

### 3. Susceptibilidade Magnética

#### 3.1 Introdução

A susceptibilidade magnética é uma medida quantitativa da tendência de um material de interagir e distorcer um campo magnético aplicado. Essa interação é tão fraca na maioria das substâncias biológicas que a susceptibilidade magnética é uma propriedade à qual nem sempre foi dada a devida atenção. Contudo, desde a década de 70, graças à introdução do SQUID (*Superconducting Quantum Interference Device*) na área de biomagnetismo e também ao desenvolvimento da tomografia de ressonância magnética (MRI) foi possível medir esta propriedade em tecidos biológicos e em outros objetos de tamanho grande de forma não destrutiva. Os susceptômetros convencionais requerem que a amostra ou substância seja confinada num pequeno volume, em geral blindado do campo magnético ambiente. Este volume então é exposto a um campo magnético e a perturbação magnética, medida. Com detectores magnéticos mais sensíveis, não há a necessidade do campo magnético aplicado ser tão intenso e a medida pode ser realizada *in loco*. Neste capítulo é feita uma breve revisão do conceito de susceptibilidade, em seguida são apresentados os valores típicos de susceptibilidade de alguns materiais na natureza e nos tecidos biológicos.

apresentados as principais aplicações onde já se realiza a medida da susceptibilidade e que se beneficiarão com o estabelecimento da técnica de reconstrução

#### 3.2 Relação entre $B$ e $H$

Quando um material é exposto a um campo magnético de intensidade  $H$ , ele desenvolve uma magnetização  $M$ . Para aqueles materiais cuja magnetização  $M$  é linearmente proporcional ao campo aplicado  $H$ , a susceptibilidade magnética  $\chi$  (uma quantidade adimensional no SI) é a

relação  $M/H$ . A densidade de fluxo magnético na presença de um meio material é  $B = \mu_0(H+M)$ , onde  $\mu_0$  é a permeabilidade do espaço livre. É fácil ver que  $B = \mu_0(1+\chi)H$ . A relação entre  $B$  e  $H$  é definida como a permeabilidade magnética, que nesse caso é constante,  $\mu = \mu_0(1+\chi)$ . Também é comum utilizar a permeabilidade relativa,  $\mu_r = \mu/\mu_0$ ,  $\mu_r = c+1$ . Portanto, conhecer a susceptibilidade do material é equivalente a conhecer a sua permeabilidade, ou seja, as duas

Se a orientação da magnetização é oposta ao campo aplicado, o objeto possui susceptibilidade diamagnético. A água, principal constituinte do corpo humano, tem susceptibilidade  $\chi = -9 \times 10^{-6}$ . Se a magnetização tiver a mesma direção do campo aplicado e for pequena ( $0 < \chi < 10^{-2}$ ), o objeto é paramagnético. Para  $c \gg 1$ , a permeabilidade relativa é essencialmente igual a susceptibilidade e, historicamente, utiliza-se a permeabilidade nestes casos. Materiais ferromagnéticos possuem alta permeabilidade, na faixa de  $\sim 10^2 < \mu_r < 10^5$ , e podem exibir histerese, ou seja, não só a relação entre  $B$  e  $H$  pode não ser linear, como depender do estado de magnetização no passado.

### **3.3 Valores na natureza e em tecidos biológicos**

Para ilustrar os valores de susceptibilidade magnética encontrados na natureza e em particular figura 3.1 expõe alguns exemplos em escala logarítmica e linear [Schenck, 1996].

