

Biomagnetismo: Aspectos Instrumentais e Aplicações

(Biomagnetism: Instrumental Aspects and Applications)

A. A. O. Carneiro, A. Ferreira, E. R. Moraes, D. B. Araujo, M. Sosa[†], O. Baffa

Departamento de Física e Matemática,

FFCLRP-USP, Av. Bandeirantes, 3900, Ribeirão Preto-SP

[†]*Prof. Visitante do Instituto de Física de Guanajuato, Guanajuato, México*

Recebido em 28 de Fevereiro, 2000. Aceito em 5 de Maio, 2000

Este trabalho descreve, de forma sucinta, o desenvolvimento e as aplicações de uma nova interface entre a Física e a Medicina que é o Biomagnetismo. Essa nova área estuda campos magnéticos gerados pelo próprio organismo vivo ou por marcadores magnéticos presentes no mesmo. O avanço dessa metodologia tem ocorrido com o advento de sensores magnéticos bastante sensíveis tais como: dispositivos de interferência quântica (SQUID), Fluxgates e Sensores Magneto-resistivos. Entre as diversas subáreas de atuação, as que mais têm se destacado nos estudos biomagnéticos são a Magnetoencefalografia (MEG) e a Magnetocardiografia (MCG). A MEG estuda o comportamento magnético dos neurônios, permitindo localizar regiões ativadas no cérebro. A MCG estuda o comportamento magnético do coração, permitindo um registro magnético similar ao registro elétrico, mas com vantagens em estudos de cardiografia fetal, por apresentar melhor relação sinal/ruído e a localização de focos de arritmia. Em ambas as técnicas, a medida do campo é realizada em regiões externas ao corpo, o que torna esta técnica biomagnética ainda mais atraente por ser não-invasiva. O nosso grupo tem sido pioneiro em aplicações no estudo da motilidade gastrointestinal que vem despertando grande interesse na comunidade científica.

This work describes, briefly, the development and the applications of a new interface between Physics and Medicine that is the Biomagnetism. This new area studies magnetic fields generated by living organism or by magnetic markers present in them. The progress of this methodology has been possible with the advent of quite sensitive magnetic sensors such as: Superconducting Quantum Interference Device (SQUID), Fluxgate and Magnetoresistive Sensors. Among the several Biomagnetism sub areas, Magnetoencephalography (MEG) and Magnetocardiography (MCG) has been attracted a great attention. MEG studies the magnetic behavior of neurons, allowing the location of the areas activated in the brain. MCG studies the magnetic behavior of the heart, allowing a magnetic recording similar to the electric one, but with advantages in studies of fetal cardiography, presenting a better signal/noise rates and the location of arrhythmia focuses. In both techniques, the measurement of the magnetic field is accomplished externally of the body, what makes biomagnetic technique to be more attractive, since it is non-invasive. Our group has been pioneer in applications in the study of the gastrointestinal motility, which has been raising attention of the scientific community.

I Introdução

Talvez uma maneira pouco usual de se definir uma área de pesquisa é começar por não defini-la, ou dizer o que ela não é. Biomagnetismo não é Magnetobiologia; então o que é Magnetobiologia? Magnetobiologia é uma área de pesquisa em que são investigados os efeitos que os campos magnéticos podem produzir sobre os organismos vivos. No momento, uma grande preocupação dessa área é estudar os possíveis efeitos das ondas eletromagnéticas sobre os seres vivos. Já as pesquisas em biomagnetismo se orientam em sentido contrário: ao invés de estudar os efeitos dos campos magnéticos so-

bre os seres vivos, o que é feito é medir os campos que são produzidos por esses seres. A partir dessas medidas, procuram-se encontrar novas informações que possam ser úteis ao entendimento de sistemas biofísicos, diagnósticos e terapia de humanos. A Fig. 1 ilustra esta situação. Por necessitar de instrumental sensível que foi desenvolvido somente na década de 70, a área de biomagnetismo é relativamente nova quando comparada com outras áreas interdisciplinares envolvendo a Física. Os campos produzidos pelo corpo humano e outros seres são extremamente tênues e estão na faixa de nT a fT , onde o n (de nano) significa 10^{-9} , f (de fento), 10^{-15} e T é a abreviação da unidade do MKS

para campo magnético que é o Tesla, em homenagem ao engenheiro croata-americano Nikola Tesla. Estas intensidades significam que campos magnéticos produzidos pelos sistemas biológicos estão na faixa de um mil a um bilhão de vezes menores que o campo magnético da terra, que em nossa região é de $20 \mu T$. A faixa de frequência destes campos vai de zero (DC) até alguns KHz.

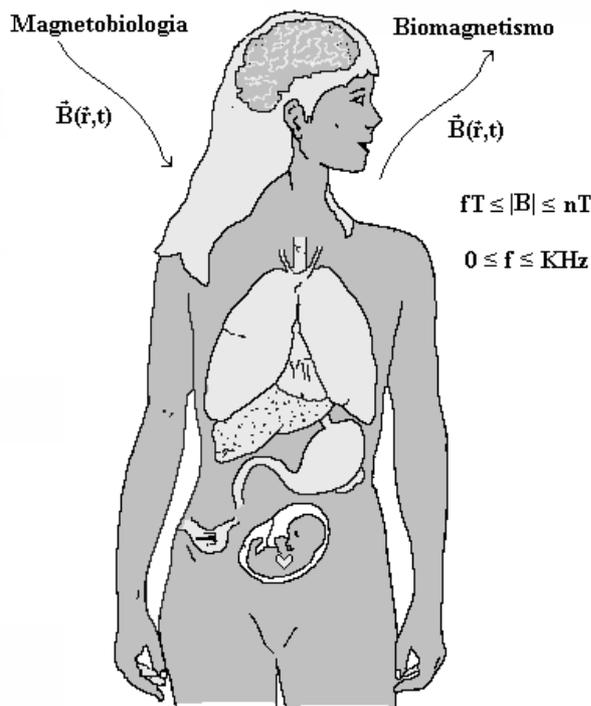


Figura 1. Magnetobiologia investiga os possíveis efeitos de campos magnéticos sobre seres vivos, a pesquisa em Biomagnetismo investiga campos magnéticos de baixa frequência (0 -100 Hz) e intensidade (1 pT - 1 fT), gerados pelo próprio organismo ou estimulados por meios externos. Vê-se nessa figura órgãos que estão sendo estudados em Biomagnetismo: coração (adulto e fetal), cérebro (adulto e fetal), fígado, pulmão e o trato gastrointestinal.

Na Fig. 2, ilustramos alguns campos magnéticos que já foram medidos em seres humanos e que estão em investigação pelos diversos grupos que atuam nessa área. Tais campos têm origem nas correntes que são produzidas pela atividade de despolarização das células (cérebro, coração, nervos), de substâncias paramagnéticas (fígado), ferromagnéticas (pulmão), e marcadores magnéticos presentes no corpo. Nessa figura, podemos observar também que o ruído magnético ambiental é várias ordens de grandeza mais intenso que os campos a serem medidos, o que dificulta intensamente os experimentos nessa área. Medir esses campos permite localizar com precisão a região que os produz e qualificar as fontes associadas, isto é, a intensidade de corrente ou a concentração de materiais paramagnéticos ou ferromagnéticos.

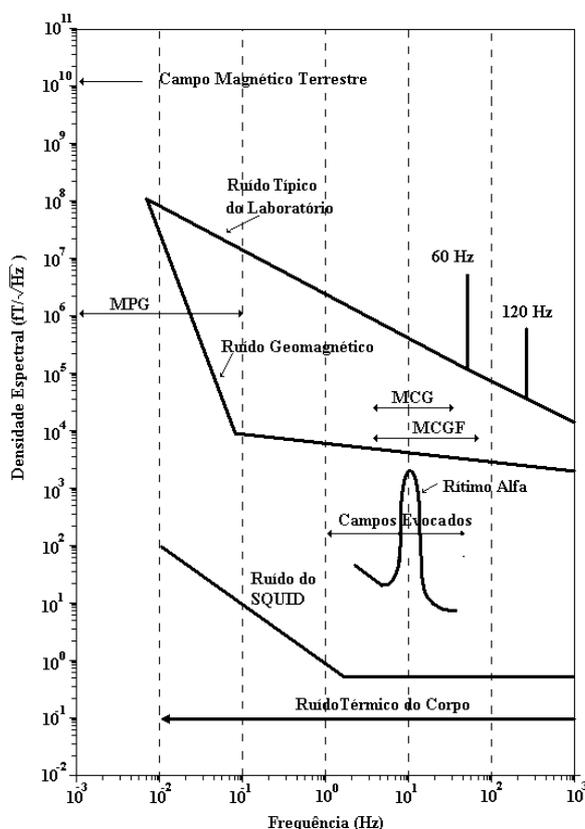


Figura 2. Campos magnéticos já medidos e suas respectivas faixas de amplitudes e frequências. Algumas fontes de ruído magnético também são ilustradas. Observa-se que o ruído ambiental é muito maior que os sinais de interesse. MPG - Magnetopneumografia - campos magnéticos associados à partículas ferromagnéticas presentes no pulmão, MCG e MCGf - magnetocardiograma adulto e fetal - campos magnéticos produzidos pela despolarização do coração, ritmo alfa e campos evocados - campos magnéticos produzidos pelo cérebro.

Existem atualmente cerca de 50 grupos no mundo atuando na área de Biomagnetismo, sendo quatro deles do Brasil (PUC - RJ, USP - Ribeirão Preto, UNESP - Botucatu e UFPR - Curitiba).

Neste artigo vamos discutir os aspectos instrumentais associados à detecção desses campos, as informações que se pode obter e concluiremos com algumas aplicações de interesse médico e biológico.

