo suporte das bobinas detetoras, conforme é feito nos susceptômetros que usam bobinas de excitação supercondutoras (Farrel *et al* 1983, Paulson *et al* 1990), ou externamente ao *dewar*, usando-se bobinas comuns (Bastuscheck *et al* 19985, Della Pena *et al* 1999, Carneiro *et al*, 1999). Essas bobinas de excitação precisam ser especialmente projetadas e posicionadas de modo que o fluxo magnético total sobre as bobinas detetoras seja nulo, quando na ausência de amostra.

Em susceptometria de grandes volumes, as geometrias até então testadas para essas bobinas detectoras foram: gradiômetro axial de segunda ordem e gradiômetro planar de primeira ordem, por apresentarem melhores condições de rejeição do campo aplicado e do ruído ambiental.

No caso da susceptometria do tecido hepático, além de ser grande, o volume de interesse (o fígado) fica a uma distância de aproximadamente 3 cm das bobinas detectoras. Nesse caso, a área das bobinas (a) e a linha de base (lb) precisam ser dimensionadas de modo a promoverem uma boa relação sinal-ruído. Apresentamos a seguir características de quatro diferentes configurações para um susceptômetro, compreendendo bobinas detectoras gradiométricas axiais de segunda ordem e planares de primeira ordem, juntamente com uma excitação homogênea, gerada por uma bobina de Helmholtz de 1 m de diâmetro, e uma não homogênea, gerada por uma pequena espira de 0,07 m de diâmetro. Cada bobina, seja de detecção ou excitação, foi considerada com uma única espira e a corrente de excitação foi considerada como sendo de 1 A. O somatório na integral de fluxo (**equação III.1**) sobre o volume de interesse foi feito dividindo-se este em elementos cúbico de $0,125 \text{ mm}^3$ de volume. Dessa forma, o erro na quantificação do nível de ferro do tecido hepático, devido à dispersão no valor da integral, é desprezível, quando comparado com os erros cometidos devido às dispersões nos parâmetros dependentes no procedimento de medida. Para grandes amostras, como o fígado humano, o tempo computacional necessário para resolver a integral de fluxo (eq. 3.1) sobre todos esses elementos de volume é muito grande, podendo durar horas num microcomputador Pentium 200. Esse tempo foi sensivelmente reduzido criando-se um arquivo com os valores do integrando $\vec{B}_r \cdot \vec{B}_e$, calculados numa matriz que contém todas as distâncias (x,y,z) entre o sensor magnético e o ponto de integração na amostra, pois esses parâmetros dependem apenas da geometria das bobinas de excitação e de detecção.

III.2.1 – Detector gradiométrico axial de segunda ordem

De acordo com a literatura, na ausência de blindagens magnéticas, o gradiômetro axial de segunda ordem é o mais usado em aplicações biológicas, pois oferece uma boa rejeição ao ruído ambiental e aos campos homogêneos. Quando um sistema de magnetização não homogêneo, composto de pequenas bobinas, é usado juntamente com um detector desse tipo,

uma geometria mais apropriada para ele é a de 2 bobinas idênticas enroladas em sentido contrário – equivalente a um gradiômetro axial de primeira ordem – arranjadas simetricamente ao detector gradiômetro e separadas por uma distância igual ao dobro da linha de base, conforme mostra a **figura III.2**. As **figuras III.3 e III.4** mostram o mapa de linhas de isossensibilidade de um susceptômetro composto de um detector gradiométrico axial de segunda ordem, com 0,0254 m (1 polegada) de diâmetro e 0,07 m de linha de base, com excitação não homogênea e homogênea. A intensidade dos contornos é igual a $(\vec{B}_r \cdot \vec{B}_e)_{n=1}/n^5$, sendo n o número do contorno. Esse mapa está em um plano coincidente com o eixo de simetria axial das bobinas e localizado 0,011 m abaixo da bobina sensora, última bobina do detector gradiométrico. Superpostas aos mapas de isossensibilidade, estão delineadas a projeção de um cilindro representando o torso e a projeção de uma esfera representando o fígado. O campo não homogêneo foi produzido por uma bobina equivalente a um gradiômetro axial de primeira ordem, com 0,14 m de linha de base e 0,07 m de diâmetro, arranjada simetricamente ao detector, conforme está ilustrado na **figura III.4**.

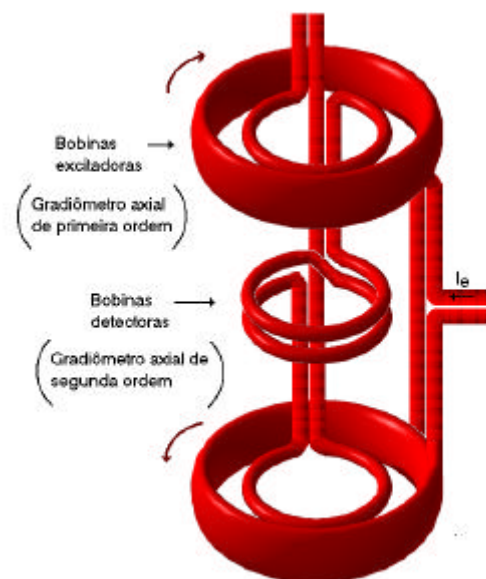


Figura III.2: Detalhes do acoplamento entre um detector gradiométrico de segunda ordem (bobina interna) e uma bobina de excitação não homogênea, com uma configuração equivalente à um gradiômetro de primeira ordem (bobina externa).

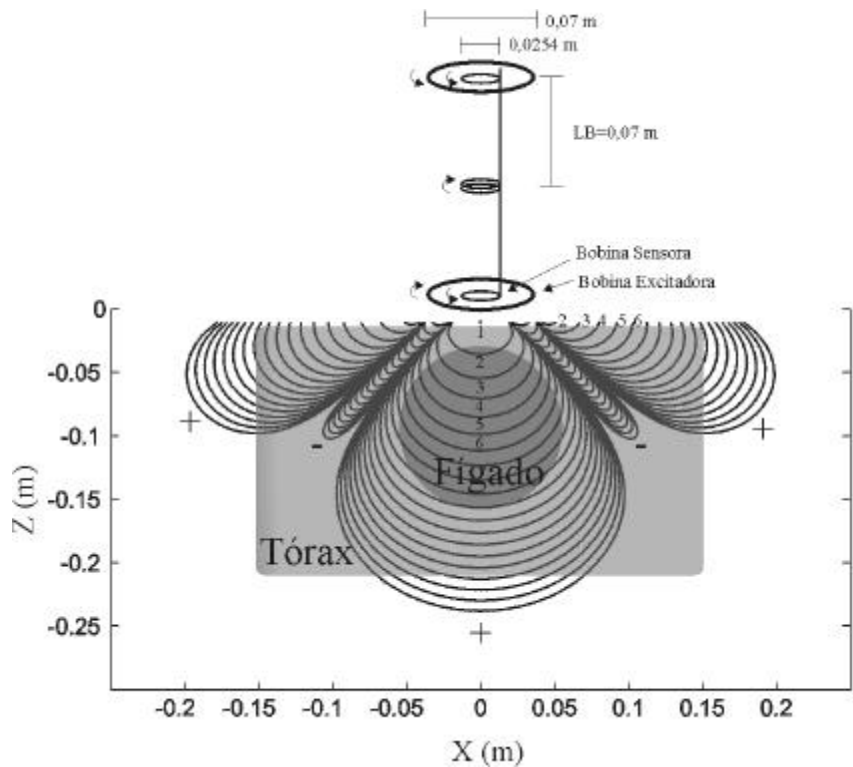


Figura III.3: Mapa das linhas de isossensibilidade de um susceptômetro composto de um detector gradiométrico de segunda ordem, com 0,07 m de linha de base e 0,0254 m de diâmetro, e uma excitação magnética gerada por uma bobina equivalente a um gradiômetro axial de primeira ordem, com 0,07 m de diâmetro e 0,014 m de linha de base, acoplada simetricamente ao detector. O retângulo superposto às linhas de isossensibilidade representa a projeção de um cilindro deitado, com dimensões equivalentes às de um torso humano adulto, e o círculo representa a projeção de uma esfera, com volume equivalente ao do fígado. A intensidade dos contornos é igual a $(\vec{B}_r \cdot \vec{B}_e)_{n=1} / n^5$, sendo n o número do contorno.

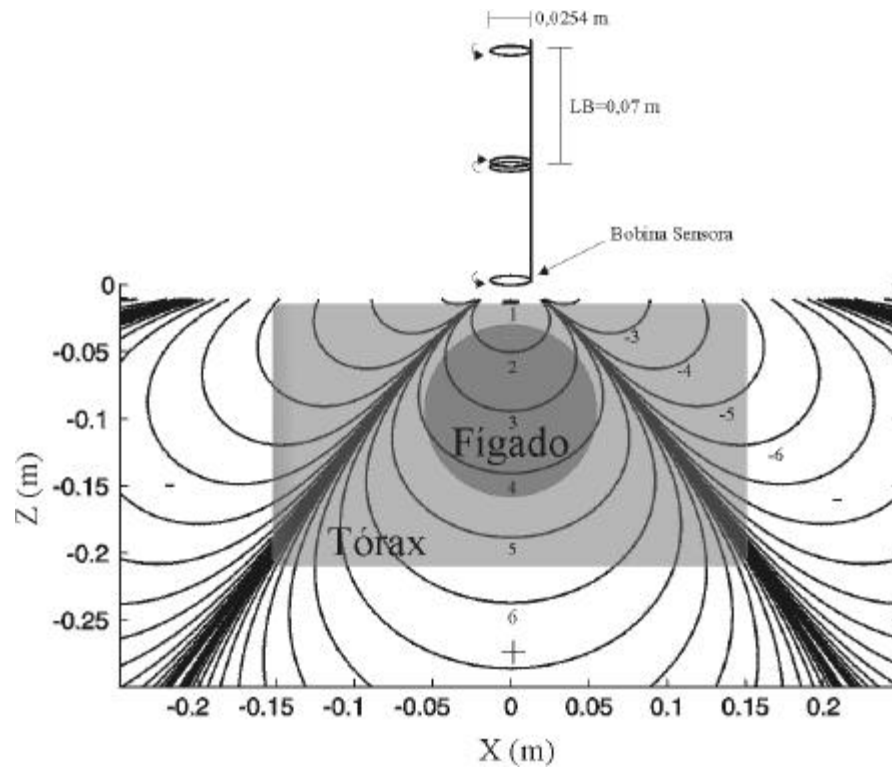


Figura III.4: Mapa das linhas de isossensibilidade de um susceptômetro composto de um detector gradiométrico de segunda ordem, com 0,07 m de linha de base e 0,0254 m de diâmetro, e uma excitação magnética homogênea. O retângulo superposto às linhas de isossensibilidade representa a projeção de um cilindro deitado, com dimensões equivalentes às de um torso humano adulto, e o círculo representa a projeção de uma esfera, com volume equivalente ao do fígado. A intensidade dos contornos é igual a $(\vec{B}_r \cdot \vec{B}_e)_{n=1}/n^5$, sendo n o número do contorno.