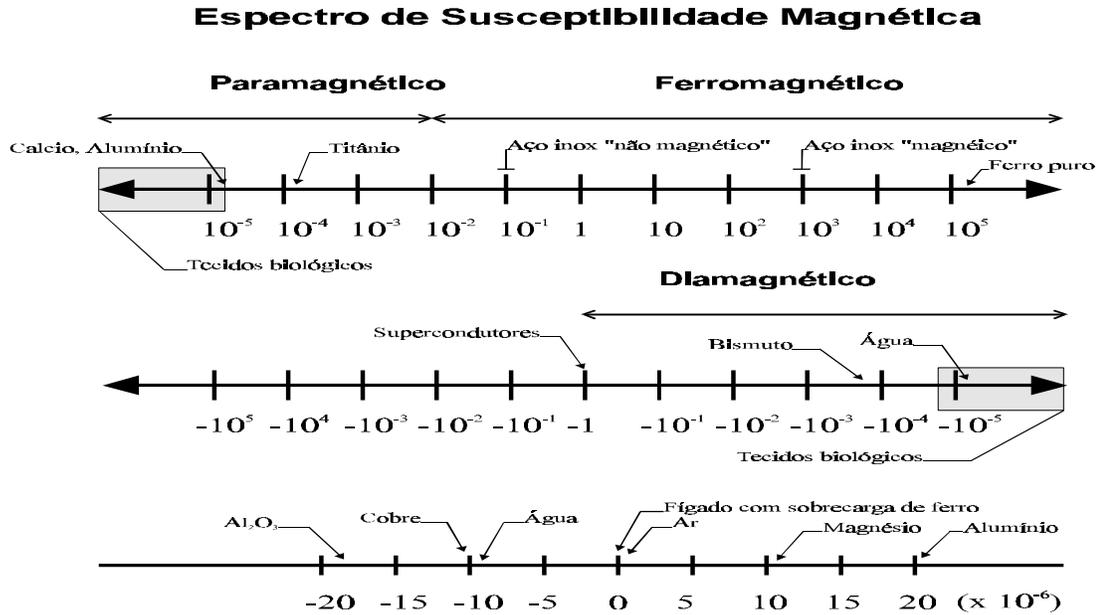


Figura 3.1 - Espectro de susceptibilidade de algumas substâncias na natureza

Nota-se que os valores de susceptibilidade para os tecidos biológicos ocupam uma estreita faixa no espectro. Os valores para os constituintes do corpo humano são muito próximos do

Tabela 3.1 mostra os diferentes valores para a susceptibilidade de alguns órgãos do corpo humano.

Tabela 3.1 - Valores estimados da susceptibilidade dos principais constituintes do tórax [Rassi et al, 1987].

<i>Substancia</i>	<i>Susceptibilidade <math>\chi \times 10^6</math> (SI)</i>
<i>Sangue venoso</i>	-7.8
<i>Sangue arterial</i>	-9.3
<i>Pulmão</i>	-4.2
<i>Músculo</i>	-9.03
<i>Fígado</i>	-8.26
<i>Osso</i>	-10.0
<i>Gordura</i>	-9.03
<i>Células vermelhas oxigenadas</i>	-9.03
<i>Células vermelhas desoxigenadas</i>	3.88

### 3.4 Medidas da susceptibilidade e aplicações em biomagnetismo

Na área de biomagnetismo, desde 1974 o SQUID vem sendo utilizado para medida de susceptibilidade no corpo humano. A técnica é muito simples: o paciente é exposto a um

por uma ou duas bobinas e detecta-se, com o magnetômetro, a

perturbação magnética em determinada região do corpo. O campo gerado e o sistema de detecção estão arranjados de determinada maneira que, na ausência do corpo que distorceria o campo magnético, a leitura do sensor é nula, isto é, só é medida a perturbação do campo magnético devida à presença do corpo. Essa rejeição de modo comum é importante para não saturar o sistema de medida já que, em relação ao campo detectado, o campo aplicado deve ser bem elevado, pois as quantidades de susceptibilidade envolvidas são bastante reduzidas.

O primeiro experimento de susceptibilidade realizado utilizando o SQUID [Wikswow et al, 1974] foi o registro da susceptibilidade em função do tempo numa posição próxima ao coração. A variação da susceptibilidade obtida está relacionada com atividade mecânica, por causa da variação do volume de sangue durante o batimento cardíaco [Wikswow et al, 1980].

Posteriormente, também foram realizados mapeamentos da susceptibilidade em vários pontos num plano acima da pessoa. Dois trabalhos são de particular interesse. Rassi e colaboradores realizaram o mapeamento na região do tórax com intuito de estudar sua estrutura e possíveis patologias em seus componentes (pulmão, coração, fígado...) [Rassi et al, 1989].

Romani e sua equipe realizaram o mapeamento da susceptibilidade sobre todo o corpo humano e estudaram a elaboração de um modelo simples de dois cilindros concêntricos com susceptibilidades correspondentes à do osso e à da água para representar a estrutura da perna [Romani et al, 1982].