II Detectores de Campos Magnéticos

Com certeza o primeiro detector de campo magnético (magnetômetro) inventado pelo homem foi a bússola. Através da detecção do campo magnético terrestre esse instrumento fornece a indicação da direção norte-sul e pode também ser configurado para medir outros campos magnéticos, além do terrestre. A Fig. 3 ilustra um arranjo experimental no qual um campo magnético perpendicular (BE) ao campo da Terra (BT) pode ser

medido com o uso de uma bússola. A relação entre o campo desconhecido e o campo da Terra será dada pela tangente do ângulo θ de deflexão da bússola e por essa razão este instrumento é chamado Magnetômetro de Tangente. Devido a função tangente ser extremamente não-linear, este instrumento tem uma sensibilidade para detectar campos da ordem do campo BT e por causa da inércia da agulha somente campos estáticos podem ser detectados. É interessante notar que em 1820 o físico Hans Oersted descobriu a ligação entre fenômenos elétricos e magnéticos através de um instrumento como esse.

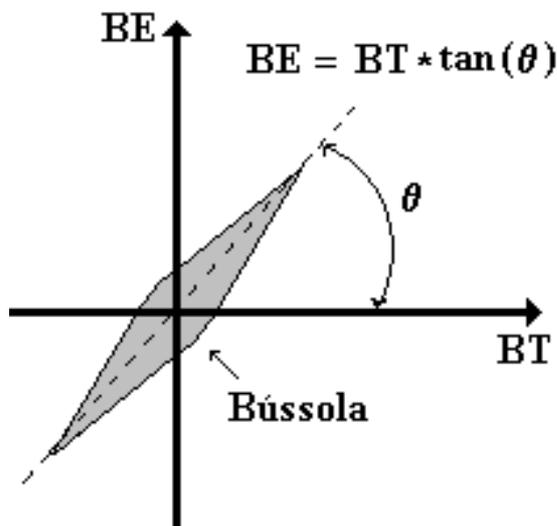


Figura 3. Medida de um campo magnético (BE) da ordem do campo da terra (BT) com o uso de uma Bússola. A medida do ângulo θ permite encontrar BE.

Uma outra maneira comum de medir campos magnéticos é através de uma bobina de indução. Pela lei de Faraday, a força eletromotriz, voltagem (ε) ou diferença de potencial (ddp) nos terminais de uma bobina é dada pela relação: $\varepsilon = -d\phi/dt$, onde $\phi = NBA$ é o fluxo magnético para uma geometria de campo homogêneo B atravessando uma bobina com N espiras e área A . Neste caso, o campo magnético é medido através da ddp induzida num conjunto de espiras. Num dínamo, a energia mecânica roda um conjunto de espiras na presença de um campo magnético, variando a área efetiva que o campo “vê”, gerando dessa maneira energia elétrica. Uma antena de rádio é essencialmente um conjunto de bobinas que detecta um campo magnético oscilante emitido pela estação transmissora. Pela expressão da força eletromotriz induzida, pode-se concluir que a sensibilidade desse detector de campos magnéticos está ligada à taxa de variação do fluxo magnético. No caso de campos oscilantes, o aumento da sensibilidade remete a um grande número de espiras, área e frequências altas. Destes parâmetros, somente a área e o número de espiras podem ser variados no caso biomagnético. Contudo existe um compro-

misso entre esses fatores e o objetivo final da medida: uma grande área implica em perda de resolução espacial e um número grande de espiras aumenta o ruído intrínseco (Ruído Johnson ou branco) do detector. Para um conjunto com cerca de 1 milhão de espiras com 10 cm^2 de área, consegue-se uma sensibilidade da ordem de 10 pT , quase suficiente para se medir sinais do coração sem nenhum processamento de sinal. Caso o sinal seja tratado por um processo conhecido como média coerente para melhorar a relação sinal/ruído (S/R), o sinal pode ser “desenterrado” do ruído e posteriormente analisado. De fato, este foi o primeiro detector utilizado em biomagnetismo por Baule e McFee e mostrou a possibilidade de se detectar campos produzidos por correntes biológicas, suscitando então o interesse de diversos pesquisadores nessa área [1].

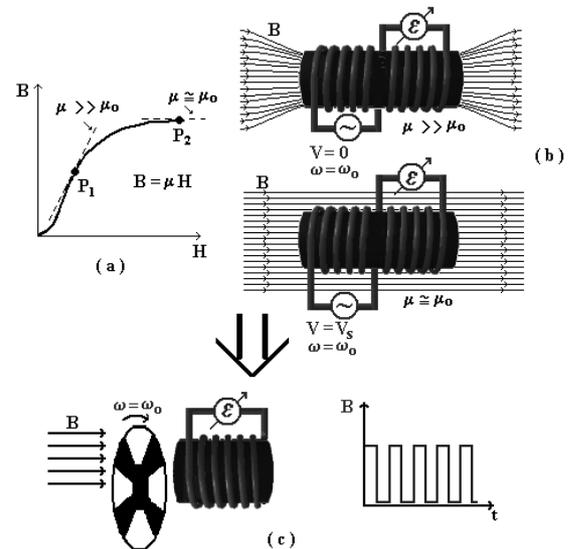


Figura 4. (a) Comportamento da permeabilidade magnética do núcleo quando excitado por um campo magnético. (b) Princípio de funcionamento do Fluxgate. A bobina da esquerda excita o núcleo e a da direita capta a variação total de fluxo magnético. (c) Análogo mecânico do princípio de funcionamento do Fluxgate, mostrando uma roda com aberturas que deixam passar e interrompem o fluxo magnético com uma frequência ω .

Uma maneira extremamente engenhosa de se produzir uma variação de fluxo magnético é através da modulação da permeabilidade magnética de um material ferromagnético. Isto pode ser conseguido como mostrado na Fig. 4(a). A permeabilidade relativa de um material é a tangente à curva $B \times H$ num determinado ponto, o que faz com que nos pontos P_1 e P_2 a permeabilidade magnética μ seja máxima e mínima, respectivamente. A Fig.4(b) mostra o que acontece com o campo magnético nas vizinhanças desse material. Quando a permeabilidade é alta ($\mu \gg \mu_0$) o campo magnético é drenado para dentro do material; quando μ é baixa ($\mu \approx \mu_0$), o campo é expelido do material. Se esse núcleo é envolto com uma bobina, uma variação

de fluxo vai acontecer sobre esta sempre que o campo é expelido ou absorvido. De acordo com a lei de Faraday, um voltímetro ligado aos terminais dessa bobina vai registrar uma voltagem ε sempre que isso acontecer (Fig. 4(b)). Esse dispositivo pode ser usado para medir campos estáticos ou de baixas frequências, quando estas são comparadas à frequência de modulação da permeabilidade magnética, com grande sensibilidade, visto que o campo magnético pode ser chaveado com uma frequência bem mais alta que aquela do sinal que se quer medir. Esse dispositivo é chamado Magnetômetro de Fluxo Saturado ou “Fluxgate” - o nome em inglês parece refletir melhor o que acontece com o campo em estudo: tudo se passa como se uma porta abrisse e fechasse a passagem do fluxo magnético [2]. A Fig. 4(c) ilustra um análogo mecânico desse instrumento, em que um campo magnético homogêneo é chaveado por um disco com diferentes permeabilidades magnéticas.

Os Dispositivos Supercondutores de Interferência Quântica ou SQUIDS são os dispositivos para medida de fluxo magnético mais sensíveis que existem. Tais sensores encontram amplas aplicações na Física, desde experimentos para detectar ondas gravitacionais até a construção de picovoltímetros. Baseados em princípios da supercondutividade, os SQUIDS possuem resposta em frequência praticamente plana na faixa de interesse para medidas biomagnéticas e podem medir campos de intensidade da ordem de fT. O efeito fundamental que permitiu a construção desses dispositivos é conhecido como Efeito Josephson, que é o tunelamento de uma corrente supercondutora (supercorrente) através de uma barreira isolante. Antes de Brian Josephson (Prêmio Nobel de Física de 1973) desenvolver a sua teoria, acreditava-se que se um material supercondutor fosse interrompido por uma barreira isolante, o estado supercondutor seria destruído pela perda de energia através da barreira resistiva. O que Josephson mostrou é que se a barreira for suficientemente delgada, a supercorrente poderá tunelar até um valor crítico (I_c) e haverá uma mudança de fase na equação de onda que representa essa corrente. Uma propriedade interessante é que essa diferença de fase depende de uma grandeza física conhecida como *momentum* generalizado e, conseqüentemente, do potencial vetor. Logo, se campos magnéticos estiverem presentes, poderão afetar a fase da função de onda da supercorrente. Para correntes maiores que I_c , a junção se comporta como um elemento resistivo e uma voltagem aparece através da junção [3], [4].

A Fig. 5(a) ilustra um SQUID conhecido como DC, pois o mesmo é polarizado com uma corrente DC. Nesse dispositivo engenhosamente se combinam duas correntes que percorrem diferentes caminhos cada um com uma junção formando um anel. Se um campo magnético for aplicado a esse anel, a fase da função associada à corrente irá mudar e um fenômeno de interferência entre as correntes que percorrem os diferen-

tes ramos irá acontecer, semelhante ao que ocorre com a luz quando percorre diferentes caminhos óticos. Na Fig. 5(b), o padrão de interferência de uma supercorrente é dado pela equação: $\phi = n\phi_0$, onde ϕ_0 é um quantum de fluxo e vale $2,07 \cdot 10^{-15}$ Wb. Já no fenômeno ótico, essa periodicidade é igual a meio comprimento de onda.