Pode-se observar nas **figuras III.3 e III.4** que todo o volume da esfera encontra-se apenas na região positiva das linhas de isossensibilidade, ou seja, sua contribuição magnética é máxima. No entanto, para o cilindro, uma parte do seu volume encontra-se na região positiva e a outra, na região negativa, motivo pelo qual o fluxo magnético volta a decrescer, em módulo, após um determinado volume, conforme está ilustrado nas **figuras III.5 e III.6**. Essas figuras apresentam os perfis do fluxo magnético sobre o detector gradiométrico de segunda ordem, para ambos os sistemas de magnetização, simulados para diferentes volumes (esféricos e cilíndricos) e diferentes *lbs* do gradiômetro. O comprimento do cilindro foi mantido constante

e igual a 0,3 m. O volume esférico foi posicionado a 0,028 m e o cilindro, a 0,011 m da bobina inferior do gradiômetro, distâncias essas equivalentes para o fígado e o torso, numa medida convencional, usando-se um susceptômetro supercondutor. As simulações foram feitas considerando-se as bobinas (sensora e de excitação) compostas de uma única espira, sendo esta última energizada com uma corrente de 1 A.

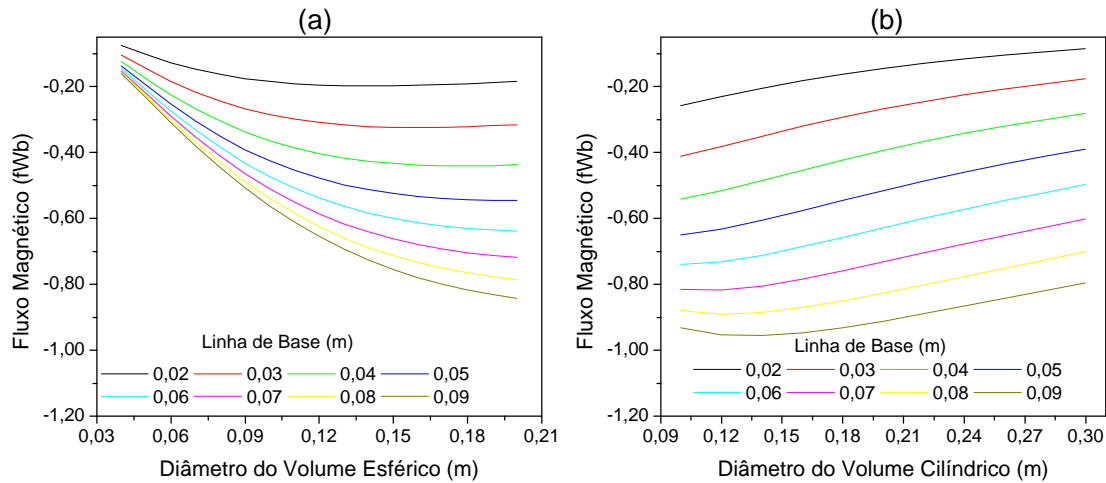


Figura III.5: Fluxo magnético sobre o susceptômetro de campo homogêneo, com detector gradiométrico axial de segunda ordem, quando na presença dos volumes (a) esféricos e (b) cilíndricos preenchidos com água, simulado para diferentes volumes e diferentes linhas de base do gradiômetro, mantendo-se fixo o diâmetro das bobinas (0,0254 m). A esfera foi posicionada 0,028 m e o cilindro, 0,011 m abaixo da bobina sensora.

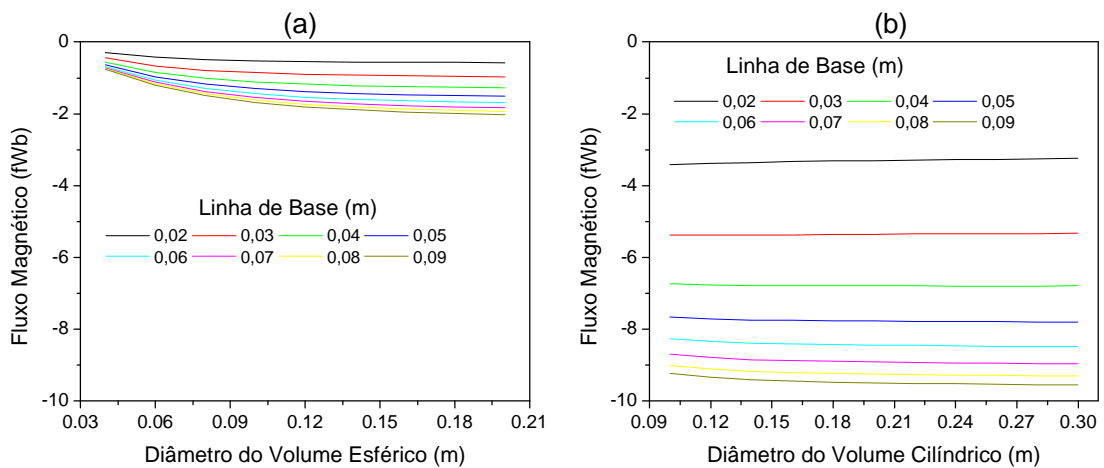


Figura III.6: Fluxo magnético sobre o susceptômetro de campo não homogêneo, com detector gradiométrico axial de segunda ordem, quando na presença dos volumes (a) esféricos e (b) cilíndricos preenchidos com água, simulado para diferentes volumes e diferentes linhas de base do gradiômetro, mantendo-se fixo o diâmetro das bobinas (0,0254 m). A esfera foi posicionada 0,028 m e o cilindro, 0,011 m abaixo da bobina sensora.

III.2.2 – Detector gradiométrico planar de primeira ordem

A geometria usada para o detector gradiométrico planar de primeira ordem foi a mesma apresentada na **figura II.7-c**. Nesse tipo de gradiômetro, ambas as bobinas ficam no mesmo plano e, assim, qualquer uma delas pode ser usada como bobina sensora. Com essa geometria, o arranjo da bobina de excitação não homogênea é bastante simplificado, podendo ser feito com uma única bobina simetricamente acoplada.

As **figuras III.7 e III.8** mostram o mapa das linhas de isossensibilidade de um susceptômetro com um detector planar de primeira ordem, composto de duas bobinas idênticas com 0,001 m de diâmetro e 0,003 m de linha de base, usando-se ambas as excitações: homogênea, gerada por uma bobina de Helmholtz, conforme apresentada no item anterior, e não homogênea, gerada por uma única espira com 0,07 m de diâmetro, ilustrada juntamente com o mapa das linhas de isossensibilidade.

De acordo com o mapa das linhas de isossensibilidade para um detector gradiométrico planar do tipo apresentado acima, a posição da amostra, para a condição de máxima intensidade de fluxo, está fora do eixo de simetria da bobina sensora. E essa posição muda com as dimensões e geometria da amostra e do arranjo de bobinas, conforme mostra a **figura III.9**, que representa os perfis do fluxo magnético sobre os susceptômetros, apresentados nas figuras **III.7 e III.8**, simulados para diferentes volumes de uma amostra esférica, posicionada em diferentes pontos ao longo de uma linha paralela ao plano, que contém as duas bobinas detectoras, e 0,028 m distante destas. As **figuras III.10 e III.11** mostram os perfis do fluxo magnético para diferentes lbs do gradiômetro planar e diferentes volumes (esféricos e cilíndricos) posicionados numa região de ganho máximo, a uma distância vertical da bobina sensora igual à usada para o gradiômetro axial de segunda ordem (0,028 para esfera e 0,011 para o cilindro).