Mas foi a medida da concentração de ferro no corpo que ganhou mais atenção e pode-se dizer que encontra-se hoje com aplicação clínica já estabelecida [Fischer et al, 1992].

A quantidade de ferro presente num adulto normal é cerca de 60mg/Kg. A maioria desse ferro, por volta de 3/4, está envolvido no transporte de oxigênio (hemoglobina), armazenamento de mioglobina) e numa variedade de processos enzimáticos (enzimas heme e não heme).

O 1/4 restante de ferro é mantido em dois compostos especializados, ferritina e hemosiderina,

numa forma de reserva, para ser utilizado quando necessário. O balanço entre a absorção e eliminação do ferro determina o tamanho desta reserva [Brittenham et al, 1983].

O acompanhamento da quantidade de ferro (circulante e em reservas) é um importante indicador em várias doenças. Além disso, quando o ferro é acumulado além da capacidade de armazenamento e transporte protéico ele é tóxico e pode causar danos ao fígado, vários

Hartmann et al, 1992].

Técnicas indiretas para se determinar a quantidade de ferro, como medidas da ferritina, transferina ou ferro circulante no sangue, exame da excreção de ferro na urina com agentes quelantes, têm a vantagem de serem fáceis e convenientes, porém não possuem sensibilidade ou especificidade suficientes. Métodos diretos, como a biópsia do fígado, são mais confiáveis,

invasivos e representam risco e desconforto para o paciente. Outros métodos diretos e não invasivos têm sido estudados com números reduzidos de pacientes, como CT, MRI e susceptometria com SQUID. Dentre eles, apenas MRI e o método biomagnético têm dado demonstrações da capacidade de medir a concentração de ferro no fígado com a sensibilidade suficiente para o uso clínico [Engelhardt et al, 1995].

Neste método, é utilizada uma bexiga de látex preenchida com água que fica entre o sensor e a pele do paciente para evitar a contribuição paramagnética do ar que preencheria este espaço.

Mede-se a perturbação magnética devida a um campo dc aplicado (tipicamente  $B_{\max}=20\text{mT}$ ).

Calcula-se então, por mínimos quadrados, os coeficientes de um modelo simples de um cilindro, representando o corpo, e um hemisfério, representando o fígado.

Uma outra aplicação da medida da susceptibilidade é no estudo de gastroenterologia. A dificuldade de se obter medidas elétricas com eletrodos cutâneos na região do estômago, e a impossibilidade de se obter medidas cutâneas da atividade elétrica dos intestinos são os principais obstáculos no estudo da eletrofisiologia do trato gastrointestinal. Recentemente o

magnetômetro SQUID tem sido usado para gravar os sinais magnéticos do estomago e intestinos em animais *in vitro* e *in vivo* e também o sinal magnético do estômago e intestino delgado em humanos [Richards & Wikswo,1995].

Outra informação útil para se determinar o funcionamento normal ou patológico do trato gastrointestinal é a motilidade gástrica e o tempo de trânsito de alimentos. Ambas as informações podem ser medidas em pessoas, após ingerirem um alimento contendo

ferrite [Miranda et al, 1992, Baffa et al, 1995]. Um biosusceptômetro baseado no magnetômetro *fluxgate*, menos sensível que o SQUID, é utilizado para se obter a medida em função do tempo da perturbação magnética devido ao campo imposto em diversas posições no torax. A possibilidade de se obter uma imagem tomografica da distribuição de susceptibilidade em tempo real é extremamente interessante para o desenvolvimento destes estudos.

Medidas da magnetização do pulmão também tem sido realizadas com o SQUID. A técnica chamada de magnetopneumografia (MPG) consiste em se medir o campo magnético do torax na altura dos pulmões após esse ter sido magnetizado. A MPG é utilizada para se medir quantidade de poeira magnética retida no pulmões. Este tipo de problema acomete pessoas que trabalham em ambientes insalubres com poeira de asbestos, por exemplo, ou trabalhadores de minas. No entanto o conhecimento da exata distribuição tridimensional de momentos também conhecido como problema inverso apresenta uma série de dificuldades que impedem que uma

Kotani et al,1978]. Apenas uma aproximação bidimensional pode ser calculada [Kotani & Nemoto,1983,Forman & Högstedt,1995].