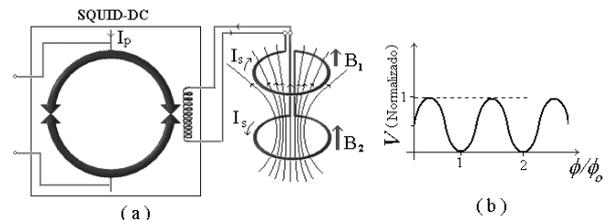


Figura 5. (a) Princípio de funcionamento do SQUID DC (b) Voltagem medida nos terminais à direita em função do fluxo magnético presente na junção.

Existe também outro tipo de SQUID conhecido como SQUID-RF, o qual utiliza um campo magnético de radiofrequência (tipicamente na faixa de MHz) como polarização de um anel supercondutor que possui uma única junção Josephson. Neste caso, o campo que se pretende medir é adicionado ao campo produzido pela corrente de polarização que é da ordem de I_c , de modo que a junção é levada a passar pela região dissipativa absorvendo energia. Esta absorção é medida através de um circuito sintonizado de alto Q e está relacionada com o campo que foi aplicado nas bobinas detectoras. A Fig. 6 ilustra esse dispositivo, que é também conhecido como um amplificador paramétrico, porque a detecção do campo magnético pode ser vista como devida à variação de um dos parâmetros de um circuito sintonizado, mais precisamente da indutância do anel.

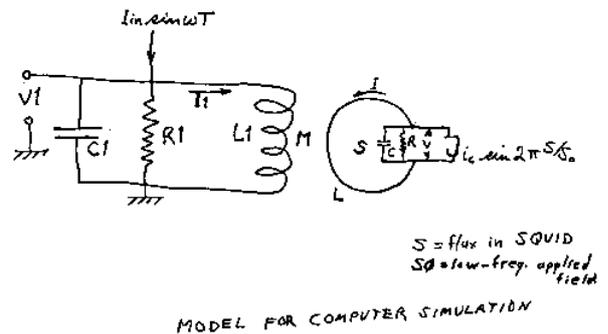


Figura 6. Representação esquemática de uma SQUID RF manuscrito pelo Professor James Edward Zimmerman[†] (co-inventor do SQUID) durante sua visita ao DFM-FFCLRP em 1992.

Um sério problema aparece quando se consegue construir um dispositivo para medir campos tão sensíveis, visto que os campos magnéticos presentes no ambiente são pelo menos de mil a um milhão de vezes mais intensos que os campos que esses detectores podem resolver. Onde instalar um detector desse tipo? A resposta trivial a essa questão é a construção de uma

câmara magneticamente blindada, na qual se utilizam materiais de alta condutividade elétrica ou alta permeabilidade magnética, ou uma combinação de ambos os materiais [5]. O grande inconveniente desse método é o alto custo, porém o seu uso é inevitável quando se utilizam sistemas contendo vários detectores. Outra solução engenhosa é a construção de um dispositivo conhecido como gradiômetro [6]. A Fig.7(a) mostra como uma única espira detecta todos os campos magnéticos presentes no espaço. Já um arranjo de duas espiras orientadas em sentido contrário (Fig. 7(b)) irá cancelar campos constantes ao longo da direção z e detectar somente campos que variam ao longo de z . O arranjo da Fig. 7(c) mostra dois arranjos da Fig. 7(b) combinados em oposição. Neste último arranjo, até mesmo a componente do campo que varia linearmente com a distância será cancelada. Esses conjuntos de espiras recebem o nome de gradiômetros de ordem zero (ou magnetômetros), de primeira e segunda ordem, respectivamente. Tais nomes advêm do fato de que numa expansão em série de potências do campo magnético de uma fonte, o primeiro termo (constante) e depois o segundo termo (primeira derivada) são cancelados.

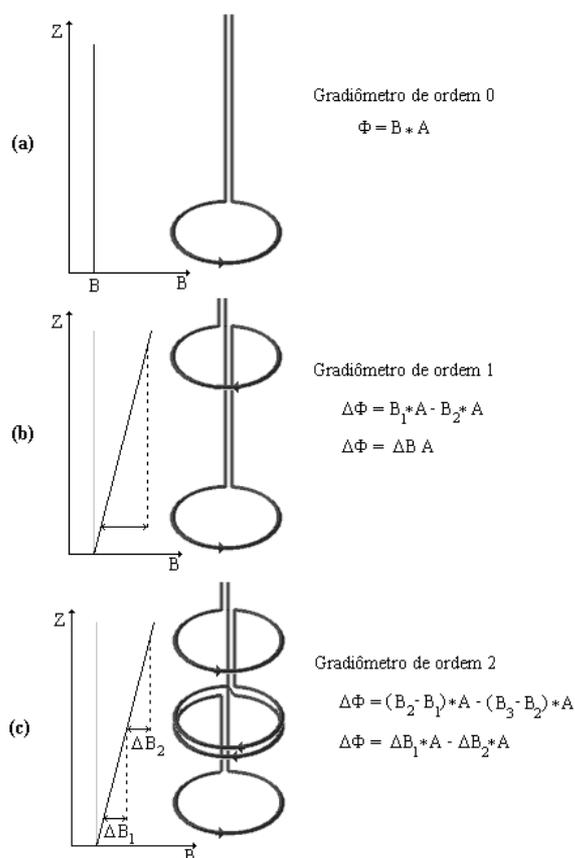


Figura 7. (a) Conjunto de gradiômetros de ordem zero, (b) ordem 1 e (c) ordem 2. Os gráficos à esquerda dos gradiômetros ilustram um campo homogêneo e outro variando linearmente com a distância. As equações à direita mostram o fluxo resultante destes campos sobre o gradiômetro. Pode-se visualizar que campos homogêneos e que variam linearmente com a distância são cancelados em um gradiômetro de segunda ordem.

Gradiômetros conectados a SQUIDS são conhecidos na literatura como biogradiômetros, podendo ter somente um detector, biogradiômetros monocanais, ou vários, então denominado biogradiômetros multicanais. Atualmente, já existem biogradiômetros multicanais com 122 canais e já se projetam sistemas com 500 canais para a medida do vetor campo magnético, capazes de cobrir toda a cabeça e realizar uma imagem instantânea dos campos magnéticos produzidos pela atividade cerebral.

A alta sensibilidade dos SQUIDS tem um preço: para manter o material supercondutor, é necessário inserir todo o sistema de detecção em um criostato contendo hélio líquido. Hoje, SQUIDS em uso na área de Biomagnetismo são produzidos em Nióbio (metal com extensas reservas no Brasil) ou ligas Nióbio-Titânio, materiais de baixa temperatura crítica que trabalham conservados imersos em hélio líquido. O custo do hélio no Brasil e razões de conservação levam a que se estabeleça junto desses sistemas uma estação para reciclagem do hélio que evapora. Num futuro próximo, para algumas aplicações, essa desvantagem poderá ser superada com a fabricação de SQUIDS com os novos materiais supercondutores de alta temperatura crítica e que podem funcionar no nitrogênio líquido, simplificando e barateando a operação de um laboratório de biomagnetismo.

Outro problema com os criostatos para uso com hélio líquido é que estes têm uma parede espessa, para melhor isolar a troca de calor com o meio externo, deixando o detector distante da região que se quer estudar, levando então a uma atenuação do campo medido devido a esse distanciamento.

Outros sensores que vêm sendo aplicados em estudos nessa área são os sensores magneto-resistivos (MR). Com o descobrimento do fenômeno da magneto-resistência gigante em 1988, foi dado um grande impulso ao desenvolvimento de sensores magnéticos baseados neste princípio de funcionamento, devido principalmente a seus enormes potenciais de aplicações.

Baseados na influência do campo magnético sobre a resistividade de um material, os sensores magneto-resistivos podem alcançar sensibilidade de alguns centésimos de microtesla.

O princípio de funcionamento dos sensores MR é baseado na mudança da resistividade de um material ferromagnético quando energizado por uma corrente (I) na presença de um campo magnético (H). O efeito da magneto-resistência foi observado pela primeira vez em materiais dispostos em multicamadas de Fe-Cr, onde as camadas de Fe estavam numa configuração antiferromagnética. A aplicação de um campo magnético externo intenso mudava a configuração das camadas de Fe a serem acopladas ferromagneticamente, com uma mudança também na resistência elétrica do material, a qual é reduzida consideravelmente.

Na ausência de campo magnético, o elemento MR tem um vetor de magnetização interno paralelo ao fluxo de corrente. Se um campo magnético externo for então

aplicado paralelamente ao plano do elemento magneto-resistivo e perpendicularmente ao fluxo de corrente, o vetor de magnetização interno ao elemento magneto-resistivo girará de um ângulo α [7]. Como resultado, a resistência R do elemento magneto-resistivo mudará em função deste ângulo, ou seja:

$$R = R_o + \Delta R_o \cos^2(\alpha) \quad (1)$$

onde R_o e ΔR_o são parâmetros do material [8]. O princípio básico de operação de um sensor MR é mostrado na Fig. 8.

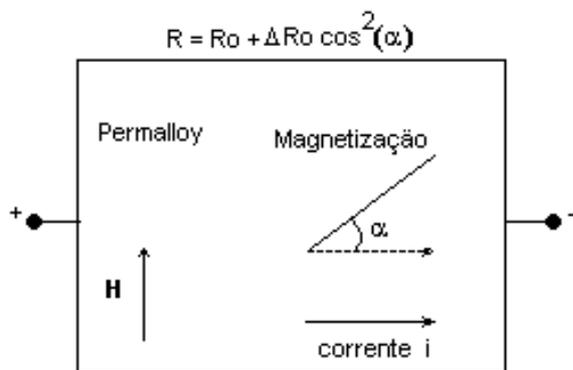


Figura 8. Esquemática do efeito magneto-resistivo em permalloy. O vetor de magnetização inicialmente paralelo ao fluxo de corrente gira quando um campo magnético externo é aplicado.