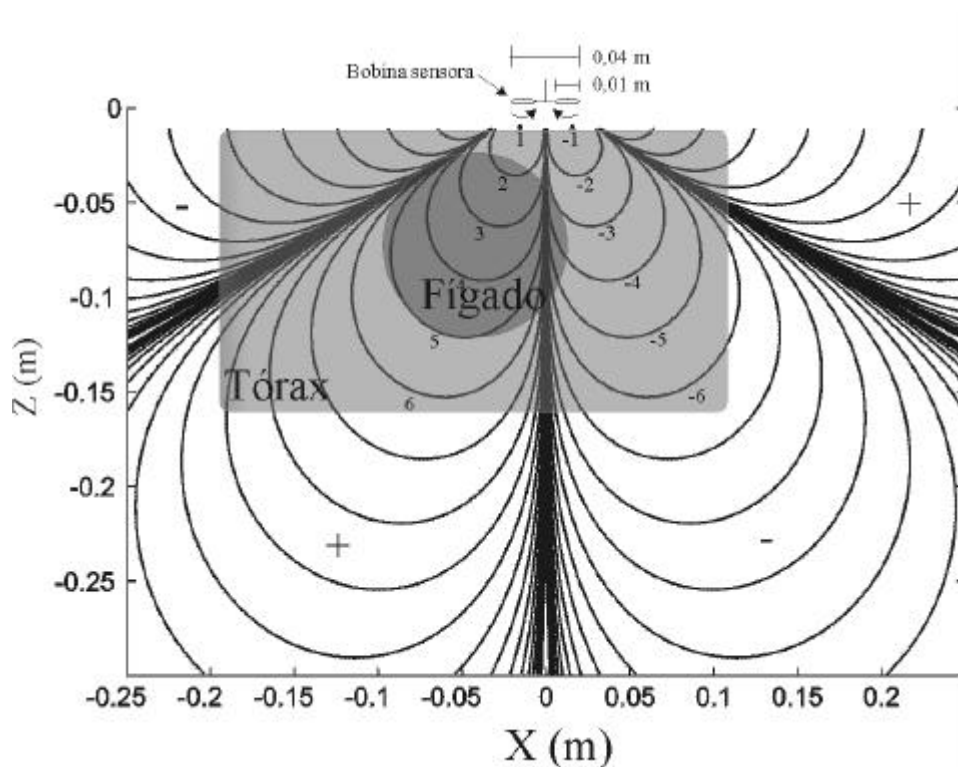


Figura III.7: Mapa das linhas de isossensibilidade de um susceptômetro composto de um detector gradiométrico planar de primeira ordem, com duas bobinas idênticas de 0,01 m de diâmetro, separadas por 0,03 m (linha de base), e uma excitação magnética homogênea. O retângulo superposto às linhas de isossensibilidade representa a projeção de um cilindro deitado, com dimensões

equivalentes às de um torso humano adulto, e o círculo representa a projeção de uma esfera, com volume equivalente ao do fígado. A intensidade dos contornos é igual a $(\vec{B}_r \cdot \vec{B}_e)_{n=1}/n^5$, sendo n o número do contorno.

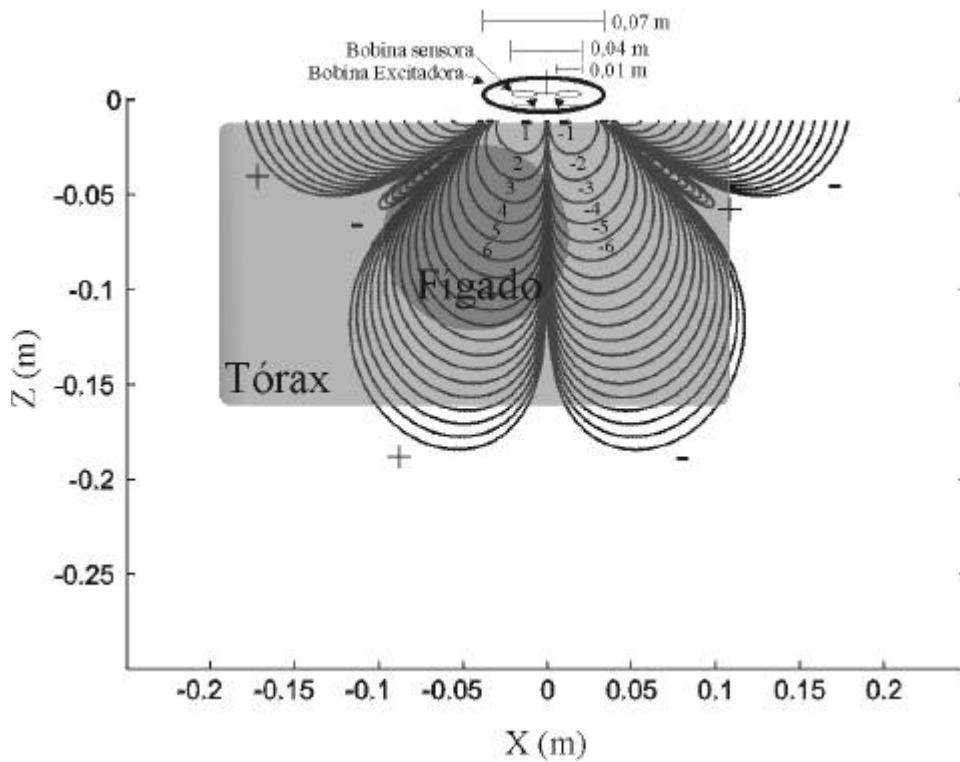


Figura III.8: Mapa das linhas de isossensibilidade de um susceptômetro composto de um detector gradiométrico planar de primeira ordem, com duas bobinas idênticas de 0,01 m de diâmetro, separadas por 0,02 m (linha de base), e uma excitação magnética gerada com um única bobina de 0,07 m de diâmetro, acoplada simetricamente ao detector. O retângulo superposto às linhas de isossensibilidade representa a projeção de um cilindro deitado, com dimensões equivalentes às de um torso humano adulto, e o círculo representa a projeção de uma esfera, com volume equivalente ao do fígado. A intensidade dos contornos é igual a $(\vec{B}_r \cdot \vec{B}_e)_{n=1}/n^5$, sendo n o número do contorno.

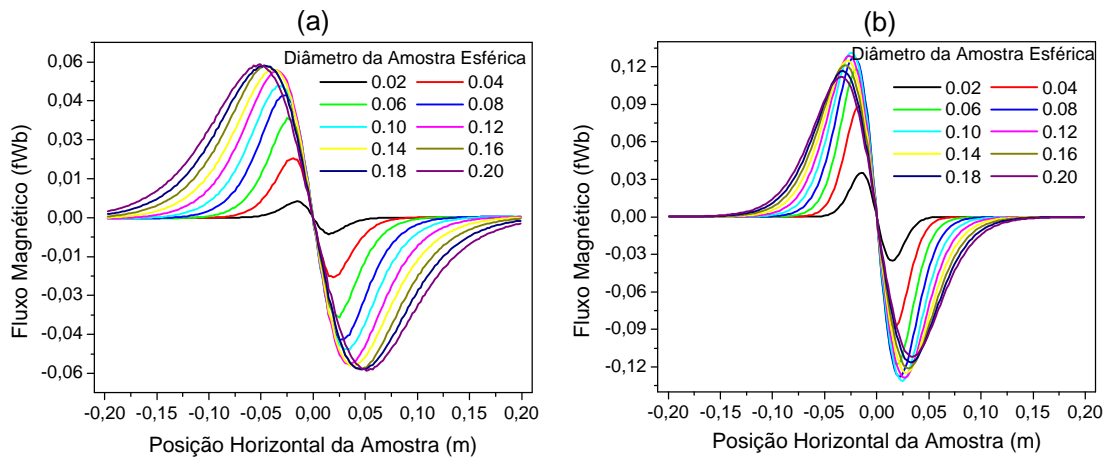


Figura III.9: Perfil do fluxo magnético sobre as bobinas sensoras do susceptômetro apresentado na (a) **Figura III.7** e na (b) **Figura III.8**, simulado para diferentes volumes esféricos preenchidos com água, posicionados em diferentes pontos sobre um eixo paralelo às bobinas sensoras e 0,028 m abaixo das mesmas.

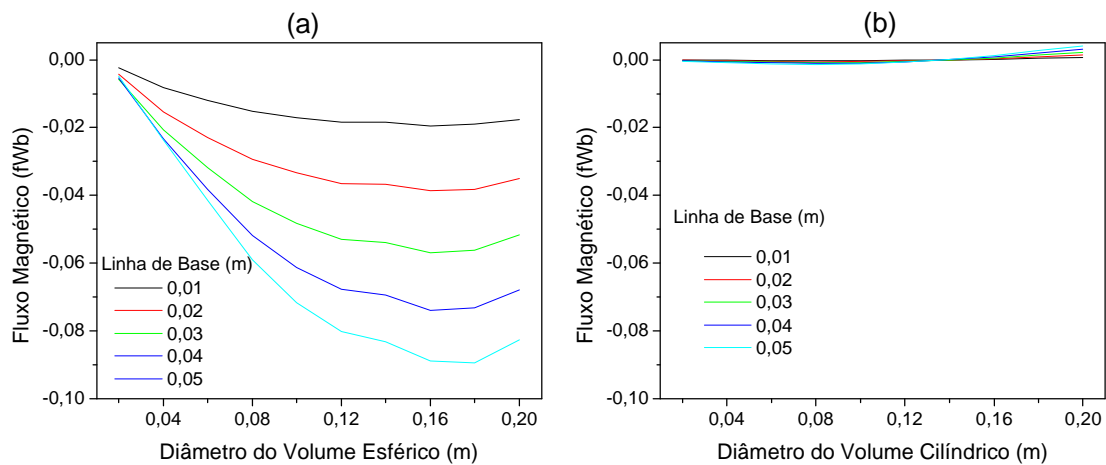


Figura III.10: Fluxo magnético sobre o susceptômetro de campo homogêneo, com detector gradiométrico axial de segunda ordem, quando na presença de amostras (a) esféricas e (b) cilíndricas preenchidas com água, simulado para diferentes volumes e diferentes linhas de base do gradiômetro, mantendo-se fixo o diâmetro das bobinas (0,0254 m). A esfera foi posicionada 0,028 m e o cilindro, 0,011 m abaixo da bobina sensora.