Medidas da susceptibilidade com o SQUID mostraram ser sensíveis o suficiente para detectar as anomalias internas do corpo [Rassi et al,1989]. Conjectura-se que esta técnica possa ser

aplicada para se medir o pulmão com contaminantes ferro magnéticos com a vantagem de uma melhoria no condicionamento do problema para o caso tridimensional.

### 3.5 Distorção nas imagens de MRI

Na tomografia de ressonância magnética (MRI), os materiais podem ser divididos em três grupos quanto a sua susceptibilidade e magnetização remanente  $M_0$  como mostra a Tabela 3.2.

Tabela 3.2 - Compatibilidade magnética para aplicações em MRI [Schenk, 1996].

<i>Condições</i>	<i>Grupo de compatibilidade</i>	<i>Exemplos</i>	<i>Comentarios</i>
$M_0 > 0$ e/ou $c > 10^{-2}$	incompatível	ferro, cobalto, aço inox, níquel	Esses materiais experimentam forças magnéticas e torques e criam distorções e degradações na imagem mesmo longe da região de imagem
$10^{-5} <  c - c_{\text{gua}}  < 10^{-2}$	compatível do primeiro tipo	titânio, bismuto, aço inox não magnético	não experimentam torques facilmente detectáveis mas podem produzir uma considerável distorção e degradação se localizados na região da imagem
$ c - \chi_{\text{gua}}  < 10^{-5}$	compatível do segundo tipo	água, tecidos humanos, cobre, zirconia	não experimentam torques facilmente detectáveis e produzem distorção limitada ou desprezível quando localizado na

A principal forma de distorção produzida pelos materiais magnéticos compatíveis, do primeiro e menos acentuadamente do segundo tipo, é a introdução de uma imprecisão na posição. Isto ocorre com o aumento ou diminuição do campo local devido ao elemento de susceptibilidade que é diferente da média do tecido. Esse valor alterado do campo influencia na frequência de precessão dos prótons daquela região que é depois interpretada como um deslocamento na posição espacial. Na maioria das sequências de pulsos na MRI a posição no plano é codificada de duas formas: na direção de leitura a informação da posição é codificada em frequência e na direção ortogonal, a informação de posição é codificada em fase. A diferença local de campo

magnético devido ao elemento de susceptibilidade afeta o processo de codificação em frequência mas não afeta o processo de codificação em fase. A figura 3.2 ilustra o experimento onde uma canula de zirconia ( $ZrO_2$ ),  $\chi = -8.3 \times 10^{-6}$ , é parcialmente inserida num melão na direção transversal a  $B_0$ . O meio externo é de uma solução de sulfato de cobre (1g/l). Na imagem inferior a direção do gradiente de leitura é perpendicular ao eixo da canula e percebe-se a descontinuidade na canula. Na imagem superior, a direção do gradiente de leitura é paralela ao eixo da canula e não se percebe a descontinuidade, embora perceba-se uma redução em sua extensão [Schenck, 1996].

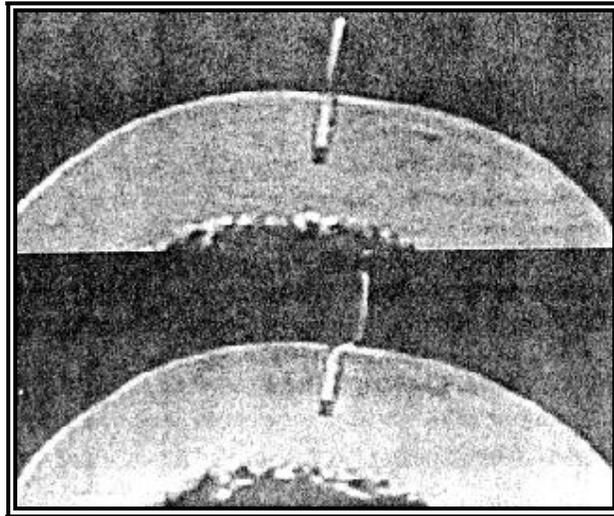


Figura 3.2 - Imagem de Ressonância magnética de um melão em solução de sulfato de cobre com uma canula inserida. Na parte superior a direção do gradiente de leitura é paralela ao eixo da canula e não se percebe a descontinuidade. Na parte inferior a direção do gradiente de leitura é perpendicular ao eixo da canula e percebe-se a descontinuidade [Schenck, 1996].