Visto que a relação resistência/campo magnético não é linear, um elemento MR simples não pode ser usado para medir campos magnéticos lineares. Esse problema tem sido resolvido incorporando-se películas de material condutor ao elemento magneto-resistivo (permalloy), num ângulo de 45° (ver Fig. 9), ou usando uma configuração de ponte de Wheatstone.

Três critérios básicos são considerados para os bons materiais magneto-resistivos: 1- Efeito magneto-resistivo elevado, que resulta em um alto sinal; 2- Resistência específica elevada, para alcançar um alto valor da resistência em uma área pequena; 3- Baixa anisotropia.

Os materiais mais usados como elemento MR são os que apresentam ligas binárias e/ou ternárias de Ni, Fe e Co, como por exemplo: NiFe (86:14), NiCo (50:50), NiCo (70:30), CoFeB (72:8:20), dos quais o primeiro é o mais comum.

Os sensores magneto-resistivos possuem alta sensibilidade, baixo *offset*, ampla faixa de operação em frequência e temperatura, baixo consumo de energia e tamanho pequeno, além de apresentar boa estabilidade térmica. São apropriados para medir campos magnéticos fracos (como o campo magnético terrestre) ou campos produzidos por correntes muito pequenas e ideais na medição de deslocamentos lineares e angulares. Outras aplicações possíveis incluem medidas de velocidade angular e de corrente. Pela sua versatilidade

e alta sensibilidade, além do baixo custo, seu emprego tem sido popularizado na indústria automobilística moderna.

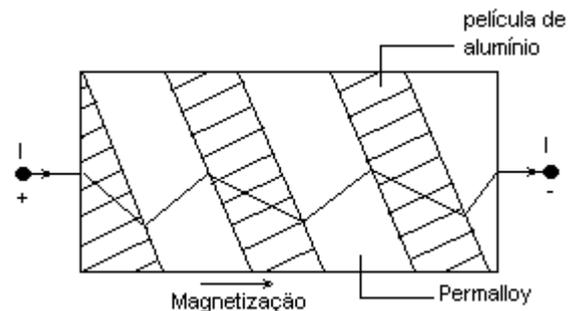


Figura 9. Linearização do efeito magneto-resistivo através da inserção de um material condutor (alumínio).

Como dissemos no início deste artigo, os campos magnéticos em sistemas biológicos têm origem nas correntes iônicas que fluem devido à despolarização de células, nas substâncias paramagnéticas que constituem naturalmente os sistemas vivos e nas substâncias ferromagnéticas que são utilizadas como marcadores magnéticos ou que contaminam estes sistemas [9]. A seguir discutiremos algumas aplicações biomagnéticas que envolvem estes casos.

III Neuromagnetismo

Uma das áreas mais interessantes da pesquisa atual é a do estudo do cérebro. Constituído por células chamadas neurônios, o cérebro humano ainda mantém guardada uma grande parte dos seus mistérios. Questões fundamentais como quais os processos envolvidos no pensamento, na emoção ainda não foram respondidas e, aparentemente, temos um longo caminho a percorrer. A contribuição mais recente da Física para propor teorias de funcionamento do cérebro é o conceito de redes neurais que simulam, através de computadores, como um arranjo de neurônios pode realizar uma tarefa de decisão, cálculo e lógica, dentre outras. Na tentativa de desvendar algumas dessas questões, várias técnicas experimentais têm sido empregadas. Antigamente, a única via de acesso às informações cerebrais era direta, através da implantação de eletrodos na sua superfície. Felizmente, o avanço tecnológico possibilitou o aparecimento de várias técnicas alternativas. Dentre elas, vale destacar a Eletroencefalografia (EEG), a medicina nuclear através da Tomografia por Emissão de Positrons (PET) e Tomografia por emissão de único fóton (SPECT), a Magnetoencefalografia (MEG) [10] e mais recentemente a Imagem Funcional por Ressonância Magnética (fMRI). Todas essas técnicas apresentam uma série de vantagens e desvantagens, sendo

uma tendência atual a combinação de várias modalidades, formando o que é conhecido por “imagens multimodais”.

Conforme o próprio nome indica, a Magnetoencefalografia (MEG) refere-se ao estudo dos campos magnéticos produzidos pelo cérebro. Mas quem produz esse campo? A atividade neuronal é caracterizada pela passagem de corrente elétrica ao longo da sua estrutura, corrente essa responsável pelo aparecimento de um campo magnético. O sinal magnético produzido por um único neurônio não é suficientemente intenso para ser captado pelos sensores magnéticos existentes. É necessário que aproximadamente 10.000 neurônios sejam ativados ao mesmo tempo para termos um campo magnético detectável. Assim, essa atividade pode ser medida por um conjunto de sensores (SQUIDS) localizados na superfície craniana, para localização e determinação da intensidade das fontes que a estão produzindo.

O sinal detectado por esses sensores pode ser resultado de uma resposta evocada (estimulação visual por exemplo), de atividade espontânea (oscilações Alfa, Teta, Delta, etc), ou de atividade epiléptica. A localização precisa dessas fontes, bem como a estimativa de seus padrões, é de muita utilidade na aplicação clínica (mapeamento pré-cirúrgico) e em pesquisas básicas em neurociência.

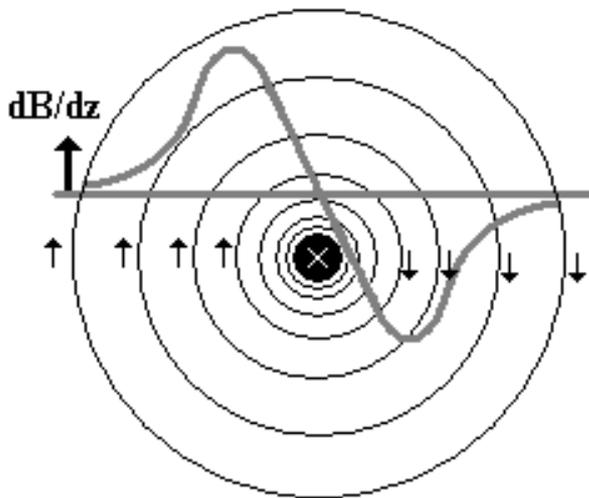


Figura 10. Sinal detectado na componente vertical (Z) do campo magnético, indicado pelas setas verticais, de acordo com a regra da mão direita, por um sensor localizado exatamente acima da fonte de corrente (linha espessa). Note que essa componente é nula quando o sensor é posicionado exatamente sobre a fonte.

Detectar o sinal magnético é apenas parte do problema de localizar as suas fontes. A Fig. 10 mostra a intensidade do sinal detectado por um sensor localizado exatamente acima da fonte de corrente, a qual está entrando perpendicularmente ao plano da página. A partir dos padrões característicos observados nos si-

nais magnéticos detectados simultaneamente e em diferentes regiões, podemos localizar com boa precisão e com erro da ordem de milímetros, as regiões cerebrais envolvidas.

A determinação das características das fontes de correntes a partir da obtenção dos sinais magnéticos é conhecida por “problema inverso” e a sua solução depende, fundamentalmente, de como um campo magnético é gerado a partir de uma fonte conhecida [11]. A atividade neuronal elétrica é modelada por um “dipolo de corrente”, definido como um vetor expresso pela relação [12]:

$$\vec{Q} = i \cdot d\vec{s} \quad (2)$$

onde i é a corrente que atravessa o neurônio e $|ds|$ o seu comprimento.

De acordo com a lei de Biot-Savart, o campo magnético gerado em um ponto p por um elemento de corrente ds é:

$$d\vec{B} = \frac{\mu_0 \cdot i}{4\pi r^3} d\vec{s} \times \vec{r} \quad (3)$$

aqui \vec{r} é o vetor que vai do elemento de corrente ao ponto onde o campo é calculado.

Assim, baseado na equação acima, o campo magnético gerado por um neurônio em um ponto p do espaço é:

$$d\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi r^3} \vec{Q} \times \vec{r} \quad (4)$$

Como podemos observar pela equação acima, várias são as configurações de corrente que podem gerar um mesmo padrão de campo magnético. Assim, pois, dada uma configuração genérica, o “problema inverso” não tem solução única. A primeira aproximação que fazemos é a de que o cérebro consiste de um volume condutor esfericamente simétrico, em cujo interior há uma fonte de corrente. A segunda aproximação é a de que a atividade elétrica é gerada por uma única fonte de corrente, espacialmente delimitada através de informações adicionais.

A resolução do problema inverso consiste em estimar a localização e intensidade do dipolo de corrente, no interior de uma esfera, a partir dos valores dos campos magnéticos medidos. A maneira mais simples de se resolver esse problema seria através de tentativa e erro. Então, dado um valor de dipolo e sua orientação, calcularíamos o campo magnético produzido. Essa tarefa, apesar de funcionar, exige um tempo computacional muito grande. A alternativa é a utilização do método de “mínimos quadrados” e outros métodos similares de análise numérica.

Apesar da sua simplicidade e do fato de termos que assumir uma série de hipóteses irrealistas, como forçar uma simetria esférica para o cérebro, a estimativa desses dipolos é bastante precisa em vários casos.

A seguir, vemos um exemplo do mapeamento do córtex somatossensorial. A Fig. 11(a) corresponde ao

padrão de sinal magnético medido com um sistema multicanal (Magnes II da empresa Biomagnetic Technologies Inc San Diego, USA). Uma maneira alternativa de observarmos esses padrões é através de um mapa de contorno dos campos magnéticos (Fig. 11(b)). As regiões mais escuras representam regiões de campos positivos e as mais claras são as regiões onde o campo magnético tem valores negativos. Finalmente, através da resolução do problema inverso, descrito acima, obtemos as regiões do córtex que são ativadas quando o voluntário recebe um estímulo sensitivo - neste caso, uma leve pressão no dedo indicador da mão direita. A Fig. 12 representa três planos anatômicos (Axial, Coronal e Sagital) da localização da atividade cortical feita a partir de um exame de MEG, onde podemos observar a posição das regiões ativadas pelas aglomerações de dipolos, representadas pelo símbolo \blacklozenge superposto à imagem de ressonância magnética, representando um aglomerado de dipolos em uma mesma região. Entretanto, aparecem duas regiões, a mais escura representa a maior concentração de dipolos e portanto a região mais provável de sua localização. O símbolo mais claro está relacionado a outra região de menor probabilidade, não correlacionada com o estímulo aplicado.