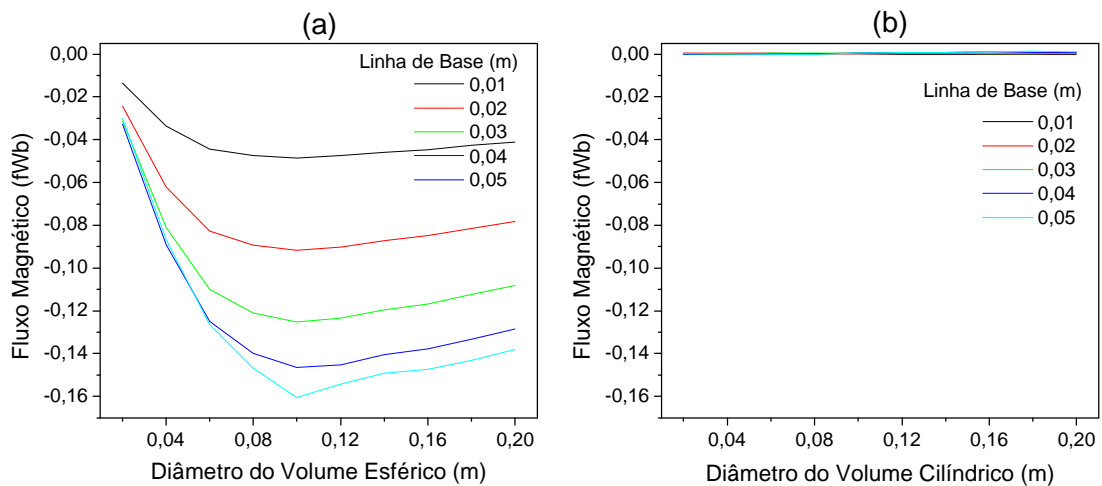


Figura III.11: Fluxo magnético sobre o susceptômetro de campo não homogêneo, com detector gradiométrico planar de primeira ordem, quando na presença de amostras (a) esféricas e (b) cilíndricas preenchidas com água, simulado para diferentes volumes e diferentes linhas de base do gradiômetro, mantendo-se fixo o diâmetro das bobinas (0,0254 m). A esfera foi posicionada 0,028 m e o cilindro, 0,011 m abaixo da bobina sensora.

O fluxo magnético sobre o gradiômetro planar devido à presença do volume esférico é muito maior que o fluxo devido à presença do cilindro, para todos os tamanhos considerados. Isso acontece porque, quando o *phantom* se encontra numa posição em que o fluxo magnético proveniente da magnetização do volume esférico é máximo, o volume cilíndrico fica quase que igualmente presente nas duas bobinas que compõem o gradiômetro e, porque elas estão enroladas em sentido oposto, o fluxo resultante é praticamente nulo. Em princípio, esse perfil de fluxo apresenta o gradiômetro planar como a geometria ideal para a medida susceptométrica do fígado, pois, ao contrário do que ocorre com o gradiômetro axial, a contribuição magnética devido à presença dos tecidos biológicos que preenchem todo o torso será menor do que aquela devido ao fígado no volume hepático. No entanto, como veremos mais adiante, outros fatores levam a um favorecimento do gradiômetro axial.

De acordo com os perfis do fluxo magnético, simulados para os quatro modelos de susceptômetros, na presença de grandes amostras, quanto maior for a linha de base, maior será

o ganho no fluxo magnético. Em relação ao tamanho da amostra, porém, o fluxo só é crescente até um certo volume; com o aumento deste, passa a decrescer e, quanto menor for a linha de base do gradiômetro detector, menor será o volume correspondente a esse ponto de inversão. Nos susceptômetros com detector gradiométrico axial, o volume da amostra para essa inversão é menor para a magnetização homogênea do que para a não homogênea. O oposto ocorre nos susceptômetros com detectores gradiométricos planares.

Essa redução no fluxo magnético diante do aumento do volume sugere que é possível encontrar-se uma configuração para o arranjo de bobinas sensoras e excitadoras, de modo que o fluxo magnético proveniente do ferro distribuído no volume hepático seja maior que o fluxo devido à presença dos tecidos biológicos, uma vez que o volume destes é muito maior que o volume do fígado.

III.3 – O modelo geométrico do torso simulador

Conforme já foi mencionado, na medida susceptométrica do tecido hepático “in vivo”, vários outros tecidos na vizinhança do fígado têm também suas contribuições, as quais poderiam ser precisamente eliminadas, se as posições e geometrias dos volumes de cada substância presente na região do torso que compreende o fígado, bem como suas suscetibilidades, fossem bem conhecidas para cada pessoa. Porque essas informações se apresentam como uma tarefa difícil ou até mesmo impossível, o que se faz para reduzir tais contribuições é atribuir modelos geométricos regulares para o torso e os órgãos volumosos internos, que apresentam uma suscetibilidade magnética consideravelmente diferente daquela da água, como o próprio fígado, os pulmões, etc. Como primeira aproximação, por exemplo, consideramos aqui o torso composto de apenas três substâncias, com diferentes suscetibilidades: o ferro hepático, distribuído num volume esférico com dimensões equivalentes às do fígado; os tecidos pulmonares, devido ao grande volume de ar no seu interior, também distribuído num volume cilíndrico com dimensões equivalentes às do pulmão; os tecidos biológicos (pele, osso, gordura, etc), cujas suscetibilidades são próximas à da água, distribuídos em um grande volume cilíndrico, exceto na região dos pulmões, representando o torso. A **figura III.11** mostra os detalhes desses volumes.

Nas medidas susceptométricas hepáticas, o comprimento dos torsos adultos pode ser atribuído igual para todos, enquanto que o seu diâmetro deve ser avaliado medindo-se a curvatura superior, com a pessoa em posição de medida. O volume do fígado, bem como sua profundidade no torso, geralmente é avaliado através de uma imagem de ultra-som. Em voluntários normais ou até mesmo em pacientes cuja anomalia não provoque aumento substancial do volume hepático, o mesmo também poderá ser estimado usando-se a seguinte relação (Lin *et al* 1998):

$$\text{Volume do fígado (ml)} = [13 * \text{altura (cm)}] + [12 * \text{peso (Kg)}] - 1530. \quad \text{III.4}$$

O comprimento cilíndrico dos pulmões foi atribuído como sendo igual ao seu diâmetro e igual ao diâmetro esférico do fígado. Em uma pessoa normal, com estatura média (70 Kg de peso e 1,70 m de altura), os valores estimados para esses parâmetros são: diâmetro cilíndrico do torso igual a 0,2 m e 0,3 m de comprimento; diâmetro esférico do fígado igual a 0,14 m; distância média entre a superfície do fígado e a do torso igual a 0,0175 m e diâmetro cilíndrico e comprimento do pulmão iguais a 0,14 m. A princípio podemos afirmar que a geometria do lóbulo direito do fígado (região do fígado mais próxima do sensor magnético), bem como a do pulmão, aproxima-se mais de um elipsóide do que de uma esfera ou um cilindro. Contudo, por se tratar de grandes volumes, se comparadas com as dimensões das bobinas sensoras, essas diferenças geométricas produzirão pequenas variações no sinal, conforme será apresentado no próximo item.

Em pessoas normais, como foi mencionado no capítulo anterior, a concentração de ferritina depositada no fígado pode variar entre 100 - 500 $\mu\text{g ftn/g}_{\text{tecido úmido}}$, enquanto que, em pessoas com sobrecarga, essa concentração pode alcançar até 30000 $\mu\text{g ftn/g}_{\text{tecido úmido}}$.

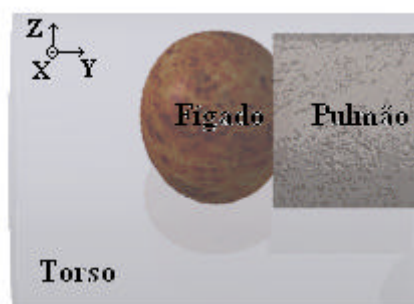


Figura III.12: Modelo geométrico do torso usado no cálculo da integral de fluxo, representando a medida susceptométrica do ferro hepático.

III.4 – O fluxo magnético sobre as bobinas detectoras na medida susceptométrica do fígado.

As medidas susceptométricas no torso, para a quantificação do nível de ferro depositado no tecido hepático, são realizadas movendo-se a região do fígado próximo ao detector magnético. De acordo com a equação II.18, quando o torso, com a geometria apresentada na **figura III.12**, é movido, a variação do fluxo magnético total sobre as bobinas detectoras do susceptômetro pode ser representada por

$$\Delta\Phi = \Delta\Phi_{tor} + \Delta\Phi_{fn} + \Delta\Phi_{pul} + \Delta\Phi_{ar} \quad \text{III.5}$$

Nesse modelo, o volume cilíndrico que representa o torso compreende todos os tecidos biológicos (exceto o tecido pulmonar), com suscetibilidade volumétrica (c_{tec}) igual a $-9,0 \times 10^{-6}$ S.I. O volume hepático, representado por uma geometria esférica, compreende apenas as moléculas de ferritina, distribuídas homogeneamente, com suscetibilidade mássica ($c_{m,fn}$) igual a $1,6 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{kg}$. O volume pulmonar, também representado por simetria cilíndrica, foi considerado com suscetibilidade volumétrica (c_{pul}) igual a $-4,2 \times 10^{-6}$. Se as medidas susceptométricas forem feitas com o espaço entre o torso e o sensor preenchido com ar, a presença deste deverá ser considerada e seu volume corresponderá ao volume de torso deslocado. Sua suscetibilidade volumétrica (c_{ar}) é $0,36 \times 10^{-6}$ S.I.. Sendo assim, o fluxo para cada volume pode ser descrito como sendo igual a:

$$\begin{aligned} \Delta\Phi_{tor} &= \frac{c_{tec}}{m_0} [\Delta\text{int}_{tor} - \Delta\text{int}_{pul}] \\ \Delta\Phi_{fn} &= \frac{c_{fn} c_{m,fn}}{m_0} \Delta\text{int}_{fig} \\ \Delta\Phi_{pul} &= \frac{c_{pul}}{m_0} \Delta\text{int}_{pul} \\ \Delta\Phi_{ar} &= -\frac{c_{ar}}{m_0} \Delta\text{int}_{tor} \end{aligned} \quad \text{III.6}$$

sendo Δint_{vol} a variação da integral $\int_{Vol} B_e(r) \cdot \frac{B_r(r)}{I_r} dr^3$, calculada sobre o volume “vol” para duas diferentes posições da amostra. Os subscritos: *tec*, *tor*, *fig*, *pul* e *ar* representam os nomes: tecidos, torso, fígado, pulmões e ar.