Este tipo de distorção é de suma importância quando se pensa no desenvolvimento da técnica de cirurgia guiada por ressonância magnética, onde as imagens são obtidas em tempo real e uma informação não distorcida deve ser apresentada ao cirurgião. De igual importância, é a localização com precisão da posição de determinadas patologias. Uma possível aplicação para a modalidade de tomografia de susceptibilidade é na obtenção da informação da susceptibilidade para correção de tais distorções.

Um outra possível aplicação para a técnica de tomografia de susceptibilidade magnética é na identificação de determinados tumores, que não possam ser detectados por métodos convencionais de CT ou MRI, ou prover informações adicionais que ajude no estudo de sua especificidade como sugerem [Cox et al, 1986, Young et al, 1987].

### **3.6 Aplicações em NDT**

Ensaio não destrutivo (Nondestructive Evaluation, NDE) ou Testes não destrutivos (Nondestructive Testing, NDT) são nomes dados ao desenvolvimento e aplicações de métodos técnicos para examinar materiais ou componentes, de modo a não prejudicar sua futura utilidade, para detectar, localizar, medir e avaliar discontinuidades, defeitos e outras imperfeições; para aferir integridade, propriedades e composição; e medir características geométricas. NDT é usado em controle de processo, no controle de qualidade

Wikswow, 1995]. Também definido por Wikswow, um conceito amplo para biomagnetismo, que se acrescenta, ser válido para todas as técnicas de tomografia de aplicação na medicina é o de desenvolvimento e aplicação de medidas do campo magnético (ou medidas de outras formas de energia) em pessoas, de modo a não prejudicar sua futura utilidade, para detectar, localizar, medir e avaliar discontinuidades, defeitos e outras imperfeições; para aferir integridade, propriedades e composição; e medir características geométricas, i.e. testes não destrutivos em humanos.

Como se percebe a área de NDT guarda uma forte semelhança com a área de tomografia. Inclusive muitas das modalidades de tomografia são frequentemente utilizadas para testar componentes e materiais nas mais diversas aplicações, como por exemplo raio-x e ultrassom.

Áreas típicas de aplicações de NDT são aquelas em que uma situação de risco devido a falha de componentes deve ser detectada o mais cedo possível, como aviação, usinas nucleares, transmissão de combustíveis em tubulações extensas, armazenagem de combustíveis.

Medidas da susceptibilidade de materiais diamagnéticos como plexiglas, ou paramagnéticos como o níquel já foram realizadas mostrando que o SQUID é um equipamento adequado para

também em materiais não magnéticos e não condutores [Wikswow, 1993]. Diferenças de susceptibilidade tão pequenas quanto a existente entre plexiglass e água, de cerca de  $5 \times 10^{-7}$  puderam ser discriminadas, sendo este valor limitado pelo campo aplicado (0.3 mT) e o ruído do equipamento ( $100 \text{ fT/Hz}^{1/2}$ ) [Thomas, 1992, Ma, 1992].

Uma técnica para a reconstrução da distribuição original de susceptibilidade é altamente desejável para fornecer informação detalhada da constituição do

presente momento, apenas reconstruções de distribuições bidimensionais foram apresentadas [Wikswow et al, 1993, Tan, 1996]. A reconstrução da distribuição tridimensional da susceptibilidade ainda não foi demonstrada embora existam alguns estudos iniciais a respeito [Sepulveda et al, 1993, Wikswow et al. 1993, Wikswow, em preparação].

Uma outra aplicação para a tomografia de susceptibilidade é no estudo de amostras

Thomas, 1992], é mostrado o mapeamento da susceptibilidade de uma fatia fina de rocha sedimentar realizada com o SQUID. Um dos vários problemas em magnetismo de rocha, é o entendimento da origem da anisotropia da susceptibilidade magnética em escoamentos piroclásticos. Esta área, certamente também se beneficiará com a possibilidade da tomográfica da susceptibilidade.