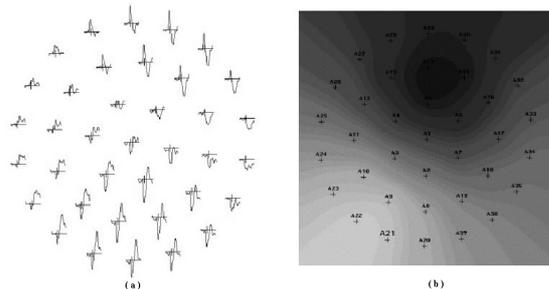


Figura 11. (a) Padrão de sinal magnético e (b) mapa de contorno dos campos magnéticos medidos com um sistema de vários sensores, multicanal, Magnes II da empresa BTi. Notar a inversão de polaridade do sinal para o sensor localizado em diferentes lados da fonte e pontos onde o sinal é praticamente nulo. Essas informações permitem localizar o dipolo de corrente.



Figura 12. Planos anatômicos da localização da atividade cortical produzida através de um estímulo gerado por uma leve pressão no dedo indicador da mão direita de um voluntário.

O análogo elétrico da MEG é o conhecido Eletroencefalograma (EEG). Os dois são as únicas técnicas capazes de medir a atividade elétrica cerebral utilizando meios diretos. As outras técnicas citadas anteriormente fazem uso de meios indiretos, como a medida de fluxo sanguíneo. A maior vantagem da MEG refere-se ao seu

poder de localização das fontes, bastante restrito no caso do EEG, bem como a sua capacidade de detectar sinais cerebrais que durem menos que 0,1s.

Atualmente, a MEG é utilizada rotineiramente em algumas instituições como uma ferramenta clínica, em especial no mapeamento pré-cirúrgico e na detecção de focos epiléticos. Além disso, utilizando-se da altíssima resolução temporal dessa técnica e da sua total não-invasividade, vários grupos de pesquisa têm estudado inúmeros processos cognitivos, bem como a caracterização de anormalidades dos sinais magnéticos cerebrais envolvidos em uma série de patologias.

As informações até agora obtidas pelos métodos presentes permitem descortinar imensos campos de aplicação para a pesquisa interdisciplinar no entendimento do funcionamento do cérebro.

IV Cardiomagnetismo

Dentro das aplicações do biomagnetismo, o coração tem sido o segundo órgão mais importante, em virtude da grande incidência de doenças cardíacas e das possibilidades de intervenção. Por esse motivo, um método simples, rápido e não-invasivo é necessário para investigação das patologias em seus estágios iniciais de desenvolvimento [13]. Com o uso de sensores magnéticos sensíveis como o SQUID, é possível registrar o campo magnético gerado pela atividade elétrica do coração humano. Essa técnica é denominada de magnetocardiografia (MCG) e apresenta o mesmo potencial de diagnóstico da eletrocardiografia (ECG). Acredita-se que, com essa nova técnica magnética, será possível localizar fontes de atividade elétrica anormal no coração sem a fixação de dispositivos na pele do paciente ou mesmo no órgão. Conforme foi discutido anteriormente, a localização dessas fontes de atividade depende da solução do chamado “problema inverso”, ou seja, encontrar as fontes de campos magnéticos a partir da medição dos mesmos. O avanço das pesquisas nesse sentido capacitará a MCG a definir áreas danificadas com grande precisão, orientando a cirurgia de forma não-invasiva. Uma importante aplicação dessa técnica biomagnética é o estudo do batimento cardíaco de fetos, denominado de Magnetocardiograma fetal (MCGf). Esta técnica apresenta grandes vantagens comparadas ao eletrocardiograma fetal devido ao fato de os sinais obtidos por eletrodos sofrerem muita interferência do coração da mãe, o sinal elétrico ter uma baixa relação sinal/ruído e no fim da gestação a pele do feto é envolvida pelo vernix caseoso, uma substância que atua como isolante elétrico. A MCGf apresenta uma boa relação sinal/ruído durante toda a gestação e ótima definição da forma de onda, o que a torna excelente para acompanhar a atividade cardíaca de fetos [14].

Para melhor entendermos o comportamento do campo magnético gerado no coração, veremos a seguir

uma breve descrição do modelo elétrico usado. Nas medidas eletrocardiográficas, despreza-se a condutividade do torso e considera-se que as células do miocárdio estão equidistantes dos eletrodos usados. Para um única célula com origem num meio de condução homogêneo, o potencial num ponto exterior é definido como sendo igual a

$$v = \frac{\vec{p} \cdot \vec{r}}{4\pi\sigma_o r^3} \quad (5)$$

onde p é denominado vetor atividade elétrica ou vetor força elétrica, como muitos fisiologistas o denominam, e aponta na direção de propagação da onda de despolarização de um ponto x_1 a um ponto x_2 (Fig. 13). O vetor r é o vetor que liga a célula até o ponto de observação e é diferente para cada célula. A magnitude desse vetor p é:

$$p = \pi a^2 \sigma_C [v_C(x_1) - v_C(x_2)] \quad (6)$$

Para compreendermos melhor o significado físico do vetor p , recordemos que um dipolo de corrente pode ser descrito usando-se a lei de Biot-Savart (equação 3). Considerando que o interior da célula obedece à lei de Ohm e tem uma condutividade σ_C , a corrente sobre a mesma é proporcional ao gradiente de potencial [16], ou seja,

$$i_C = \pi a^2 \sigma_C \frac{\partial v_C}{\partial x} \quad (7)$$

se integramos esta equação em x , obtemos imediatamente a expressão 6 que, por ter dimensões de corrente multiplicada por distância e ser semelhante à de um dipolo elétrico, poderíamos chamar o vetor p de momento de dipolo de corrente.

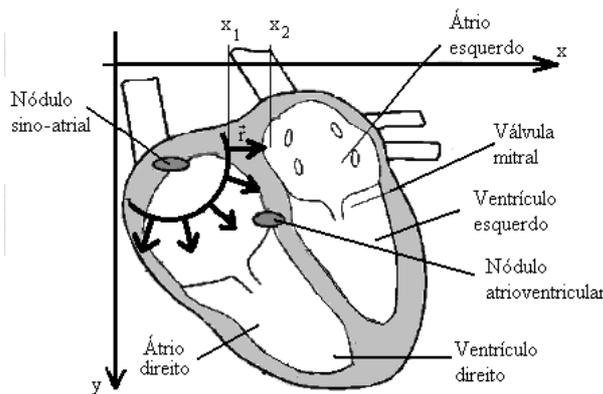


Figura 13. Diagrama simplificado do coração com as principais características anatômicas. Despolarização do átrio a partir do nódulo sino-atrial. As setas indicam os vetores de despolarização propagando-se nas diversas direções.

No miocárdio, cada célula se polariza e despolariza durante o ciclo cardíaco e o vetor atividade elétrica total, em qualquer instante, é a soma dos vetores para todas as células no coração, quando estas estão sendo despolarizadas. Inicialmente, todas as células estão completamente polarizadas e não existe um momento de

dipolo resultante. As células começam a se despolarizar através de um estímulo elétrico no nódulo sino-atrial (nódulo SA), que fica localizado no átrio direito, e a onda de despolarização se propaga concentricamente por todo o átrio (Fig. 13) [15], [16]. Os vetores das células que estão se despolarizando constituem uma onda progressiva que se move através do coração, podendo ser captada por eletrodos cutâneos dando origem a um traçado com tensões e campos magnéticos variáveis.

No ponto de observação, o potencial pode ser calculado usando-se a equação 5 para cada célula. A onda de despolarização viaja primeiro sobre o átrio dando origem à onda P e, quando este está completamente despolarizado, não existe nenhum vetor atividade elétrica devido a uma pausa necessária para a passagem de sangue através das válvulas atrioventriculares (AV). Depois que o sinal atinge o nódulo AV, a despolarização dispersa-se rapidamente sobre o sistema de condução nas paredes internas dos ventrículos e atravessa o miocárdio de cada ventrículo até a parede externa, dando origem a uma onda de despolarização dos ventrículos que é conhecida como complexo QRS. A repolarização ventricular dá surgimento à onda T. A trajetória da ponta do vetor atividade elétrica total durante o ciclo cardíaco normal é mostrada na Fig. 14(a). O eixo-x aponta para a esquerda do paciente, o eixo-y na direção dos pés e o eixo-z das costas para a frente.

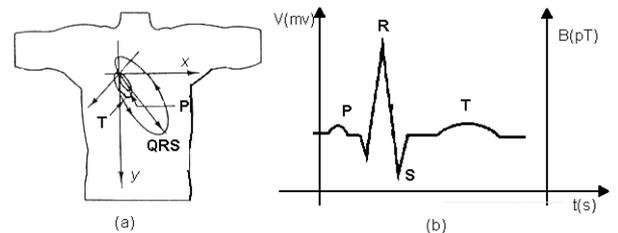


Figura 14. (a) Trajetórias do vetor atividade elétrica total durante o ciclo cardíaco e (b) ondas P, QRS e T representando dois ciclos do coração. Essas ondas, devido à despolarização e repolarização dos átrios e ventrículos, estão relacionadas a orientação do vetor atividade elétrica total. A forma do sinal é a mesma no ECG (V em mv) e no MCG (B em pT).