Substituindo-se as expressões **III.6** em **III.5**, o fluxo magnético total fica sendo igual a:

$$\Delta\Phi = \frac{1}{\mathbf{m}_0} \left[(\mathbf{c}_{tec} - \mathbf{c}_{ar}) \Delta\text{int}_{\text{tor}} + \mathbf{c}_{fm} \mathbf{c}_{fm} \Delta\text{int}_{\text{fig}} + (\mathbf{c}_{pul} - \mathbf{c}_{tec}) \Delta\text{int}_{\text{pul}} \right] \quad \text{III.7}$$

Se uma bolsa de água for acoplada entre o susceptômetro e o torso, a variação do fluxo magnético será praticamente devido à presença do ferro hepático, visto que a suscetibilidade dos tecidos biológicos é praticamente igual à da água. Nesse caso, a expressão **III.7** fica sendo igual a:

$$\Delta\Phi = \frac{1}{\mathbf{m}_0} \left[\mathbf{c}_{fm} \mathbf{c}_{fm} \Delta\text{int}_{\text{fig}} + (\mathbf{c}_{pul} - \mathbf{c}_{tec}) \Delta\text{int}_{\text{pul}} \right] \quad \text{III.8}$$

As **figuras III.13 à III.16** mostram o perfil do fluxo magnético, calculado usando-se a equação **III.6**, para diferentes distâncias entre o torso e a bobina sensora, para os quatro diferentes susceptômetros apresentados no **item III.2**. Foram considerados dois diferentes níveis de ferro no volume hepático: (a) normal (300 $\mu\text{gFtn/g}_{\text{tecido}}$) e (b) com sobrecarga equivalente a 5000 $\mu\text{gFtn/g}_{\text{tecido}}$. Essas curvas representam o fluxo magnético devido à presença de cada material, separadamente (tecidos $(\frac{3}{4})$, pulmões $(\frac{3}{4})$, ar $(\frac{3}{4})$, ferritina $(\frac{3}{4})$), bem como o fluxo resultante da soma de todas $(\frac{3}{4})$. A distância vertical entre o torso e o plano que contém a bobina sensora foi variada de 0,011 m a 0,111 m. As dimensões usadas para cada volume, que compreende o *phantom* apresentado na **figura III.12**, foram equivalentes às de uma pessoa com estatura média, conforme apresentado no item anterior. As condições para as fontes de excitação foram as mesmas já apresentadas.

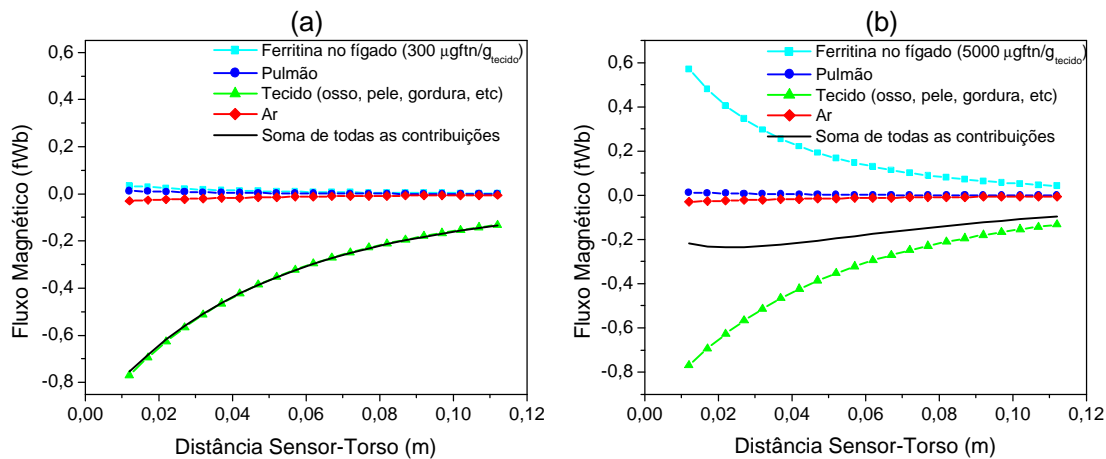


Figura III.13: Fluxo magnético sobre o susceptômetro de campo homogêneo, com o detector gradiométrico axial de segunda ordem (figura III.4), simulado para diferentes distâncias entre o torso e a bobina sensora, considerando-se dois diferentes níveis de ferritina no tecido hepático: (a) normal (300 µg ftm/g_{tecido}); (b) com sobrecarga equivalente a 5000 µg ftm/g_{tecido}.

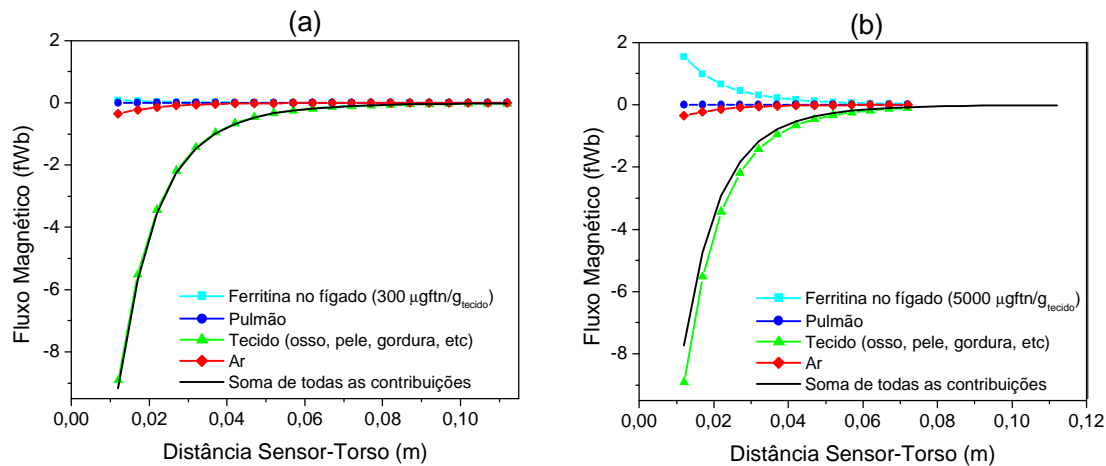


Figura III.14: Fluxo magnético sobre o susceptômetro de campo não homogêneo, com o detector gradiométrico axial de segunda ordem (figura III.3) simulado para diferentes distâncias entre o torso e a bobina sensora, considerando-se dois diferentes níveis de ferritina no tecido hepático: (a) normal (300 µg ftm/g_{tecido}); (b) com sobrecarga equivalente a 5000 µg ftm/g_{tecido}.

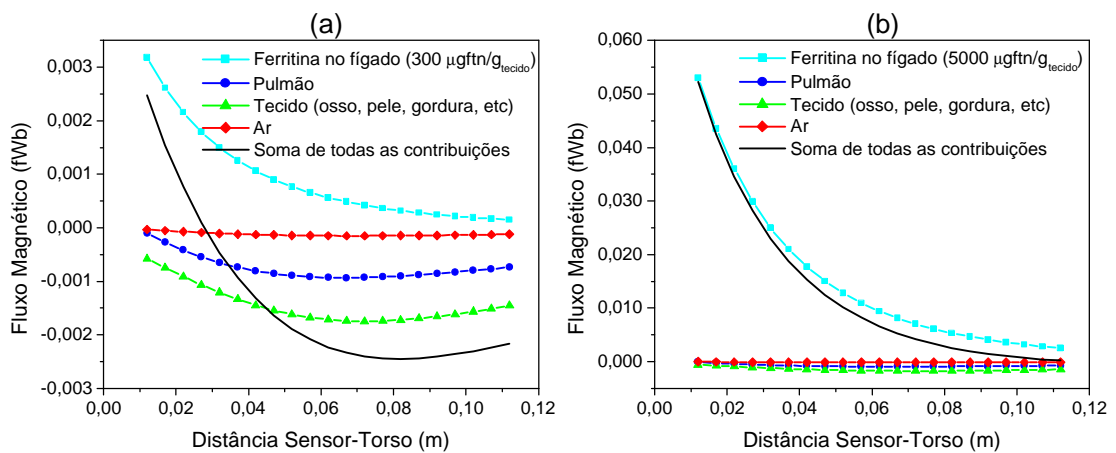


Figura III.15: Fluxo magnético sobre o susceptômetro de campo homogêneo, com o detector gradiométrico planar de primeira ordem (figura III.7), simulado para diferentes distâncias entre o torso e a bobina sensora, considerando-se dois diferentes níveis de ferritina no tecido hepático: (a) normal (300 µg ftn/g_{tecido}); (b) com sobrecarga equivalente a 5000 µg ftn/g_{tecido}.

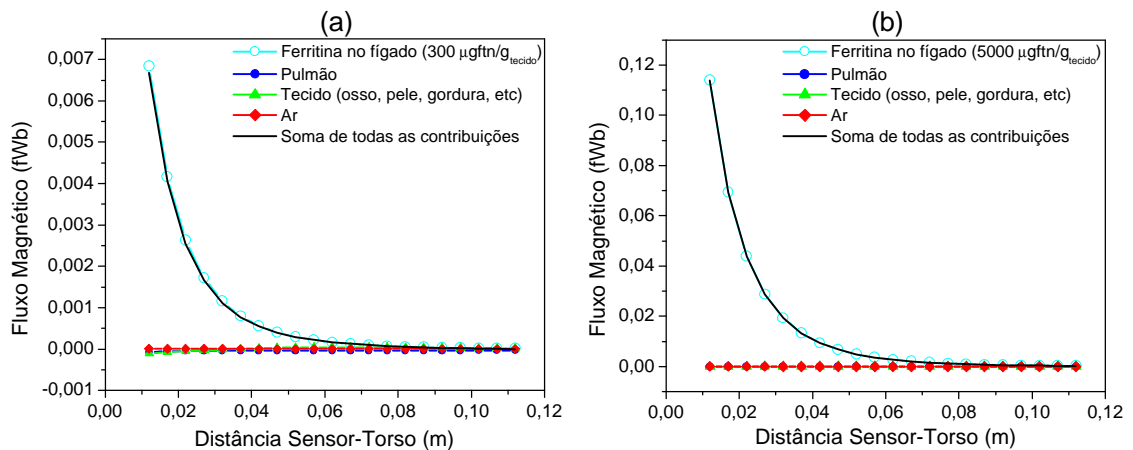


Figura III.16: Fluxo magnético sobre o susceptômetro de campo não homogêneo, com o detector gradiométrico planar de primeira ordem (figura III.8), simulado para diferentes distâncias entre o torso e a bobina sensora, considerando-se dois diferentes níveis de ferritina no tecido hepático: (a) normal (300 µg ftn/g_{tecido}); (b) com sobrecarga equivalente a 5000 µg ftn/g_{tecido}.

De acordo com as **figuras III.13 e III.14**, para os susceptômetros com detector gradiométrico axial de segunda ordem, o fluxo magnético proveniente dos tecidos biológicos é muito mais intenso do que o fluxo proveniente dos pulmões e do ar e de pequenas variações do nível de ferro no fígado, sendo essa diferença muito mais crítica para o susceptômetro com excitação não homogênea. Conforme será mostrado no próximo item, essa intensa contribuição dos tecidos implica grandes incertezas na quantificação do nível de ferro devido a pequenas variações na geometria do torso, bem como no seu posicionamento próximo ao sensor. No entanto, para garantir maior precisão nesse tipo de medida susceptométrica, é necessário que a contribuição vinda dos tecidos seja reduzida. Por outro lado, para os susceptômetros com um detector gradiométrico planar de primeira ordem, o fluxo mais intenso é devido à presença do ferro no tecido hepático, porém apresenta uma sensibilidade pequena quando comparado com os gradiômetros axiais. Obviamente essa sensibilidade aumenta com o diâmetro da bobina e/ou a linha de base (**figura III.11**) mas, por ser um gradiômetro de primeira ordem, a rejeição do campo aplicado, bem como dos ruídos ambientais, será menor do que com o gradiômetro de segunda ordem. Logo, as dificuldades experimentais podem impor limites nessas idealizações. Talvez tenha sido esse o principal motivo de os susceptômetros supercondutores, até então usados para quantificar ferro no fígado, serem compostos de sensores gradiométricos axiais de segunda ordem e uma bolsa de água acoplada entre o sensor e o torso. As **figuras III.17 e III.18** ilustram a variação do fluxo sobre os dois susceptômetros apresentados nas **figuras III.3 e III.4**, calculada usando-se a **equação III.8**, que considera o espaço entre o sensor e o torso preenchido com água, lembrando-se de que, para essa condição, foram considerados apenas o ferro homogeneamente distribuído no volume hepático e o volume do pulmão superior com suscetibilidade igual a $c_{tec} - c_{pul}$ ($4,83 \times 10^{-6}$ S.I.).

O fluxo proveniente dos pulmões para a excitação homogênea é praticamente equivalente ao fluxo devido a um depósito de ferritina no fígado, da ordem de $150 \mu\text{g ftn/g}_{\text{fígado}}$ (**figura III.17**), enquanto que, para a excitação não homogênea, é praticamente nulo (**figura III.18**). Entretanto, como os pulmões estão sempre presentes, sua contribuição susceptométrica poderá ser parcialmente corrigida com a soma de um fator que dependerá apenas de sua geometria.

Certamente, a maior fonte de erro nas medidas susceptométricas está relacionada com o posicionamento do torso próximo ao sensor, sendo esse erro muito mais crítico para o susceptômetro de campo não homogêneo, uma vez que, com o distanciamento da amostra, o fluxo sobre ele cai mais rapidamente.

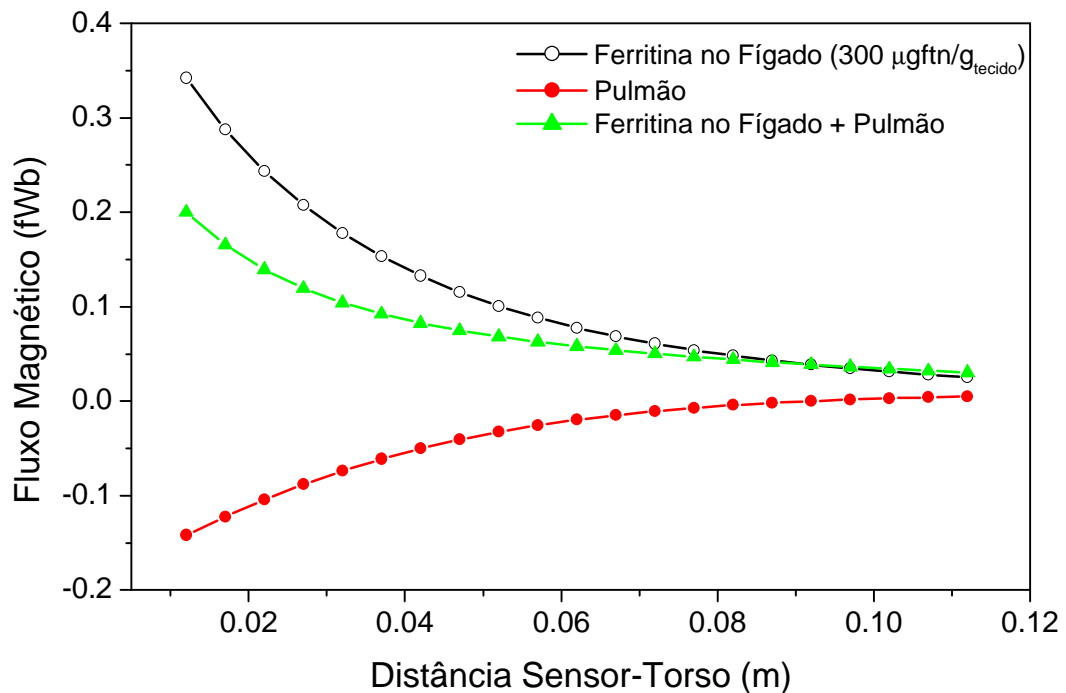


Figura III.17: Fluxo magnético sobre o susceptômetro de campo homogêneo, com o detector gradiométrico axial de segunda ordem (figura III.4), simulado para diferentes distâncias entre o torso e a bobina sensora e com esse espaço preenchido com água. A curva vermelha representa a presença dos pulmões, a preta, a presença da ferritina no fígado ($300 \mu\text{g ft n/g}_{\text{tecido}}$) e a verde, a soma das duas contribuições.

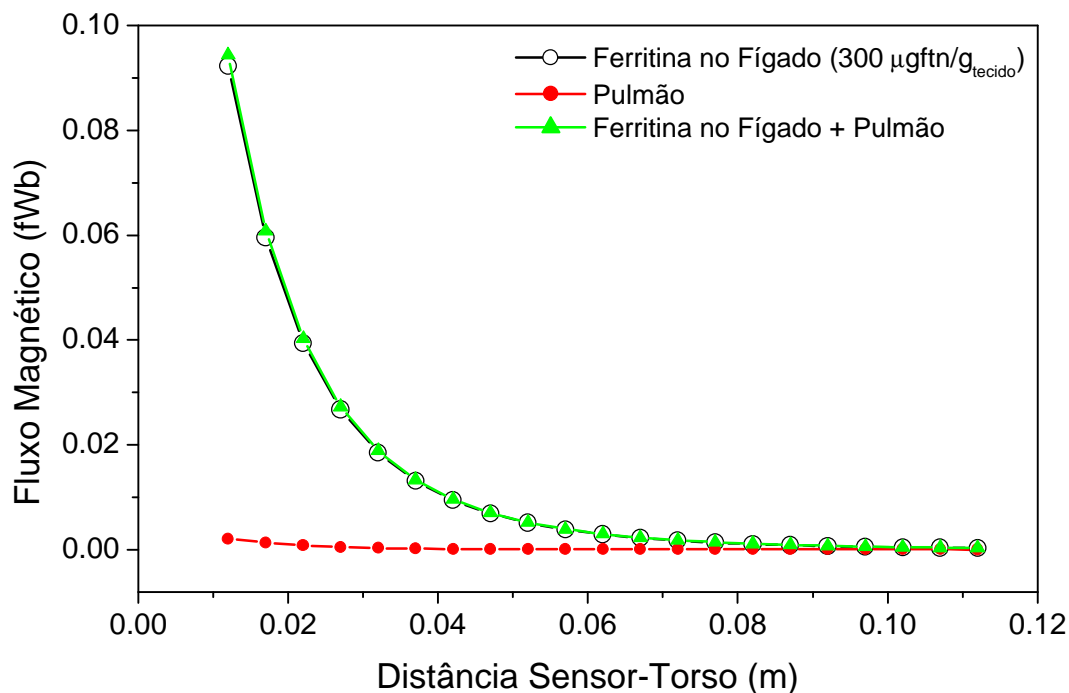


Figura III.18: Fluxo magnético sobre o susceptômetro de campo não homogêneo, com o detector gradiométrico axial de segunda ordem (**figura III.3**), para diferentes distâncias entre o torso e a bobina sensora e com esse espaço preenchido com água. A curva vermelha representa a presença dos pulmões, a preta, a presença da ferritina no fígado ($300 \mu\text{g ft n/g}_{\text{tecido}}$) e a verde, a soma das duas contribuições.