A Fig. 14(b) mostra um ciclo das ondas P, QRS e T, como é visto num ECG.

No MCG medimos o campo magnético gerado por estas ondas de despolarização e repolarização. Podemos obter matematicamente este campo magnético substituindo a equação 11 na equação 3 e considerando que o seguimento ds está na direção dx , o campo magnético num plano xy aponta na direção z e tem magnitude igual a

$$B_z = -\frac{\mu_o a^2 \sigma_C y_o}{4} \int \frac{[\partial v_C / \partial x] dx}{[(x_o - x)^2 + y_o^2]^{3/2}} \quad (8)$$

sendo $r = \{(x_o - x)^2 + y_o^2\}^{1/2}$.

A despolarização ocupa uma região pequena, da ordem de um milímetro, ao longo da célula. Portanto, como as medidas são feitas externamente ao torso, ou seja, numa distância muito maior do que a região de despolarização, o denominador no integrando da última expressão pode, no entanto, ser retirado com boa aproximação. Se a despolarização se dá na origem, então a expressão para B_z fica igual a

$$B_z = -\frac{\mu_o a^2 \sigma_C y_o [v_C(x_2) - v_C(x_1)]}{4 [x_o^2 + y_o^2]^{3/2}} \quad (9)$$

substituindo a equação 6 na equação 9, temos

$$B_z = \frac{\mu_o}{4\pi} \frac{p y_o}{[x_o^2 + y_o^2]^{3/2}} \quad (10)$$

Como o valor de B nas expressões acima está sendo representado no plano xy , então tem-se que $p.y_o = p.r.\text{sen}(\theta) = |p \times r|$, ou seja, a direção de B é consistente com o produto vetorial. Portanto, para uma única célula, o campo magnético pode ser representado por

$$\vec{B} = \frac{\mu_o}{4\pi} \frac{\vec{p} \times \vec{r}}{r^3} \quad (11)$$

Os sinais do coração adulto (da ordem de picotesla) são relativamente intensos comparados à sensibilidade dos sensores SQUIDS e fáceis de se medirem [17]. Campos magnéticos do coração de fetos são mais fracos e, sobretudo devido ao seu pequeno volume e distanciamento dos sensores, sua medida exige sistemas de ótima relação sinal/ruído. Essas medidas também sofrem interferência em virtude dos movimentos da mãe (principalmente da respiração), do feto e do próprio sinal cardíaco da mãe.

O uso da MCGf para a detecção de anomalias congênitas apresenta-se como uma técnica eficaz pois, com o avanço dos procedimentos cirúrgicos, existe a possibilidade na intervenção da doença até mesmo antes do nascimento do feto.

Mesmo com todo esse potencial e os vários avanços obtidos por diversos grupos que têm pesquisado sinais magnéticos e suas relações com as arritmias cardíacas, tais técnicas de MCG e MCGf ainda não são empregadas devido a questões sociais e econômicas. Para a Medicina, no entanto, a importância e vantagens da medida do sinal magnético produzido pela atividade elétrica do coração estão comprovadas.

V Biosusceptibilidade do Fígado

Os tecidos biológicos, em sua maioria, têm uma susceptibilidade magnética muito próxima à da água, ou seja, são compostos por moléculas diamagnéticas. Só alguns

poucos órgãos como o fígado, o baço e o coração apresentam propriedades paramagnéticas por causa da presença de compostos de ferritina em seus tecidos. Existem, no entanto, situações de anomalias clínicas, como a hemocromatose e as anemias hemolíticas, em que a quantidade de átomos de ferro presentes nesses tecidos é alterada.

Dentre esses órgãos, o fígado tem sido o mais estudado em virtude de seu volume e quantidade total de Fe^{3+} serem expressivos. Quando em seu estado normal, o fígado possui concentrações de Fe^{3+} que variam entre 0,1 - 0,5 mg/g de tecido. Quando com sobrecarga, essa concentração de Fe^{3+} pode alcançar até 50 mg/g de tecido. A susceptibilidade magnética do volume hepático ($\chi_{fíg}$) é linearmente proporcional à concentração de átomos de Fe^{3+} presentes [18]. Portanto, uma medida não-invasiva da susceptibilidade magnética na região do fígado pode ser utilizada para quantificar a concentração de Fe^{3+} nele presente, [19], [20], [21]. Esse método susceptométrico consiste na medida da magnetização gerada por uma amostra que está sendo magnetizada por um campo externo. No caso de amostras biológicas, esta magnetização é da ordem de 1 milhão de vezes menor que o campo aplicado. Portanto, essa medida tem sido feita usando-se biogradiômetros DC ou AC, arranjos de modo que o campo aplicado seja parcialmente cancelado pelo gradiômetro. Outra técnica biomagnética, também já proposta, para quantificar ferro no fígado humano com concentrações inferiores a 5 mg Fe^{3+} /g tecido, consiste no uso de medidas dos tempos de relaxação de prótons ($T1$ e $T2$), através de Imagens por Ressonância Magnética Nuclear [22], [23].

Numa escala atômica, podemos observar que o caráter magnético dos materiais está relacionado com o movimento dos elétrons em torno do núcleo e do seu próprio eixo. Esses anéis de correntes são tão pequenos que podem ser considerados como dipolos magnéticos. Devido à orientação aleatória dos átomos, o campo resultante desses dipolos é nulo. No entanto, quando um campo magnético externo é aplicado sobre o material, ocorre um alinhamento desses dipolos magnéticos e ele torna-se magneticamente polarizado ou magnetizado. Diferente da polarização elétrica, que está sempre na mesma direção do campo, materiais biológicos adquirem uma magnetização paralela (paramagnéticos) ou antiparalela (diamagnéticos) ao campo aplicado.

A polarização magnética de um material é representada por um vetor magnetização \vec{M} , definido como momento de dipolo magnético por unidade de volume, ou seja,

$$\vec{M} = \lim_{\Delta v \rightarrow 0} \frac{1}{\Delta v} \sum_C \vec{m}(\vec{r}_C) \quad (12)$$

em que $\vec{m}(\vec{r}_C)$ é o momento de dipolo magnético da molécula na posição r_C no elemento de volume Δv . Em

materiais diamagnéticos e paramagnéticos, a magnetização é mantida pelo campo aplicado mas, quando este é removido, a magnetização também desaparece. Para materiais denominados isotrópicos, a sua magnetização é proporcional ao campo magnético aplicado ,

$$\vec{M} = \chi_m \vec{H} \quad (13)$$

sendo χ_m a suscetibilidade magnética volumétrica do material e tem um valor muito pequeno ($|\chi_m| \ll 1$). Essa é uma grandeza adimensional, sendo positiva para os materiais paramagnéticos e negativa para os diamagnéticos. É comum encontrarmos, também listadas em tabelas, a suscetibilidade mássica e a suscetibilidade molar, as quais são definidas por

$$\begin{cases} \chi_{m,massa} = \frac{\chi_m}{d} \\ \chi_{m,molar} = \frac{\chi_m \cdot A}{d} \end{cases} \quad (14)$$

onde d é a densidade do material e A é o peso molecular.

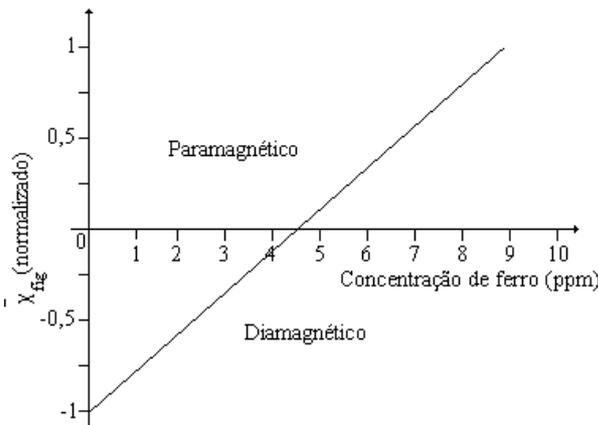


Figura 15. Suscetibilidade magnética do fígado em função da concentração de átomos de ferro III (Fe^{3+}). Com o aumento da concentração de ferro o tecido passa de diamagnético a paramagnético.

Uma boa aproximação para se determinar a suscetibilidade magnética do fígado é supor que esse órgão é composto de apenas duas substâncias (tecido e ferritina) e que as moléculas de ferritina estão distribuídas homogeneamente sobre todo o seu volume. Dessa forma, a suscetibilidade total do fígado pode ser descrita como sendo a soma das suscetibilidades multiplicadas pelas respectivas concentrações de cada material, ou seja,

$$\chi_{fig} = c_{tec} \chi_{tec} + c_{fe} \chi_{fe} \quad (15)$$

aqui c_{tec} e χ_{tec} são, respectivamente, a concentração e a susceptibilidade do tecido hepático, c_{fe} e χ_{fe} são a concentração e a suscetibilidade da ferritina. Uma ilustração gráfica do comportamento da suscetibilidade magnética do fígado em função da concentração de

átomos de ferro III (Fe^{3+}) é apresentada na Fig. 15. A partir de um certo valor dessa concentração, o sinal passa a ter um comportamento paramagnético.

A massa total do tecido hepático é muito maior que a massa de ferro presente em todo o volume hepático e sua concentração pode ser aproximada pela unidade. Considerando-se também que a maioria dos tecidos humanos (inclusive o tecido hepático) tem uma suscetibilidade magnética muito próxima à da água ($\chi_{H_2O} = -9.10^{-6}$ SI), podemos, então, reescrever a equação acima como sendo igual a:

$$\chi_{fig} = \chi_{H_2O} + c_{fe} \chi_{fe} \quad (16)$$

Para reduzir as interferências dos materiais vizinhos ao fígado (ar, tecidos, gorduras, etc) nas medidas susceptométricas, uma bolsa com água é acoplada entre o sensor e o voluntário. O sensor fica totalmente envolvido pela água e tecidos, de forma que somente a ferritina diferencia-se de sua vizinhança. Com esse método, além de remover o volume de ar próximo do sensor, a contribuição dos tecidos pode ser desprezível visto que sua suscetibilidade é próxima à da água. Sendo assim, apenas a ferritina presente no fígado irá contribuir na medida.

O valor da suscetibilidade magnética do volume hepático é obtido indiretamente, relacionando-se o sinal medido (ΔV) com o fluxo magnético que o material em estudo produz sobre as bobinas do sensor, ou seja,

$$\Delta V = C \frac{\Delta \chi_{fe}}{\mu_0} \int_{V_{ol. fig}} \vec{B}_{ap}(\vec{r}) \cdot \frac{\vec{B}_r(\vec{r})}{I_r} dr^3 \quad (17)$$

onde $\Delta \chi_{fe}$ é a suscetibilidade volumétrica da ferritina presente no fígado, \vec{B}_{ap} é o campo magnético aplicado, \vec{B}_r e I_r são o campo magnético e a corrente recíprocos no gradiômetro e C representa o fator de calibração ($\Delta \phi / \Delta V$) do SQUID. A integral é feita sobre todo o volume estimado para o fígado.

A Fig. 16 apresenta um aparato simplificado de um sistema susceptométrico desenvolvido para avaliar ferro no fígado humano.

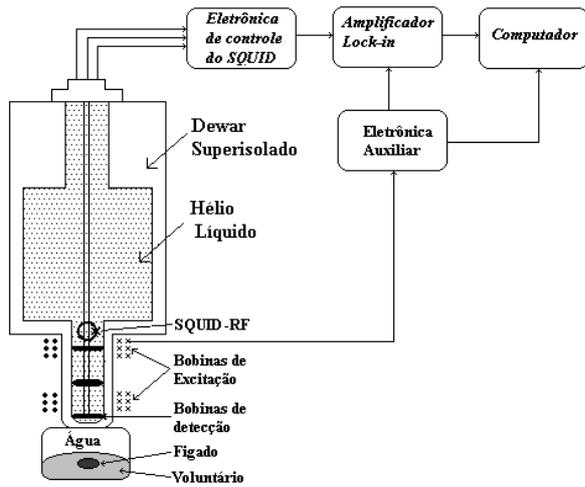


Figura 16. Esquema simplificado do sistema susceptométrico para quantificar ferro no fígado humano.

VI Gastroenterologia

O estômago desempenha um importante papel no sistema digestivo. A sua função é basicamente de armazenamento, mistura e trituração do alimento. A trituração alimentar no estômago é feita através da contração dos músculos da parede estomacal. A contração muscular está associada com a troca de íons entre os meios intra e extracelulares. Havendo troca de íons, há movimento de cargas e por sua vez corrente elétrica. Em geral, as células musculares apresentam uma diferença de potencial de repouso entre os meios intra e extracelulares. O fluxo de íons irá alterar (despolarizar) o potencial de repouso e poderá produzir contrações. Existe no estômago uma despolarização a cada 20 segundos, aproximadamente, associada ou não à contração muscular. Porém, quando há contração, a região contraída do músculo se propaga pelo estômago junto com o potencial de ação, ou seja, em fase. Existe um interesse atual de médicos, físicos e engenheiros na análise dos potenciais elétricos gerados pelo estômago e encontrados na parede abdominal, técnica conhecida como Eletrogastrografia-EGG. O objetivo dessas pesquisas é tornar a EGG tão útil a diagnósticos quanto a Eletrocardiografia-ECG. Como esses potenciais de ação geram campos magnéticos, é possível também detectá-los. Portanto, tem-se também estudado a Magnetogastrografia-MGG utilizando-se detectores SQUIDS [24]. O uso da MGG, devido às suas características, pode vir a oferecer mais informações sobre a atividade do estômago do que a EGG. Isso pelo fato de que a EGG fornece informação da atividade elétrica gástrica como um todo e com a MGG pode-se detectar o campo magnético de uma dada região. O avanço das pesquisas na área de biomagnetismo pode ainda tornar possível localizar no espaço as fontes de corrente através da detecção do campo magnético por

elas gerado.

O campo magnético gerado pela atividade elétrica do estômago pode ser modelado representando-se a propagação do potencial de ação através de um anel de despolarização, de espessura δ , percorrendo as paredes do estômago. Nesse anel há uma densidade superficial de corrente J_s , gerando uma corrente $I = 2\pi a \delta J_s$, em que a é o raio do anel de despolarização, ou seja, o raio do estômago na região despolarizada. O estômago é representado como um cone curvo [25], conforme mostra a Fig. 17.

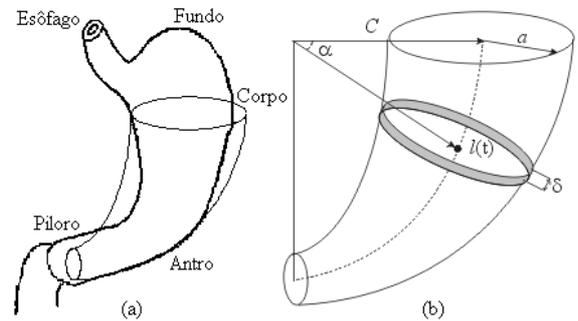


Figura 17. (a) Desenho de um estômago com a parte eletricamente ativa sendo representada por um cone curvo, e (b) Cone representando a parte ativa do estômago, mostrando um anel de despolarização se movendo em direção ao piloro.

Utilizando a lei Bio-Savart, chegamos à seguinte expressão para o campo magnético em um ponto P a uma distância R do centro do anel de despolarização.

$$B = \frac{\mu_o I \delta}{4\pi R^2} \frac{1}{\left[1 - \left(\frac{a}{R}\right)^2\right]} \quad (18)$$

Utilizando o conceito de dipolo de corrente, definido como sendo o produto da corrente pelo seu comprimento, ou seja $Q = I \delta$ [26], a equação 18 pode ser assim reescrita:

$$B = \frac{\mu_o}{4\pi R^2} \frac{Q}{\left[1 - \left(\frac{a}{R}\right)^2\right]} \quad (19)$$

Como o campo de um dipolo de corrente é dado por [27].

$$B = \frac{Q \mu_o}{4\pi R^2} \quad (20)$$

comparando a equação 19 com a 20, observamos que elas são idênticas, exceto pelo termo

$$\frac{1}{\left[1 - \left(\frac{a}{R}\right)^2\right]} \quad (21)$$

Podemos, então, definir aqui um dipolo de corrente equivalente para o anel de despolarização como sendo:

$$Q^* = \frac{Q}{\left[1 - \left(\frac{a}{R}\right)^2\right]} \quad (22)$$

logo, a equação 19 torna-se

$$B = \frac{Q^* \mu_o}{4\pi R^2} \quad (23)$$

O campo magnético de um dipolo de corrente num plano no eixo z a uma distância d do dipolo pode ser facilmente calculado através da expressão:

$$B_z = \frac{Q \mu_o}{4\pi d^2} \frac{x_d}{(1 + x_d^2 + y_d^2)^{3/2}} \quad (24)$$

onde x_d e y_d são normalizados por d . Substituindo agora Q por Q^* e R^2 por $d^2 (1 + x_d^2 + y_d^2)$, obtemos a seguinte expressão para B_z

$$B_z = \frac{Q^* \mu_o}{4\pi d^2} \left[\frac{1}{1 - \frac{a^2}{d^2(1+x_d^2+y_d^2)}} \right] \frac{x_d}{(1 + x_d^2 + y_d^2)^{3/2}} \quad (25)$$

Utilizando-se dados anatômicos e medidas independentes, obtém-se o campo magnético na direção vertical (B_z), mostrado na Fig. 18, para um sistema de SQUIDS de sete canais. Esse resultado tem boa correspondência com os sinais experimentais adquiridos.

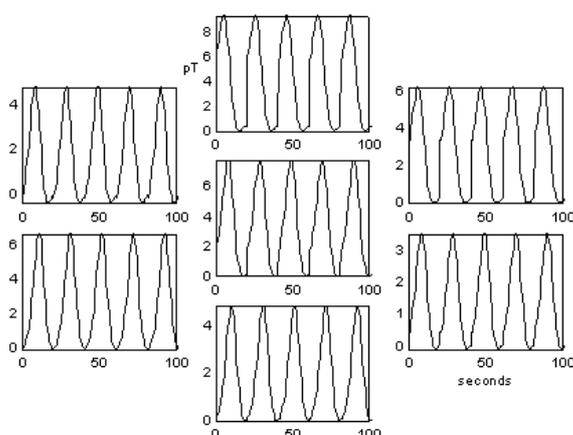


Figura 18. Resultado da simulação da detecção do MGG por um sistema de SQUIDS composto de sete gradiômetros de segunda ordem.

Outras aplicações do biomagnetismo para o estudo do sistema gastrointestinal são:

(a) tempo de trânsito faringiano [28], tempo de trânsito esofágico [29] e tempo de trânsito orocecal [30]. Esses estudos são realizados por um biosusceptômetro. A técnica de medida dos diversos tempos de trânsito consiste em localizar pontos anatômicos, específicos para cada caso, para o posicionamento dos sensores, em geral dois; é solicitado ao voluntário/paciente que ingira uma refeição de prova contendo material com alta suscetibilidade magnética, em pequenas quantidades, determinando o tempo de passagem entre os sensores.

(b) contratibilidade estomacal [31], [32]. Essa técnica consiste na ingestão de um alimento-teste com

pequena quantidade de material de magnetização remanente intensa, magnetização do material no estômago e leitura desta magnetização em função do tempo com um sensor de campo magnético, no caso um fluxgate ou um biosusceptômetro.