III.5 - Avaliação das incertezas na determinação do ferro hepático

As principais incertezas na medida do nível de ferro depositado no tecido hepático são devidas às dispersões na medida e/ou estimativas dos parâmetros geométricos, ao posicionamento do torso e do fígado e às instabilidades na instrumentação. Uma estimativa dessas incertezas pode ser avaliada trabalhando-se as equações **II.19** e **III.6**, na tentativa de responder a seguinte pergunta: qual o equivalente em ferritina no fígado (dc_{ftn}) para uma dispersão dV na resposta do susceptômetro devido a uma incerteza nos parâmetros

dependentes? A resposta é obtida igualando-se a variação do fluxo magnético (dF), correspondente à dispersão no parâmetro de interesse, com a variação do fluxo magnético gerado pelo equivalente em ferritina (dc_{fm}), distribuído homogeneamente no volume hepático, numa medida normal. O equivalente em ferritina no fígado para as principais dispersões, avaliado para os parâmetros do torso, dos pulmões, do fígado e da instrumentação, separadamente, está apresentado a seguir.

III.5.1 – Incerteza na avaliação da ferritina devido às dispersões nos parâmetros do torso

D1: Dispersão no posicionamento vertical do torso próximo ao sensor (dz).

Essa dispersão está relacionada com a precisão no posicionamento da cama e, principalmente, com a variação da posição da superfície superior do torso em relação ao sensor. O equivalente em ferritina (dc_{fm}^1) para essa incerteza dz , considerando-se apenas a presença dos tecidos, é representado pela seguinte relação:

$$dc_{fm}^1 = [(c_{tec} - c_{ar})d Int_{tor}(dz) + (c_{pul} - c_{tec})d Int_{pul}(dz)] / c_{m, fm} \Delta Int_{fig} \quad III.9$$

sendo c_{fm} a concentração de ferritina distribuída homogeneamente no volume do fígado, $d Int(dz) = Int(z_0) - Int(z_0 + dz)$ a variação na integral de fluxo, para um deslocamento da cama igual ao erro dz , e $\Delta Int = Int(z_0) - Int(z_0 + \Delta z)$ a variação da integral de fluxo para um deslocamento total da cama durante a medida ($\Delta z \cong 10$ cm).

D2: Dispersão no posicionamento horizontal do torso próximo ao sensor (dx_{tor}).

Devido à variação geométrica entre um torso de uma pessoa e o de outra, dificilmente o centro do volume hepático terá, em ambos, a mesma simetria com relação ao volume do torso. O erro na medida do ferro é ainda maior para a variação do posicionamento na direção

transversal ao torso. O equivalente em ferritina ($d c_{fm}^2$) para uma dispersão dx nesse posicionamento, considerando-se apenas a presença dos tecidos, pode ser avaliado pela mesma equação apresentada acima (equação II.9), bastando calcular-se a variação da integral $dInt$ para o deslocamento dx , ou seja, $d Int(dx) = Int(x_0) - Int(x_0 + dx)$.

D3: Dispersão na estimativa do raio cilíndrico do torso (dr)

Embora tanto o comprimento como o perímetro do torso variem de uma pessoa para outra, o raio é o mais crítico por estar relacionado com a maior variação de massa próximo ao sensor. De acordo com o modelo de torso apresentado, o comprimento poderá ser considerado o mesmo para todos os torsos adultos, mas o raio de curvatura da parte superior deverá ser estimado individualmente. Nesse caso, uma dispersão dr nesse parâmetro corresponderá a uma concentração de ferritina no fígado $d c_{fm}^3$ igual a:

$$d c_{fm}^3 = [(c_{tec} - c_{air})(\Delta Int_{tor}(r_{tor}) - \Delta Int_{tor}(r_{tor} + dr))]/ c_{m, fm} \Delta Int_{fig} \quad \text{III.10}$$

sendo r_{tor} o raio cilíndrico da curvatura superior do torso e $dInt_{tor}(r + dr)$ a variação da integral de fluxo sobre o volume do torso de curvatura $r + dr$, para um deslocamento normal da amostra.

III.5.2 – Incerteza na avaliação da ferritina devido às dispersões nos parâmetros dos pulmões

D4: Dispersão na distância vertical (z) entre o sensor e a superfície do pulmão (dz_{pul})

Essa dispersão está relacionada com a precisão na medida da profundidade do pulmão com relação à pele e no posicionamento do torso próximo ao sensor. O equivalente em ferritina hepática ($d c_{fm}^4$) para uma dispersão dz_{pul} nessas medidas corresponderá a:

$$d c_{fm}^4 = [(c_{pul} - c_{tec}) d Int_{pul}(dd_{pul})] / c_{m,fn} \Delta Int_{fig}, \quad \text{III.11}$$

sendo d_{pul} a distância vertical entre a superfície do pulmão e o sensor magnético e $dInt_{pul}(dd_{pul})$ a variação da integral de fluxo sobre o volume do pulmão, para um deslocamento vertical dd_{pul} do mesmo, a partir da posição inicial (próximo ao sensor).

D5: Dispersão na distância horizontal (y) entre o eixo de simetria do sensor e o início do pulmão (dy_{pul}).

A distância entre o centro do lóbulo direito do fígado e o início do pulmão varia com o tamanho do torso, ou seja, com o tamanho do fígado. Quanto maior for este, mais distante do eixo de simetria axial do gradiômetro ficará o pulmão. O equivalente em ferritina hepática ($d c_{fm}^5$) para uma dispersão dy_{pul} na medida dessa distância também pode ser avaliado pela **equação III.11**, bastando substituir dd_{pul} por dy_{pul} na integral $dInt$, ou seja, $d Int(dx) = Int(x_0) - Int(x_0 + dx)$.

D6: Dispersão na estimativa do raio cilíndrico do pulmão (dr_{pul})

De modo análogo à análise feita para a dispersão na medida do raio cilíndrico do torso, o equivalente em ferritina hepática $d c_{fm}^6$ para uma dispersão dr_{pul} na medida do raio cilíndrico do pulmão será igual a:

$$d c_{fm}^6 = [(c_{pul} - c_{tecr})(\Delta Int_{pul}(r_{pul}) - \Delta Int_{pul}(r_{pul} + dr_{pul}))] / c_{m,fn} \Delta Int_{fig}$$

III.12

sendo r_{pul} o raio cilíndrico da curvatura superior do pulmão e $dInt_{pul}(r + dr)$ a variação da integral de fluxo sobre o volume do pulmão de curvatura $r + dr$, para um deslocamento normal da amostra (Dz).

III.5.3 – Incerteza na avaliação da ferritina devido às dispersões nos parâmetros do fígado

D7: Dispersão na distância vertical entre o sensor e a superfície do fígado ($dz_{fíg}$)

Essa dispersão está relacionada com a medida da profundidade do fígado, juntamente com a dispersão no posicionamento vertical do torso próximo ao sensor. Uma dispersão $dz_{fíg}$ nesse parâmetro corresponde a uma incerteza na avaliação da ferritina no fígado $d c_{fm}^7$ igual a:

$$d c_{fm}^7 = c_{fm} \left[\frac{d \text{Int}_{fíg}(dz_{fíg})}{\Delta \text{Int}_{fíg}} \right] \quad \text{III.13}$$

sendo $z_{fíg}$ a distância entre a superfície do fígado e o sensor magnético e $d \text{Int}_{fíg}(dz_{fíg})$ a variação da integral de fluxo sobre o volume do fígado, para um deslocamento vertical $dz_{fíg}$ do mesmo, a partir da posição inicial (próximo ao sensor).

D8: Dispersão no posicionamento horizontal do fígado próximo ao sensor ($dr_{fíg}$).

Essa dispersão está relacionada com a localização central do volume hepático, juntamente com o posicionamento horizontal do torso, próximo ao sensor. O equivalente em ferritina ($d c_{fm}^8$), devido apenas à presença da ferritina, para uma dispersão ($dr_{fíg}$) no posicionamento horizontal do fígado (plano XY) próximo ao sensor magnético, é igual a:

$$d c_{fm}^8 = c_{fm} \left[\frac{d \text{Int}_{fíg}(dr)}{\Delta \text{Int}_{fíg}} \right] \quad \text{III.14}$$

sendo dr $d \text{Int}_{fíg}(dr)$ a variação da integral de fluxo sobre o volume do fígado, para um deslocamento horizontal dr do mesmo, a partir da posição inicial (próximo ao sensor).

D9: Dispersão na avaliação do volume do fígado ($dv_{fíg}$)

O volume do fígado tem geometria assimétrica e também difere de uma pessoa para outra. Ele pode ser avaliado através de medidas tomográficas ou com ultra-som ou, ainda, usando-se a relação III.4. Qualquer um desses métodos apresenta uma certa dispersão na

medida e, além disso, o modelo teórico apresentado neste trabalho aproxima o volume hepático por uma simetria regular, o que aumenta ainda mais esse erro. No entanto, uma dispersão $d v_{liv}$ nesse parâmetro corresponderá a uma concentração de ferritina no fígado ($d c_{fm}^9$) igual a:

$$d c_{fm}^9 = c_{fm} \left[1 - \frac{\Delta Int_{fíg} (v_{fíg} + d v_{fíg})}{\Delta Int_{fíg}} \right] \quad \text{III.15}$$

sendo $v_{fíg}$ o volume do fígado e $\Delta Int_{fíg}(v_{fíg} + d v_{fíg})$ a variação da integral de fluxo sobre o volume hepático, igual a $v_{fíg} + d v_{fíg}$, para um deslocamento normal do mesmo.