VII Perspectivas Futuras

Conforme foi apresentado nas seções anteriores, as pesquisas na área biomagnética têm explorado diversos estudos de campo magnético gerado no próprio corpo ou por marcadores (ou traçadores) presentes no mesmo de forma não-invasiva. Acreditamos que no futuro essas medidas biomagnéticas possam vir a ser usadas para diagnósticos mais precisos, facilitando o auxílio a tratamentos e identificações (pré-cirúrgicas) de áreas afetadas em diferentes órgãos do corpo. Estudos dessa natureza já estão sendo feitos em grandes centros de pesquisas distribuídos em várias partes do mundo e os estudos já realizados em neuromagnetismo, por exemplo, já têm colaborado imensamente na descrição fisiológica do cérebro, ajudando na compreensão de seu funcionamento. O mapeamento do campo magnético, gerado pelos impulsos elétricos nos neurônios, poderá ajudar a descrever onde e quando certas informações estão sendo processadas no interior do cérebro. Essas informações são de extrema importância para a neurociência, pois ajudará a entender certas patologias e a formular novas terapias.

Tanto em cardiomagnetismo quanto em neuromagnetismo, o uso de sensores sofisticados bem como de modelos computacionais avançados para resolução do chamado “problema inverso” é parâmetro crucial para o aperfeiçoamento dessa tecnologia. Com o avanço nas descobertas de técnicas que permitem medir campos magnéticos cada vez mais intensos e com a elaboração de modelos computacionais cada vez mais precisos, as aplicações biomagnéticas estão se tornando mais realistas. Na área de gastroenterologia, os estudos de motilidade gastrointestinal têm se mostrado de grande valia e uma alternativa atraente quando comparados com os métodos atuais que são invasivos e desconfortáveis. Medidas da susceptometria magnética em órgãos como o fígado permitirão uma “biópsia magnética” sem os riscos atualmente existentes para a determinação da concentração de ferro. Cremos, também, que os marcadores magnéticos que hoje são utilizados de forma bastante rudimentar poderão ser aperfeiçoados e serem tão úteis quanto os marcadores radioativos, porém sem as implicações associadas à radiação ionizante. Finalizando, é comum vermos em filmes de ficção um médico que se aproxima de um leito, toca o paciente com um aparelho semelhante à uma calculadora de bolso e fornece, imediatamente, o diagnóstico. Obviamente esse aparelho ainda não existe, mas, se um dia chegar a existir, certamente será baseado em alguma medida

magnética, pois que outro campo conhecido atravessa o corpo humano sem ser alterado?

Referências

- [1] G. M. Baule and R. McFee, Detection of the Magnetic Field of the Heart, *Am. Heart J* **66**, 95 (1963).
- [2] P. L. Sousa, A. A. O. Carneiro, O. Baffa, Magnetômetro de Fluxo Saturado (Fluxgate) com Alta Sensibilidade para Aplicações em Biomagnetismo, *Revista de Física Aplicada e Instrumentação*, **12**, 37 (1997).
- [3] P. Tipler, *Ótica e Física Moderna*, ed. Guanabara, **4**, 328 (1995).
- [4] J. C. Gallop, *The Jopsephson Effects and Superconducting Eletronics*, Adam Hilger ed., New York, 1991.
- [5] S. J. Williamson, G. L. Romani, L. Kaufaman e I. Modena, *Biomagnetism an Interdisciplinary Approach*, ed. Plenum Press, New York, 1983.
- [6] A. C. Bruno, P. C. Ribeiro, J. P. Weid, *Journal Applied Physics*, **59**, 2584 (1986).
- [7] Sensor Bulletin NVE, The GMR Specialists Nonvolatile Electronics, Inc., 1997.
- [8] Magnetic Field Sensors, Philips Semiconductors Data Handbook SC17.
- [9] D. B. Araújo, A. A. O. Carneiro, E. R. Moraes, O. Baffa, Biomagnetismo - Nova Interface entre a Física e a Biologia, *Revista Ciência Hoje*, **26**, 24 (1999).
- [10] M. Hamalainen, R. Hari, R.J. Ilmoniemi, J. Knuutila, O.V. Lounasmaa, Magnetoencephalography - Theory, Instrumentation, and Applications to Noninvasive Studies of the Working Human Brain, *Reviews Of Modern Physics* **65**, 413 (1993).
- [11] Jukka Sarvas, Basic Mathematical and Electromagnetic concepts of the Biomagnetic Inverse Problem, *Physics in Medicine and Biology*. **32**, 11 (1987).
- [12] R. J. Ilmoniemi, Models of source currents in the brain, *Brain Topography*, **1.5** , 331 (1993).
- [13] W. Moshage, S. Achenbach, A. Weikl, K. Göhl, K. Abraham-Fuchs, S. Schneider and K. Bachamann, Progress in Biomagnetic Imaging of Heart Arrhythmias - *Frontiers in European Radiology*, Eds. Baert/Heuck - Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 8: 1991.
- [14] O. Baffa, R. T. Wakai, P. L. Souza, and R. M. M. Verzola, Fetal Heart rate monitoring by Magntocardiograms, *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, **28**, 1333 (1995).
- [15] M. D. Dale Dubin, Interpretação Rápida do ECG. Sexta edição, **7**, 20 (1992).
- [16] R. K. Hobbie, *Intermediate Physics for Medicine and Biology*, AIP Press, New York, 210 - 280, 1997.
- [17] J. C. Mosher and E. R. Flynn, A. Quinn, A. Weir, and U. Shahani, R.J.P. Bain, P. Maas, and G.B. Donaldson, Fetal magnetocardiography: Methods for rapid data reduction. *Rev. Sci. Instrum.* **68** (3): 1587 - 1595, 1997.
- [18] A.A.O. Carneiro, D.B. Araujo, E. R. Moraes, O. Baffa, Superconducting Susceptometer with a Hgomogeneous Magnetizing Field. *Medical & Biological Engineering & Computing*, **37**, 42-43, Supplement 2, part I, 1999.
- [19] G. M. Brittenham, A. R. Cohen, C. E. McLaren, M. B. Martin, P. M. Griffith, A. W. Nienhuis, N. S. Young, C. J. Allen, D. E. Farrell, J. W. Harris, Hepatic Iron Stores and Plasma Ferritin Concentration in Patients With Sickle Cell Anemia and Thalassemia Major. *American Journal of Hematology*, **42**, 81 (1993).
- [20] C. M. Bastuscheck, S. J. Williamson, Technique for measuring the AC susceptibility of portions of the human body or other large objetct, *Journal Applied Physics*. **58**, 3896 (1985).
- [21] R. Fischer, A. Piga, V. Deis, C. Magnano, R. Galanello, M. Capra, F. Di gregorio, C. Politis, G. M. Brittnham, P. Tödury, R. Engelhardt, F. Longo , P. Nielsen, M. Dürken, E. E. Gabbe, () Large-Scale Study in Thalassemia Using Biomagnetic Liver Susceptometry. *Biomag98: (Proceedings of the 11th Interncional Conference in Biomanetism)*, 1102 - 1105, 1998.
- [22] O. Baffa, A. Tannus, M. A. Zago, M. S. Figueiredo, H. C. Panepucci, Changes in NMR Relaxation Times of Iron Overloaded Mouse Tissue. *Bulletin Magnétic Resonance* **8**, 69 (1986).
- [23] R. M. Dixon, P. Styles, F. N. Al-Refaire, G. J. Kemp, S. M. Donohue, B. Wonke, A. V. Hoffbrand, G. K. Radda, B. Rajagoplan, Assesment of Hepatic Iron Overload in Talassemic Patients by Magnetic Resonance Spectroscopy, *Hepatology* **19**, 904 (1994).
- [24] E. R. Moraes, Construção e Aplicações de um Biogradiômetro Monocanal com um SQUID D.C., Dissertação de Mestrado, Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 1996.
- [25] E. R. Moraes e O. Baffa, Modeling of the Magnetogastrogram, *Recent Advances in Biomagnetism*, Proceedings of the 11 th International conference on Biomagnetism, Tohoku University Press, Sendai - Japão,1999.
- [26] R. K. Hobbie, *Intermediate Physics for Medicine and Biology*, AIP Press, New York, 1997.
- [27] S. N. Ern e, H. D. Hahlbohm e H. L ubbig, *Biomagnetism: Proceedins of the Third International Workshop on Biomagnetism*, Walter de Gruyter, Berlin, New York, 1980.
- [28] C. A. Miquelim, Contribui o ao Estudo da Faringe Normal por Dois M etodos Funcionais, Disserta o de Mestrado, Faculdade de Filosofia Ci ncias e Letras de Ribeir o Preto, Universidade de S o Paulo, 1997.
- [29] N. A. Daghasanli, F. J. H. N. Braga, R, B, Oliveira and O, Baffa, Oesophageal transit time evaluated by a biomagn etic method, *Physiol. Meas.* **19**, 413 (1998).
- [30] R. B. Oliveira, O. Baffa, L. E. A. Troncon, J. R. A. Miranda and C. R. Cambrea, Evaluation of a biomagnetic technique for measurement of orececal transit time, *European Journal Gastroenterology & Hepatology* **8**, 491 (1996).

- [31] A. A. Carneiro, O. Baffa, R. B. Oliveira, Study of Stomach Motility Using Magnetic Tracers, *Physics in Medicine and Biology*, **44**, 1691 (1999).
- [32] J. R. A. Miranda, R. B. Oliveira, P. L. Sousa, F. J. H. Braga and O. Baffa, A novel biomagnetic method to study gastric antral contractions, *Physics in Medicine and Biology*, **42**, 1791 (1997).