III.5.4 – Incerteza na avaliação da ferritina devido às dispersões na instrumentação

D10: Dispersão instrumental (dV)

Essa incerteza está relacionada com a precisão da instrumentação envolvida no sistema. As principais fontes são: vibrações do sistema de excitação, vibração do próprio sensor, instabilidade da eletrônica com a variação de temperatura, etc. De acordo com a relação II.19, o equivalente em concentração de ferritina ($d c_{fm}^{10}$) para um erro dV no sinal medido é representado por:

$$d c_{fm}^{10} = \frac{m_o d V}{C c_{fm} \Delta Int_{liv}} \quad \text{III.16}$$

sendo C o fator de calibração do sistema.

A incerteza total em uma medida é estimada como sendo a raiz quadrada da soma quadrática de todas as incertezas. Portanto, a incerteza total avaliada na quantificação da concentração de ferritina presente no fígado humano, através da técnica susceptométrica, é igual a:

$$d c_{fm} = \sqrt{\left(\sum_i d c_{fm}^i \right)^2} \quad \text{III.17}$$

A **tabela III.1** apresenta uma estimativa dessas dispersões, bem como suas equivalências em ferritina no fígado, de acordo com as relações apresentadas acima, avaliada para os quatros diferentes modelos de susceptômetros apresentados. O deslocamento normal considerado para o torso foi de 0.1 m.

	Dispersões	Equivalente em ferritina hepática dc_{fm} (mg ftn/g tecido)			
		CHDGA	CNHDGA	CHDGP	CNHDGP
Torso	D1: ($d_{z_{tor}}=0,003$ m)	297	5720	23	1
	D2: ($d_{x_{tor}}=0,01$ m)	24	42	~ 0	~ 0
	D3: ($dr_{tor}=0,01$ m)	184	4	5	3
Pulmão	D4: ($d_{z_{pul}}=0,003$ m)	45	4	18	1
	D5: ($dy_{pul}=0,01$ m)	6	6	48	3
	D6: ($dr_{pul}=0,01$ m)	40	1	14	1
Fígado	D7: ($dr_{fíg}=0,003$ m)	0,106 c_{fm}	0,232 c_{fm}	0,116 c_{fm}	0,256 c_{fm}
	D8: ($dr_{fíg}=0,01$ m)	0,052 c_{fm}	0,073 c_{fm}	0,037 c_{fm}	0,101 c_{fm}
	D9: ($dv_{fíg}=20$ %)	0,024 c_{fm}	0,013 c_{fm}	0,005 c_{fm}	0,014 c_{fm}

Tabela III.1: 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 pulmão e do fígado, avaliadas para os quatros modelos de susceptômetros apresentados: campo homogêneo + detector gradiométrico axial de ordem 2 (CHDGA); campo não homogêneo + detector gradiométrico axial de ordem 2 (CNHDGA); campo homogêneo + detector gradiométrico planar de ordem 1 (CHDGP); campo não homogêneo + detector gradiométrico planar de ordem 1 (CNHDGP).

A tabela acima confirma as grandes variações na medida da concentração de ferro devido à presença dos tecidos, para os susceptômetros com gradiômetros axiais. Com a

magnetização homogênea, essa variação é da ordem do nível de ferro em pessoas normais, enquanto que, com a magnetização não homogênea, a variação iguala-se a um grande depósito de ferro nos tecidos hepáticos. Isso implica que, diante da grande assimetria e variedade de dimensões da superfície superior do torso entre diferentes pessoas, torna-se impossível quantificar ferro com precisão, empregando-se o método susceptométrico sem o uso de artifícios que reduzam essas contribuições indesejáveis.

A incerteza na medida do ferro, inerente ao posicionamento vertical do fígado, foi similar para os dois tipos de gradiômetros (axial e planar), com a mesma excitação magnética, sendo ela maior para a não homogênea (ver tabela III.1). Isso implica que, se é possível reduzir a contribuição dos tecidos nas medidas, conforme é feito preenchendo-se com água o espaço entre o torso e o sensor, é mais vantagem usar gradiômetros axiais por proporcionarem maiores facilidades de posicionamento, devido à própria simetria axial com amostra. As incertezas atribuídas ao pulmão têm uma mínima influência no erro da quantificação do ferro hepático para os susceptômetros de campo não homogêneo, mas este erro é considerável para os susceptômetros de campo homogêneo.

Além das dispersões nos diversos parâmetros acima mencionados, a estimativa da geometria regular adotada para os volumes também põe em dúvida o acerto na avaliação do nível de ferro no fígado, através da medida susceptométrica. Apresentaremos a seguir uma avaliação das variações na concentração de ferro, correspondentes a mudanças apenas na geometria do fígado. Por exemplo: qual seria a diferença do nível de ferro avaliado no fígado, se sua geometria fosse adotada como elíptica em vez de esférica? A variação do fluxo magnético (DF) gerado pela ferritina presente no fígado com geometria $g1$ é $c_{fm}^1 \chi_{fm} \Delta int_{g1}$. Se esse mesmo fluxo fosse calculado para o mesmo volume com geometria diferente $g2$, a dispersão na determinação da concentração (dc_{fm}) seria igual a:

$$dc_{fm} = c_{fm}^1 \left(\frac{\Delta int_{g1}}{\Delta int_{g2}} - 1 \right) \quad \text{III.18}$$

Considerando-se a geometria esférica como sendo a verdadeira ($g1$), apresentamos na tabela abaixo, o equivalente em ferritina no fígado (dc_{fm}/c_{fm}^1), correspondente às variações entre ele e as demais geometrias ($g2$) adotadas para esse órgão, avaliado para os quatro susceptômetros.

Geometrias	Dimensão	dc_{fm}/c_{fm}^1 no fígado			
		CHDGA	CNHDGA	CHDGP	CNHDGP
Esfera	$r = 0,071$ m	0	0	0	0
Calota Esférica	$r = 0,090$ m	0,049	-0,034	0,142	0,071
Elipse	$a = 0,100$ m; $b = 0,070$ m; $c = 0,050$ m	0,104	-0,044	0,028	0,025
Calota Elíptica	$a = 0,100$ m; $b = 0,070$ m; $c = 0,100$ m	0,079	0,049	0,022	-0,067
Cilindro	$r = 0,081$ m; $l = 0,073$ m	0,042	0,049	-0,018	-0,278
Calota Cilíndrica	$r = 0,083$ m; $l = 0,141$ m	0,027	0,065	-0,104	-0,278

Tabela III.2: Variação da concentração de ferritina no tecido hepático, avaliada variando-se a geometria do fígado com relação à geometria esférica, calculada através da **equação III.18** para os quatro susceptômetros: campo homogêneo + detector gradimétrico axial de ordem 2 (CHDGA); campo não homogêneo + detector gradimétrico axial de ordem 2 (CNHDGA); campo homogêneo + detector gradimétrico planar de ordem 1 (CHDGA); campo não homogêneo + detector gradimétrico planar de ordem 1 (CNHDGA).

De acordo com a **tabela III.2**, é pequena a dispersão na medida do nível de ferro no fígado, proveniente das diferenças geométricas entre o modelo usado e o real, se comparada com as dispersões cometidas nos outros parâmetros. Além disso, ela será praticamente a mesma para todas as medidas, podendo, no entanto, ser parcialmente corrigida através da curva de calibração do susceptômetro, com uma outra medida-padrão (espectroscopia em amostra de biópsias) ou com medidas realizadas em um grupo de voluntários normais.

As simulações apresentadas neste capítulo para quatro diferentes susceptômetros mostram, de uma forma aproximada, os perfis das contribuições susceptométricas das diferentes substâncias presentes na região do fígado, os quais são muito importantes para a escolha de um perfil susceptométrico adequado, diante das geometrias da amostra de interesse. Talvez os dados simulados não sejam suficientes para decisões precisas a respeito do modelo e dimensões dos parâmetros de um susceptômetro, mas ficam explícitos os procedimentos que

poderão levar às respostas desejadas. Sabe-se, por exemplo, que quando a amostra a ser medida for muito maior que a bobina sensora, cuidados no dimensionamento do arranjo gradiométrico deverão ser tomados para que o fluxo resultante seja o máximo possível. No caso da susceptometria do fígado, que é o enfoque deste trabalho, se a magnetização for homogênea e o gradiômetro for axial, a dimensão deste deverá ser escolhida de modo que todo o volume do fígado fique presente na região positiva das linhas de isossensibilidade (**figura III.3**). No caso de magnetização não homogênea, gerada por pequenas bobinas posicionadas na mesma região das bobinas sensoras, a sensibilidade do susceptômetro cai muito rapidamente com a distância sensor/amostra. Isso também implica que apenas uma pequena porção da amostra que está mais perto do sensor dá a maior contribuição magnética, motivo pelo qual a variação do fluxo magnético foi praticamente invariável para diferentes volumes. A magnetização homogênea tem a desvantagem de permitir que outras substâncias vizinhas, como ar nos pulmões e no sistema gástrico, apresentem contribuições susceptométricas consideráveis na medida susceptométrica do ferro hepático. Na verdade, a interferência é devido à falta de tecido e não apenas à presença do ar. Por outro lado, a dispersão na medida devido à incerteza na distância entre o fígado e o sensor é menor do que quando é usada a magnetização não homogênea, embora os atuais susceptômetros supercondutores de campo não homogêneo, usados na biópsia magnética do ferro hepático, tenham, essa dispersão minimizada fazendo-se uso de dois ou mais detectores gradiométricos de segunda ordem, com mesma linha de base e diferentes diâmetros, arranjos concêntricos. De acordo com os dados das simulações, as dispersões totais são equivalentes para ambos os susceptômetros. A escolha entre um e outro fica por conta da dificuldade das barreiras instrumentais. Quanto ao uso de gradiômetros planares, embora apresentem ser o ideal, devido à atenuação nas contribuições provenientes dos tecidos, a intensidade do fluxo proveniente da ferritina no fígado foi da ordem de 100 vezes menos intenso que com os gradiômetros axiais. Essa sensibilidade também poderá ser sensivelmente melhorada com o aumento da linha de base ou da magnetização, o que implica maiores dificuldades instrumentais.